



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA
DE AGUASCALIENTES**

DOCTORADO EN CIENCIAS APLICADAS Y TECNOLOGÍA

**ESTIMACIÓN DE DISTRIBUCIONES TÉRMICAS ASOCIADAS A
ETAPAS INICIALES DE LESIONES EN MAMA MEDIANTE
ULTRASONIDO**

**TESIS QUE PRESENTA M. EN C. RUTH VALERIA ACERO MENDOZA PARA
OBTENER EL GRADO DE DOCTORA EN CIENCIAS APLICADAS Y
TECNOLOGÍA EN LA LÍNEA DE ELECTRÓNICA**

TUTORA DRA. IVONNE BAZÁN TRUJILLO

ASESORES

DR. ALFREDO RAMÍREZ GARCÍA

DRA. MARIANA ALFARO GÓMEZ

AGUASCALIENTES, AGS. JUNIO 2025

**CARTA DE VOTO APROBATORIO
INDIVIDUAL**

**MTRO. EN C. JORGE MARTÍN ALFÉREZ CHÁVEZ
DECANO (A) DEL CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS**

PRESENTE

Por medio del presente como **TUTORA** designada de la estudiante **RUTH VALERIA ACERO MENDOZA** con ID 196037 quien realizó la tesis titulada: **ESTIMACIÓN DE DISTRIBUCIONES TÉRMICAS ASOCIADAS A ETAPAS INICIALES DE LESIONES EN MAMA MEDIANTE ULTRASONIDO**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que ella pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

ATENTAMENTE

"Se Lumen Proferre"

Aguascalientes, Ags., a 13 de junio de 2025.


Dra. Ivonne Bazán Trujillo
Tutora de tesis

c.c.p.- Interesado
c.c.p.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado

Elaborado por: Depto. Apoyo al Posgrado
Revisado por: Depto. Control Escolar/Depto. Gestión de Calidad
Aprobado por: Depto. Control Escolar/ Depto. Apoyo al Posgrado

Código: DO-SEI-FQ-07
Actualización: 03
Emisión: 17/05/19

**CARTA DE VOTO APROBATORIO
INDIVIDUAL**

**MTRO. EN C. JORGE MARTÍN ALFÉREZ CHÁVEZ
DECANO (A) DEL CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS**

PRESENTE

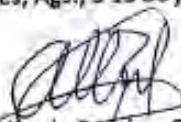
Por medio del presente como **ASESOR** designado de la estudiante **RUTH VALERIA ACERO MENDOZA** con ID 196037 quien realizó la tesis titulada: **ESTIMACIÓN DE DISTRIBUCIONES TÉRMICAS ASOCIADAS A ETAPAS INICIALES DE LESIONES EN MAMA MEDIANTE ULTRASONIDO**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que ella pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

ATENTAMENTE

"Se Lumen Proferre"

Aguascalientes, Ags., a 13 de junio de 2025.


Dr. Alfredo Ramírez García
Asesor de tesis

c.c.p.- Interesado

c.c.p.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado

Elaborado por: Depto. Apoyo al Posgrado.
Revisado por: Depto. Control Escolar/Depto. Gestión de Calidad.
Aprobado por: Depto. Control Escolar/ Depto. Apoyo al Posgrado.

Código: DO-SE-FD-07
Actualización: 01
Emisión: 17/05/23

**CARTA DE VOTO APROBATORIO
INDIVIDUAL**

**MTRO. EN C. JORGE MARTÍN ALFÉREZ CHÁVEZ
DECANO (A) DEL CENTRO DE CIENCIAS BÁSICAS**

PRESENTE

Por medio del presente como **ASESORA** designada de la estudiante **RUTH VALERIA ACERO MENDOZA** con ID 196037 quien realizó la tesis titulada: **ESTIMACIÓN DE DISTRIBUCIONES TÉRMICAS ASOCIADAS A ETAPAS INICIALES DE LESIONES EN MAMA MEDIANTE ULTRASONIDO**, un trabajo propio, innovador, relevante e inédito y con fundamento en el Artículo 175, Apartado II del Reglamento General de Docencia doy mi consentimiento de que la versión final del documento ha sido revisada y las correcciones se han incorporado apropiadamente, por lo que me permito emitir el **VOTO APROBATORIO**, para que ella pueda proceder a imprimirla así como continuar con el procedimiento administrativo para la obtención del grado.

Pongo lo anterior a su digna consideración y sin otro particular por el momento, me permito enviarle un cordial saludo.

ATENTAMENTE
"Se Lumen Proferre"

Aguascalientes, Ags., a 13 de junio de 2025.


Dra. Mariana Alfaro Gómez
Asesora de tesis

C.C.P.- Interesado
C.C.P.- Secretaría Técnica del Programa de Posgrado

DICTAMEN DE LIBERACIÓN ACADÉMICA PARA INICIAR LOS TRÁMITES DEL
EXAMEN DE GRADO

Fecha de dictaminación dd/mm/aaaa: 13 de junio de 2025

NOMBRE: Ruth Valeria Acero Mendoza ID 216571

PROGRAMA: Doctorado en Ciencias Aplicadas y Tecnología LGAC (del posgrado): Electrónica

TIPO DE TRABAJO: (X) Tesis () Trabajo Práctico

TÍTULO: ESTIMACIÓN DE DISTRIBUCIONES TÉRMICAS ASOCIADAS A ETAPAS INICIALES DE LESIONES EN MAMA MEDIANTE ULTRASONIDO

IMPACTO SOCIAL (señalar el impacto logrado):

Este trabajo de tesis está orientado a la investigación de nuevas técnicas de termometría basadas en ultrasonido para el mapeo térmico del interior de un tejido biológico (o un simuladores de tejido biológico). Los resultados obtenidos son fundamentos para continuar con este campo de investigación con el objetivo de desarrollar una herramienta efectiva y viable para ser aplicada en el diagnóstico de enfermedades.

INDICAR SI NO N.A. (NO APLICA) SEGÚN CORRESPONDA:

Elementos para la revisión académica del trabajo de tesis o trabajo práctico:	
SI	El trabajo es congruente con las LGAC del programa de posgrado
SI	La problemática fue abordada desde un enfoque multidisciplinario
SI	Existe coherencia, continuidad y orden lógico del tema central con cada apartado
SI	Los resultados del trabajo dan respuesta a las preguntas de investigación o a la problemática que aborda
SI	Los resultados presentados en el trabajo son de gran relevancia científica, tecnológica o profesional según el área
SI	El trabajo demuestra más de una aportación original al conocimiento de su área
SI	Las aportaciones responden a los problemas prioritarios del país
N.A.	Generó transferencia del conocimiento o tecnológica
SI	Cumple con la ética para la investigación (reporte de la herramienta antiplagio)
El egresado cumple con la siguiente:	
SI	Cumple con lo señalado por el Reglamento General de Docencia
SI	Cumple con los requisitos señalados en el plan de estudios (créditos curriculares, optativos, actividades complementarias, estancia, predoctoral, etc)
SI	Cuenta con los votos aprobatorios del comité tutorial, en caso de los posgrados profesionales si tiene solo tutor podrá liberar solo el tutor
N.A.	Cuenta con la carta de satisfacción del Usuario
SI	Coincide con el título y objetivo registrado
SI	Tiene congruencia con cuerpos académicos
SI	Tiene el CVU del Conacyt actualizado
SI	Tiene el artículo aceptado o publicado y cumple con los requisitos Institucionales (en caso que proceda)
En caso de Tesis por artículos científicos publicados	
N.A.	Aceptación o Publicación de los artículos según el nivel del programa
N.A.	El estudiante es el primer autor
N.A.	El autor de correspondencia es el Tutor del Núcleo Académico Básico
N.A.	En los artículos se ven reflejados los objetivos de la tesis, ya que son producto de este trabajo de investigación.
N.A.	Los artículos integran los capítulos de la tesis y se presentan en el idioma en que fueron publicados
N.A.	La aceptación o publicación de los artículos en revistas Indexadas de alto impacto

Con base a estos criterios, se autoriza se continúen con los trámites de titulación y programación del examen de grado:

SI X
No

FIRMAS

Elaboró:

* NOMBRE Y FIRMA DEL CONSEJERO SEGÚN LA LGAC DE ADESCRIPCION:

Dr. Eduardo Rubio Cerda

NOMBRE Y FIRMA DEL SECRETARIO TÉCNICO:

Dr. Francisco Javier Álvarez Rodríguez

* En caso de conflicto de intereses, firmará un revisor miembro del NAB de la LGAC correspondiente distinto al tutor o miembro del comité tutorial, asignado por el Decano

Revisó:

NOMBRE Y FIRMA DEL SECRETARIO DE INVESTIGACIÓN Y POSGRADO:

Dr. Alejandro Padilla Díaz

Autorizó:

NOMBRE Y FIRMA DEL DECAÑO:

Mtro. en C. Jorge Martín Alferez Chávez

Nota: procede el trámite para el Depto. de Apoyo al Posgrado

En cumplimiento con el Art. 105C del Reglamento General de Docencia que a la letra señala entre las funciones del Consejo Académico; ... Cuidar la eficiencia terminal del programa de posgrado y el Art. 105F las funciones del Secretario Técnico, llevar el seguimiento de los alumnos.

Agradecimientos

Agradezco profundamente a la Universidad Autónoma de Aguascalientes por abrirme las puertas, brindarme su respaldo institucional y facilitar cada etapa del desarrollo de esta tesis. A la Universitat Politècnica de València por haberme recibido durante mi estancia doctoral. A SECIHTI (No. Beca: 792702), gracias por el apoyo económico que hizo posible continuar con este camino académico.

A la Dra. Ivonne Bazán Trujillo, mi más sincero agradecimiento por su guía, por su confianza, por cada palabra de aliento y por el tiempo que dedicó a acompañarme en este proceso. Gracias por enseñarme tanto, dentro y fuera del aula. Al Dr. Alfredo Ramírez García, gracias por estar presente en los momentos clave de este proyecto, por sus consejos y apoyo constante. A la Dra. Mariana Alfaro Gómez, gracias por su cercanía, por sus aportaciones y por acompañarme con generosidad a lo largo del doctorado. Al Dr. Miguel Ángel Rodríguez Hernández, por su apoyo y colaboración durante la estancia en la Universitat Politècnica de València, Valencia, España. A todo el profesorado del programa DCAT, gracias por compartir su conocimiento, exigencia y vocación de enseñanza.

A mi familia, gracias por ser mi refugio, mi fuerza y mi motivo. Por cada gesto de amor, por su paciencia inquebrantable y por creer en mí aun cuando yo dudaba. A mis amigos, compañeros de laboratorio y colegas, gracias por caminar conmigo este trayecto, por sus palabras, su compañía y su apoyo en los momentos difíciles.

A todos quienes dejaron huella en este recorrido, a quienes están hoy y a quienes se adelantaron en el camino, los llevo siempre en mi corazón.

Dedicatoria

A mi madre, por ser mi fuerza inquebrantable y por impulsarme, siempre, a seguir mis sueños. Gracias por creer en mí incluso cuando yo dudaba.

A mi padre, porque, aunque no esté aquí físicamente, su presencia me acompaña cada día. Sus consejos, su voz y su amor viven en mi corazón y en cada paso que doy.

A mis hermanos, Ezequiel y Minerva, por caminar conmigo, por su cariño incondicional y por ser parte esencial de este recorrido.

A Tanya, Daniela y Marisol, por su amistad, su apoyo y su presencia sincera en cada etapa de este proceso.

A mis amigos Edison, Javier, Joaquín y a todos mis amigos extranjeros, por mostrarme Valencia con el corazón, por las risas compartidas y por hacer de mi estancia académica una experiencia entrañable.

A Aime, por su amor generoso, su empatía infinita y su paciencia en los momentos que más la necesité.

A mis compañeros de laboratorio Raquel, Alexey, Becky, Frida, Liliana, Ilse, por el trabajo en equipo, las conversaciones y el compañerismo que hicieron más ligeros los días intensos.

A Dani, Lara, Alex, e Isaac, por su amistad genuina y los momentos compartidos que llenaron de alegría y significado esta etapa.

Y muy especialmente, a la Dra. Ivonne, por todo su apoyo, por su guía paciente y por cada enseñanza compartida con generosidad y compromiso. Gracias por estar ahí, por enseñarme a crecer con firmeza y con pasión por la ciencia.

TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS

Contenido

Resumen	9
Abstract	10
1. Antecedentes	11
2. Objetivos	14
2.1 Objetivo general	14
2.2 Objetivos específicos	14
3. Hipótesis	15
4. Preguntas de Investigación	16
5. Marco teórico	17
5.1 Anatomía de la mama	17
5.2 Fenómeno de la angiogénesis y elevaciones de temperatura en mama	18
5.3 Estadificación TNM para el cáncer de mama	19
5.4 Termometría Ultrasónica	21
5.5 Phantoms de mama	28
5.6 Modelos computacionales de mama	30
6. Metodología	34
6.1 Desarrollo de Phantoms de mama	34
6.1.1 Phantom de capas individuales: Grasa, glándula y tumor	35
6.1.2 Phantom bicapa y tricapa	38
6.1.3 Phantom tricapa con punto de calor inmerso	41
6.1.4 Densidad de los phantom	44
6.2 Protocolo de Adquisición de señales Ultrasónicas	45
6.3 Puesta a punto del sistema de inspección Ultrasónica	48
6.3.1 Tina Termostática	48
6.3.2 Pulser Ultrasónico	48
6.3.3 Transductor Ultrasónico	49
6.3.4 Osciloscopio Digital	50
6.3.5 Termopares tipo K y Termómetro Digital	51
6.4 Análisis y Procesamiento de Señales	51
6.4.1 Etapa de Acondicionamiento	51
6.4.2 Método de Correlación Cruzada para la estimación de SOS	51

6.4.3 Método de Cambio de Fase para la estimación de SOS	56
6.5 Validación Computacional	59
6.5.1 Modelo 2D de biocalentamiento	60
6.5.2 Modelo 2D de propagación acústica	62
6.5.3 Configuración Experimental vs Simulada caso Tumoral	64
7.Resultados	72
7.1 Resultados del desarrollo de Phantoms de mama	72
7.1.1 Resultados de Elaboración de Phantom	72
7.1.2 Resultados de Adquisición de Señales	73
7.2 Resultados del Análisis y Procesamiento de Señales	76
7.2.1 Resultados del cálculo de SOS mediante correlación	76
7.2.2 Resultados de Correlación: Caso Sano	80
7.2.3 Resultados de correlación: Caso Tumoral	84
7.2.4 Resultados de Cambio de Fase: Caso Sano	88
7.2.5 Resultados de Cambio de Fase: Caso Tumoral	97
7.3 Resultados de Validación Computacional	106
7.3.1 Resultados Validación Computacional Unicapa	106
7.3.2 Resultados Validación Computacional Tricapa	108
7.4 Resultados de phantom con punto de calor	114
7.4.1 Regresiones de primer y segundo grado para estimar la velocidad y temperatura en grasa, phantom de glándula y phantom de tumor	114
7.4.2 Evaluación de Caso A	120
7.4.3 Evaluación de Caso B	121
7.4.4 Evaluación de Caso C	122
7.4.5 Evaluación de Caso D	122
8.Discusiones	124
9.Conclusiones	126
10. Bibliografía	127
Anexo A: Evidencia de Artículos derivados del trabajo Doctoral	137

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Dibujo de la anatomía de la mama. _____	17
Figura 2. Diagrama a bloques de la metodología propuesta. _____	34
Figura 3. Diagrama que expone las etapas de elaboración de phantom de mama. _____	35
Figura 4. Dispositivo de sujeción para phantom individual: a) Vista general del montaje dividido en cuadrantes; b) ubicación relativa de sensores y phantoms; c) molde individual del phantom con disco metálico. _____	38
Figura 5. Diagrama del montaje experimental para ambos casos: a) medio de propagación grasa-glándula (caso sano); b) medio de propagación grasa-glándula-tumor (caso tumoral). _____	40
Figura 6. Arreglo de termopares con resistencia de cartucho y controlador. _____	41
Figura 7. Diagrama de conexiones del experimento. _____	42
Figura 8. Gráfica de temperaturas de los termopares y el sensor TP100 a lo largo del tiempo. _____	42
Figura 9. Gráfica que muestra la resta de la temperatura obtenida con el sensor del controlador RTD PT100 menos la temperatura objetivo para observar el error. _____	43
Figura 10. Molde de acrílico para phantom en capas con punto de calor configuración 1. a) Vista lateral (1); b) Vista lateral (2). _____	44
Figura 11. Diagrama de conexiones del sistema de inspección ultrasónica. _____	46
Figura 12. Diagrama de la estructura por capas, configuración experimental y ejemplos de adquisición de señales. _____	47
Figura 13. Gráfica que muestra las señales adquiridas en phantom de grasa individual. a) Adquisición de señal cruda para phantom de grasa; b) señal filtrada eco 1; c) señal filtrada eco 2. _____	52
Figura 14. Gráfica que ilustra el comportamiento de la correlación cruzada: a) representación de ecos adquiridos en un medio graso a dos temperaturas distintas, b) resultado de la correlación entre los ecos correspondientes al medio graso, c) representación de ecos adquiridos en un medio glandular a dos temperaturas diferentes, d) resultado de la correlación entre los ecos correspondientes al medio glandular. _____	53
Figura 15. Diagrama de retardos acumulados para caso sano y caso tumoral. _____	56
Figura 16. Resultados de estudio estacionario de la simulación computacional con diámetro de tumor de 6 mm. a) Patrones de temperatura tumor de 6 mm; b) Contornos isotérmicos con curva de nivel, tumor de 6 mm. _____	62
Figura 17. Configuración a) Experimental, b) Geometría del modelo computacional asociado. _____	65
Figura 18. Pulso Ultrasónico. _____	66
Figura 19. Gráfica de la regresión lineal de la grasa en un rango de 32 a 37°C. _____	66
Figura 20. Gráfica de la regresión lineal de phantom de glándula en un rango de 32 a 37°C. _____	67
Figura 21. Gráfica de la regresión lineal de phantom de tumor en un rango de 32 a 37°C. _____	67
Figura 22. Geometría del modelo computacional. _____	68
Figura 23. Mallado de la geometría. _____	71
Figura 24. Phantoms: a) individuales (grasa, glándula y tumor); b) caso sano; c) caso tumoral; d) caso con punto de calor. _____	73
Figura 25. Puesta a punto del sistema de inspección US para caso individual. _____	74
Figura 26. Puesta a punto del sistema de inspección US para caso sano y caso tumoral. _____	74
Figura 27. Puesta a punto del sistema de inspección US para caso tumoral con punto de calor inmerso. _____	75
Figura 28. Señales ultrasónicas adquiridas en crudo para los cuatro casos experimentales: a) Phantom Individual (tumor); b) Phantom Bicapa; c) Phantom Tricapa; d) Phantom con Punto de Calor. _____	75

Figura 29. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom de glándula: a) velocidad del sonido; y b) retardo temporal promedio (ΔT) en función de la temperatura, con medias de tres experimentos y sus respectivos ajustes lineales.	77
Figura 30. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom de grasa: a) velocidad del sonido; b) retardo temporal promedio (ΔT) en función de la temperatura, con medias de tres experimentos y sus respectivos ajustes lineales.	78
Figura 31. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom de tumor: a) velocidad del sonido; b) retardo temporal promedio (ΔT) en función de la temperatura, con medias de tres experimentos y sus respectivos ajustes lineales.	79
Figura 32. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso sano: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula, con medias del experimento 1 y sus respectivos ajustes lineales.	81
Figura 33. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso sano: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula, con medias del experimento 2 y sus respectivos ajustes lineales.	82
Figura 34. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso sano: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula, con medias del experimento 3 y sus respectivos ajustes lineales.	83
Figura 35. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso tumoral: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula; e) velocidad del sonido del tumor; f) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para tumor, con medias del experimento 1 y sus respectivos ajustes lineales.	85
Figura 36. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso tumoral: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula; e) velocidad del sonido del tumor; f) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para tumor, con medias del experimento 2 y sus respectivos ajustes lineales.	86
Figura 37. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso tumoral: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula; e) velocidad del sonido del tumor; f) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para tumor, con medias del experimento 3 y sus respectivos ajustes lineales.	88
Figura 38. Espectro de frecuencia y fase envuelta para ecos ultrasónicos en phantom bicapa Experimento 1. a) y b) muestran la magnitud espectral obtenida mediante FFT para los ecos 1 y 2 respectivamente; c) y d) presentan la fase envuelta asociada a cada eco, calculada para señales adquiridas entre 32 °C y 36 °C.	89
Figura 39. Variación del cambio de fase a 1 MHz en función de la temperatura, Experimento 1. a) Fase acumulada para la capa de grasa en el phantom bicapa; b) Fase acumulada correspondiente a la capa glandular.	90
Figura 40. Resultados de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) obtenidos mediante el método espectral de cambio de fase a 1 MHz en phantom bicapa, Experimento 1. a) Velocidad del sonido estimada en la capa de	

grasa; b) Retardo temporal puro ΔT_1 correspondiente a la grasa; c) Velocidad del sonido en la capa glandular.	
d) Retardo temporal puro ΔT_2 correspondiente a la glándula.	91
Figura 41. Espectro de frecuencia y fase envuelta para ecos ultrasónicos en phantom bicapa Experimento 2. a) y b) muestran la magnitud espectral obtenida mediante FFT para los ecos 1 y 2 respectivamente. c) y d) presentan la fase envuelta asociada a cada eco, calculada para señales adquiridas entre 32 °C y 36 °C.	92
Figura 42. Variación del cambio de fase a 1 MHz en función de la temperatura, Experimento 2. a) Fase acumulada para la capa de grasa en el phantom bicapa; b) Fase acumulada correspondiente a la capa glandular.	93
Figura 43. Resultados de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) obtenidos mediante el método espectral de cambio de fase a 1 MHz en phantom bicapa, Experimento 2. a) Velocidad del sonido estimada en la capa de grasa; b) Retardo temporal puro ΔT_1 correspondiente a la grasa; c) Velocidad del sonido en la capa glandular. d) Retardo temporal puro ΔT_2 correspondiente a la glándula.	94
Figura 44. Espectro de frecuencia y fase envuelta para ecos ultrasónicos en phantom bicapa Experimento 3. a) y b) muestran la magnitud espectral obtenida mediante FFT para los ecos 1 y 2 respectivamente. c) y d) presentan la fase envuelta asociada a cada eco, calculada para señales adquiridas entre 32 °C y 36 °C.	95
Figura 45. Variación del cambio de fase a 1 MHz en función de la temperatura, Experimento 3. a) Fase acumulada para la capa de grasa en el phantom bicapa; b) Fase acumulada correspondiente a la capa glandular.	96
Figura 46. Resultados de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) obtenidos mediante el método espectral de cambio de fase a 1 MHz en phantom bicapa, Experimento 3. a) Velocidad del sonido estimada en la capa de grasa; b) Retardo temporal puro ΔT_1 correspondiente a la grasa; c) Velocidad del sonido en la capa glandular. d) Retardo temporal puro ΔT_2 correspondiente a la glándula.	96
Figura 47. Espectros de frecuencia y fase para el phantom tricapa (Experimento 1). (a)-(c): Magnitud FFT para ecos 1 (grasa), 2 (glándula) y 3 (tumor); (d)-(f): fase envuelta correspondiente; (g)-(i): fase desenrollada para cada eco, obtenida entre 32 °C y 36 °C.	98
Figura 48. Cambio de fase acumulada a 1 MHz en función de la temperatura (phantom tricapa, Experimento 1). (a) Grasa; (b) Glándula; (c) Tumor.	98
Figura 49. Resultados de velocidad del sonido y ΔT obtenidos mediante el método de cambio de fase para phantom tricapa (Experimento 1). (a) Velocidad en grasa; (b) ΔT en grasa; (c) Velocidad en glándula; (d) ΔT en glándula; (e) Velocidad en tumor; (f) ΔT en tumor.	99
Figura 50. Resultados de Espectro de frecuencia y fase para ecos ultrasónicos en phantom tricapa, experimento 2. (a), (b) y (c) muestran la magnitud espectral (FFT) de los ecos 1, 2 y 3, respectivamente. (d), (e) y (f) presentan la fase enrollada correspondiente a los mismos ecos. Las subgráficas (g), (h) e (i) ilustran la fase desenrollada empleada para calcular la fase diferencial a una frecuencia fija de 1 MHz.	100
Figura 51. Cambio de fase acumulada en función de la temperatura para phantom tricapa, experimento 2. (a) Grasa, (b) Glándula y (c) Tumor, con sus respectivos ajustes lineales a 1 MHz.	101
Figura 52. Estimación de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) mediante cambio de fase a 1 MHz en phantom tricapa, experimento 2. (a), (c) y (e): Velocidad del sonido en grasa, glándula y tumor, respectivamente; (b), (d) y (f): Retardo temporal ΔT correspondiente a cada capa.	102
Figura 53. Resultados de Espectro de frecuencia y fase para ecos ultrasónicos en phantom tricapa, experimento 3. (a), (b) y (c) muestran la magnitud espectral (FFT) de los ecos 1, 2 y 3, respectivamente. (d), (e) y (f) presentan la fase enrollada correspondiente a los mismos ecos. Las subgráficas (g), (h) e (i) ilustran la fase desenrollada empleada para calcular la fase diferencial a una frecuencia fija de 1 MHz.	103

Figura 54. Cambio de fase acumulada en función de la temperatura para phantom tricapa, experimento 3.(a) Grasa, (b) Glándula y (c) Tumor, con sus respectivos ajustes lineales a 1 MHz. _____	104
Figura 55. Estimación de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) mediante cambio de fase a 1 MHz en phantom tricapa, experimento 3. (a), (c) y (e): Velocidad del sonido en grasa, glándula y tumor, respectivamente; (b), (d) y (f): Retardo temporal ΔT correspondiente a cada capa. _____	105
Figura 56. Gráfica de la velocidad del sonido obtenida por correlación para el dominio de la grasa. _____	107
Figura 57. Gráfica de la velocidad del sonido obtenida por correlación para el dominio de la glándula. _____	107
Figura 58. Gráfica de la velocidad del sonido obtenida por correlación para el dominio del tumor. _____	108
Figura 59. Punto de corte en 2D para visualización de señal US resultante. _____	108
Figura 60. Señales experimentales extraídas de phantom caso tumoral. _____	109
Figura 61. Señales simuladas obtenidas de la simulación computacional en COMSOL Multiphysics. _____	110
Figura 62. Señales Eco 1. a) Experimentales, b) Simuladas. _____	110
Figura 63. Señales Eco 2. a) Experimentales, b) Simuladas. _____	111
Figura 64. Señales Eco 3. a) Experimentales, b) Simuladas. _____	111
Figura 65. C(T) para grasa (polinomio de grado 1). _____	114
Figura 66. C(T) para grasa (polinomio de grado 2). _____	115
Figura 67. C(T) para glándula (polinomio de grado 1). _____	115
Figura 68. C(T) para glándula (polinomio de grado 2). _____	116
Figura 69. C(T) para tumor (polinomio de grado 1). _____	116
Figura 70. C(T) para tumor (polinomio de grado 2). _____	117
Figura 71. T(C) para grasa (polinomio de grado 1). _____	118
Figura 72. T(C) para grasa (polinomio de grado 2). _____	118
Figura 73. T(C) para phantom de glándula (polinomio de grado 1). _____	119
Figura 74. T(C) para phantom de glándula (polinomio de grado 2). _____	119
Figura 75. T(C) para phantom de tumor (polinomio de grado 1). _____	120
Figura 76. T(C) para phantom de tumor (polinomio de grado 2). _____	120
Figura 77. Diseño de base de sujeción en SolidWorks. _____	140
Figura 78. Impresión 3D de base de sujeción para phantoms. _____	140
Figura 79. Disco de aluminio. _____	141

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Grado de tumor primario en la estadificación TNM.	20
Tabla 2. Marcador N en la estadificación TNM.	20
Tabla 3. Marcador M en la estadificación TNM.	21
Tabla 4. Estadificación del cáncer de mama.	21
Tabla 5. Resumen de estudios sobre phantoms con propiedades térmicas y acústicas.	29
Tabla 6. Modelos computacionales de mama.	32
Tabla 7. Reactivos para phantom de glándula y tumor.	36
Tabla 8. Características de la Tina Termostática.	48
Tabla 9. Tabla que muestra las características del pulser US.	49
Tabla 10. Tabla que muestra las propiedades del transductor US.	50
Tabla 11. Tabla que muestra las principales características del Osciloscopio Digital.	50
Tabla 12. Parámetros para la simulación computacional de la física de Biocalentamiento.	60
Tabla 13. Propiedades de los materiales.	61
Tabla 14. Tabla que muestra las propiedades del mallado.	61
Tabla 15. Parámetros de Simulación de velocidad acústica en phantom de grasa, glándula y tumor.	63
Tabla 16. Parámetros para el diseño de la función analítica que simula un pulso US.	63
Tabla 17. Parámetros de mallado.	64
Tabla 18. Parámetros de Simulación.	65
Tabla 19. Propiedades de los materiales.	68
Tabla 20. Tabla que muestra las condiciones de contorno del modelo computacional.	69
Tabla 21. Resultados de los retardos temporales (Δt), su promedio y la velocidad del sonido calculada a partir de dicho promedio, correspondientes al phantom de glándula, para temperaturas de 32 °C a 36 °C con incrementos de 0.5 °C.	77
Tabla 22. Resultados de los retardos temporales (Δt), su promedio y la velocidad del sonido calculada para el phantom de grasa, en el rango de temperatura de 32 °C a 36 °C con incrementos de 0.5 °C.	78
Tabla 23. Resultados de los retardos temporales (Δt), su promedio y la velocidad del sonido calculada para el phantom tumoral, en el rango de temperatura de 32 °C a 36 °C con incrementos de 0.5 °C.	79
Tabla 24. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso Individual.	80
Tabla 25. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa experimento 1.	81
Tabla 26. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa experimento 2.	82
Tabla 27. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa experimento 3.	84
Tabla 28. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso tricapa experimento 1.	85
Tabla 29. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso tricapa experimento 1	87
Tabla 30. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso tricapa experimento 1.	88
Tabla 31. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa, Experimento 1.	91

Tabla 32. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa, Experimento 2. _____	94
Tabla 33. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa, Experimento 3. _____	97
Tabla 34. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura para phantom tricapa (Experimento 1). _____	100
Tabla 35. Coeficientes de regresión lineal para velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) en función de la temperatura, phantom tricapa, Experimento 2. _____	102
Tabla 36. Coeficientes de regresión lineal para velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) en función de la temperatura, phantom tricapa, Experimento 3. _____	105
Tabla 37. Tabla que muestra la velocidad del sonido para grasa, glándula y tumor. _____	106
Tabla 38. Tiempo de vuelo para el eco 1, caso simulado y caso experimental. _____	112
Tabla 39. Tiempo de vuelo para el eco 2, caso simulado y caso experimental. _____	112
Tabla 40. Tiempo de vuelo para el eco 3, caso simulado y caso experimental. _____	112
Tabla 41. Porcentaje de error entre los valores experimentales y los obtenidos mediante simulación computacional para cada temperatura. _____	113
Tabla 42. Caso de evaluación A de phantom con punto de calor. _____	121
Tabla 43. Caso de evaluación B de phantom con punto de calor. _____	121
Tabla 44. Caso de evaluación C de phantom con punto de calor. _____	122
Tabla 45. Caso de evaluación D de phantom con punto de calor. _____	122

Resumen

El presente trabajo propone el desarrollo y validación de una metodología de estimación térmica no invasiva, basada en ultrasonido de alta resolución, para la detección temprana de alteraciones fisiológicas asociadas a lesiones mamarias. En particular, se propone un enfoque diagnóstico que permite identificar gradientes térmicos internos del orden de $0.5\text{ }^{\circ}\text{C}$, los cuales son indicativos de procesos como la angiogénesis tumoral en etapas incipientes del cáncer de mama.

Se diseñaron phantoms multicapa con propiedades acústicas y térmicas representativas de los tejidos mamarios (grasa, glándula y tumor), y se controlaron experimentalmente las condiciones térmicas en rangos clínicamente relevantes. Se implementó un sistema de inspección ultrasónica de precisión, compuesto por tina termostática, transductor ultrasónico, pulser-receptor, osciloscopio digital y sensores térmicos tipo K, asegurando alta estabilidad y reproducibilidad de las mediciones.

El análisis de las señales ultrasónicas se realizó mediante técnicas robustas de procesamiento digital, como la correlación cruzada y el análisis de cambio de fase en el dominio de la frecuencia, permitiendo detectar desplazamientos acústicos mínimos causados por variaciones térmicas locales. Complementariamente, se desarrollaron modelos computacionales en COMSOL Multiphysics® para simular la propagación acústica y la transferencia de calor en geometrías equivalentes a los phantoms, fortaleciendo la validación de los resultados experimentales.

Los hallazgos demuestran que el método propuesto permite estimar con precisión la distribución espacial de temperaturas en profundidad, superando las limitaciones de técnicas convencionales como la termografía infrarroja, la PEM o la resonancia magnética, en términos de costo, accesibilidad y resolución térmica localizada.

En conjunto, este trabajo constituye una contribución metodológica y experimental significativa hacia el desarrollo de técnicas de diagnóstico temprano basadas en ultrasonido, y abre la puerta a futuras aplicaciones clínicas en la detección precoz del cáncer de mama, sin necesidad de radiación ionizante ni procedimientos invasivos.

Abstract

The present work proposes the development and validation of a non-invasive thermal estimation methodology based on high-resolution ultrasound for the early detection of physiological alterations associated with breast lesions. Specifically, it introduces a diagnostic approach capable of identifying internal thermal gradients on the order of $0.5\text{ }^{\circ}\text{C}$, which are indicative of processes such as tumor-induced angiogenesis in the early stages of breast cancer.

Multilayer phantoms were designed with thermo-acoustic properties representative of breast tissues (adipose, glandular, and tumoral), and thermal conditions were experimentally controlled within clinically relevant ranges. A precision ultrasonic inspection system was implemented, comprising a thermostatic water bath, ultrasonic transducer, pulser-receiver, digital oscilloscope, and K-type thermal sensors, ensuring high measurement stability and reproducibility.

Ultrasonic signal analysis was performed using robust digital processing techniques, such as cross-correlation and phase-shift analysis in the frequency domain, enabling the detection of minimal acoustic displacements induced by local thermal variations. Additionally, computational models were developed in COMSOL Multiphysics® to simulate acoustic wave propagation and heat transfer in phantom-equivalent geometries, enhancing the validation of the experimental results.

Findings demonstrate that the proposed method enables precise estimation of the spatial distribution of temperature in depth, overcoming limitations of conventional techniques such as infrared thermography, positron emission mammography (PEM), or magnetic resonance imaging (MRI), in terms of cost, accessibility, and localized thermal resolution.

Overall, this work represents a significant methodological and experimental contribution toward the development of ultrasound-based early diagnostic techniques and paves the way for future clinical applications in the early detection of breast cancer, without the need for ionizing radiation or invasive procedures.

1. Antecedentes

El tejido mamario puede desarrollar diversas lesiones, como quistes simples, masas benignas o fibroadenomas, tejido mamario nodular normal y cáncer. Dada la elevada incidencia y mortalidad asociadas al cáncer de mama en la población femenina, y considerando las proyecciones de aumento en las tasas de esta patología [1,2], se han impulsado diversas áreas de investigación científica orientadas a su detección precoz. A nivel mundial, se reportan aproximadamente 1.38 millones de nuevos casos y 458,000 muertes por cáncer de mama, muchas de ellas debido a la detección tardía en etapas clínicas avanzadas [3].

Estas lesiones, tanto benignas como malignas, generan cambios morfológicos y fisiológicos en el tejido, incluyendo alteraciones en la vascularización y el metabolismo local. Uno de los indicadores fisiopatológicos más relevantes es el aumento de temperatura en la región donde se localiza una lesión, tanto en la zona de crecimiento como en la zona circundante. Se ha explorado la posibilidad de medir este fenómeno a través del análisis de gradientes térmicos internos, los cuales han demostrado correlación directa con la agresividad tumoral y el comportamiento biológico de la lesión [4], [5] .

La detección temprana del cáncer de mama, entendida como la identificación de alteraciones antes de la aparición de síntomas clínicos, es un componente clave para mejorar el pronóstico del paciente y reducir la mortalidad. Entre los síntomas que pueden aparecer en fases más avanzadas se encuentran la inflamación, el dolor, cambios en el pezón (inversión, descamación o engrosamiento) y alteraciones visibles en la piel de la mama, entre otros [2]. Dada la alta incidencia y la gravedad de esta enfermedad, el desarrollo de herramientas eficaces para la detección temprana de anomalías mamarias en etapas iniciales se ha convertido en una prioridad tanto en la parte clínica como en la tecnológica.

Actualmente, diversas técnicas se enfocan en la detección temprana de anomalías en mama. Una de las más relevantes es la elastografía ultrasónica, la cual permite evaluar la rigidez del tejido mamario mediante el análisis de deformaciones inducidas por ondas de ultrasonido. Esta técnica ha mostrado utilidad clínica al diferenciar entre tejido sano, benigno y maligno [6], [7], [8], [9], [10], [11], [12]. Su principio se basa en que las lesiones con mayor rigidez, comúnmente asociados a tumores malignos, presentan una respuesta distinta a la deformación mecánica en comparación con el tejido circundante [13]. Se han reportado estudios experimentales en phantoms donde fue posible detectar lesiones con diámetros entre 3 y 10 mm, cuya rigidez era de hasta tres veces el tejido circundante [14].

Por otro lado, la termografía infrarroja permite generar mapas térmicos de la superficie de la mama. Aunque se ha utilizado para identificar zonas con mayor temperatura asociadas a procesos tumorales, su principal limitante es que no proporciona información sobre la profundidad de la lesión ni permite una medición interna del gradiente térmico [15], [16], [17], [18], [19], [20], [21], [22].

La mamografía por emisión de positrones (PEM) [23] es una técnica que obtiene imágenes de alta resolución, similar al PET (Positron Emission Tomography) [24], que detecta la acumulación de un radiofármaco emisor de positrones y crea una imagen mamográfica tridimensional, lo que permite evaluar el tamaño, la forma, la localización y la agresividad de los tumores. Sin embargo, debido a que expone todo el cuerpo a radiación, su uso frecuente como método de detección temprana no es recomendable. Además, su elevado costo y la limitada disponibilidad la hacen poco accesible para la mayoría de la población.

La resonancia magnética es considerada una de las herramientas más eficaces para evaluar la extensión del cáncer de mama, especialmente cuando se utiliza en conjunto con la mamografía y/o la ecografía. Se ha reportado que permite identificar lesiones primarias en hasta el 70% de los casos, y que aproximadamente el 47% de las pacientes en estudios clínicos pudieron conservar el tejido mamario tras la intervención [25], [26], [27]. No obstante, su alto costo y la necesidad de equipos especializados limitan su aplicación en programas de tamizaje o prevención, especialmente en regiones alejadas de las ciudades. Por esta razón, su uso se restringe principalmente al ámbito clínico y terapéutico.

Frente a estas limitaciones, el ultrasonido de alta resolución se ha propuesto como una alternativa prometedora, gracias a su naturaleza no invasiva, bajo costo y capacidad para penetrar estructuras profundas. En particular, los sistemas de imagen ecográfica de alta resolución, combinados con técnicas de post-procesamiento como la segmentación de imagen y los estudios tipo screening, han demostrado ser efectivos en la evaluación de órganos de tamaño medio, como el hígado y la mama, alcanzando profundidades de entre 10 y 20 cm. Estas tecnologías emplean frecuencias en el rango de 5 a 15 MHz, lo que permite obtener resoluciones axiales y laterales del orden de los milímetros; sin embargo, a partir de los 8MHz, la señal sufre una atenuación considerable, limitando la capacidad de penetración. A pesar de sus ventajas, estas técnicas aún presentan dificultades para detectar lesiones en etapas tempranas, como el cáncer de mama o hepático, ya que no logra visualizar alteraciones internas en parámetros térmicos, los cuales están asociados a un aumento en la perfusión sanguínea en fases iniciales de crecimiento tumoral [28], [29], [30], [31],[6].

En este contexto, se plantea un enfoque diagnóstico basado en la detección de pequeños gradientes térmicos internos mediante técnicas ultrasónicas de alta resolución, con el objetivo de identificar lesiones mamarias en etapas tempranas. La investigación evalúa la factibilidad de aplicar nuevas vías diagnósticas para estimar gradientes térmicos locales [32], [33] en phantoms de mama con propiedades acústicas dentro de un rango de temperatura controlado. A diferencia de métodos como la termografía infrarroja, el ultrasonido permite estimar con mayor precisión la profundidad y la localización de las anomalías térmicas asociadas al crecimiento tumoral. Para ello, se emplean modelos computacionales junto con phantoms multicapa, que simulan el comportamiento térmico acústico del tejido mamario. Las señales ultrasónicas adquiridas son analizadas mediante técnicas como la correlación cruzada y el cambio de fase, con el fin de detectar variaciones térmicas del orden de los 0.5°C , lo que podría representar un avance significativo hacia un método de detección precoz, no invasivo, accesible y libre de radiación ionizante.

2. Objetivos

2.1 Objetivo general

Estudiar la viabilidad de técnicas basadas en ultrasonido para la detección de alta resolución de distribuciones térmicas internas relacionadas a las etapas iniciales de formación de un tumor en mama o phantom de mama.

2.2 Objetivos específicos

- I. Revisar en la literatura las técnicas de estimación térmica de tejido mediante ultrasonido.
- II. Desarrollar phantoms de mama con una lesión inmersa que emulen las características acústicas de dicho órgano en un rango de temperaturas adecuado para contemplar la presencia de un tumor.
- III. Realizar la puesta a punto del sistema de inspección ultrasónico.
- IV. Adquirir señales ultrasónicas desde los phantoms desarrollados para su posterior análisis mediante técnicas de procesamiento de señales.
- V. Desarrollar un modelo computacional equivalente al caso experimental con fines de validar computacionalmente.
- VI. Implementar algoritmos computacionales requeridos para aplicar técnicas de procesamiento de señal orientadas a evaluar cambios en las señales ultrasónicas adquiridas debido a las distribuciones térmicas producidas por la lesión.
- VII. Analizar y evaluar los resultados obtenidos del procesamiento digital de las señales ultrasónicas.
- VIII. Proponer una técnica de estimación de distribuciones térmicas orientada a detectar pequeños gradientes térmicos asociados a lesiones mamarias basado en las técnicas de procesamiento de señal analizadas.

3. Hipótesis

El aumento de temperatura en el tejido mamario, asociado a la presencia de una lesión tumoral, genera variaciones en las propiedades físicas del medio, particularmente en la velocidad de propagación del sonido y en el coeficiente de expansión térmica. Dado que estos parámetros están directamente relacionados con la temperatura, se considera factible desarrollar una técnica de estimación térmica mediante ultrasonido que aproveche dicha correlación. Se plantea que, mediante un sistema de inspección ultrasónica de alta resolución y la implementación de algoritmos computacionales para el procesamiento de señal, será posible detectar variaciones térmicas inferiores a 0.5°C en el interior de phantoms mamarios con lesiones representativas de cáncer en etapas tempranas.

4. Preguntas de Investigación

Las preguntas de investigación que se buscan responder con el proyecto en cuestión son las siguientes:

¿Qué parámetros físicos, térmicos y acústicos deben considerarse en el diseño de un phantom de mama con lesión, adecuado para pruebas experimentales de estimación de distribuciones térmicas mediante ultrasonido?

¿Qué propiedades deben definirse para la construcción de un modelo computacional basado en elementos finitos que represente con precisión las interacciones físicas del bioalentamiento y la propagación ultrasónica en tejido mamario?

¿Qué características debe cumplir una técnica de estimación térmica basada en ultrasonido para detectar distribuciones térmicas inferiores a 0.5°C , asociadas a lesiones mamarias en etapas tempranas?

5. Marco teórico

Este capítulo reúne los conceptos fundamentales que respaldan la propuesta de esta investigación. Se abordan aspectos anatómicos, fisiológicos y clínicos relacionados con el cáncer de mama, así como los principios físicos y computacionales necesarios para la estimación térmica mediante ultrasonido. El objetivo es ofrecer un marco sólido que justifique el uso de técnicas ultrasónicas de alta resolución para la detección temprana de variaciones térmicas asociadas a posibles lesiones.

5.1 Anatomía de la mama

El estudio de la anatomía de la mama es fundamental para comprender y explicar los cambios estructurales que pueden presentarse ante el desarrollo de patologías. Las glándulas mamarias o mamas alcanzan su desarrollo funcional máximo en un rango de edad entre los 20 y 40 años, etapa en la que experimentan modificaciones notables relacionadas con el ciclo menstrual, el embarazo, la lactancia, y la menopausia [34].

Anatómicamente, la mama presenta una forma cónica prominente, cuyo vértice está constituido por la areola y el pezón. Se ubica dentro de la fascia superficial de la pared torácica y está compuesta por 15 a 20 lóbulos glandulares de morfología irregular. Cada lóbulo contiene lobulillos, los cuales están formados por alvéolos; pequeños racimos de células especializadas en la producción de leche. Estos alvéolos drenan hacia conductos galactóforos que desembocan en el pezón. Estas estructuras internas, por su densidad, su nivel de vascularización y su compleja organización glandular, son especialmente importantes desde el punto de vista diagnóstico [35]. Por ello, son también las zonas que más atención reciben en estudios por imagen, como el ultrasonido de alta resolución, ya que muchas de las alteraciones patológicas comienzan justo allí. La organización general de estas estructuras puede observarse en la Figura 1.

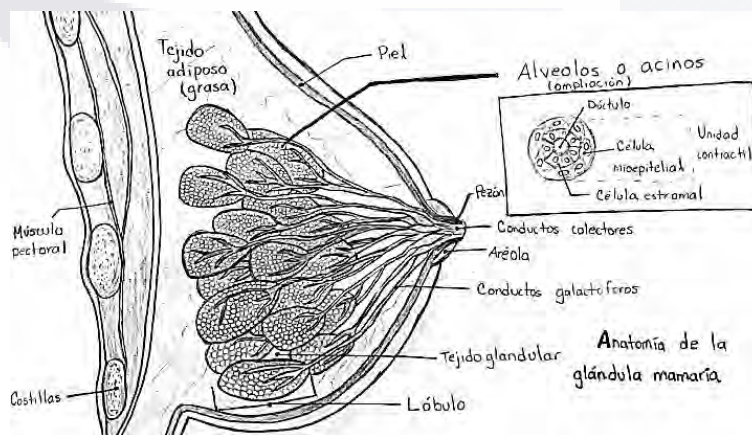


Figura 1. Dibujo de la anatomía de la mama.

Un gran número de patologías mamarias se desarrollan en los conductos galactóforos o en los lobulillos, además de que pueden progresar y afectar el tejido circundante [36]. Entre las más comunes se encuentra la adenosis, la hiperplasia lobulillar atípica, la hiperplasia ductal atípica, los quistes, la necrosis grasa, el fibroadenoma y el papiloma intraductal. Sin embargo, la afección más crítica es el cáncer de mama, caracterizado por la proliferación descontrolada de células malignas en el tejido mamario.

Este tipo de cáncer puede manifestarse como un bulto palpable en la mama, la axila o zonas cercanas. También pueden acompañarse de síntomas como cambios en el tamaño o forma de la mama, comezón en la piel, enrojecimiento o secreción del pezón (no relacionado con la lactancia), entre algunos otros [37]. Entre los procesos fisiológicos que acompaña al crecimiento tumoral destaca la angiogénesis, un fenómeno clave que contribuye a la formación de gradientes térmicos internos, y que será descrito en la siguiente sección por su relevancia diagnóstica.

5.2 Fenómeno de la angiogénesis y elevaciones de temperatura en mama

La angiogénesis es el proceso mediante el cual se forman nuevos vasos sanguíneos a partir de los preexistentes. Ocurre naturalmente durante el desarrollo embrionario, así como en ciertas etapas de la vida adulta, como la cicatrización o regeneración tisular. Es un fenómeno estrictamente regulado; sin embargo, cuando se descontrola, puede convertirse en un mecanismo patológico que acompaña diversas enfermedades, tanto neoplásicas como no neoplásicas [38].

En la actualidad, este fenómeno representa un blanco terapéutico importante en el tratamiento del cáncer, ya que los tumores en crecimiento requieren un suministro constante de oxígeno y nutrientes. Este crecimiento vascular desorganizado altera el microambiente tumoral, generando entre otros efectos un aumento local de temperatura, capaz de producir gradientes térmicos detectables. Comprender los factores que intervienen en este proceso no solo ha ampliado el conocimiento sobre la progresión tumoral, sino que también ha abierto nuevas posibilidades diagnósticas [38].

Algunos estudios [4] [39] han demostrado que la angiogénesis tumoral está asociada a un aumento de temperatura en la región donde se localiza una lesión. En particular, se ha reportado que este incremento puede alcanzar entre $3^{\circ}C$ y $5^{\circ}C$ en la superficie cutánea, especialmente en tumores con diámetros de 10 a 30 mm [40]. Esta elevación no es homogénea ni constante, pero puede correlacionarse con el grado de vascularización y actividad metabólica de la lesión.

Folkman [41] fue uno de los primeros en establecer la relación directa entre el crecimiento tumoral y el desarrollo vascular, al proponer que ningún tumor sólido

TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS

puede superar los 2 mm^3 sin aporte vascular adecuado. En este contexto, los vasos sanguíneos forman parte del estroma tumoral y su densidad ha sido reconocida como un marcador pronóstico relevante. Se ha demostrado una correlación entre el número de vasos y parámetros clínicos como el tamaño del tumor, el grado histológico y por consiguiente grado de malignidad tumoral.

Además, autores como Gautherie [4] observaron que el tejido tumoral presenta una mayor temperatura en comparación con el tejido sano, fenómeno que puede extenderse hasta la superficie mamaria. Chanmugam [42] reportó un incremento térmico superficial asociado al aumento del flujo sanguíneo en áreas tumorales activas.

Por su parte, Baronzio [43] señala que los tumores sólidos suelen generar un microambiente ácido e hipóxico, resultado del desequilibrio entre la demanda y el suministro de oxígeno. La respuesta fisiológica es una angiogénesis desorganizada e ineficaz que, lejos de normalizar el entorno, contribuye al sobrecalentamiento focalizado de la masa tumoral. A diferencia de tejidos como la piel, donde la distribución vascular es más eficiente, el calor generado en la región tumoral tiende a acumularse y afectar el tejido circundante [44].

Estas alteraciones térmicas, asociadas a la angiogénesis, representan una oportunidad valiosa para su identificación mediante técnicas no invasivas. En particular, herramientas basadas en ultrasonido, combinadas con técnicas avanzadas de procesamiento de señal para estimación térmica, se perfilan como una alternativa prometedora para identificar estos cambios sutiles en etapas tempranas del desarrollo tumoral, permitiendo así el diagnóstico precoz sin recurrir a métodos invasivos o ionizantes.

5.3 Estadificación TNM para el cáncer de mama

La clasificación de las alteraciones mamarias mediante el sistema TNM (Tumor, Nódulo, Metástasis) permite determinar la extensión del cáncer y orientar decisiones clínicas y terapéuticas con mayor precisión. Este sistema se basa en tres componentes clave: el tamaño y la extensión del tumor primario (T), el compromiso de los ganglios linfáticos regionales (N) y la presencia de metástasis a la distancia (M). En la actualidad, esta clasificación se ha enriquecido con marcadores biológicos, como el estado de los receptores hormonales, HER2 y el índice de proliferación celular, lo que ha dado lugar a estadificaciones pronósticas más personalizadas. A continuación, se describen los criterios diagnósticos específicos utilizados para cada uno de los componentes del sistema, tal como se presentan a continuación [45], [46], [47]. En la Tabla 1 se detalla la clasificación del tumor primario (T) según el sistema TNM. Esta tabla organiza los distintos estadios en función del tamaño del tumor y su grado de invasión.

Tabla 1. Grado de tumor primario en la estadificación TNM.

Grado de tumor primario (T)	Características
Tx	No se puede evaluar el tumor primario
T0	Sin evidencia de tumor primario
Tis	Carcinoma in situ
T1 (incluye T1a, T1b y T1c)	El tumor mide 2 cm o menos de ancho en su dimensión mayor
T2	El tumor mide 2 a 5 cm de ancho
T3	El tumor mide más de 5 cm de ancho
T4 (incluye T4a, T4b, T4c y T4d)	Tumor de cualquier tamaño que crece hacia la pared torácica o la piel

En la Tabla 2 se presenta el componente N del sistema TNM, que evalúa el compromiso de los ganglios linfáticos regionales. Este marcador clasifica desde la ausencia de metástasis ganglionar (N0) hasta la afectación extensa de ganglios axilares o supraclaviculares (N3). Esta información es clave para determinar la diseminación regional del cáncer y ajustar el tratamiento según la carga ganglionar.

Tabla 2 . Marcador N en la estadificación TNM.

Marcador (N)	Características
Nx	No se pueden evaluar los ganglios linfáticos regionales.
N0	El cáncer no se ha propagado por los ganglios linfáticos, no hay metástasis en los ganglios linfáticos regionales.
N0 (I+)	El cáncer no se ha propagado más allá de un área de 0.2mm, contiene menos de 200 células.
N0 (MOL+)	Visualmente células cancerosas no son detectables, solo algunos rastros.
N1	El cáncer se diseminó a uno, dos o tres ganglios linfáticos axilares o a los ganglios linfáticos mamarios.
N1mi	Micrometástasis de 0.2 mm a 2 mm en ganglio linfático
N1a	De 1 a 3 ganglios linfáticos afectados y al menos uno de más de 2 mm de diámetro
N1b	Propagación del cáncer a los ganglios linfáticos sin crecimiento
N1c	Los ganglios linfáticos 1 y 3 tienen cáncer y al menos uno de más de 2 mm de diámetro
N2	Propagación de cáncer a 4-9 ganglios linfáticos
N2a	Afectación de 4 a 9 ganglios linfáticos y al menos uno de más de 2 mm de diámetro
N2b	Crecimiento o agrandamiento de ganglios linfáticos dentro del seno
N3	
N3a	10 o más ganglios linfáticos axilares con un área de más de 2 mm
N3b	Ganglios linfáticos mamarios agrandados con un área de más de 2 mm
N3c	Hay al menos un área de propagación del cáncer de más de 2 mm en los ganglios supraclaviculares del mismo lado que el cáncer

En la Tabla 3 se aborda el componente M del sistema TNM, que se refiere a la presencia de metástasis a distancia. Se clasifica en tres categorías y es crucial para establecer el estadio IV y definir un abordaje terapéutico más agresivo.

Tabla 3. Marcador M en la estadificación TNM.

Marcador (M)	Características
M0	No se encuentra propagación a distancia en los exámenes médicos
Cm0(i+)	Existe una pequeña cantidad de células malignas en la sangre o la médula ósea o pequeños grupos de células cancerosas en los ganglios linfáticos o en otros lugares además de la axila
M1	Metástasis en órganos distantes con tamaño tumoral superior a los 0.2 mm.

La Tabla 4 sintetiza los estadios del cáncer de mama, integrando los tres marcadores (T,N,M). Este sistema permite establecer un estadio clínico global, que va del 0 al IV, según la progresión y extensión de la enfermedad.

Tabla 4. Estadificación del cáncer de mama.

Estado	T (Tumor)	N (Nodos)	M (Metástasis)
0	Tis	N0	M0
I (1)	T1	N0	M0
II (2)	T0–T3	N0–N1	M0
IIIA (3A)	T0–T3	N1–N2	M0
IIIB (3B)	T4	N0–N2	M0
IIIC (3C)	Cualquier T	N3	M0
IV (4)	Cualquier T	Cualquier N	M1

La estadificación TNM es clave para evaluar la extensión del cáncer de mama y guiar su tratamiento. Sin embargo, su precisión depende de métodos diagnósticos sensibles que permitan detectar cambios tempranos en el tejido mamario. En este sentido, tecnologías como la termometría ultrasónica surgen como herramientas prometedoras, capaces de identificar alteraciones térmicas asociadas al desarrollo tumoral en fases iniciales, tema que se abordará en la siguiente sección.

5.4 Termometría Ultrasónica

La detección precoz de patologías mamarias, especialmente en estadios iniciales (0,I,II según la clasificación en TNM), puede beneficiarse significativamente del uso de técnicas de termometría ultrasónica. Estos métodos permiten identificar variaciones de temperatura inducidas por procesos fisiopatológicos como la angiogénesis tumoral. Aunque muchas de estas técnicas no han sido desarrolladas específicamente para el estudio mamario, han demostrado eficiencia en la estimación de distribuciones térmicas en distintos tejidos biológicos, lo que justifica

su potencial aplicación en el contexto de esta investigación. En esta sección se detallan los principios, enfoques y avances más relevantes en este campo.

Los métodos de termometría basada en Ultrasonido pueden clasificarse en dos grandes categorías: activas y pasivas [48]. En los métodos activos, el transductor emite ondas acústicas dirigidas hacia la región de interés, donde se presume una elevación de temperatura, y posteriormente recibe las señales del eco las cuales son procesadas para extraer parámetros térmicos dependientes de la temperatura. En contraste, los métodos pasivos no implican la transmisión de ondas ultrasónicas; en su lugar, la sonda funciona únicamente como receptor de señales acústicas emitidas espontáneamente por el tejido, producto de la agitación térmica de sus moléculas.

Dentro de la categoría de métodos activos, se reconocen cinco enfoques principales según el tipo de parámetro físico que se monitorea: (1) el método de seguimiento de moteado (speckle tracking), centrado en los cambios de la velocidad de propagación del sonido; (2) la medición de cambios en la energía retro dispersada (backscattered energy); (3) la estimación estadística de cambios en propiedades del medio; (4) el análisis de parámetros acústicos no lineales; y (5) la evaluación de la atenuación acústica en función de la temperatura.

A continuación, se presenta una revisión detallada de los principales estudios que han contribuido al desarrollo y validación de estas técnicas de estimación térmica basadas en ultrasonido.

Diversos investigadores han desarrollado técnicas de termometría ultrasónica no invasiva con el fin de estimar variaciones de temperatura en tejidos, particularmente bajo condiciones de calentamiento controlado. En 1995, Seip y Ebbini [49] propusieron un modelo de dispersión discreta basado en la estimación del espaciado medio entre dispersores premisa sustentada en el hecho de que dicho espaciado varía con la temperatura, influenciado por el coeficiente de expansión térmica lineal del tejido. El método mide los cambios de frecuencia locales de los datos de la línea A pulso-eco. Para validar su método, emplearon phantoms, así como tejido de pollo y perro, alcanzando una resolución térmica en el orden de los 0.4°C y una resolución espacial de 3 mm mediante la técnica AR PSD.

Continuando esta línea de trabajo, Roberto Mass Moreno [50] en 1996, utilizó el cambio en el tiempo de vuelo de los ecos ultrasónicos como variable correlativa del cambio térmico, aplicando esta técnica a tejido muscular extirpado de pavo. Su estudio concluyó que existe una relación lineal entre el cambio de temperatura y el comportamiento de los ecos recolectados.

Más adelante, Claudio Simon y Ebbini et al. [51] (1998) desarrollaron un método bidimensional de estimación de temperatura utilizando ultrasonido diagnóstico.

Utilizaron phantoms cuya velocidad del sonido era de 1396 m/s a 21°C, observando experimentalmente la relación lineal entre temperatura local, velocidad del sonido y expansión térmica. A través de correlación cruzada, lograron detectar desplazamientos en los ecos, aunque señalaron que los gradientes térmicos agudos laterales inducían ondulaciones en las estimaciones, mitigable mediante el filtrado axial y lateral a costa de la resolución espacial (precisión de 0.5°C y resolución de 2mm).

En 2003, Martin Arthur [52] introdujo un método de estimación térmica no invasiva basado en la energía retro dispersada (CBE). Realizó pruebas en hígado bovino, pechuga de pavo y músculo de cerdo para análisis en 1D. Estas medidas se corrigieron manualmente por cambios en la posición axial de las señales de eco con la temperatura, encontrando correlaciones térmicas consistentes con predicciones teóricas. Posteriormente, en 2005 [53], extendió su análisis en 2D utilizando una sonda lineal de 7 MHz y correlación cruzada sobre señales de radiofrecuencia para seguir desplazamientos por calentamiento entre 37°C y 50°C, en pasos de 0.5°C, para lo cual, una vez analizados los resultados, alcanzando diferencias de hasta 4 dB en los extremos de temperatura.

Abolhassani et al. [54] (2007) incorpora la técnica de speckle tracking para evaluar desplazamientos térmicamente inducidos en imágenes ecográficas en tiempo real, mediante algoritmos de transformada de Fourier y correlación cruzada en frecuencia. El método asegura que el algoritmo propuesto es capaz de extraer la información de temperatura de imágenes considerando un error medio de tan solo 0.2°C.

En 2008, I. Bazán et al. [33] evaluaron múltiples enfoques en tiempo, frecuencia y fase sobre phantoms con dispersores. Propusieron una técnica híbrida que optimiza robustez, tiempo de procesamiento y precisión térmica, sustentada en la alta linealidad entre temperatura y parámetros acústicos.

En 2009, Hao-Li et al. [55] compararon un nuevo método de estimación de fase con la correlación cruzada tradicional, logrando una eficiencia computacional seis veces mayor, gracias al uso del cruce por cero para estimar la frecuencia instantánea local.

En 2010, Pouch et al. [56] estudiaron el uso combinado de la correlación cruzada y cruce por cero sobre imágenes de tejidos calentados, reafirmando la utilidad de la velocidad acústica como parámetro sensible a la temperatura. Ese mismo año, Liu y Ebbini [57] presentaron un sistema en tiempo real para estimación térmica 2D, sustentado en la dependencia térmica de la velocidad del sonido y la expansión del medio. Mostraron que esta velocidad aumenta con la temperatura en tejidos acuosos y disminuye en tejidos grasos.

Finalmente, Bayat, Ballard y Ebbini [58] proponen en 2015 un modelo que emplea un filtro axial recursivo que actúa como integrador-diferenciador espacial de los cambios del eco, con el propósito de compensar el movimiento natural del cuerpo humano para evitar artefactos.

En síntesis, el análisis de estas técnicas recientes de estimación de distribuciones térmicas, junto con los algoritmos desarrollados para su implementación, ofrece una base sólida para el diseño de nuevas metodologías diagnósticas. Estas no solo son útiles en el monitoreo de procesos clínicos, sino también tienen un gran potencial para la detección temprana de anomalías mamarias.

Por tanto, resulta esencial destacar el fundamento físico que subyace a estas estrategias: la dependencia térmica de la velocidad del eco ultrasónico y el coeficiente de expansión térmica del medio, principio que se describe en (1), que modela el tiempo total de tránsito de una onda ultrasónica que viaja de ida y vuelta a través de un medio cuya velocidad del sonido varía temperatura varía con la profundidad como consecuencia de un gradiente térmico

Esta formulación resulta clave en técnicas como speckle tracking o correlación cruzada, donde se analiza el desplazamiento temporal de los ecos para inferir cambios de temperatura en el tejido.

$$t(z) = 2 \int_0^z \frac{d\xi}{c(T, \xi)} \quad (1)$$

Donde

t = Tiempo total de tránsito

c = Velocidad del sonido en el medio

T = Temperatura

ξ = Profundidad

z = Longitud de la trayectoria de propagación ultrasónica

Cuando un medio por el que se propaga una onda ultrasónica experimenta un aumento de temperatura, se produce un desplazamiento temporal en los ecos reflejados. Este fenómeno se explica por dos mecanismos físicos fundamentales: (1) la variación de la velocidad del sonido con la temperatura, lo que afecta directamente el tiempo de tránsito de la onda ultrasónica, como se describe en la ecuación (2); y (2) la expansión térmica del medio, que modifica la longitud efectiva de la trayectoria de propagación ultrasónica, y en consecuencia, introduce un retardo adicional en la señal, según lo representado en la ecuación (3) [59], [60].

$$t_1(T, z) = 2 \int_0^z \left(\frac{1}{c(T, \xi)} - \frac{1}{c_0(T_0, \xi)} \right) d\xi \quad (2)$$

$$t_2(T, z) = 2 \int_0^z \frac{\alpha_t(T(\xi) - T_0)}{c(\xi)} d\xi \quad (3)$$

Donde

t_i = Tiempo de retardo del eco debido al aumento de temperatura

c_0 = Velocidad US con t inicial

α_t = Coeficiente lineal de expansión térmica

T_0 = Distribución de temperatura inicial

$T(\xi)$ = Distribución de temperatura final

Correlación Cruzada

El análisis de correlación permite describir la relación tan cercana entre dos secuencias de datos.

Es útil para identificar el desplazamiento entre ambas secuencias, también conocido como lag o retraso, que resulta en el máximo valor de la secuencia de correlación. El retraso (lag), en número de muestras, asociado a este valor máximo, de la amplitud de la secuencia de correlación, multiplicado por el período de muestreo indica el retardo en segundos promedio entre las señales. La secuencia de correlación se calcula utilizando la ecuación (4)

$$r_{xy}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)y(n-l), \quad l = 0, \pm 1, \pm 2... \quad (4)$$

donde, $x(n)$ y $y(n)$ son las muestras de las amplitudes de las señales ultrasónicas, l es el parámetro de desplazamiento, tiempo o retraso, y el subíndice xy utilizado en la secuencia de correlación cruzada $r_{xy}(l)$ indica las secuencias que se van a correlacionar [61].

Existe el caso especial cuando las secuencias de datos que se comparan son exactamente iguales, $y(n) = x(n)$, lo que conduce a la autocorrelación de $x(n)$, definida por la ecuación (5), donde la secuencia de autocorrelación alcanza su valor máximo para un retardo l igual a cero.

$$r_{xx}(l) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)x(n-l) \quad (5)$$

Cambio de Fase

La transformada de Fourier de una señal $x(t)$ en el dominio continuo, se define como se muestra en la ecuación (6).

$$X(F) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j2\pi ft} dt \quad (6)$$

Donde $X(F)$ es la representación de $x(t)$ en el dominio de la frecuencia, f es la frecuencia y j es la unidad imaginaria ($j = \sqrt{-1}$). Además, la transformada de Fourier inversa permite obtener la señal en el dominio del tiempo como se define en la ecuación (7).

$$x(t) = \int_{-\infty}^{\infty} X(f)e^{j2\pi ft} df \quad (7)$$

Las condiciones necesarias para que la transformada de Fourier exista corresponden a las conocidas como **condiciones de Dirichlet**, las cuales se enuncian de la siguiente manera:

1. La señal $x(t)$ tiene un número finito de discontinuidades finitas.
2. La señal $x(t)$ tiene un número finito de máximos y mínimos.
3. La señal $x(t)$ es absolutamente integrable.

La serie de Fourier de una señal periódica continua en el tiempo incluye un número infinito de componentes de frecuencia, con un espaciado de $1/Tp$, siendo Tp el período fundamental. En contraste, las señales discretas en el tiempo tienen un rango de frecuencias limitado a $(-\pi, \pi)$ o $(0, 2\pi)$, y para un período fundamental N , las componentes están separadas por $\frac{2\pi}{N}$ radianes o $1/N$ ciclos. Por lo tanto, la representación en serie de Fourier de una señal periódica discreta contiene como máximo N componentes de frecuencia, a diferencia de la representación continua, que puede tener infinitas.

En este sentido, la transformada de Fourier de una señal de energía finita discreta en el tiempo $x(n)$ se define como lo muestra la ecuación (8).

$$X(\omega) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(n)e^{-j\omega n} \quad (8)$$

Donde $X(\omega)$ representa el contenido en frecuencia de la señal $x(n)$. En general, el espectro $X(\omega)$ es una función compleja de la frecuencia y puede ser expresada como se muestra en la ecuación (9).

$$X(\omega) = |X(\omega)|e^{j\theta(\omega)} \quad (9)$$

Donde la fase del espectro se expresa como la ecuación (10) y $|X(\omega)|$ es el módulo.

$$\theta(\omega) = \angle X(\omega) \quad (10)$$

Debido a las propiedades de simetría concluimos que el rango de frecuencias de las señales reales discretas en el tiempo puede limitarse a $0 \leq \omega \leq \pi$ (es decir, la mitad del periodo), lo que implica que si conocemos $X(\omega)$ en dicho rango, podremos determinarla en el rango de $-\pi \leq \omega \leq 0$.

Para simplificar la aplicación del análisis en frecuencia, se emplea una serie de propiedades que resultan particularmente útiles. En este caso, se pone énfasis en la propiedad de desplazamiento temporal, dado que el objetivo del análisis de frecuencia es identificar los desplazamientos temporales en las señales adquiridas como consecuencia de variaciones en la temperatura.

Si

$$x(n) \xleftrightarrow{F} X(\omega) \quad (11)$$

Entonces

$$x(n - k) \xleftrightarrow{F} e^{-j\omega k} X(\omega) \quad (12)$$

Lo cual se puede demostrar de forma inmediata a partir de la transformada de Fourier como se expresa a continuación.

$$X(F) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j2\pi f t} dt \quad (13)$$

$$X(F) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt \quad (14)$$

Entonces,

$$F\{x(t - t_0)\} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t - t_0) e^{-j\omega t} dt \quad (15)$$

Usando un cambio de variable $u = t - t_0 \therefore t = u + t_0$, y $du = dt$,

$$F\{x(t - t_0)\} = \int_{-\infty}^{\infty} x(u) e^{-j\omega(u+t_0)} du \quad (16)$$

separando los términos de la exponencial

$$F\{x(t - t_0)\} = \underbrace{\int_{-\infty}^{\infty} x(u) e^{-j\omega u} du}_{X(f)} \cdot \underbrace{e^{-j\omega t_0}}_{\text{Constante}} = \boxed{X(F) \cdot e^{-j\omega t_0}} \quad (17)$$

Dicho de otra forma (de forma discreta) donde $F(\omega) \leftrightarrow F(t)$,

$$F\{x(n - k)\} = X(\omega)e^{-j\omega k} = \underbrace{|X(\omega)|}_{\text{Módulo}} \underbrace{e^{-j[4X(\omega) - \omega k]}}_{\text{Fase}} \quad (18)$$

En conclusión, el desplazamiento o traslado de una función en el dominio del tiempo equivale a multiplicar su transformada de Fourier por una función exponencial compleja en el dominio de la frecuencia. Claramente se observa que el espectro del módulo no cambia, sin embargo, el espectro de fase varía en una cantidad de $-\omega t$.

5.5 *Phantoms de mama*

Dado que el análisis térmico-acústico requiere entornos experimentales controlados, el uso de phantoms que simulen fielmente las propiedades del tejido mamario es esencial. Estos modelos permiten generar señales representativas y validar técnicas de estimación térmica mediante ultrasonido. La siguiente sección describe su diseño y validación.

El desarrollo de phantoms de mama es un paso esencial para la validación experimental de técnicas de estimación térmica mediante ultrasonido. Estos modelos físicos permiten replicar de manera controlada las condiciones acústicas y térmicas del tejido mamario, proporcionando un entorno seguro, repetible y sin riesgos para la experimentación y la práctica clínica. En la literatura [62], [63], [64], [65], [66], [67], [68], [69], [70], [71], [72], [73], [74], [75], [76], [77], [78], [79], [80], [81], [82], [83], [84], [85], [86], [87], [88], [89], [90], [91] se han propuesto múltiples aproximaciones para su diseño, basadas en combinaciones de materiales como gelatina, agarosa, gellan gum, aceite mineral y aditivos conductivos o dispersores para ajustar propiedades específicas.

Diversos autores han contribuido a la caracterización y validación de estos phantoms. Por ejemplo, Jinlan Huang et al. [79] desarrollaron un phantom homogéneo basado en agar, agua, grafito y propanol, utilizado en estudios de HIFU, demostrando propiedades térmicas y acústicas comparables con las de los tejidos humanos reales. Jun Dang et al. [83] diseñaron un phantom multicapa para PET y ultrasonido que imita la estructura glandular y tumoral del tejido mamario. Nguyen et al. [91] desarrollaron un modelo termo-dieléctrico con múltiples capas (glándula, grasa, piel y tumor) validado para aplicaciones de hipertermia, cuyas propiedades térmicas se aproximan notablemente a las del tejido mamario real. Menikou et al. [82] presentaron un modelo compatible con MRI para validar el calentamiento inducido por ultrasonido enfocado de alta intensidad.

Desde el punto de vista acústico, se ha establecido que las propiedades de propagación del ultrasonido en el tejido mamario varían en función de la edad y la composición del tejido. Katz-Hanani et al. [92] clasifican la velocidad del sonido

(SOS) en dos rangos: premenopáusico (1487.5 m/s, SD: 34) y posmenopáusico (1455.4 m/s, SD: 10.5). Las lesiones malignas presentan una SOS más alta (1548 ± 17 m/s) que el parénquima mamario (1487 ± 21 m/s) o el tejido adiposo (1422 ± 9 m/s) [93]. En consecuencia, para emular estas características, los phantoms deben incorporar materiales que reproduzcan con precisión estas diferencias acústicas y térmicas.

Además de las propiedades acústicas, es fundamental caracterizar la sensibilidad térmica de los materiales del phantom. En ultrasonido diagnóstico, especialmente en estimaciones térmicas, el coeficiente de expansión térmica y la dependencia de la velocidad del sonido con la temperatura son los parámetros más relevantes. Según la literatura, la conductividad térmica en tejido mamario se encuentra entre 0.42 y 0.5 W/mK [94] y las variaciones térmicas pueden correlacionarse con desplazamientos de los ecos ultrasónicos que permiten estimar el cambio de temperatura a lo largo del eje de propagación de la onda [74].

Finalmente, un aspecto relevante en la validación de estos modelos es el rango de temperatura evaluado. Mientras algunos estudios se han centrado en condiciones de temperatura ambiente [79], [83], otros han abordado intervalos térmicos más amplios como el caso de Menikou et al. [82]: 50–80°C, o rangos clínicos específicos como Suzuki et al. [77]: 15–27.5°C, lo que demuestra la importancia de adaptar el diseño del phantom al objetivo experimental.

La Tabla 5 resume los trabajos más relevantes encontrados en la literatura, detallando el tipo de geometría, los materiales empleados, las propiedades replicadas, las técnicas de validación y los rangos de temperatura evaluados, consolidando así la base teórica para el diseño del phantom utilizado en esta investigación.

Tabla 5. Resumen de estudios sobre phantoms con propiedades térmicas y acústicas.

No.	Año	Referencia	Geometría y Tipo de phantom	Materiales	Propiedades de Simulación	Técnicas de validación y Aplicación
1	2004	Jinlan Huang et al. [79]	Homogénea de Tejido	Agua, agar, polvo de grafito, metilparabeno y propanol	Térmicas y acústicas	Transductores / HIFU
2	2011	Jun Dang et al.[83]	Capas heterogéneas de mama y tumor femenino	Gelatina, gel, agar y agua.	Acústicas y elásticas	Escáner PHILIPS GEMINI TF 64, escáner DP-9900, escáner SuperSonic Imagine Aixplorer, sonda lineal de ultrasonido / PET, ultrasonido modo B e imagen elastografica
3	2013	Roland K Chen, A J Shih[90]	Homogénea de Tejido	Goma gellan, propilenglicol, sal, agua y propionato de sodio	Mecánicas, eléctricas y térmicas	Durómetro tipo 000-S, método del termistor auto calentado, técnica tetrapolar estándar, método de inserción / Electrocirugía
4	2016	P.T. Nguyen, A.M. Abbosh, S. Crozier [91]	Capas heterogéneas de mama: glándula, grasa, tumor y piel.	Gelatina, agua, aceite y sal	Permitividad, Conductividad, calor específico y	Sonda dieléctrica, calorímetro diferencial de barrido (DSC)/ Hipertermia

					Conductividad térmica.	
5	2018	Georgios Menikou et al.[82]	Homogéneas de mama y costillas.	Agar, sílice, leche evaporada y gel	Acústicas	Transductores, técnicas de relaxometría/ MRI y cirugía por ultrasonido focalizado
6	2019	Yaoyao He et al.[86]	Capas heterogéneas de pecho e inserciones	PVC, suavizante y polvo de grafito	Acústicas: velocidad del sonido y atenuación. MRI: Tiempos de relajación	Atenuación por tomografía computarizada (HU) y tiempos de relajación por MRI/ Mamografía, MRI, e imagen ultrasónica
7	2019	Atsuro Suzuki et al.[77]	Homogénea de tejido mamario: graso y denso.	SEBS, aceite de parafina y solución salina en gel de poliacrilamida	Acústicas	Prototipo de tomografía por ultrasonido / Ultrasonido CT
8	2020	Giuseppe Ruvio et al.[89]	Capas heterogéneas de tejido mamario: piel, tumor, grasa, fibroglandular y músculo pectoral.	Alcohol polivinílico, agar, SiC, azúcar, sal, glicerol, agua, cloruro de benzalconio y aceite de oliva	Dielectric, Acoustic, MR Relaxometry, X-Ray Attenuation	Sistema MRI 3T, macroscopio acústico de barrido, escáner CT de 64 cortes/ MRI, US, Mamografía y CT
9	2021	Si Yen Ng et al.[87]	Capas heterogéneas de tejido mamario: glándula, grasa y tumor	Gelatina, agua	Acústicas y mecánicas	Receptor de pulsos (modo pulso-eco)/ Entrenamiento de biopsia en mama
10	2020	Siyun Li et al.[76]	Capas heterogéneas de tejido mamario: Piel, grasa, tejido fibroglandular y tumor.	Aceite, agar y perlas de vidrio	Dieléctricas y acústicas	Analizador de redes vectoriales y sonda dieléctrica/ Microondas e Imágenes US
11	2023	Aditya Prayugo Hariyanto et al. [74]	Capas heterogéneas de tejido mamario: glándula, grasa y lesión.	Cloruro de polivinilo, tereftalato de dioctilo, grafito y aceite de silicona	Densidad, elasticidad, rayos X, atenuación y acústicas	Dispositivo acústico desarrollado por el Instituto Tecnológico de Bandung/ Mamografía y Ultrasonido

Así, contar con phantoms bien caracterizados permite no solo validar experimentalmente técnicas de estimación térmica, sino también generar escenarios de referencia para estudios numéricos. Dado que replicar con precisión el comportamiento térmico y acústico del tejido mamario es fundamental, la simulación por elementos finitos se vuelve una herramienta clave. En la siguiente sección, se describe el proceso de modelado computacional implementado en COMSOL Multiphysics®, con el objetivo de analizar la respuesta térmica y acústica de los phantoms diseñados, y así complementar su validación experimental desde un enfoque teórico y predictivo.

5.6 Modelos computacionales de mama

El uso de modelos computacionales ha tomado fuerza como una herramienta para el estudio y validación de técnicas no invasivas en el diagnóstico de patologías mamarias. En esta sección se presenta una revisión de trabajos relevantes que

emplean simulación numérica, específicamente mediante el método del elemento finito (FEM), para modelar la propagación acústica y los perfiles térmicos en tejido mamario.

Si bien los perfiles de temperatura pueden ser monitoreados mediante diversos dispositivos de detección empleados en el diagnóstico del cáncer de mama, su capacidad para ofrecer información diagnóstica precisa continúa siendo limitada. Como respuesta a esta limitación, ciertos autores [40], [42], [95], [96], [97], [98] han recurrido al uso de simulaciones numéricas como complemento a las mediciones experimentales, con el objetivo de incrementar la sensibilidad diagnóstica y comprender con mayor profundidad el impacto térmico de las lesiones mamarias en la superficie cutánea. Estas simulaciones permiten modelar la distribución de temperatura inducida por procesos patológicos, mejorando así la interpretación de los datos obtenidos por métodos no invasivos, además de brindar información esencial para la comprensión de los gradientes térmicos en el interior del tejido para caso sano y caso tumoral.

La ecuación diferencial que gobierna el fenómeno físico es la de Biocalentamiento también llamada Ecuación de Pennes [99] (19), la cual incluye el efecto del flujo sanguíneo en la temperatura del tejido, así como la generación de calor metabólico volumétrico del tejido y la tasa de perfusión sanguínea volumétrica.

$$\rho C_p \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(K \nabla T) + W_b \rho_b C_b (T_a - T) + \dot{q}_m + \dot{q}_{ext} \quad (19)$$

donde ρ es la densidad del tejido [Kg / m^3], C_p el calor específico del tejido [$J / Kg \text{ } ^\circ C$], $\partial T / \partial t$ el gradiente de temperatura a lo largo del tiempo, ∇ el operador gradiente, K conductividad térmica [$W / (m \text{ } ^\circ C)$], T la temperatura del tejido [K], W_b flujo de perfusión sanguínea [$ml \text{ de sangre} / m^3 s$], ρ_b la densidad de la sangre [Kg / m^3], C_b el calor específico de la sangre [$J / (Kg \text{ } ^\circ C)$], T_a la temperatura arterial [K], $\dot{q}_m$ es el calor generado por la actividad metabólica [W / m^3], y $\dot{q}_{ext}$ la energía de una fuente externa [W / m^3].

La ecuación de Pennes ha constituido la base de múltiples simulaciones térmicas orientadas al estudio de lesiones tumorales, la angiogénesis y la respuesta térmica a tratamientos como el ultrasonido focalizado de alta intensidad (HIFU) o la hipertermia localizada. En paralelo, la propagación acústica en medios térmicamente inhomogéneos también se ha modelado para estudiar cómo la velocidad del sonido y la atenuación acústica varían en función de la temperatura, lo cual es fundamental para la estimación térmica basada en ultrasonido. En este contexto, es importante el uso de herramientas de simulación multifísica que integren de manera coherente el fenómeno de transferencia de calor en tejidos

biológicos y de propagación acústica, permitiendo un análisis acoplado y realista de los fenómenos involucrados.

En la Tabla 6 se describen brevemente algunos de los modelos computacionales más influyentes para simular las condiciones térmicas y acústicas del tejido mamario.

Tabla 6. Modelos computacionales de mama.

Autor	Modelo
Osman y Afify (1984) [95]	Tridimensional compuesto por cuatro secciones semiesféricas concéntricas; pared torácica, musculo, grasa y piel. Utilizan el MEF.
Ng. y Sudharsan (2001)[96]	Tridimensional dividido en cuatro secciones, partiendo por la pared torácica, musculo, glándula y grasa. Utiliza MEF.
Kwok y Krzyspiak (2007) [40]	Bidimensional empleando un cuarto de círculo, compuesto por tres capas; tumor, glándula y pared subcutánea. Utiliza COMSOL Multiphysics, MEF.
Chanmugam et al. (2012) [42]	Tridimensional, el cuál utiliza una estructura que, a diferencia de las vistas anteriormente, incluye capas individuales para la piel, compuesta por epidermis, papilar dermis y reticular dermis, seguida de la capa de grasa, glándula, músculo y pared torácica. Utiliza COMSOL Multiphysics, MEF.
Saniei et al. (2016) [97]	Tridimensional esférico dividido en capas.
Bardati y Ludicello (2008)[100]	Modelo térmico mamario con radiómetro ideal que evalúa la visibilidad de tumores considerando termogénesis y angiogénesis. Detectabilidad de lesiones de 6–10 mm varía con profundidad y tamaño de antena. Un tumor de 10 mm es visible hasta 3 cm de profundidad con sensibilidad de 0.1 K.
Shrestha et al. (2020) [98]	Tridimensional, el cuál utiliza una estructura que, incluye capas individuales para la piel, compuesta por epidermis, papilar dermis y reticular dermis, seguida de la capa de grasa, glándula, músculo y pared torácica. Utiliza COMSOL Multiphysics, MEF.
Acero et al. (2021)[101], [102]	Modelo tridimensional con estructuras definidas para conductos galactóforos y lóbulos. Utiliza COMSOL Multiphysics, MEF. Permite obtener patrones de calentamiento en el interior de la glándula, así como gradientes de temperatura.
Al Husaini et al. (2023)[103]	Modelo tridimensional para evaluar cómo el tamaño de la mama, la ubicación y el tamaño del tumor afectan la variación de temperatura superficial. Se encontró que tumores pequeños (<1 cm) generan incrementos térmicos menores a 0.5 °C en la superficie, incluso en mamas pequeñas.

Estos trabajos han demostrado que es posible simular con alta precisión los efectos de temperatura y acústica en tejido mamario, permitiendo no solo predecir la respuesta fisiológica ante procesos patológicos como el crecimiento tumoral, sino también optimizar las condiciones experimentales y clínicas de técnicas diagnósticas.

Como paso siguiente en esta investigación, se ha planteado el diseño de un modelo computacional basado en la estructura de los phantoms desarrollados, con capas diferenciadas que representen el tejido glandular, graso y tumoral. Este modelo utilizará parámetros físicos medidos en laboratorio y valores reportados en la literatura para validar experimentalmente los resultados de estimación térmica por ultrasonido. Además, se utilizará el modelo de biocalentamiento que se encuentra en el laboratorio. La implementación se realizará en COMSOL Multiphysics mediante el acoplamiento de módulos térmicos y acústicos, permitiendo simular la interacción entre temperatura y propagación acústica en entornos fisiológicamente realistas.



6. Metodología

La metodología propuesta, ilustrada en la Figura 2, se estructura en ocho etapas fundamentales. La primera de ellas contempla una revisión bibliográfica sobre la anatomía mamaria, los mecanismos de angiogénesis, los principios de la termometría basada en ultrasonido, el diseño de phantoms mamarios y los modelos computacionales existentes. En la segunda etapa, se lleva a cabo el desarrollo experimental de un phantom de mama diseñado para replicar las propiedades térmicas y acústicas del tejido biológico. La tercera etapa abarca la adquisición de señales ultrasónicas en el phantom a diferentes temperaturas, mientras que la cuarta se enfoca en la configuración y calibración del sistema de inspección ultrasónica, detallando las especificaciones del equipo utilizado. La quinta etapa describe la implementación de un modelo computacional que simula el fenómeno de biocalentamiento acoplado con propagación ultrasónica, permitiendo la generación de señales térmicamente dependientes. En la sexta etapa, se detallan los algoritmos empleados para detectar variaciones características en las señales ultrasónicas asociadas a cambios de temperatura. Posteriormente, en la séptima etapa, se realiza una evaluación cuantitativa de los resultados obtenidos. Finalmente, la octava etapa presenta la técnica propuesta para la estimación de distribuciones térmicas, orientada a identificar gradientes menores a 0.5°C , destacando sus principales ventajas y limitaciones.

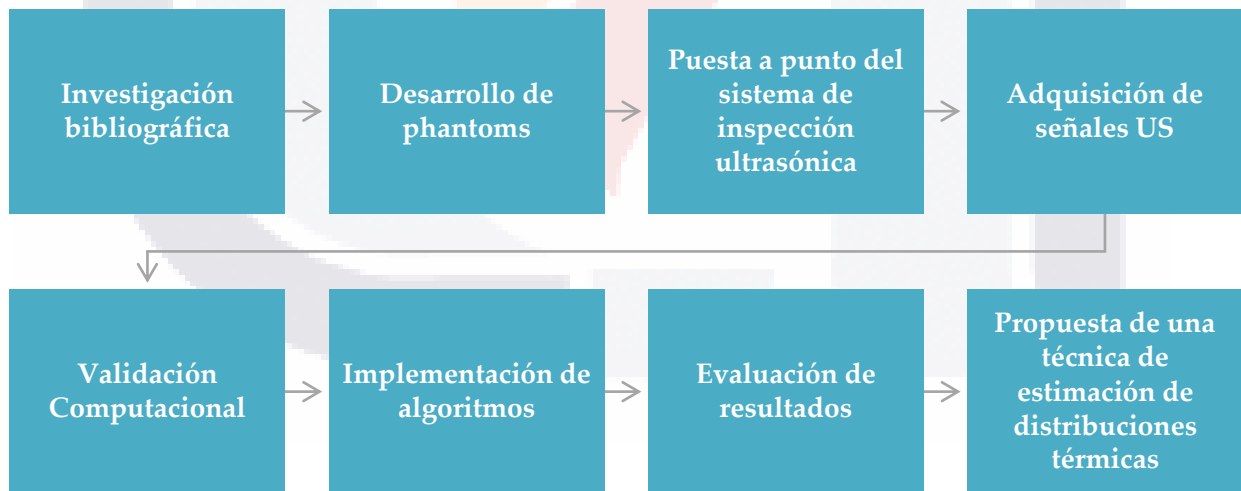


Figura 2. Diagrama a bloques de la metodología propuesta.

6.1 Desarrollo de Phantoms de mama

La Figura 3 muestra, de forma esquemática, las etapas que se siguieron para el diseño y fabricación de los phantoms mamarios utilizados en este trabajo. Estos modelos físicos fueron concebidos para reproducir de manera controlada las

propiedades térmicas y acústicas de los tejidos más relevantes de la mama: grasa, glándula y tumor. La elaboración se planteó como un proceso progresivo, avanzando desde configuraciones simples de una sola capa hasta llegar a modelos más complejos con múltiples capas, incluyendo una versión final que incorpora una fuente de calor inmersa, pensada para simular focos térmicos internos similares a los que podrían presentarse en situaciones patológicas reales.

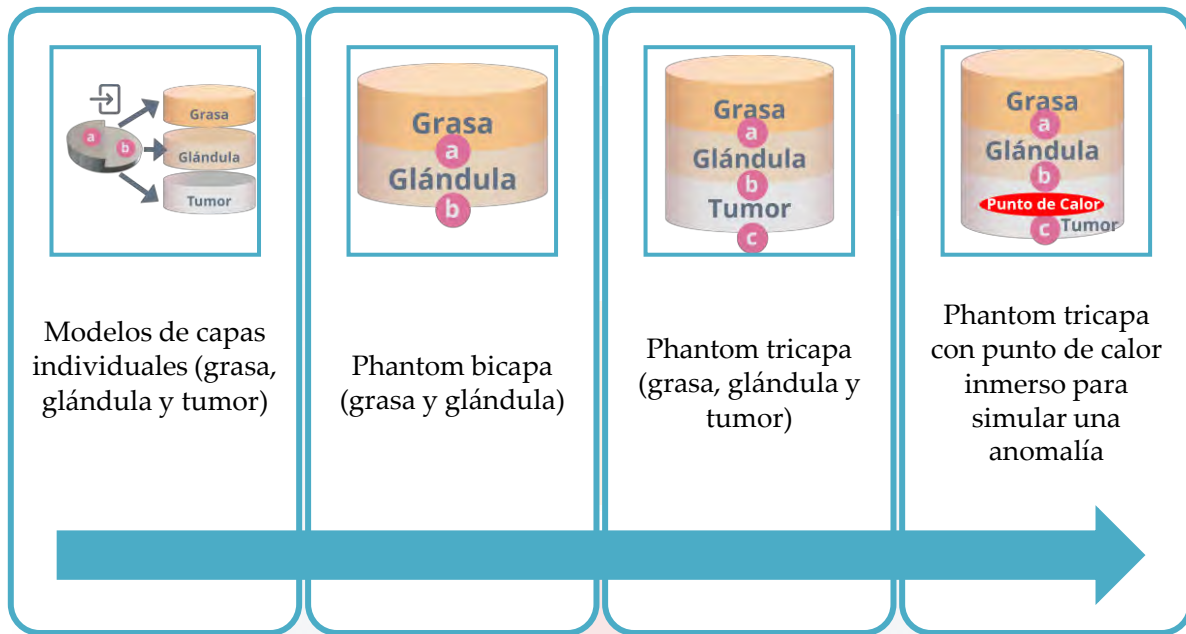


Figura 3.Diagrama que expone las etapas de elaboración de phantom de mama.

6.1.1 Phantom de capas individuales: Grasa, glándula y tumor

La elaboración de phantoms mamarios individuales constituye una etapa clave para la caracterización térmica y acústica de los tejidos simulados de grasa, glándula y tumor. Para el diseño experimental, se tomaron como referencia dos estudios representativos: el phantom termo-dieléctrico multicapa propuesta por Nguyen et al. [91], y el phantom compatible con resonancia magnética de Menikou et al. [82]. Ambos modelos replican adecuadamente propiedades específicas como la velocidad del sonido, la conductividad térmica y la densidad.

Inicialmente se exploró el uso de gelatina porcina como base gelida, siguiendo el protocolo de Nguyen [91]. Sin embargo, este material demostró limitaciones de estabilidad térmica, ya que su punto de fusión ($\sim 30^{\circ}\text{C}$) resultó incompatible con experimentos en el rango de $32\text{--}36^{\circ}\text{C}$. Por tal motivo, se adoptó agar como agente gelificante principal, tal como lo utilizó Menikou [82], dada su resistencia térmica (punto de fusión $\sim 95^{\circ}\text{C}$) y su capacidad para simular velocidades acústicas representativas del tejido glandular.

Se utilizó manteca de cerdo para simular el tejido adiposo, debido a que presenta propiedades acústicas y térmicas similares a las de la grasa subcutánea humana. Según lo reportado por Koch et al.[104], la velocidad ultrasónica promedio en la manteca varía entre 1436 ± 9 m/s y 1470 ± 37 m/s, medida a una temperatura de 38°C mediante un microscopio acústico de barrido operando a 10 MHz. Además, su conductividad térmica fue determinada en $0.1258 \text{ W/m}^\circ\text{C}$, resultado obtenido a partir del promedio de cinco mediciones independientes [105]. Por su parte, el tejido tumoral fue simulado añadiendo sal (NaCl) al compuesto base, con el objetivo de modificar ligeramente sus propiedades dieléctricas y aumentar su contraste térmico.

El proceso de fabricación se realizó utilizando una parrilla con agitador magnético. El agua se calentó a 60°C y se agregó el agar junto con aceite de girasol de manera progresiva. Una vez alcanzada la temperatura de 75°C , se añadió detergente para homogeneizar la mezcla, la cual fue vertida a los 50°C en moldes específicos y refrigerada durante 24 horas. Este procedimiento se repitió para cada concentración de agar.

Durante los ensayos experimentales se evaluaron tres formulaciones de phantom glandular con concentraciones de agar de 1.6 g, 1.8 g y 2.0 g por 100 g de agua. La formulación de 2.0 g proporcionó los mejores resultados en cuanto a homogeneidad y velocidad del sonido (1536.14 m/s), siendo seleccionada para los experimentos posteriores. Además, durante la adquisición de señales ultrasónicas, se identificó una dificultad para detectar claramente los ecos reflejados. Debido a esta complejidad, se decidió construir y probar bases metálicas sumergibles que facilitaran la localización precisa y eficiente de los ecos. Para ello, se diseñó un disco de aluminio con las dimensiones específicas que se detallan en el Anexo A. Esta modificación permitió mejorar significativamente la confiabilidad en la detección de señales. A continuación, se detallan las composiciones finales utilizadas en cada uno de los tejidos simulados:

Tabla 7.Reactivos para phantom de glándula y tumor.

Reactivos	Glándula	Tumor
Agua (gr)	100	150
Agar (gr)	2	3
Aceite de girasol (gr)	15	26.78
Sal (gr)	0	5
Detergente (gotas)	3-4	5-6

Para preparar la grasa antes de su uso experimental, se utilizó una parrilla con agitador magnético (Thermo Scientific, modelo SP131325) junto con un vaso de precipitados para calentar la muestra. La manteca fue calentada durante 25 minutos

TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS

a una temperatura de 60 °C. Una vez que la muestra alcanzó los 45 °C, se vertió en el molde correspondiente y se dejó en refrigeración durante un periodo mínimo de 24 horas a aproximadamente 2 °C.

Diseño Experimental phantom individual

El dispositivo de montaje utilizado para la adquisición de señales ultrasónicas fue diseñado en SolidWorks® y se compone de dos secciones: una para el monitoreo de temperatura mediante termopares tipo K y otra para la transmisión y recepción ultrasónica con un transductor de 1 MHz. La Figura 4a) muestra una vista general del diseño dividido en cuatro cuadrantes: el Cuadrante I aloja los soportes para los termopares T1, T2 y T3, conectados a un termómetro digital. Estos sensores, de 150 mm de longitud (LT), se insertaron a profundidades de 5, 7.5 y 10 mm dentro del Phantom 2, distribuidos equidistantemente sobre su diámetro de 50 mm (DP), asegurando que las mediciones se realicen una vez alcanzada la estabilización térmica.

En el Cuadrante II, el Phantom 2 se encuentra encapsulado dentro de una estructura con pestañas en forma de “T” (S2), que impide posibles fugas y asegura la correcta inmersión de los termopares, evitando gradientes térmicos no deseados causados por filtraciones de agua o aire. Esta sección garantiza la estabilidad del medio simulado durante el monitoreo térmico.

Los Cuadrantes III y IV están diseñados para fijar el Phantom 1, el cual no es vaciado directamente en el dispositivo, sino que se fabrica en un molde individual (IPM) de forma cilíndrica. Este molde permite incorporar un disco de aluminio (SD) de 48 mm de diámetro y 10 mm de grosor, con una elevación central de 5 mm, la cual garantiza una separación controlada entre el transductor y el centro del phantom. Este diseño facilita la correcta propagación y reflexión de las ondas ultrasónicas, mejorando la resolución en la caracterización de la velocidad del sonido (SOS). El Phantom 1 se fija al sistema mediante dos estructuras rectangulares (S3 y S4) ubicadas en el Cuadrante III, lo que evita su desplazamiento por flotación cuando es sumergido en agua destilada.

La Figura 4b) ofrece una vista esquemática del modelo sin las bases, donde se destacan la ubicación de los phantoms, los sensores de temperatura y el transductor ultrasónico. Esta perspectiva permite visualizar de manera clara la geometría funcional del sistema y la disposición de los componentes clave involucrados en la medición.

Finalmente, la Figura 4c) muestra el molde circular individual (IPM) utilizado para fabricar el Phantom 1, incluyendo la inserción del disco metálico central (SD), el cual actúa como referencia para generar ecos internos consistentes dentro del phantom.

El cálculo del campo cercano, punto focal y campo lejano del transductor se realizó considerando un diámetro de apertura de 15.8 mm (DT) y una velocidad del sonido en agua de 1500 m/s. Estos parámetros permitieron definir una distancia focal óptima de 0.0416 m (LFP) entre la cara del transductor y el phantom. El punto focal se posicionó estratégicamente en la interfase agua-phantom, asegurando la máxima eficiencia en la transmisión de energía acústica hacia el medio de prueba. La geometría fija del transductor (TR), incluyendo el área efectiva de radiación, se representa también en el Cuadrante IV de la Figura 4a).

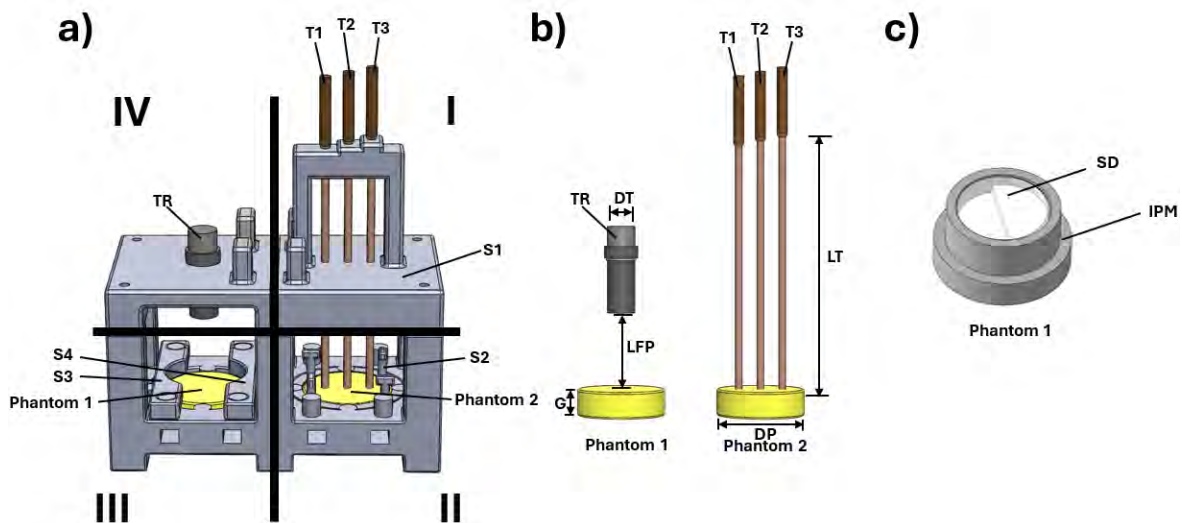


Figura 4. Dispositivo de sujeción para phantom individual: a) Vista general del montaje dividido en cuadrantes; b) ubicación relativa de sensores y phantoms; c) molde individual del phantom con disco metálico.

6.1.2 Phantom bicapa y tricapa

El diseño y construcción de phantoms compuestos de dos y tres capas constituyó una fase fundamental para simular configuraciones tisulares más realistas, con el objetivo de reproducir las condiciones estructurales de la mama en estado sano y en presencia de una lesión. Para el caso bicapa, correspondiente al modelo fisiológico saludable, se utilizó una configuración compuesta por una capa inferior de tejido adiposo simulado y una capa superior correspondiente al tejido glandular. El espesor de la capa de grasa fue de 23.5 mm, mientras que la capa glandular alcanzó los 32.4 mm. Aunque la capa de grasa parece más gruesa en los diagramas, el grosor considerado corresponde únicamente al trayecto desde la cara del transductor hasta la primera interfase. Esto se debe a que el transductor está inmerso en la grasa, y parte de esta capa no se incluye en la medición efectiva. Este modelo permitió estudiar la propagación del ultrasonido a través de medios con propiedades térmicas y acústicas diferenciadas, pero representativos de condiciones normales.

La elaboración de cada capa siguió un protocolo específico que garantizó la reproducibilidad de sus propiedades físico-acústicas. La simulación del tejido adiposo se llevó a cabo utilizando manteca de cerdo, seleccionada por su similitud con la grasa subcutánea en términos de densidad y velocidad del sonido. Para la capa de glándula, se preparó una mezcla homogénea a partir de agua destilada, agar en una concentración de 2 g por cada 100g de agua, aceite vegetal y entre 3 y 4 gotas de detergente líquido, a fin de mejorar la emulsificación del aceite en la matriz acuosa. Esta solución fue calentada a 75 °C en una parrilla con agitador magnético para asegurar la completa disolución del agar y posteriormente vertida a 50 °C en moldes cilíndricos, donde se dejó solidificar a temperatura ambiente durante una hora y se refrigeró durante al menos 2 horas.

La construcción del phantom tricapa, correspondiente al modelo con patología, integró una tercera capa adicional simulando un tejido tumoral, ubicada por debajo de la capa glandular. En esta configuración, el espesor de la capa de grasa fue de 21 mm, el de glándula de 24 mm y el de tumor de 24.5 mm. Para esta última capa se utilizó una composición ajustada que incluyó 3g de agar por cada 150g de agua, 26.5 g de aceite vegetal, 5 g de sal y entre 5 y 6 gotas de detergente. La adición de sal tuvo como propósito modificar las propiedades térmicas y dieléctricas del medio, generando un contraste adecuado frente a las otras capas simuladas. La inclusión de la capa tumoral responde al objetivo de estudiar la influencia térmica y acústica de anomalías internas en medios heterogéneos, simulando condiciones más próximas a escenarios clínicos.

Cada una de las capas fue vertida sucesivamente sobre la anterior, respetando estrictamente los tiempos de gelificación y las temperaturas de vertido, con el objetivo de evitar la deformación de las interfaces o la aparición de burbujas que comprometieran la integridad del modelo. Las capas fueron moldeadas de manera secuencial, iniciando con la capa tumoral, seguida por la glandular y finalmente la adiposa. Cada vertido se realizó a una temperatura aproximada de 45–50 °C y fue seguido por un periodo de estabilización en refrigeración.

Diseño Experimental phantom bicapa y tricapa

En ambos modelos, se emplearon termopares tipo K para registrar la temperatura de forma interna durante la exposición al baño termostático. Los sensores fueron insertados cuidadosamente en el centro geométrico de cada capa antes de que las mezclas completaran su proceso de gelificación, asegurando así una buena inmersión y fijación sin alterar la estructura del phantom. Las posiciones exactas de los termopares fueron definidas con base en los espesores de cada capa, y se distribuyeron de forma equidistante respecto al eje longitudinal del modelo.

Cabe destacar que la fabricación de estas estructuras multicapa exigió un riguroso control térmico durante el vaciado de cada una de las capas. Para evitar deformaciones, mezclas entre capas o formación de burbujas, cada capa fue vertida a una temperatura controlada entre 45 °C y 50 °C y se permitió un reposo de al menos una hora a temperatura ambiente, seguido por una etapa de refrigeración de 2 horas a 2 °C, antes de proceder con la siguiente capa. Esta secuencia de pasos garantizó una adecuada unión entre capas, evitando delaminaciones que pudieran afectar la propagación del ultrasonido o la estabilidad térmica durante los experimentos.

En la Figura 5 se presentan los esquemas correspondientes a las dos configuraciones experimentales desarrolladas: la Figura 5a) phantom bicapa representando un tejido mamario sano con propagación del ultrasonido a través de grasa y glándula, y la Figura 5b) phantom tricapa representando un caso tumoral con propagación a través de grasa, glándula y una capa profunda que simula la presencia de un tumor.

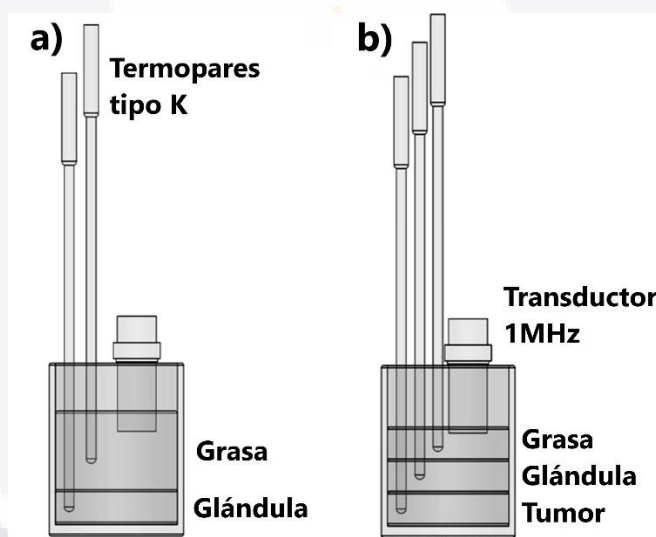


Figura 5. Diagrama del montaje experimental para ambos casos: a) medio de propagación grasa-glándula (caso sano); b) medio de propagación grasa-glándula-tumor (caso tumoral).

Para evaluar la consistencia y la variabilidad entre lotes de los phantoms, se realizaron múltiples repeticiones para cada caso: tres phantoms de una sola capa, tres correspondientes al modelo saludable (bicapa) y tres del modelo tumoral (tricapa). En total, se elaboraron nueve phantoms de grasa, nueve de glándula y seis de tejido tumoral. Cada lote fue fabricado siguiendo un protocolo estandarizado y riguroso, con el fin de asegurar la repetibilidad del proceso. Las cantidades de los componentes se midieron con instrumentos de laboratorio calibrados, y se mantuvieron temperaturas objetivo constantes durante todo el procedimiento mediante control térmico preciso.

Una vez validados los modelos bicapa y tricapa, se avanzó hacia una configuración más realista que incorpora una fuente de calor interna. Este nuevo enfoque busca simular gradientes térmicos localizados típicos de lesiones activas, permitiendo evaluar la sensibilidad del sistema ante variaciones de temperatura generadas desde el interior del phantom.

6.1.3 Phantom tricapa con punto de calor inmerso

Tras completar la caracterización de los phantoms bicapa y tricapa, se desarrolló una configuración avanzada con un punto de calor interno, diseñada para simular gradientes térmicos localizados similares a los producidos por tumores, con el fin de evaluar la sensibilidad del sistema ante variaciones de temperatura en medios multicapa.

El phantom desarrollado conservó la misma estructura tricapa previamente establecida, compuesta por simulaciones de grasa, glándula y tumor. No obstante, a diferencia del modelo anterior, en esta configuración se integró una fuente de calor interna, diseñada específicamente para inducir un gradiente térmico localizado dentro de la capa tumoral. Con este propósito, se llevó a cabo la caracterización de un sistema de calentamiento embebido, el cual estuvo conformado por un controlador de temperatura marca Autonics, modelo TK4S-14SR, acoplado a una resistencia de cartucho de 120 V y 260 W, con un diámetro de 6 mm y una longitud de 100 mm. El sistema de monitoreo térmico se complementó con un sensor RTD PT100 de tres hilos y bulbo aero pack de 1 mm de diámetro, además de cuatro termopares tipo K conectados a un termómetro digital, que permitieron el registro preciso de las variaciones de temperatura durante el experimento. El protocolo experimental contempló la inserción de los termopares a intervalos horizontales de 2.5 cm dentro de un contenedor térmicamente aislado. La resistencia de cartucho fue dispuesta verticalmente, mientras que el sensor RTD se colocó de forma paralela, posibilitando así la medición de temperatura en distintos puntos distribuidos a lo largo del eje térmico. Este arreglo se esquematiza en la Figura 6 y Figura 7.

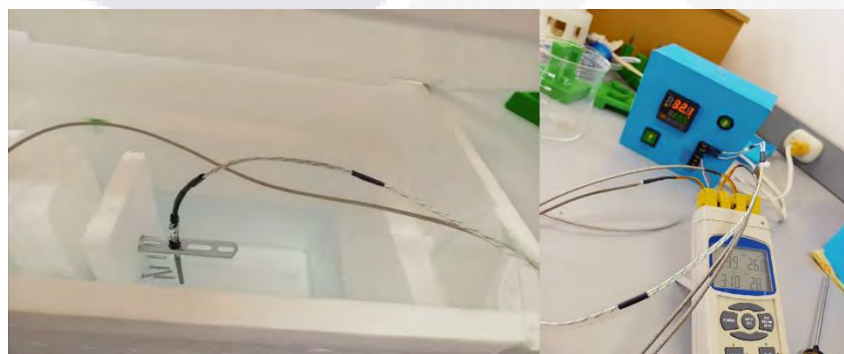


Figura 6. Arreglo de termopares con resistencia de cartucho y controlador.

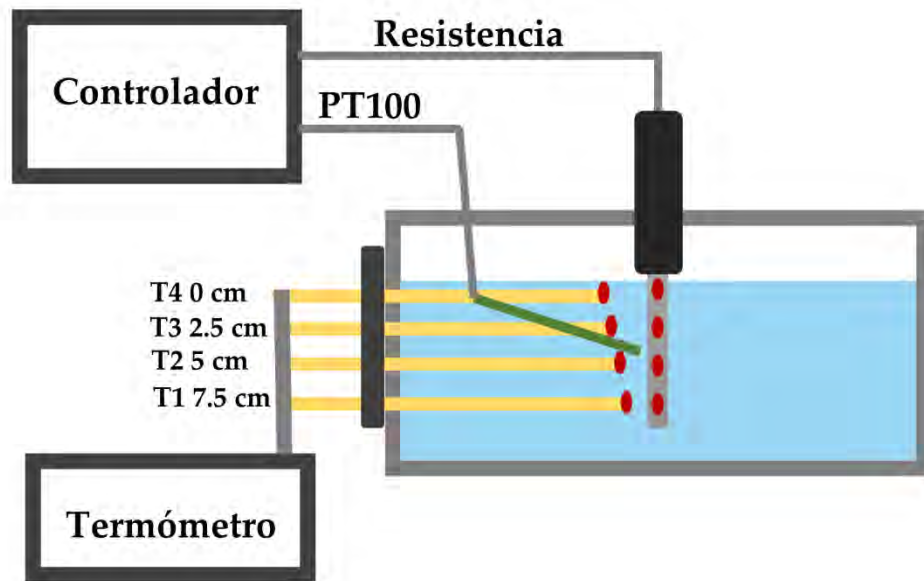


Figura 7. Diagrama de conexiones del experimento.

Posteriormente, se programó el controlador para alcanzar una temperatura objetivo de 32.2 °C, partiendo desde los 25 °C. Se realizaron un total de 164 mediciones a intervalos de 30 segundos durante un periodo de 82 minutos. La Figura 8 muestra el comportamiento térmico alcanzado en esta primera fase del experimento.

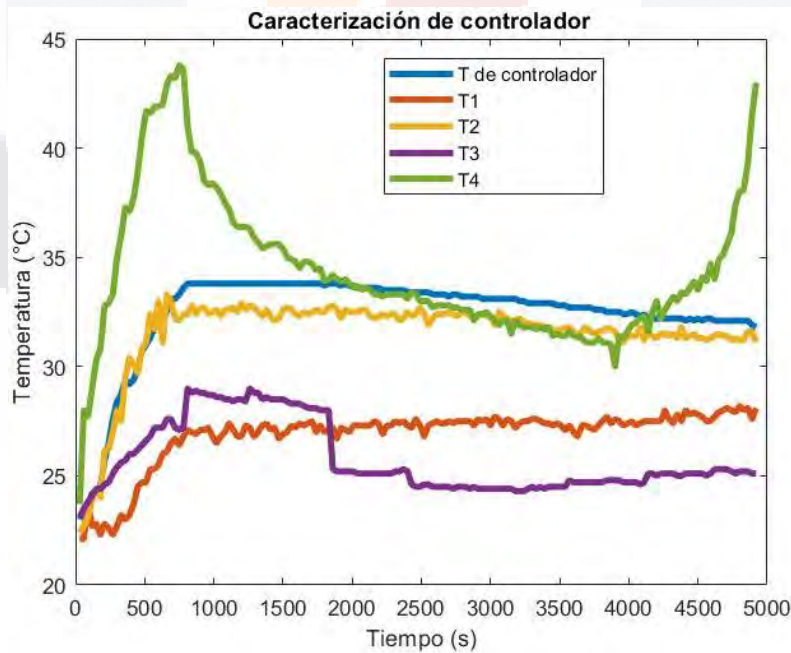


Figura 8. Grafica de temperaturas de los termopares y el sensor TP100 a lo largo del tiempo.

Para ampliar la muestra de datos, se realizaron dos pruebas adicionales con una duración de 120 minutos cada una y un total de 240 mediciones por sesión. Para evaluar la estabilidad del sistema, se graficó la diferencia entre la temperatura registrada por el RTD y la temperatura objetivo programada (Figura 9). Los resultados indicaron que el tiempo de estabilización del sistema fue de aproximadamente 90 a 95 minutos, con una desviación máxima de ± 0.4 °C. Se observó además que una estrategia eficiente consistió en programar inicialmente una temperatura 0.4 °C inferior a la deseada y posteriormente ajustarla al valor final, reduciendo las oscilaciones.

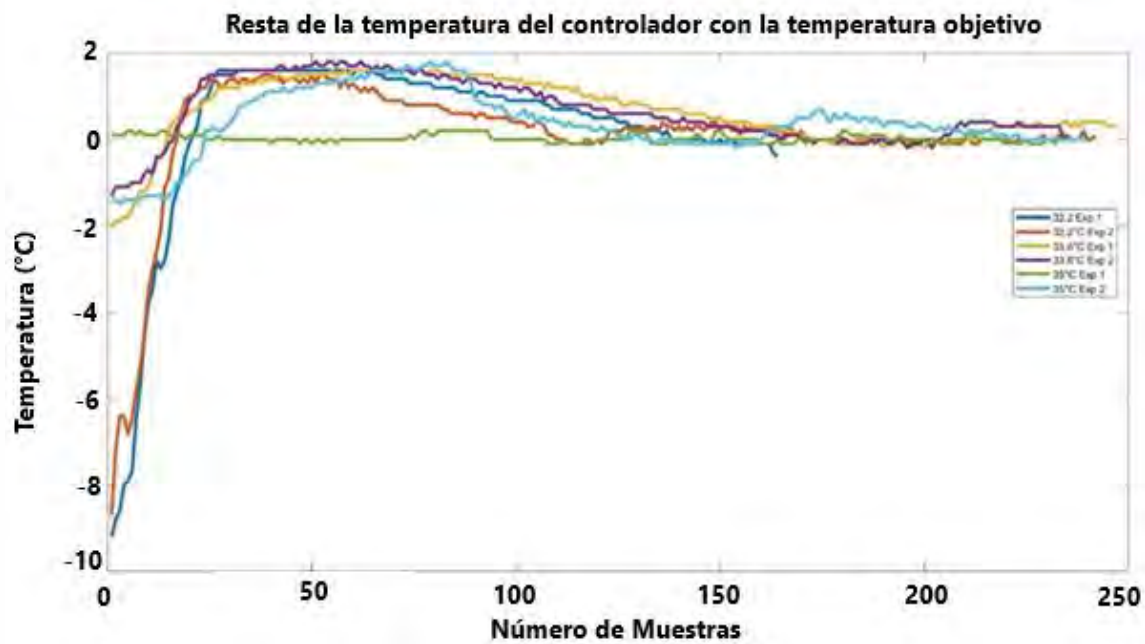


Figura 9. Gráfica que muestra la resta de la temperatura obtenida con el sensor del controlador RTD PT100 menos la temperatura objetivo para observar el error.

El sensor T2, ubicado a 5 mm de la resistencia y centrado longitudinalmente (a 5 cm del extremo, considerando un largo total de 10 cm), registró la mayor temperatura. Por ello, se estableció este punto como referencia de calentamiento para simular la presencia de un tumor. Con estos resultados, se procedió a construir el molde final, elaborado en acrílico con un diámetro de 6 mm y ensamblado mediante adhesivo epóxico. En la Figura 10 se muestran dos vistas del diseño experimental: en la Figura 10a) se observan los termopares insertados perpendicularmente a la base para monitorizar cada capa de tejido simulado, junto con la resistencia y el sensor PT100 posicionados de manera paralela a la base; en la Figura 10b) se ilustra la distribución lateral de estos componentes, donde la resistencia y el sensor se encuentran separados 20 mm entre sí y a 25 mm de la base del phantom.

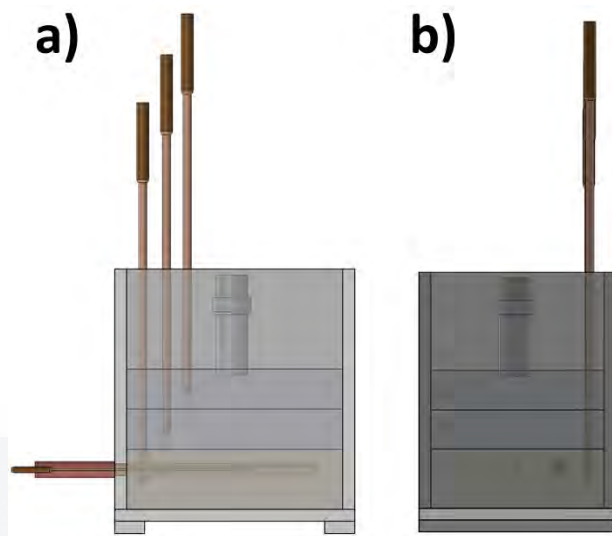


Figura 10. Molde de acrílico para phantom en capas con punto de calor configuración 1. a) Vista lateral (1); b) Vista lateral (2).

Los phantoms fueron fabricados siguiendo el mismo protocolo de construcción utilizado para el modelo tricapa: la capa tumoral se elaboró con un grosor de 30 mm, mientras que las capas de glándula y grasa midieron 20 mm cada una. Una vez ensamblado, el modelo fue colocado en una tina termostática a 37 °C y se dejó estabilizar durante 24 horas para garantizar una distribución térmica homogénea.

Finalmente, se simularon gradientes térmicos equivalentes a tumores de 5, 6 y 8 mm de diámetro, alcanzando temperaturas internas de 36.2 °C, 35.2 °C y 35.1 °C respectivamente. Los valores de las temperaturas asociadas a cada diámetro tumoral fueron obtenidos de la simulación de biocalentamiento de mama femenina con anomalía de la cual se hablará en las próximas secciones. Las señales ultrasónicas obtenidas fueron procesadas mediante el método de correlación cruzada para calcular desplazamientos de eco y estimar la variación de la velocidad del sonido en función del incremento térmico localizado. Esta configuración permitió validar la sensibilidad del sistema ante focos térmicos simulados en estructuras mamarias complejas. Se fabricó un único phantom con punto de calor inmerso, el cual representó un avance clave al lograr integrar exitosamente un sistema de calentamiento interno controlado dentro de un modelo multicapa, manteniendo la integridad térmica y acústica requerida para la adquisición confiable de señales ultrasónicas.

6.1.4 Densidad de los phantom

La densidad, entendida como la relación entre la masa y el volumen de un cuerpo, fue evaluada experimentalmente para los phantoms correspondientes a tejido glandular y tumoral en un intervalo de temperaturas comprendido entre 32 °C y 36 °C, con incrementos de 1 °C. El protocolo experimental consistió en la elaboración

de 12 muestras independientes para cada tipo de phantom, las cuales fueron almacenadas en refrigeración durante 24 horas con el fin de estabilizar su estructura fisicoquímica.

Transcurrido este tiempo, las muestras fueron colocadas en una tina termostática y mantenidas durante 3 horas para alcanzar homogéneamente la temperatura objetivo inicial de 32 °C. Para la determinación de la masa, se utilizó una balanza digital previamente tarada con un vaso de precipitado que contenía agua destilada a la temperatura correspondiente. Cada muestra fue sumergida cuidadosamente en el vaso y se registró su masa en gramos. El volumen desplazado por cada muestra se midió empleando una probeta graduada con 100 ml de agua destilada a temperatura ambiente. La muestra fue introducida y se registró el incremento en el nivel del líquido, correspondiente al volumen de la muestra por el principio de Arquímedes. Este procedimiento se repitió para todas las muestras en cada uno de los puntos de temperatura. Como resultado, se obtuvo una densidad promedio para el phantom de glándula de 0.86297 g/cm³, con una desviación estándar (SD) de ± 0.3108 . En el caso del phantom tumoral, la densidad media fue de 0.86627 g/cm³, con una SD de ± 0.0181 , en el mismo intervalo térmico.

Para referencia, la densidad de la manteca de cerdo, utilizada en este trabajo como simulador del tejido adiposo, se encuentra entre 0.896 y 0.904 g/cm³ a 40 °C (en agua a 20 °C), conforme al Método de Prueba NMX-F-075. Este valor está estipulado en la norma mexicana NMX-F-110-1999-SCFI, la cual regula las especificaciones fisicoquímicas y sensoriales que debe cumplir la manteca de cerdo destinada a aplicaciones alimentarias o experimentales.

6.2 Protocolo de Adquisición de señales Ultrasónicas

Para la inspección ultrasónica, se empleó el diagrama de conexiones ilustrado en la Figura 11. En primer lugar, el phantom correspondiente fue sumergido en una tina de agua (modelo GP05, Thermo Scientific) utilizando agua destilada como medio de acoplamiento en el caso de la configuración de phantom individual. Esta tina cuenta con una resolución de 0.1 °C y una estabilidad térmica de ± 0.2 °C. Para los modelos multicapa, tanto en el caso sano como tumoral, se utilizó directamente la capa de grasa como medio de acoplamiento con el transductor, permitiendo una transmisión eficiente de las ondas ultrasónicas a través del tejido simulado. Todos los phantoms se mantuvieron sumergidos durante 24 horas a temperatura ambiente para garantizar una estabilización térmica homogénea antes de iniciar las mediciones. La temperatura se monitoreó continuamente con una resolución de 0.1°C.

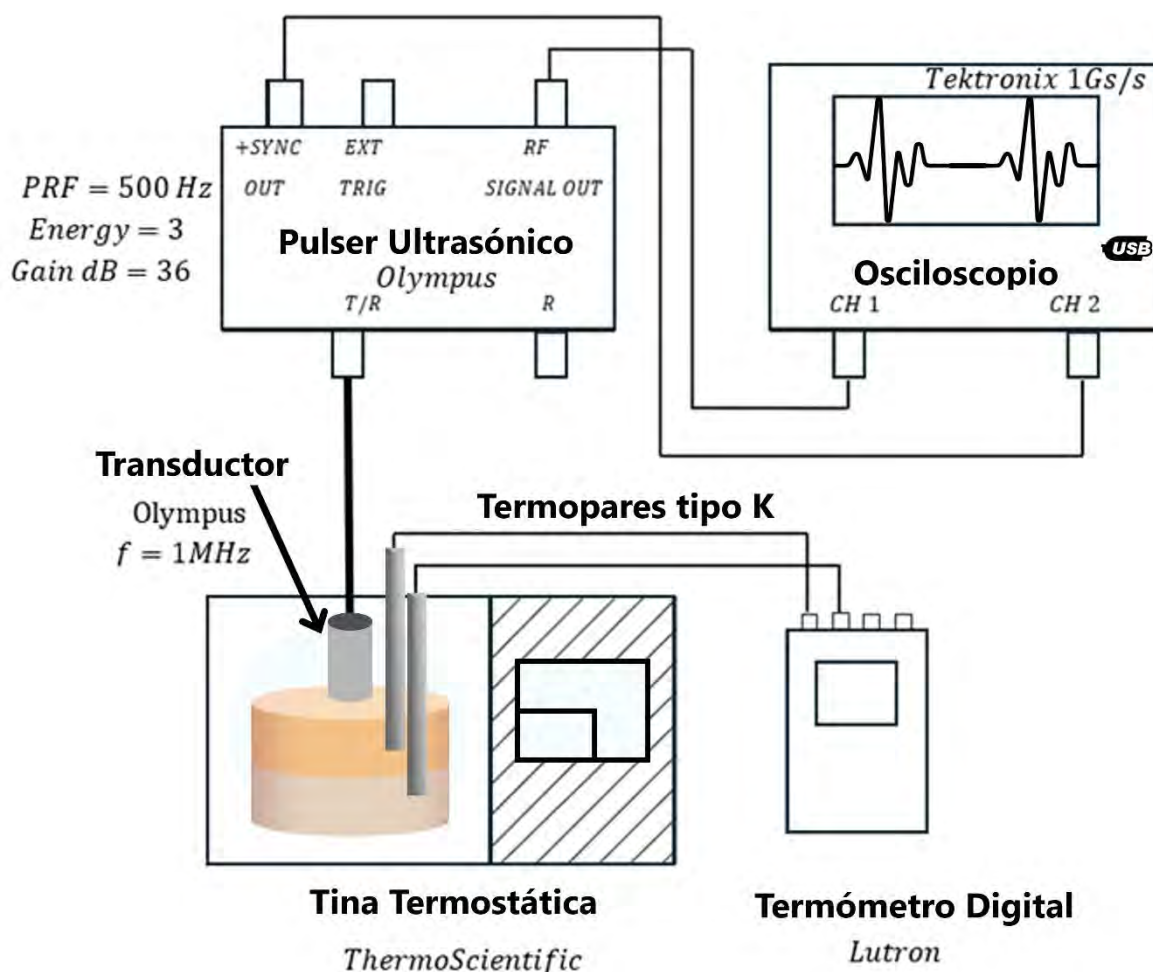


Figura 11.Diagrama de conexiones del sistema de inspección ultrasónica.

Una vez estabilizada la temperatura, se activó el sistema de calentamiento de la tina y se programó con un incremento inicial de 1°C respecto a la temperatura basal. A partir de ahí, se elevó gradualmente hasta alcanzar los 32°C . El transductor ultrasónico empleado fue un modelo Olympus V303 de 1 MHz, con una frecuencia central real de 0.92 MHz, un ancho de banda de -6 dB del 58.27%, y una frecuencia de pico de 0.91 MHz. Este se posicionó perpendicularmente a la superficie del phantom y fue conectado a un generador de pulsos ultrasónicos Olympus 507PR, operando en modo pulso-eco, con una tensión de excitación de 100 V y una frecuencia de repetición de pulsos de 500 Hz.

Las señales de eco fueron registradas mediante un osciloscopio Tektronix DPO2012B, con una tasa de muestreo de 1 GS/s. Este procedimiento fue repetido para cada temperatura de interés, desde los 32°C hasta los 36°C , con incrementos de 0.5°C . Se observó que la estabilización térmica entre cada incremento de temperatura requirió un promedio de 25 minutos.

La Figura 12 presenta ejemplos de señales con ecos representativos en diferentes configuraciones de phantoms: uno de capa individual, uno bicapa que representa el caso sano y un modelo tricapa correspondiente al caso tumoral. En el phantom de capa única se identificaron dos interfaces acústicas principales: (a) Phantom/Primera Superficie y (b) Phantom/Segunda Superficie. En el modelo bicapa, las señales reflejaron dos transiciones correspondientes a: (a) Grasa/Glándula y (b) Glándula/Pared rígida. En el caso tumoral tricapa, se distinguieron claramente tres interfaces: (a) Grasa/Glándula, (b) Glándula/Tumor y (c) Tumor/Pared rígida. Finalmente, en el modelo tricapa con punto de calor inmerso, además de las tres interfaces anteriores, se observaron los ecos (r1) y (r2), asociados a la presencia de la resistencia térmica incrustada en la capa tumoral. Estas interfaces permitieron evaluar de forma detallada la propagación de las ondas ultrasónicas y la variación de los ecos en respuesta a cambios térmicos localizados dentro de cada estructura simulada.

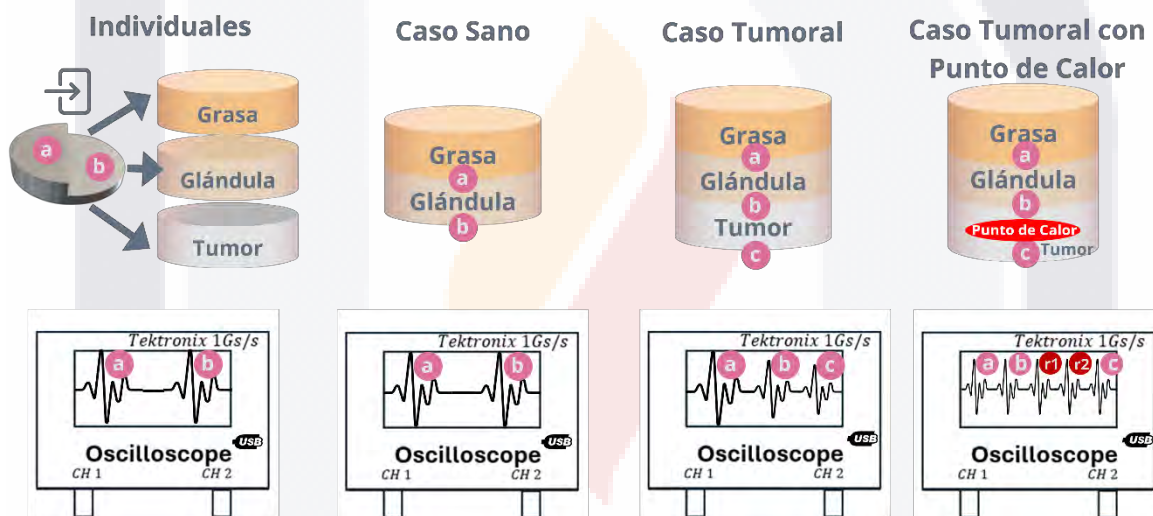


Figura 12. Diagrama de la estructura por capas, configuración experimental y ejemplos de adquisición de señales.

En las siguientes secciones se describirá el procesamiento de las señales adquiridas, así como los métodos utilizados para estimar la velocidad del sonido en los distintos phantoms, con el objetivo de caracterizar su comportamiento térmico y acústico bajo condiciones controladas. Además, se detallarán las características técnicas de los equipos empleados, como parte de la puesta a punto del sistema de inspección por ultrasonido, fundamental para garantizar la precisión y repetibilidad de los experimentos.

6.3 Puesta a punto del sistema de inspección Ultrasónica

La correcta configuración del sistema de inspección ultrasónica fue una etapa clave para garantizar la fiabilidad en la adquisición de señales en los distintos phantoms desarrollados. El sistema estuvo conformado por una tina termostática, un pulser ultrasónico, un transductor de inmersión, un osciloscopio digital y un sistema de monitoreo térmico mediante termopares tipo K conectados a un termómetro digital. La interconexión de estos elementos se esquematiza en la Figura 11.

6.3.1 Tina Termostática

La tina termostática utilizada (modelo GP05, marca ThermoScientific) permitió controlar de forma precisa la temperatura del medio durante las pruebas. Este dispositivo presenta una resolución de 0.1°C y una estabilidad de $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$, siendo adecuado para mantener condiciones térmicas controladas durante largos periodos. Para un correcto funcionamiento, se recomienda introducir primero la bandeja con orificios antes de llenar el tanque con agua destilada, respetando un nivel mínimo de 2.5 cm desde el fondo y un máximo de 2.5 cm por debajo del borde superior. El fabricante sugiere no operar el equipo sin líquido y evitar el uso de glicol en su totalidad. Es posible cambiar el punto de ajuste con la bañera en marcha o parada en un rango de temperatura que va de 5 a 50°C . Se recomienda conectar el baño a un tomacorriente que esté conectado a tierra. Además, se sugiere limpiar con agua y un paño suave o una mezcla de agua con glicol de grado de laboratorio al 50/50. Las principales especificaciones se presentan en la Tabla 8.

Tabla 8. Características de la Tina Termostática.

Característica	Valor
Marca	ThermoScientific
Modelo	GP 05
Estabilidad	$\pm 0.1^{\circ}\text{C}$
Uniformidad	$\pm 0.2^{\circ}\text{C}$
Salida de Calefacción	300 Watts
Volumen del baño	5 Litros
Dimensiones totales del baño (L $\times$ W $\times$ H)	24.6 $\times$ 35.5 $\times$ 23.2 cm
Dimensiones del área de trabajo del baño (L $\times$ W $\times$ H)	15.4 $\times$ 30.0 $\times$ 15.0 cm
Peso aproximado	4.5 kg

6.3.2 Pulser Ultrasónico

El generador de pulsos y receptor (modelo 5072PR, marca Olympus) tiene la función de excitar eléctricamente al transductor y recibir las señales reflejadas desde las interfaces internas de los phantoms. El equipo permite ajustar parámetros como el voltaje de pulso, la frecuencia de repetición y el amortiguamiento, lo cual es esencial para optimizar la calidad de las señales captadas. Este instrumento opera en modo

pulso-eco y ofrece un ancho de banda de hasta 35 MHz, con un voltaje de salida de hasta 360 V en carga abierta. La Tabla 9 resume sus características más relevantes.

Tabla 9. Tabla que muestra las características del pulser US.

Característica	Valor
Marca	<i>Olympus</i>
Modelo	<i>5072PR</i>
Requerimientos eléctricos ($\frac{V_{AC}}{Hz}$)	100,120,220, o 240 (50 – 60)
Tipo de pulso (impulso principal)	<i>Negativo</i>
Rise Time (Tiempo de subida)	<i>Típicamente de 5ns a 10ns max</i>
Voltaje de pulso disponible (sin carga)	–360
Energía de pulso disponible	13,26,52, o 104 μ joules
Damping (Amortiguamiento)	Seleccionable de 15,17,20,25,36,50,100 o 500 ohms con una tolerancia de $\pm 2\%$
Isolation (Aislamiento)	<i>Típicamente 62 dB a 10 MHz</i>
Tasa de repetición de pulso (interna)	100, 200, 500, 1000, 2000, o 5000 Hz
Tasa de repetición de pulso (externa)	0 a 6KHz
Pulso de salida de sincronización	3 V en 50 ohms
Entrada de disparador externo (en serie de 10 k ohms)	2.4 V en 1000 pF, 200 ns, ancho de pulso mínimo
Ancho de banda máximo (-3dB, RL=50 ohms)	1kHz a 35 MHz
Ganancia de Voltaje	0-59, pasos de 1dB (RL=50 ohms)
Fase	Invertida o no invertida (switch interno)
Rango de atenuación	0-59, pasos de 1dB (RL=50 ohms)
Filtro pasa altas	1kHz de salida o 1MHz
Filtro pasa bajas	35MHz de salida o 10 MHz
Ruido	70 μ V pk-pk típicamente, referido a la entrada, BW=35 MHz
Máxima de señal de salida	$\pm 1V$ pk., terminada en 50 ohms
Resistencia de entrada (a través de la transmisión)	500 ohms en un rango lineal, 100 ohms> al rango lineal
Impedancia de salida	50 ohms
Potencia máxima de entrada	400 mW
Temperatura de operación	0-50 °C
Tamaño	178 mm $\times$ 89 mm $\times$ 232 mm
Peso	2.3 kg

6.3.3 Transductor Ultrasónico

El transductor empleado (modelo V303, Olympus) fue de tipo inmersión, con una frecuencia nominal de 1 MHz y un ancho de banda de 57.91 %. Este componente es fundamental para generar y recibir las ondas ultrasónicas que atraviesan los phantoms. Fue configurado para operar con una energía de pulso de 100 V y un amortiguamiento de 200 ohmios, obteniendo pulsos de duración entre 2.3 μ s y 4.2 μ s

según el nivel de atenuación. Su rendimiento espectral, con una frecuencia pico de 0.93 MHz, asegura una adecuada resolución para las mediciones realizadas. Las especificaciones completas se encuentran en la Tabla 10.

Tabla 10. Tabla que muestra las propiedades del transductor US.

Característica	Valor
Marca	<i>Olympus</i>
No. Parte	<i>V303</i>
No. Serie	<i>1071674</i>
Tipo	<i>Inmersión</i>
Frecuencia	<i>1 MHz</i>
Ajuste del Pulser	<i>Energía: 100 V, Damping: 200 ohms, Forma: Espiga</i>
Ajuste del Receiver	<i>Ganancia: 45 Db, Filtro, DC – 10MHz</i>
Duración de pulso	<i>–14 dB: 2.298µs –20 dB: 2.885µs –40 dB: 4.242µs</i>
Medidas de espectro	<i>Frecuencia central: 0.95 MHz Frecuencia pico: 0.93 MHz Ancho de banda: 57.91%</i>

6.3.4 Osciloscopio Digital

Para el registro de las señales ultrasónicas reflejadas, se utilizó un osciloscopio digital Tektronix DPO2012B, de 2 canales y ancho de banda de 100 MHz. Este equipo permitió una visualización en tiempo real de las señales adquiridas, con una tasa de muestreo de 1 Gs/s y una longitud de registro de 1 millón de puntos. Las señales fueron almacenadas en formato Excel para su posterior análisis en MATLAB. La Tabla 19 muestra sus principales características técnicas.

Tabla 11. Tabla que muestra las principales características del Osciloscopio Digital.

Característica	Valor
Marca	<i>Tektronix</i>
Modelo	<i>DPO2012B</i>
Canales analógicos	<i>2</i>
Ancho de Banda	<i>100 MHz</i>
Tiempo de subida	<i>3.5 ns</i>
Tasa de muestreo	<i>1 Gs/s</i>
Longitud de registro	<i>1M points</i>
Límites de ancho de banda de hardware	<i>20 MHz</i>
Acoplamiento de entrada	<i>AC, DC, GND</i>
Impedancia de entrada	<i>1MΩ ± 2%, 11.5 pF, ±2pF</i>
Rango de sensibilidad de entrada	<i>2 mV/div a 5V/div</i>
Resolución vertical	<i>8 bits</i>
Voltaje de entrada máximo, 1MΩ	<i>300 V_{RMS} con picos ≤ ±450V</i>
Precisión de ganancia de DC	<i>±3% para 10 mV/div a 5V/div</i>

(con ajuste de Compensación a 0 V)	$\pm 4\%$ para 2mV/div a 5mV/div
Dimensiones	180 mm $\times$ 377 mm $\times$ 143 mm
Peso	3.6 kg
Temperatura de operación	0°C a 50°C

6.3.5 Termopares tipo K y Termómetro Digital

El monitoreo térmico de los phantoms durante el calentamiento se llevó a cabo mediante termopares tipo K, fabricados con conductores de níquel-cromo (positivo) y níquel-aluminio (negativo). Estos sensores permiten mediciones confiables en un rango de -199.9 °C a 1370 °C con un margen de error de ± 1.1 °C [106]. Estuvieron conectados a un termómetro digital de 4 canales (marca Lutron), compatible con termopares tipo K, J y Pt100, con una resolución de 0.1 °C y precisión de $\pm 0.5\%$ + 1 °C. El tiempo de muestreo fue de 1 s.

6.4 Análisis y Procesamiento de Señales

6.4.1 Etapa de Acondicionamiento

El proceso de acondicionamiento de señales se aplicó de forma uniforme tanto para los registros obtenidos en phantoms de capa individual como para aquellos correspondientes a estructuras multicapa. Cada adquisición contenía un total de 100,000 muestras por señal, las cuales fueron procesadas utilizando el software MATLAB (MathWorks). Para el análisis, las señales fueron segmentadas en ventanas específicas, permitiendo aislar individualmente los ecos reflejados por cada interfaz relevante.

El tamaño de cada ventana se definió en función de la duración característica de los ecos asociados a cada interfaz, asegurando que estos estuvieran completamente contenidos en todas las condiciones de temperatura evaluadas. Posteriormente, se aplicó un filtro pasa banda con frecuencias de corte de 0.5 MHz y 1.5 MHz y una atenuación de -3 dB, con el propósito de eliminar componentes de ruido fuera del rango de interés y preservar únicamente la información útil correspondiente a la propagación ultrasónica.

6.4.2 Método de Correlación Cruzada para la estimación de SOS

En esta sección se presenta el método de correlación cruzada como una estrategia clave para determinar variaciones relativas en el tiempo de vuelo (ToF) provocadas por cambios térmicos en los modelos de tejido (phantoms). La relación entre la velocidad del sonido y la temperatura se fundamenta en la ecuación (7), previamente discutida.

Phantom Individual

Para la caracterización acústica de phantoms de una sola capa, se identificaron dos ecos clave: el primero, correspondiente a la interfaz Phantom/Primera Superficie (a), y el segundo, a la interfaz Phantom/Segunda Superficie (b). La evaluación del desplazamiento temporal asociado al cambio térmico se realizó mediante correlación cruzada entre los ecos adquiridos a una temperatura de referencia de 32 °C y aquellos obtenidos a temperaturas superiores, en intervalos de 0.5 °C hasta alcanzar los 36 °C. La Figura 13 ilustra el procesamiento de señales ultrasónicas en un phantom de grasa, como ejemplo de señales adquiridas. En la Figura 13a) se observa la señal cruda adquirida, que contiene múltiples reflexiones correspondientes a las interfaces internas. La Figura 13b) y la Figura 13c) muestran los ecos filtrados correspondientes a las interfaces de interés del phantom. Este procesamiento es fundamental para estimar variaciones en el tiempo de vuelo (ToF) asociadas a cambios térmicos en el medio.

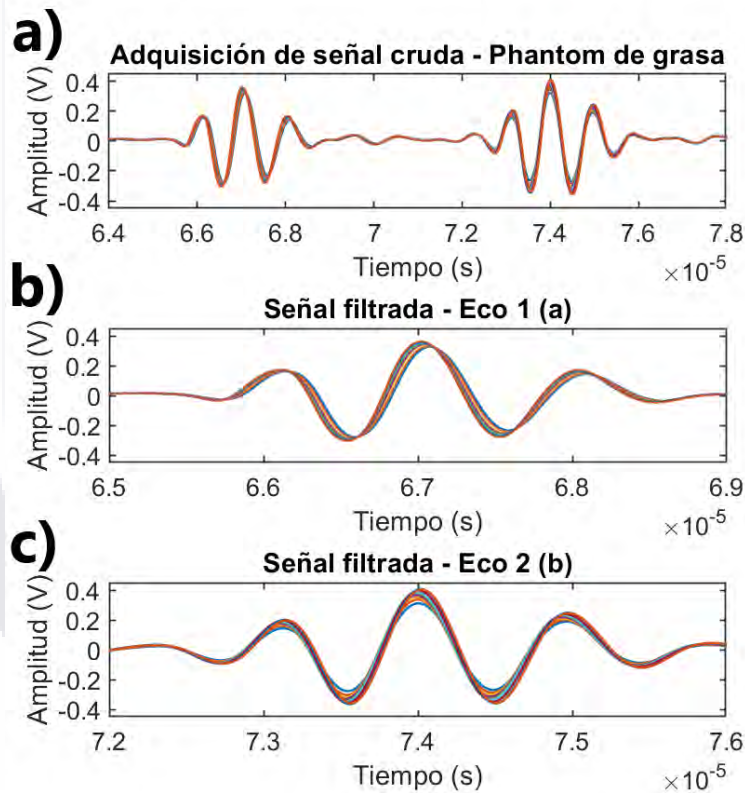


Figura 13. Gráfica que muestra las señales adquiridas en phantom de grasa individual. a) Adquisición de señal cruda para phantom de grasa; b) señal filtrada eco 1; c) señal filtrada eco 2.

El desfase temporal (Δt) se determinó localizando el índice de máxima correlación entre señales, el cual fue normalizado respecto a la frecuencia de muestreo para obtener el valor en segundos. Esta operación se realizó de manera independiente para ambos ecos. Dado que los desplazamientos pueden representar adelantos o retrasos en la señal en función del tipo de tejido simulado (acuoso), se aplicó una

corrección de signo a los valores de Δt para distinguir entre ambos fenómenos: (1) avances positivos, típicos de medios glandulares con alta conductividad térmica; (2) retardos negativos, característicos de medios grasos con baja conductividad. Este comportamiento se ilustra en la Figura 14, donde los paneles de la Figura 14a) y Figura 14b) muestran el caso de tejido adiposo, la Figura 14c) y la Figura 14d) el caso de tejido glandular. En el caso del tejido graso, la señal adquirida a temperatura elevada (T_1) presenta un retardo respecto a la señal de referencia (T_0), evidenciando un desplazamiento temporal que genera un pico de correlación cruzada en retardos negativos. Por el contrario, en el tejido glandular, la señal T_1 se adelanta en relación con T_0 , lo que se refleja en un máximo de correlación ubicado en retardos positivos. Esta diferencia en el comportamiento temporal de las señales confirma que el efecto térmico sobre la velocidad del sonido difiere entre ambos tipos de tejido.

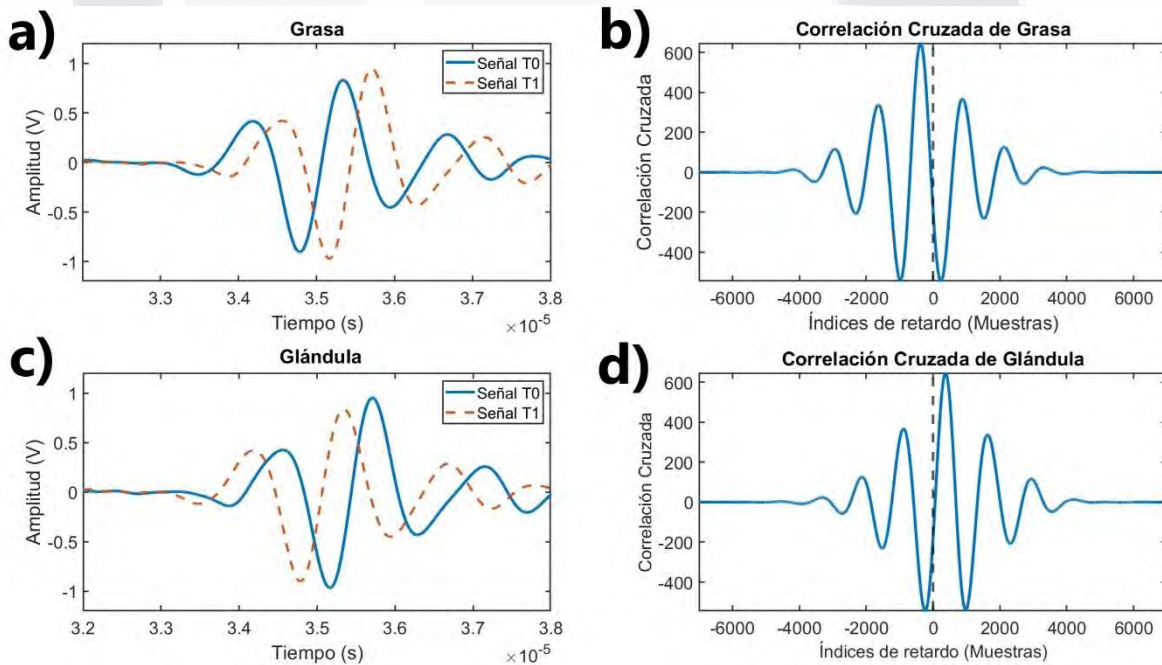


Figura 14. Gráfica que ilustra el comportamiento de la correlación cruzada: a) representación de ecos adquiridos en un medio graso a dos temperaturas distintas, b) resultado de la correlación entre los ecos correspondientes al medio graso, c) representación de ecos adquiridos en un medio glandular a dos temperaturas diferentes, d) resultado de la correlación entre los ecos correspondientes al medio glandular.

Para aislar el efecto térmico exclusivamente en el trayecto delimitado entre las interfaces (a) Phantom/Primera Superficie y (b) Phantom/Segunda Superficie, se calculó la diferencia entre los valores de Δt corregidos en signo (Δt_{rect}) obtenidos para cada una de estas interfaces. Esta resta permite eliminar los retardos acumulados en la primera interfaz, dejando únicamente el desfase atribuido al intervalo específico de propagación entre ambas superficies. El resultado se definió como ΔToF para cada una de las temperaturas evaluadas. Posteriormente, dicho ΔToF fue sumado al

tiempo de vuelo de referencia (ToF_0) registrado a 32 °C, permitiendo estimar los nuevos tiempos de vuelo para cada condición térmica. Finalmente, asumiendo una distancia de propagación constante de 5 mm entre las interfaces seleccionadas, se calcularon las velocidades del sonido (SOS) para cada temperatura, utilizando la relación directa entre distancia y tiempo total de vuelo.

Phantom Bicapa

Para la caracterización del phantom compuesto por dos capas que simulan tejido mamario sano, el procedimiento fue adaptado para considerar los retardos acumulados en cada una de las capas. En este caso, se identificaron dos ecos de interés: el primero correspondiente a la interfaz (a) Grasa/Glándula, y el segundo a la interfaz (b) Glándula/Pared rígida. En estructuras compuestas por distintos tipos de tejidos, el tiempo de vuelo (ToF) de cada eco refleja el tiempo total que la onda ultrasónica tarda en atravesar todas las capas previas hasta alcanzar la interfaz en cuestión, es decir, representa un ToF acumulado. Por tanto, para obtener medidas precisas de los cambios en la velocidad del sonido en una capa específica, es necesario eliminar los retardos acumulados provenientes de las capas anteriores, restando dichos desfases.

El cálculo del desfase temporal (Δt) para la primera interfaz se realizó aplicando el método de correlación cruzada entre la señal adquirida a 32 °C y las señales obtenidas en temperaturas entre 32 °C y 36 °C, en incrementos de 0.5 °C. Este procedimiento se aplicó a la ventana temporal asociada con la interfaz (a) Grasa/Glándula. La correlación proporcionó un desfase en número de muestras, el cual fue convertido a tiempo (Δt) dividiéndolo entre la frecuencia de muestreo. La misma metodología fue utilizada para la interfaz (b) Glándula/Pared rígida, permitiendo así calcular el desfase correspondiente a esa segunda capa.

El ToF inicial correspondiente al primer eco (a) a 32 °C se denota como t_{01} , mientras que el ToF del segundo eco (b) a la misma temperatura de referencia se representa como t_{02} . A medida que la temperatura interna del phantom se incrementa de manera uniforme, los nuevos tiempos de vuelo correspondientes a las interfaces (a) y (b) se denotan como t_{11} y t_{12} , respectivamente. Estos tiempos, usualmente del orden de microsegundos, permitieron calcular los cambios Δt en el ToF causados por el aumento de temperatura, utilizando las ecuaciones (20) y (21).

$$\Delta t_{11} = t_{01} - t_{11} \quad (20)$$

$$\Delta t_{12} = t_{02} - t_{12} \quad (21)$$

Para obtener el cambio neto asociado exclusivamente al medio glandular, se realizó la sustracción del desfase acumulado de la primera interfaz (a) al desfase total de la segunda interfaz (b), como se indica en la siguiente ecuación (22).

$$\Delta t'_{12} = \Delta t_{12} - \Delta t_{11} \quad (22)$$

Este procedimiento permitió aislar el efecto del cambio de velocidad en la capa glandular, eliminando la influencia de la capa grasa, y, por tanto, establecer una correlación directa entre las variaciones de temperatura y los cambios en la velocidad del sonido en dicha capa.

Phantom Tricapa

Para el análisis del phantom tricapa que simula tejido mamario con la presencia de una lesión tumoral, se siguió una metodología análoga a la utilizada en el modelo bicapa, con la diferencia fundamental de incorporar un tercer medio. En este caso, se identificaron tres ecos significativos: el primero correspondiente a la interfaz (a) Grasa/Glándula, el segundo a la interfaz (b) Glándula/Tumor y el tercero a la interfaz (c) Tumor/Pared rígida, tal como se esquematiza en la Figura 15 para el caso tumoral de tres capas.

El procedimiento de caracterización se centró particularmente en la capa tumoral, para lo cual se calcularon los retardos temporales (Δt) mediante el método de correlación cruzada entre la señal registrada a 32 °C en la ventana asociada con la interfaz (c) Tumor/Pared rígida, y las señales capturadas a temperaturas más elevadas (entre 32 °C y 36 °C, con incrementos de 0.5 °C). Estos desfases, inicialmente expresados en número de muestras, fueron convertidos a unidades de tiempo dividiendo por la frecuencia de muestreo. Asimismo, se aplicó una corrección de signo para distinguir entre adelantos y retrasos en el eco en relación con la señal de referencia.

El tiempo de vuelo (ToF) correspondiente al tercer eco en la interfaz (c) a la temperatura de referencia (32 °C) se denotó como t_{03} , mientras que el ToF del mismo eco a una temperatura aumentada se representó como t_{13} . La diferencia entre estos dos valores, Δt_{13} , refleja el cambio en el tiempo de propagación inducido por la variación térmica, y se calcula como (ecuación (23)):

$$\Delta t_{13} = t_{03} - t_{13} \quad (23)$$

Sin embargo, debido a que el eco reflejado en la interfaz (c) acumula los retardos de propagación a través de las capas precedentes (grasa y glándula), es necesario eliminar este efecto acumulado para aislar exclusivamente la contribución del medio tumoral. Para ello, se restan del Δt_{13} los desfases previamente corregidos de las interfaces (a) y (b), utilizando la siguiente expresión (24).

$$\Delta t'_{13} = \Delta t_{13} - \Delta t'_{12} - \Delta t_{11} \quad (24)$$

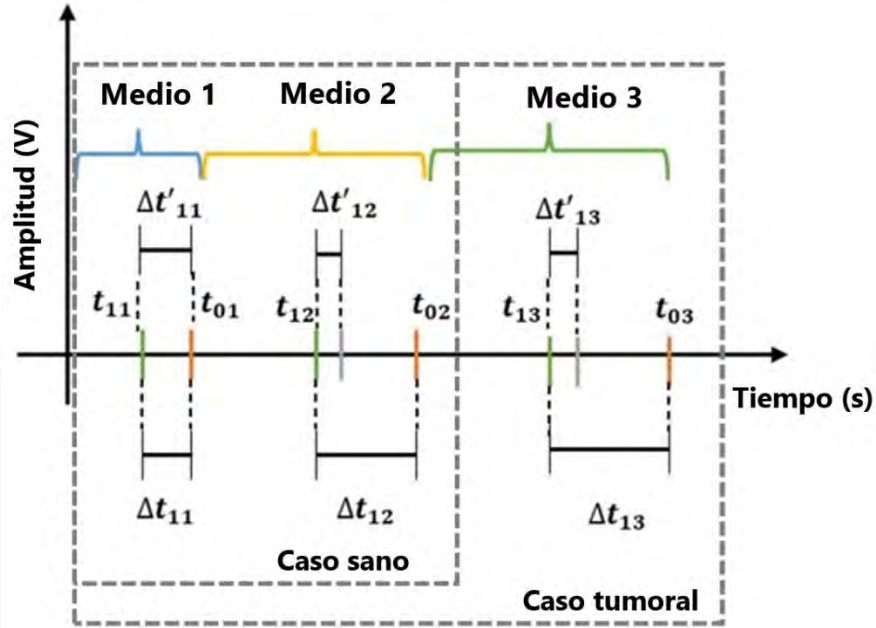


Figura 15. Diagrama de retardos acumulados para caso sano y caso tumoral.

Este procedimiento permite obtener el Δt neto asociado únicamente a la capa tumoral, y con ello, establecer una relación directa entre los cambios térmicos locales y la velocidad de propagación ultrasónica en dicha región. Así, la metodología empleada proporciona una caracterización diferenciada y precisa de cada capa en entornos multicapa heterogéneos.

Phantom con Punto de Calor Inmerso

En el caso del phantom con punto de calor inmerso, la estimación de la velocidad del sonido se realizó utilizando el mismo enfoque metodológico aplicado para la caracterización de phantoms tricapa. Para ello, se consideraron exclusivamente los ecos reflejados en las tres interfaces estructurales: (a) Grasa/Glándula, (b) Glándula/Tumor y (c) Tumor/Pared rígida. A partir de estas señales, se aplicó el procedimiento de correlación cruzada para calcular los retardos relativos entre cada par de señales adquiridas a distintas temperaturas. Posteriormente, se eliminaron los efectos acumulados de las capas superiores mediante la resta secuencial de los Δt corregidos, aislando así el impacto térmico específico en la región tumoral. Este método permitió evaluar los cambios en el tiempo de vuelo debidos al gradiente térmico inducido por la fuente de calor, y a partir de ellos, calcular la velocidad ultrasónica en dicha capa como función de la temperatura local.

6.4.3 Método de Cambio de Fase para la estimación de SOS

Phantom Bicapa

Para la caracterización del phantom bicapa, diseñado específicamente para simular tejido mamario sano, compuesto por una primera capa de tejido adiposo (grasa) y una segunda capa glandular, se implementó una estrategia de estimación de SOS fundamentada en el método de cambio de fase por análisis espectral. Esta metodología se basa en la aplicación de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) sobre señales acústicas previamente segmentadas y filtradas, adquiridas bajo condiciones térmicas controladas. El principio clave del enfoque es que, al analizar el desfase espectral entre señales obtenidas a diferentes temperaturas, se puede inferir la variación en el tiempo de vuelo (ToF) de los ecos ultrasónicos, y en consecuencia, calcular los cambios relativos en la velocidad del sonido con respecto a la temperatura. Para ello, se identificaron y extrajeron dos ecos principales, correspondientes a las interfaces estructurales internas del phantom: (a) la interfaz entre la capa grasa y la capa glandular, y (b) la interfaz entre la capa glandular y la pared rígida de fondo. Mediante la segmentación de ventanas temporales centradas en los ecos reflejados, se aplicó análisis espectral (FFT) para cuantificar los desfases inducidos por temperatura en cada interfaz. Este enfoque permite una estimación precisa del efecto térmico sobre la velocidad del sonido en cada capa del phantom, siendo especialmente útil en la caracterización térmica de estructuras multicapa que simulan tejido biológico.

Para cada eco, se segmentó una ventana temporal de análisis alrededor de los picos principales de reflexión. Estas ventanas fueron extraídas de las señales acústicas adquiridas a temperaturas controladas entre 32 °C y 36 °C, con incrementos de 0.5 °C. Las señales se ventanearon con longitudes específicas, lo cual puede variar en función de las características de la señal adquirida, y posteriormente se aplicó un filtrado pasa banda con un ancho útil entre 0.5 MHz y 1.5 MHz, definido según la respuesta del transductor.

La siguiente etapa consistió en aplicar la FFT a cada ventana temporal, con una resolución aumentada mediante cero-padding hasta 2^{18} puntos, mejorando así la precisión en la detección del pico espectral dominante. Para cada espectro, se identificó la componente de frecuencia ubicado en 1Mhz y se extrajo su ángulo de fase correspondiente.

El ángulo de fase asociado a cada frecuencia dominante fue registrado para cada temperatura. Posteriormente, se calcularon los cambios de fase relativos ($\Delta\phi$) respecto a la señal tomada a 25 °C, utilizando el operador de desenvolvimiento de fase (unwrap) para evitar ambigüedades debidas a saltos de $\pm\pi$. Los cambios de fase en radianes se convirtieron a grados, y posteriormente a unidades de tiempo utilizando la ecuación (33).

$$\Delta t = \frac{(\Delta \phi \times T)}{360} \quad (25)$$

Donde $T = 1/f_c$ es el periodo de la frecuencia central en el transductor, asumida como $f_c = 1$ MHz. Este procedimiento se aplicó a los dos ecos, dando como resultado dos desfases temporales: (a) Δt_{11} , desfase acumulado en el primer eco (interfaz grasa/glándula); (b) Δt_{12} , desfase acumulado en el segundo eco (interfaz glándula/pared rígida). Para obtener el desfase asociado a la capa glandular, se eliminó el efecto acumulado del primer trayecto (grasa), realizando la sustracción indicada en la ecuación (26).

$$\Delta t'_{12} = \Delta t_{12} - \Delta t_{11} \quad (26)$$

Obtenido el desfase neto de la glándula, se calculó el nuevo tiempo de vuelo para cada temperatura expresado mediante la ecuación (27).

$$\text{ToF}_{glándula}(T) = \text{ToF}_{0,glándula} + \Delta t'_{12} \quad (27)$$

donde $\text{ToF}_{0,glándula}$ representa el ToF del segundo eco a la temperatura de referencia de 32°C. Finalmente, la velocidad del sonido en la capa glandular se calculó aplicando la ecuación (28).

$$C_{glándula}(T) = \frac{2 d_{glándula}}{\text{ToF}_{glándula}(T)} \quad (28)$$

con $d_{glándula}$, correspondiente al espesor de la capa de glándula. Esta metodología nos permite una caracterización térmica diferenciada de cada medio, demostrando la alta sensibilidad para detectar variaciones mínimas en las propiedades acústicas en entornos multicapa de tejido simulado.

Phantom Tricapa

Para el caso del phantom tricapa, como ya se ha mencionado anteriormente, se han identificado y segmentado tres ecos principales reflejados en la interfaz (a) grasa/glándula; (b) Glándula/Tumor ; y (c) Tumor / Pared rígida. En este sentido, cada eco fue analizado de forma independiente como se realizó en el caso del phantom bicapa, en el cual se aplicó un filtro pasa banda con frecuencia de paso de 0.5 MHz y 1.5 MHz a las cuales posteriormente se aplicó una FFT de alta resolución (2^{18} puntos) a cada una de las ventanas para obtener el espectro de fase y magnitud. La fase espectral correspondiente a la frecuencia dominante fue extraída y comparada frente a la referencia térmica establecida a 32 °C. Como en el modelo bicapa, se aplicó la técnica de desenrollamiento de fase (unwrap) para evitar discontinuidades en los saltos de $\pm\pi$. Luego, los desfases fueron convertidos de radianes a grados, y finalmente a unidades de tiempo utilizando la ecuación (25).

Dicho procedimiento se ejecutó para los tres ecos; (a) Δt_{11} , desfase acumulado en el primer eco (interfaz grasa/glándula); (b) Δt_{12} , desfase acumulado en el segundo eco (interfaz glándula/tumor) y desfase acumulado en el tercer eco (interfaz tumor /pared rígida). Para obtener el desfase asociado a la capa glandular, se eliminó el efecto acumulado del primer trayecto (grasa), realizando la sustracción indicada en la ecuación (27). Luego se calculó el desfase neto del tumor mediante la ecuación (29).

$$\Delta t'_{13} = \Delta t_{13} - \Delta t'_{12} - \Delta t_{11} \quad (29)$$

Con esta operación, se eliminó el efecto acumulado de las dos capas previas, obteniendo así un valor que refleja únicamente el cambio térmico inducido en la región tumoral. A partir de los desfases netos corregidos, se calcularon los nuevos tiempos de vuelo para cada capa y temperatura. En particular, el tiempo de vuelo del tumor fue calculado como:

$$\text{ToF}_{\text{tumor}}(T) = \text{ToF}_{0,\text{tumor}} + \Delta t'_{13} \quad (30)$$

donde $\text{ToF}_{0,\text{tumor}}$ representa el ToF del eco a la temperatura de referencia de 32°C. Finalmente, la velocidad del sonido en la capa tumoral se calculó aplicando la ecuación (31).

$$C_{\text{tumor}}(T) = \frac{2 d_{\text{tumor}}}{\text{ToF}_{\text{tumor}}(T)} \quad (31)$$

con d_{tumor} , correspondiente al espesor de la capa de tumor. El método permitió estimar con alta precisión la velocidad del sonido en la región tumoral en función de la temperatura, diferenciándola de otros tejidos. Su sensibilidad a pequeños cambios de fase lo convierte en una herramienta útil para detección térmica localizada, lo cual justifica su validación computacional posterior mediante simulaciones numéricas.

6.5 Validación Computacional

Con el objetivo de reproducir numéricamente el comportamiento termoacústico observado en los experimentos in vitro, se desarrolló un modelo computacional acoplado que integra la transferencia de calor en tejidos biológicos y la propagación de ondas ultrasónicas en medios termo-dependientes. Esta sección detalla la metodología de simulación, que comprende la generación de gradientes térmicos estacionarios mediante un modelo tridimensional de mama con fuente térmica puntual, seguido de la simulación transitoria de la propagación acústica utilizando condiciones térmicas controladas. El modelo fue concebido para simular condiciones experimentales representativas, facilitando el análisis comparativo

entre las respuestas acústicas simuladas y las señales obtenidas empíricamente bajo distintos escenarios térmicos.

6.5.1 Modelo 2D de biocalentamiento

El modelo computacional térmico empleado para simular la distribución de temperatura en tejido mamario fue desarrollado previamente en trabajos de maestría y optimizado para los requerimientos del presente estudio. A diferencia de otros enfoques encontrados en la literatura, que emplean representaciones geométricas simplificadas por capas mediante el método de elementos finitos (FEM), el modelo implementado en COMSOL Multiphysics incluye una descripción anatómica más detallada, incorporando las estructuras principales de la mama: tejido graso, tejido glandular, conductos galactóforos, piel, y una región tumoral interna [101]. La ventaja de este modelo es que nos permite obtener no solo el impacto que se tiene en la superficie de la mama (capa de piel), si no también, obtener gradientes de temperatura en la glándula y los conductos galactóforos, estructuras donde se originan las principales anomalías en mama.

Para reducir el costo computacional del modelo tridimensional, se extrajo una sección 2D representativa que atravesara el tumor en su eje central. Esto se realizó mediante la construcción de un plano de trabajo XY en la coordenada $Z = 8.5$ mm, desde el cual se generó una sección transversal del modelo 3D, posteriormente convertida en geometría 2D dentro del segundo componente del entorno COMSOL.

A esta sección 2D se le incorporó la física de biocalentamiento (bioheating module), asignando a cada dominio propiedades térmicas y metabólicas específicas (véase la Tabla 12 [107] y Tabla 13).

Tabla 12. Parámetros para la simulación computacional de la física de Biocalentamiento.

Nombre	Expresión	Unidad	Valor	Descripción
Wb_tumor	0.012	1/s	0.012	Perfusión sanguínea del tumor
Wb_grasa	0.0002	1/s	2.00E – 04	Perfusión sanguínea de la grasa
Wb_glandula	0.0006	1/s	6.00E – 04	Perfusión sanguínea de la glándula
Wb_piel	0.0002	1/s	2.00E – 04	Perfusión sanguínea de la piel
Tb	37[degC]	degC	310.15 K	Temperatura de sangre arterial
Cpb	4200	J/(kg K)	4200	Calor específico de la sangre
Pb	1060	kg/m ³	1060	Densidad de la sangre
Qmet_grasa	400	W/m ³	400	Fuente de calor metabólica de la grasa
Qmet_glandula	700	W/m ³	700	Fuente de calor metabólica de la glándula
Qmet_piel	368.1	W/m ³	368.1	Fuente de calor metabólica de la piel
Qmet_t5	120800	W/m ³	1.21E + 05	Fuente de calor metabólica del tumor de 5mm
Qmet_t6	60830	W/m ³	60830	Fuente de calor metabólica del tumor de 6mm

Qmet_t7	58930	W/m ³	58930	Fuente de calor metabólica del tumor de 7mm
Qmet_t8	68450	W/m ³	68450	Fuente de calor metabólica del tumor de 8mm
T_pt	37[degC]	degC	310.15 K	Temperatura de la pared torácica
Ch	13.5	W/(m ² K)	13.5	Coeficiente de transferencia de calor
T_ext	20[degC]	degC	293.15 K	Temperatura ambiente

Tabla 13.Propiedades de los materiales.

Propiedad	Unidad	Dominio			
		Piel	Glándula	Grasa	Tumor
Conductividad térmica	W/(m · K)	0.445	0.48	0.21	0.48
Densidad	kg/m ³	1200	1080	911	1080
Capacidad calorífica con presión constante	J/(kg · K)	3300	3475.044	2348	3475.044

El mallado se construyó con elementos triangulares libres, manteniendo alta resolución en zonas de gradiente térmico alto (Tabla 14). Las condiciones de frontera incluyeron una temperatura ambiente de 20 °C, una temperatura basal de sangre de 37 °C y un coeficiente convectivo de 13.5 W/(m²·K). La simulación fue estacionaria, permitiendo obtener mapas de distribución térmica para diversos escenarios, entre ellos tumores de distintos tamaños (por ejemplo, 6 mm de diámetro), como se muestra en la Figura 16.

Tabla 14. Tabla que muestra las propiedades del mallado.

Tipo de elemento	Triangular Libre
Tamaño máximo del elemento	1.09
Tamaño mínimo del elemento	0.00217
Tasa de crecimiento máxima de elemento	1.1
Factor de curvatura	0.2
Resolución de regiones estrechas	1

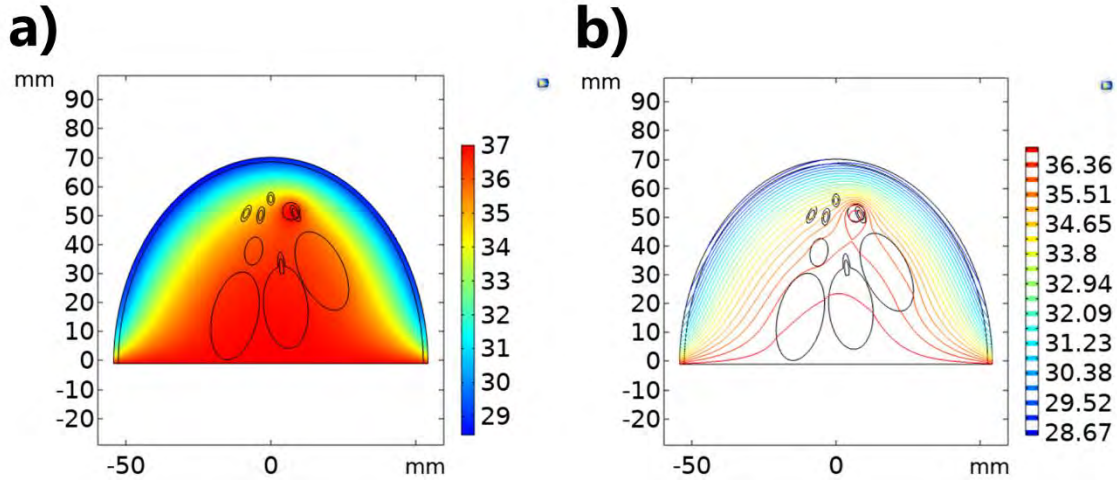


Figura 16. Resultados de estudio estacionario de la simulación computacional con diámetro de tumor de 6 mm. a) Patrones de temperatura tumor de 6 mm; b) Contornos isotérmicos con curva de nivel, tumor de 6 mm.

6.5.2 Modelo 2D de propagación acústica

Una vez obtenidas las distribuciones térmicas, se procedió a acoplar un modelo de propagación acústica sobre la misma geometría 2D. Para ello, se implementó una simulación transitoria basada en la física de acústica de presión (Pressure Acoustics, Transient), la cual resuelve la ecuación de onda considerando la variación espacial y térmica de la velocidad del sonido.

La fuente de excitación fue un pulso ultrasónico amplio modelado con una función analítica expresada en la ecuación (32).

$$P(t) = -te^{-4B^2t^2} \text{sen}(2\pi f_0 t) \quad (32)$$

Donde B representa el ancho de banda (1MHz), f_0 la frecuencia central (2MHz), y t el retardo temporal (1 μ s). La función fue definida como entrada de presión en el contorno superior del dominio (fuente radiadora), simulando el acoplamiento del transductor ultrasónico.

Las simulaciones se realizaron sobre tres dominios distintos (grasa, glándula y tumor), con propiedades acústicas dependientes de la temperatura. Las relaciones empleadas para la velocidad del sonido fueron las siguientes:

$$C_{\text{grasa}} = -5.891180(T) + 1.667596e3 \text{ [m/s]} \quad (33)$$

$$C_{\text{glándula}} = 7.726455 \times 10^{-1}(T) + 1.483663e3 \text{ [m/s]} \quad (34)$$

$$C_{\text{tumor}} = 3.019633(T) + 1.460919e3 \text{ [m/s]} \quad (35)$$

La geometría consistió en un rectángulo de 40 mm × 20 mm, con condiciones de frontera acústica cuidadosamente seleccionadas: el fondo se configuró como pared rígida (Sound Hard Boundary), los laterales como frontera con impedancia para minimizar reflexiones, y el contorno superior como la fuente de presión. La impedancia lateral se fijó en $Z = 1.2 \frac{kg}{m^3} \times 343m/s$.

Los parámetros utilizados en la simulación de la velocidad acústica para los distintos medios (grasa, glándula y tumor) se resumen en la Tabla 15. Por otro lado, la Tabla 16 presenta las expresiones y configuraciones asociadas a la función analítica empleada para modelar el pulso ultrasónico. Esta función cumple el objetivo de representar con precisión la excitación acústica en el dominio temporal, necesaria para la simulación de la propagación de ondas en medios térmicamente condicionados.

Tabla 15. Parámetros de Simulación de velocidad acústica en phantom de grasa, glándula y tumor.

Nombre	Expresión	Valor	Descripción
B	0.54e6	5.4e6	Ancho de Banda del Transductor
f	1e6 [Hz]	1e6[Hz]	Frecuencia del Transductor
tao1	1e-6	1e-6	Retardo inicial de la señal US
T	32-36 [degC]	305.15-309.15K	Temperatura
vel_ref_lamda	1400 [m/s]	1400 m/s	Velocidad de referencia más baja
lamda	vel_ref_lamda/f	0.0014 m	Longitud de onda
lamda_6	(lamda/6)	2.3333e-4 m	Longitud de onda entre 6
DeltaT	10e-9	1e-8	Ts=10 ns, fs=100 MHz
Fmax	1/(deltaT*60)	1.6667e6	Frecuencia del resolovedor máx.

El mallado se construyó con elementos triangulares refinados, con un tamaño mínimo de 0.0001 mm y un máximo de 0.1 mm (ver Tabla 17). El estudio se ejecutó en el dominio temporal desde 0 hasta 16 μs , con incrementos de 1 ns, permitiendo registrar la evolución de la presión acústica en función del tiempo y la temperatura.

Tabla 16. Parámetros para el diseño de la función analítica que simula un pulso US.

Función	Valor
Nombre de la Función	an1
Expresión	$-t \cdot \exp(-4 \cdot (B^2) \cdot ((t - \text{tao1})^2)) \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot f \cdot (t - \text{tao1}))$
Argumentos	t
Unidades/Argumentos	s
Parámetro	t, 0.000005

Tabla 17.Parámetros de mallado.

Parámetro	Valor
Tamaño máximo del elemento	0.1 mm
Tamaño mínimo del elemento	0.0001 mm
Máxima tasa de crecimiento del elemento	1.1
Factor de curvatura	0.2
Resolución de regiones estrechas	1

6.5.3 Configuración Experimental vs Simulada caso Tumoral

Esta sección describe el desarrollo de la simulación del modelo computacional acústico asociado al experimento de adquisición en un phantom de mama compuesto por tres capas. En primer lugar, se detalla la configuración tanto del modelo experimental como del modelo simulado. A continuación, se explican los aspectos clave para llevar a cabo el análisis temporal, concluyendo con la obtención de las señales simuladas, las cuales fueron normalizadas y comparadas con las señales experimentales. Finalmente, se presentan los resultados específicos de los tiempos de vuelo, comenzando con los obtenidos a partir de la regresión lineal, seguidos por los tiempos de vuelo simulados y, por último, los tiempos de vuelo experimentales con sus respectivos errores. (Para realizar la presente simulación se revisaron manuales y páginas oficiales de COMSOL Multiphysics[108], [109], [110] [111])

El modelo experimental consta de phantom de tres capas; grasa, glándula y tumor. Sus dimensiones experimentales se muestran en la Figura 17a), mientras que la Figura 17b) se muestra su modelo geométrico asociado en 2D Axisimétrico.

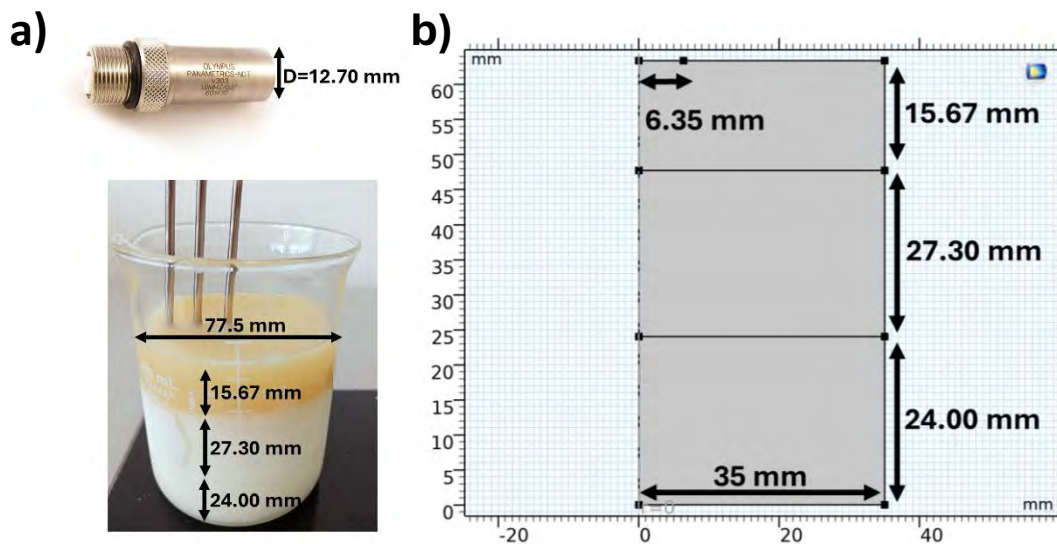


Figura 17. Configuración a) Experimental, b) Geometría del modelo computacional asociado.

Diseño de modelo computacional

Los productos utilizados para el desarrollo del modelo fueron COMSOL Multiphysics 6.2® con su módulo de Acústica. Las características de la computadora empleada fueron un CPU Intel64 Family 6 Model 158 Stepping 10, 6 cores, 15.88 GB RAM, con un sistema operativo Windows 10.

Parámetros

Los parámetros de simulación se detallan en la Tabla 18, incluyendo su nombre, expresión, valor y una descripción correspondiente para cada uno.

Tabla 18. Parámetros de Simulación.

Nombre	Expresión	Valor	Descripción
B	0.54e6	5.4E5	Ancho de Banda del Transductor
f	1e6 [Hz]	1E6 Hz	Frecuencia del Transductor
tao	1e-6	1E-6	Retardo inicial de la señal US
T	32-37 [degC]	310.15 K	Temperatura
vel_ref_lamda	1400 [m/s]	1400 m/s	Velocidad de referencia más baja
lamda	vel_ref_lamda/f	0.0014 m	Longitud de onda
lamda_6	(lamda/6)	2.3333E-4 m	Longitud de onda entre 6
deltaT	10E-9	1E-8	Ts=10 ns, Fs=100 MHz
Fmax	1/(deltaT*60)	1.6667E6	Frecuencia del resolvedor máxima

Definiciones

En esta sección se definen la función correspondiente al pulso ultrasónico y las velocidades de cada medio. La función del transductor, denominada "PT", se define como función analítica y está representada por la expresión de la ecuación (36).

$$-t * \exp(-4 * (B^2) * ((t - tao)^2)) * \sin(2 * \pi * f * (t - tao)) \quad (36)$$

El argumento de esta función es el tiempo "t" en segundos. La Figura 18 muestra el pulso Ultrasónico definido.

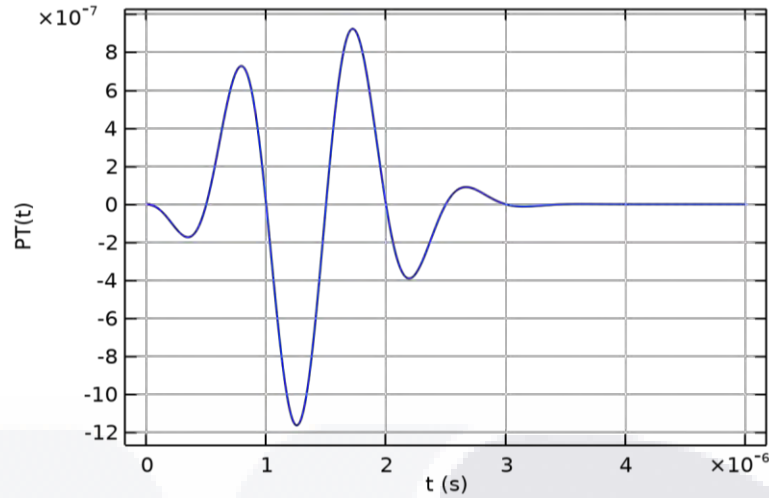


Figura 18.Pulso Ultrasónico.

La función de la velocidad para la grasa, denominada “C_us_fa,” se define como una función analítica cuya expresión es $(-3.5434 \cdot T) + 1596.4$ [m/s], donde “T” representa la temperatura. La gráfica de la velocidad en función de la temperatura, obtenida a partir de la regresión lineal del modelo experimental, se presenta en la Figura 19.

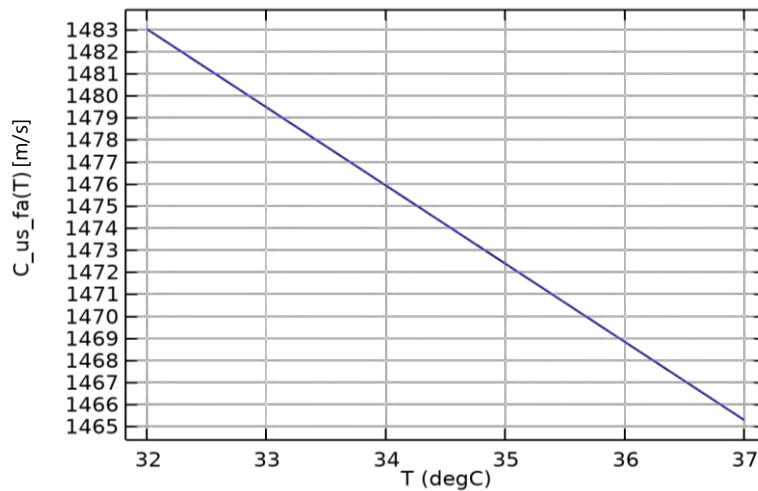


Figura 19.Gráfica de la regresión lineal de la grasa en un rango de 32 a 37°C.

La función de la velocidad para el phantom de glándula, denominada “C_us_gl,” se define como una función analítica cuya expresión es $(1.0178 \cdot T) + 1500.1$ [m/s], donde “T” representa la temperatura. La gráfica de la velocidad en función de la temperatura, obtenida a partir de la regresión lineal del modelo experimental, se presenta en la Figura 20.

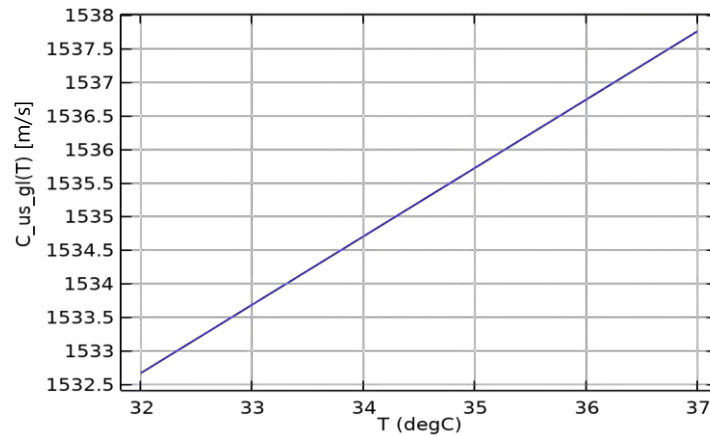


Figura 20. Gráfica de la regresión lineal de phantom de glándula en un rango de 32 a 37°C.

La función de la velocidad para el phantom de tumor, denominada “C_us_tu,” se define como una función analítica cuya expresión es $(0.2766 \cdot T) + 1542.9[m/s]$, donde “T” representa la temperatura. La gráfica de la velocidad en función de la temperatura, obtenida a partir de la regresión lineal del modelo experimental, se presenta en la Figura 21.

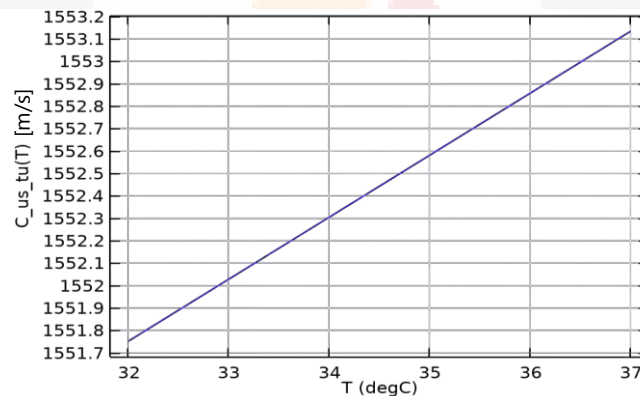


Figura 21. Gráfica de la regresión lineal de phantom de tumor en un rango de 32 a 37°C.

Geometría

Para el desarrollo de la geometría se utilizaron las unidades en *mm*, sus dimensiones son de 2D Axisimétrico, con un total de 3 dominios (grasa, glándula y tumor), 11 contornos y 9 vértices. El dominio de grasa consta de un rectángulo de $35\text{ mm} \times 15.67\text{ mm}$, el dominio de phantom de glándula por un rectángulo de $35\text{ mm} \times 23.7\text{ mm}$, y el dominio del tumor consiste en un rectángulo de $35\text{ mm} \times 24\text{ mm}$. Además, se agrega un segmento de línea que simula el transductor, con una medida de 6.37 mm asociada al radio del transductor ultrasónico de inmersión de 1MHz. La geometría con las dimensiones de cada

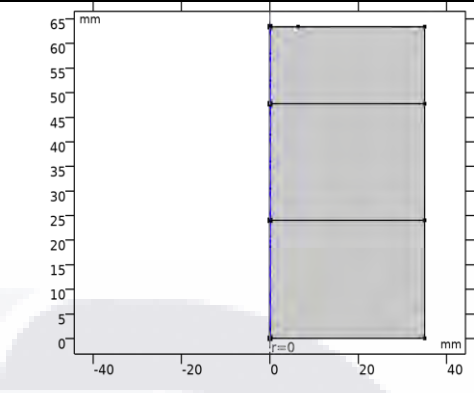
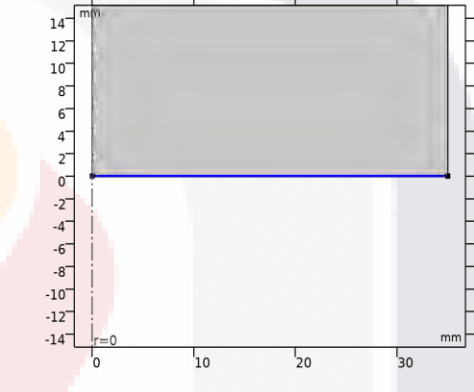
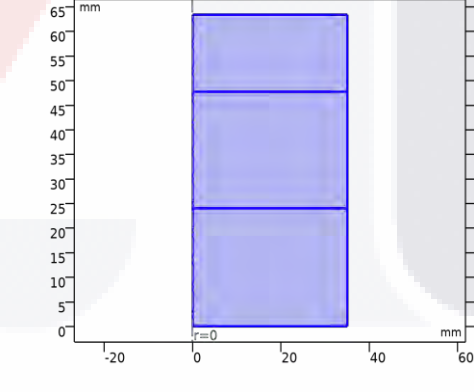
Materials

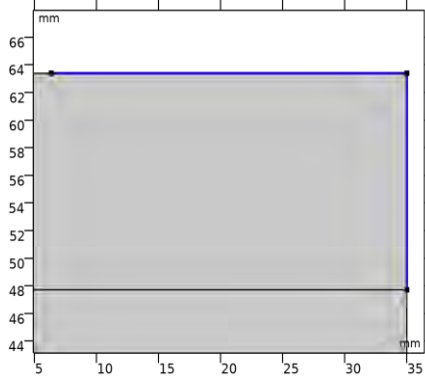
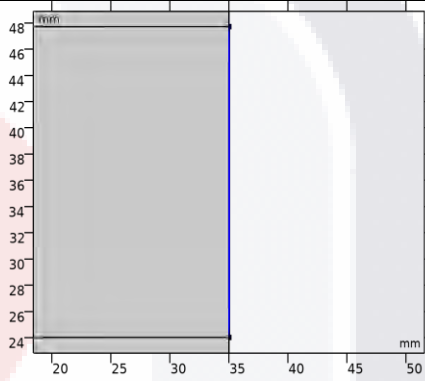
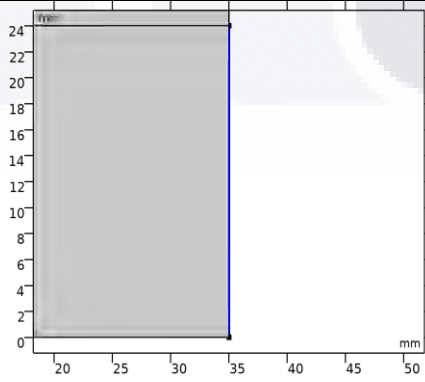
Material	Nombre	Valor	Unidad	Grupo
Grasa	Density	911	kg/m³	Basic
	Speed of sound	C_us_fa(T)	m/s	Basic
Glándula	Density	862.97	kg/m³	Basic
	Speed of sound	C_us_gl(T)	m/s	Basic
Tumor	Density	866.27	kg/m³	Basic
	Speed of sound	C_us_tu(T)	m/s	Basic

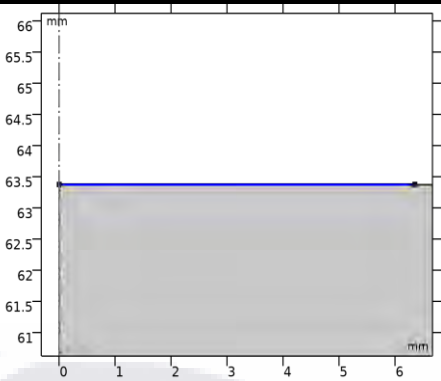
Física

68

Tabla 20.Tabla que muestra las condiciones de contorno del modelo computacional.

Condición de frontera	Entidades	Figura									
Simetría Axial	Contornos: C1,C3,C5.										
Pared rígida al sonido	Contorno:C2										
Valores iniciales	Todos los dominios	 <table><thead><tr><th>Descripción</th><th>Valor</th><th>Unidad</th></tr></thead><tbody><tr><td>Acoustic pressure</td><td>0</td><td>Pa</td></tr><tr><td>Acoustic pressure, first time derivative</td><td>0</td><td>Pa/s</td></tr></tbody></table>	Descripción	Valor	Unidad	Acoustic pressure	0	Pa	Acoustic pressure, first time derivative	0	Pa/s
Descripción	Valor	Unidad									
Acoustic pressure	0	Pa									
Acoustic pressure, first time derivative	0	Pa/s									

Impedancia en grasa	Contornos 8 y 11	 <table> <tr> <th>Descripción</th><th>Valor</th><th>Unidad</th></tr> <tr> <td>Impedance model</td><td>User defined (resistive)</td><td></td></tr> <tr> <td>Specific impedance</td><td>$911 \cdot C_{us_fa}(T)$</td><td>Pa·s/m</td></tr> </table>	Descripción	Valor	Unidad	Impedance model	User defined (resistive)		Specific impedance	$911 \cdot C_{us_fa}(T)$	Pa·s/m
Descripción	Valor	Unidad									
Impedance model	User defined (resistive)										
Specific impedance	$911 \cdot C_{us_fa}(T)$	Pa·s/m									
Impedancia en glándula	Contorno 10	 <table> <tr> <th>Descripción</th><th>Valor</th><th>Unidad</th></tr> <tr> <td>Impedance model</td><td>User defined (resistive)</td><td></td></tr> <tr> <td>Specific impedance</td><td>$862.97 \cdot C_{us_gl}(T)$</td><td>Pa·s/m</td></tr> </table>	Descripción	Valor	Unidad	Impedance model	User defined (resistive)		Specific impedance	$862.97 \cdot C_{us_gl}(T)$	Pa·s/m
Descripción	Valor	Unidad									
Impedance model	User defined (resistive)										
Specific impedance	$862.97 \cdot C_{us_gl}(T)$	Pa·s/m									
Impedancia en Tumor	Contorno 9	 <table> <tr> <th>Descripción</th><th>Valor</th><th>Unidad</th></tr> <tr> <td>Impedance model</td><td>User defined (resistive)</td><td></td></tr> </table>	Descripción	Valor	Unidad	Impedance model	User defined (resistive)				
Descripción	Valor	Unidad									
Impedance model	User defined (resistive)										

		Specific impedance	866.27*C_us_tu(T)	Pa·s/m
Radiación de onda plana + Onda plana incidente	Contorno 7			
		Descripción	Valor	Unidad
		Pressure field type	User defined	
		Incident pressure field	PT(t)	Pa

Mallado

La malla del modelo consta de 51233 vértices de malla, 101619 triángulos, 1145 elementos de arista, 9 elementos de vértice, y un total de 101619 elementos. El tamaño máximo del elemento es de “lamda/6” y el tamaño mínimo del elemento es de $6.337E - 4$. La Figura 23 muestra el mallado de la geometría.

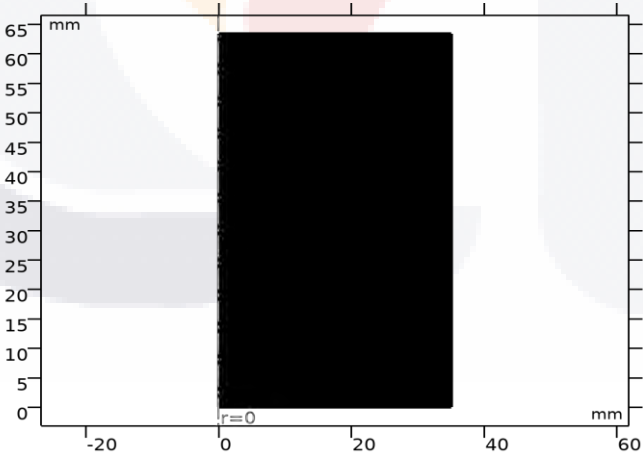


Figura 23. Mallado de la geometría.

Estudio

El estudio empleado es el *dependiente del tiempo* en un rango de 0 a 100 μs en pasos de 0.01 μs .

7.Resultados

En esta sección se describen los resultados de acuerdo con la metodología propuesta.

7.1 Resultados del desarrollo de Phantoms de mama

Esta sección detalla los resultados obtenidos durante el proceso de desarrollo físico de phantoms que simulan tejidos mamarios. El objetivo fue construir medios con propiedades acústicas y térmicas comparables a las del tejido biológico real. La validación se realizó mediante inspección visual, adquisición ultrasónica y pruebas térmicas controladas.

7.1.1 Resultados de Elaboración de Phantom

Se determinó la densidad individual de cada phantom mediante mediciones experimentales. Para el phantom que simula tejido glandular, se obtuvo una densidad de 862.97 kg/m^3 , mientras que para el phantom correspondiente al tejido tumoral, la densidad calculada fue de 866.27 kg/m^3 . Ambas mediciones fueron realizadas a una temperatura promedio de muestra de 34°C , garantizando condiciones térmicas comparables.

La Figura 31a) muestra el modelo individual del phantom, el cual representa de forma aislada los tejidos de grasa, glándula y tumor. Se presentan tres imágenes correspondientes a cada uno de estos tejidos por separado. Este modelo se emplea para caracterizar de manera individual las propiedades acústicas y térmicas de cada tipo de tejido. Aunque los termopares no son visibles en la imagen, se asume que fueron insertados internamente en cada muestra para permitir el monitoreo de la temperatura durante los ensayos experimentales.

En la Figura 31b) se presenta el modelo bicapa en un vaso de precipitados. Aquí se distingue claramente la disposición vertical de dos tipos de tejidos: una capa superior amarillenta que representa el tejido adiposo, y una capa inferior más clara, que simula el tejido glandular. Este modelo permite el análisis conjunto de la interacción térmica y acústica entre estos dos tipos de tejido mamario. Se observan dos termopares insertados verticalmente desde la parte superior, lo que permite registrar la temperatura interna en cada una de las capas durante las pruebas experimentales.

La Figura 31c) muestra el modelo tricapa, también contenido en un vaso de precipitados. Este phantom está compuesto por tres capas bien diferenciadas: una capa superior de tejido graso (amarilla), una capa intermedia de tejido glandular (intermedia en tonalidad), y una capa inferior de tejido tumoral (de color blanco más opaco). Se han insertado tres termopares en el phantom, uno en cada capa, lo que permite un monitoreo térmico más completo, especialmente enfocado en registrar

las posibles diferencias térmicas en la región tumoral en respuesta a tratamientos o estímulos térmicos.

La Figura 31d) representa el montaje experimental donde se localiza el punto de calor. Se observa una tina de calentamiento, un transductor ultrasónico apuntando hacia el phantom desde la parte superior y un sistema de fijación que asegura la correcta alineación. También se distinguen algunos termopares para monitorear el aumento de temperatura. El punto de calor se encuentra en el área central del phantom, donde incide la energía ultrasónica.

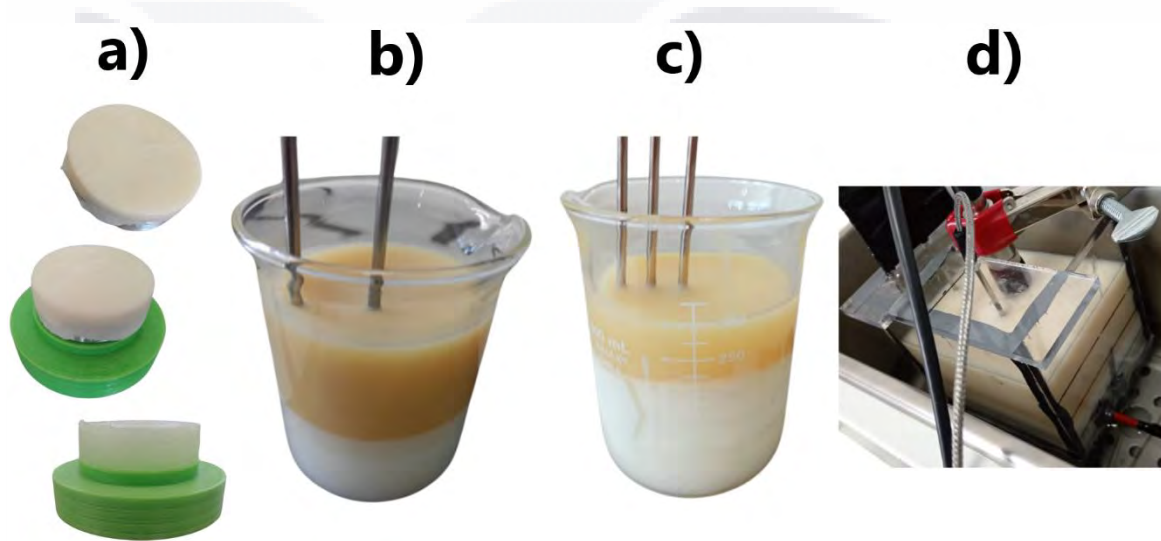


Figura 24.Phantoms: a) individuales (grasa, glándula y tumor); b) caso sano; c) caso tumoral; d) caso con punto de calor.

7.1.2 Resultados de Adquisición de Señales

En el montaje de la Figura 25 se presenta la documentación fotográfica como resultado de la configuración del sistema experimental de adquisición ultrasónica utilizado para obtener las señales de phantom individual correspondiente a simulaciones independientes de grasa, glándula o tumor. En este montaje se introdujeron sondas de termopar tipo K en cada capa del phantom para asegurar el control y monitoreo térmico durante el experimento.

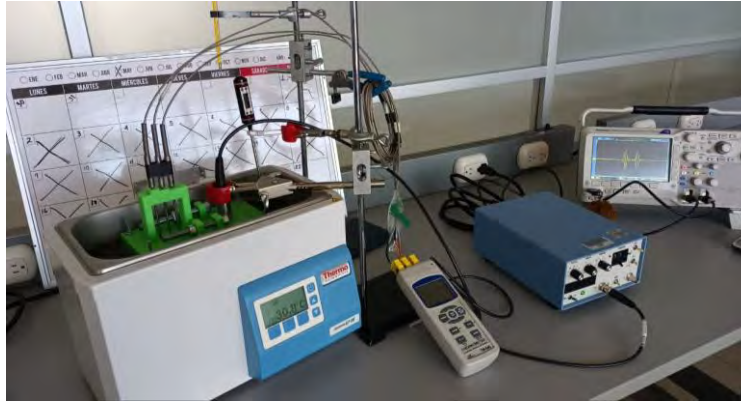


Figura 25. Puesta a punto del sistema de inspección US para caso individual.

La Figura 26 muestra la puesta a punto del sistema de inspección utilizado para el phantom bicapa y tricapa. Las condiciones de adquisición fueron equivalentes, garantizando la estabilidad térmica durante todo el procedimiento mediante inmersión controlada.

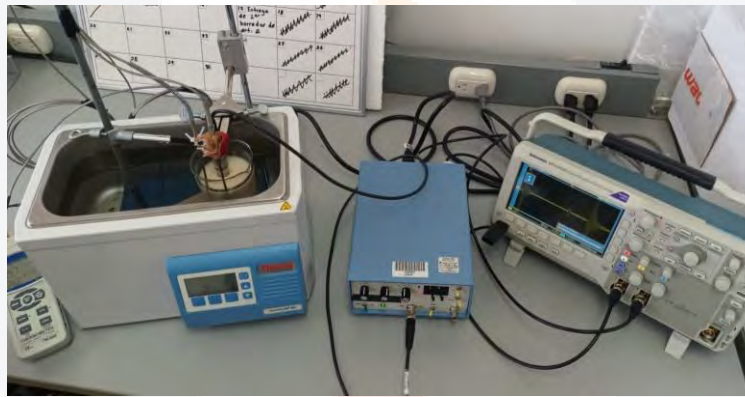


Figura 26. Puesta a punto del sistema de inspección US para caso sano y caso tumoral.

En la Figura 27 se muestra el montaje para la adquisición de señales en phantoms caso tumoral con punto de calor inmerso. El transductor fue posicionado verticalmente en la superficie superior del phantom sumergido, manteniendo una profundidad constante, mientras que la temperatura se controló con precisión mediante la tina termostática programada a temperaturas de entre 32 °C y 36 °C.



Figura 27. Puesta a punto del sistema de inspección US para caso tumoral con punto de calor inmerso.

La Figura 28 presenta una visualización comparativa de las señales ultrasónicas crudas adquiridas para los cuatro casos experimentales: Figura 28a) señales individuales (tumor); Figura 28b) phantom bicapa; Figura 28c) phantom tricapa; y Figura 28d) phantom con punto de calor.

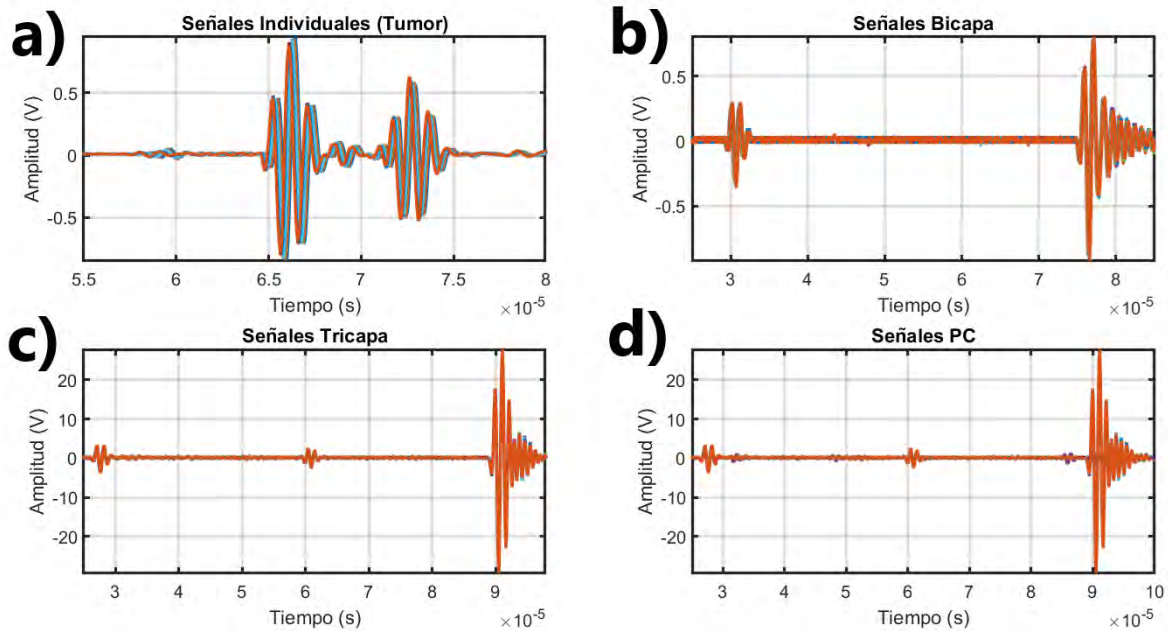


Figura 28. Señales ultrasónicas adquiridas en crudo para los cuatro casos experimentales: a) Phantom Individual (tumor); b) Phantom Bicapa; c) Phantom Tricapa; d) Phantom con Punto de Calor.

Las señales exhiben perfiles claramente diferenciados que reflejan la estructura acústica de cada phantom. En el caso individual (Figura 28.a)), se aprecia un patrón bien definido con ecos centrales dominantes. En el phantom bicapa (Figura 28.b)),

se distingue una secuencia de múltiples reflexiones, correspondientes a las interfaces grasa-glándula y glándula-pared rígida. Para el caso tricapa (Figura 28.c)), se observan ecos adicionales debido a la presencia del medio tumoral. Finalmente, el phantom con punto de calor (Figura 28.d)) evidencia modificaciones estructurales similares al modelo tricapa, pero con amplitudes variables que reflejan heterogeneidad térmica localizada.

Todas las adquisiciones se realizaron con una frecuencia central de excitación de 1 MHz y se verificó la estabilidad térmica del sistema en el rango de 32 °C a 36 °C.

7.2 Resultados del Análisis y Procesamiento de Señales

7.2.1 Resultados del cálculo de SOS mediante correlación

En la Tabla 21 se presentan los resultados obtenidos mediante la adquisición por ultrasonido (US) del phantom correspondiente a tejido glandular. La primera columna muestra los valores de temperatura en el rango de 32 °C a 36 °C con incrementos de 0.5 °C. Las columnas siguientes incluyen los retardos temporales (Δt) obtenidos experimentalmente en tres repeticiones independientes. Posteriormente, se calcula el promedio de estos tres valores utilizando la ecuación (37), y se emplea este promedio para estimar la velocidad del sonido (c) en el medio, mediante la Ecuación (38).

$$\Delta_{\text{prom}} = \frac{\Delta t_1 + \Delta t_2 + \Delta t_3}{3} \quad (37)$$

$$c = \frac{2 \cdot d}{t_{\text{ref}} + \Delta_{\text{prom}}} \quad (38)$$

donde $d = 5 \times 10^{-3} \text{ m}$ y $t_{\text{ref}} = 6.63 \times 10^{-6} \text{ s}$ corresponde al tiempo de referencia para phantom de glándula.

Este procedimiento se replicó de forma sistemática para cada tipo de phantom (grasa, glándula y tumor), lo que permite comparar la variación térmica de la velocidad del sonido en función del tipo de tejido simulado.

En la Figura 29 se presentan los ajustes lineales para el phantom de glándula. En la Figura 29a) se observa un aumento en la velocidad del sonido, mientras que en la Figura 29b) muestra una disminución en el retardo temporal con la temperatura. El coeficiente de determinación $R^2 = 0.9407$ indica una fuerte correlación lineal, lo que respalda la sensibilidad térmica del tejido glandular simulado y la validez del modelo lineal en el rango analizado.

Tabla 21. Resultados de los retardos temporales (Δt), su promedio y la velocidad del sonido calculada a partir de dicho promedio, correspondientes al phantom de glándula, para temperaturas de 32 °C a 36 °C con incrementos de 0.5 °C.

Temperatura [°C]	Phantom 1 (Δt [s])	Phantom 2 (Δt [s])	Phantom 3 (Δt [s])	Promedio (Δt [s])	C (m/s)
32.00	0	0	0	0	1508.07
32.50	3.00E-09	5.00E-09	5.00E-09	4.33E-09	1509.05
33.00	9.00E-09	5.00E-09	5.00E-09	6.33E-09	1509.51
33.50	9.00E-09	5.00E-09	6.00E-09	6.67E-09	1509.59
34.00	8.00E-09	5.00E-09	8.00E-09	7.00E-09	1509.66
34.50	1.10E-08	9.00E-09	1.00E-08	1.00E-08	1510.35
35.00	1.60E-08	2.00E-09	1.20E-08	1.00E-08	1510.35
35.50	2.20E-08	1.00E-09	1.70E-08	1.33E-08	1511.11
36.00	2.40E-08	5.00E-09	1.90E-08	1.60E-08	1511.72

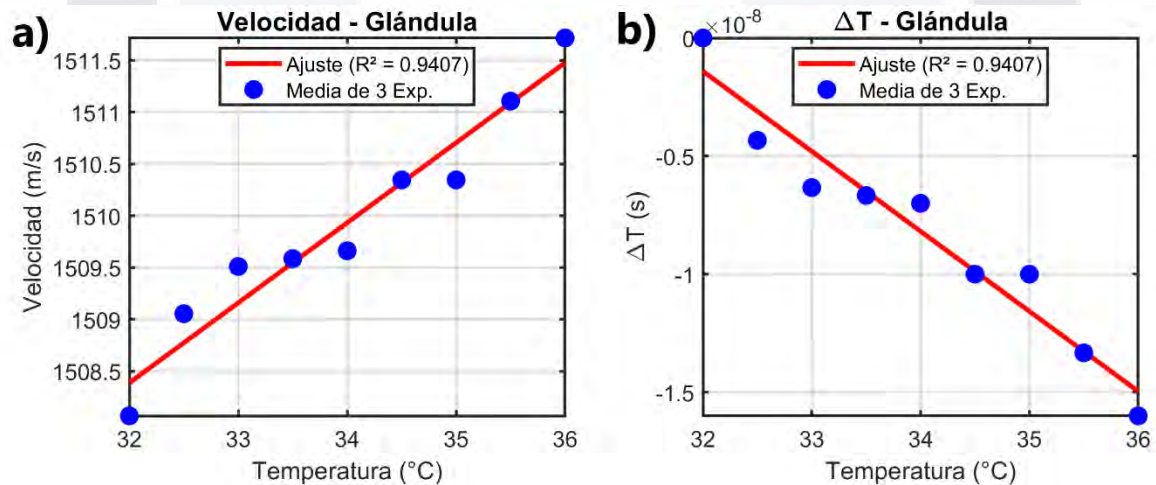


Figura 29. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom de glándula: a) velocidad del sonido; y b) retardo temporal promedio (ΔT) en función de la temperatura, con medias de tres experimentos y sus respectivos ajustes lineales.

Del mismo modo, el procedimiento fue aplicado al phantom correspondiente a tejido adiposo. En este caso, el valor de referencia utilizado en (38) fue $t_{\text{ref}} = 6.764 \times 10^{-6}$ s.

La Tabla 22 resume los valores de retardo temporal (Δt) obtenidos en cada repetición, así como su promedio y la velocidad del sonido estimada para cada temperatura. En la Figura 30a), correspondiente a la relación entre velocidad del sonido y temperatura para el phantom de grasa, se obtuvo un coeficiente de determinación $R^2 = 0.9935$, lo que indica que el 99.35% de la variabilidad en la velocidad puede ser explicada por los cambios en la temperatura, evidenciando un ajuste lineal altamente confiable. De forma complementaria, en la Figura 30b), que

muestra la variación del retardo temporal diferencial (ΔT) con respecto a la temperatura, se obtuvo un $R^2 = 0.9929$, valor que respalda que el modelo lineal utilizado explica el 99.29% de la variación observada en dicha magnitud. Estos altos valores de R^2 confirman la solidez del comportamiento lineal en ambas relaciones dentro del rango térmico evaluado. A diferencia del comportamiento observado en glándula, se aprecia una tendencia decreciente en la velocidad del sonido conforme aumenta la temperatura. De manera complementaria, el retardo temporal diferencial (ΔT) presenta una tendencia creciente, lo cual es coherente con la disminución de la velocidad acústica en este tejido.

Tabla 22. Resultados de los retardos temporales (Δt), su promedio y la velocidad del sonido calculada para el phantom de grasa, en el rango de temperatura de 32 °C a 36 °C con incrementos de 0.5 °C.

Temperatura [°C]	Phantom 1 (Δt [s])	Phantom 2 (Δt [s])	Phantom 3 (Δt [s])	Promedio (Δt [s])	C (m/s)
32.00	0	0	0	0	1478.42
32.50	6.00E-09	7.00E-09	1.70E-08	1.00E-08	1476.23
33.00	1.40E-08	2.20E-08	3.40E-08	2.33E-08	1473.33
33.50	2.10E-08	3.10E-08	5.50E-08	3.57E-08	1470.66
34.00	3.40E-08	5.30E-08	6.80E-08	5.17E-08	1467.21
34.50	4.60E-08	6.20E-08	8.60E-08	6.47E-08	1464.41
35.00	5.90E-08	7.50E-08	9.60E-08	7.67E-08	1461.85
35.50	6.90E-08	9.00E-08	1.06E-07	8.83E-08	1459.36
36.00	7.90E-08	1.38E-07	1.21E-07	1.13E-07	1454.19

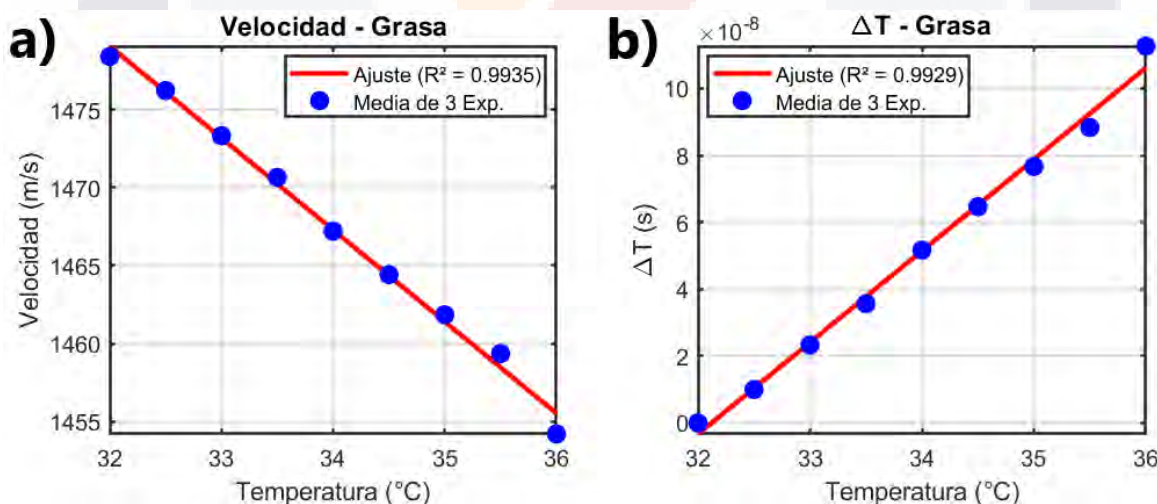


Figura 30. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom de grasa: a) velocidad del sonido; b) retardo temporal promedio (ΔT) en función de la temperatura, con medias de tres experimentos y sus respectivos ajustes lineales.

Asimismo, se aplicó el mismo procedimiento al phantom tumoral, utilizando como valor de referencia en la Ecuación (41) el tiempo $t_{ref} = 6.421 \times 10^{-6}$ s. La Tabla 23 se

presentan los retardos temporales (Δt) medidos en cada una de las tres repeticiones experimentales, junto con su promedio y la velocidad del sonido estimada para cada temperatura evaluada.

La Figura 31 muestra las regresiones lineales obtenidas para el phantom tumoral. Se observa una tendencia claramente creciente en la velocidad del sonido con el incremento de la temperatura, lo cual podría estar asociado a una mayor rigidez relativa del tejido simulado o a su composición estructural más densa. En consecuencia, el retardo temporal diferencial (ΔT) muestra una disminución progresiva, similar a lo observado en el phantom glandular, aunque con una pendiente mayor, lo que sugiere una mayor sensibilidad térmica del medio tumoral simulado.

Tabla 23. Resultados de los retardos temporales (Δt), su promedio y la velocidad del sonido calculada para el phantom tumoral, en el rango de temperatura de 32 °C a 36 °C con incrementos de 0.5 °C.

Temperatura [°C]	Phantom 1 (Δt [s])	Phantom 2 (Δt [s])	Phantom 3 (Δt [s])	Promedio (Δt [s])	C (m/s)
32.00	0	0	0	0	1557.39
32.50	2.00E-09	1.00E-09	1.30E-08	5.33E-09	1558.68
33.00	1.30E-08	4.00E-09	1.90E-08	12.00E-09	1560.31
33.50	2.40E-08	8.00E-09	2.90E-08	2.03E-08	1562.34
34.00	3.10E-08	1.20E-08	3.90E-08	2.73E-08	1564.05
34.50	3.70E-08	1.50E-08	5.00E-08	3.40E-08	1565.68
35.00	4.50E-08	2.80E-08	4.80E-08	4.03E-08	1567.23
35.50	5.50E-08	3.10E-08	3.70E-08	4.10E-08	1567.40
36.00	6.20E-08	5.10E-08	3.20E-08	4.83E-08	1569.20

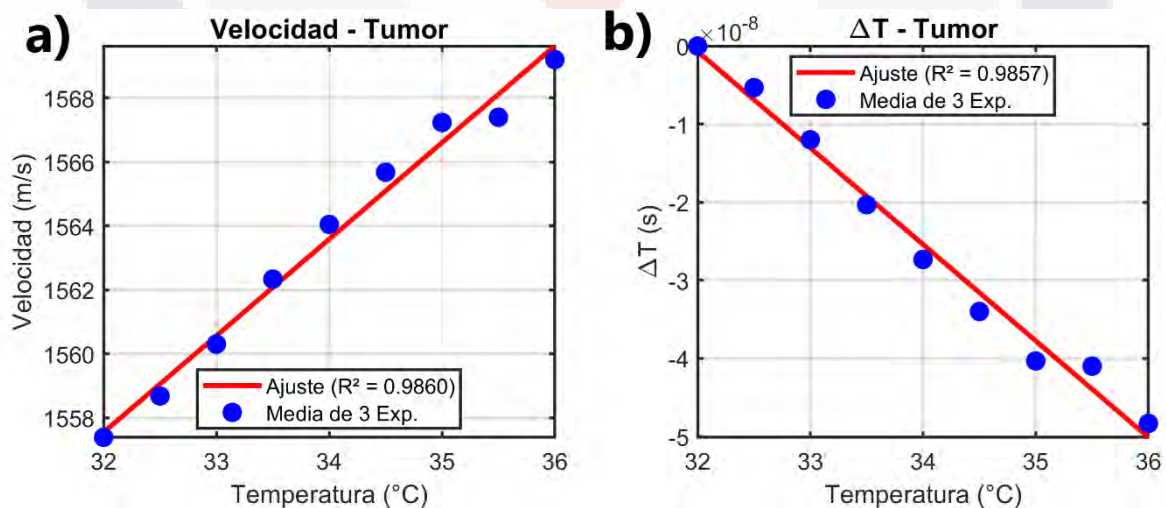


Figura 31. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom de tumor: a) velocidad del sonido; b) retardo temporal promedio (ΔT) en función de la temperatura, con medias de tres experimentos y sus respectivos ajustes lineales.

La Tabla 24 resume los coeficientes obtenidos a partir de los modelos de regresión lineal ajustados para cada tipo de tejido en el caso individual. Se incluyen tanto los resultados para la velocidad del sonido como para el retardo temporal diferencial (ΔT) en función de la temperatura. Se observa que el comportamiento térmico varía significativamente entre los tejidos, destacando una pendiente negativa en la velocidad para grasa y positiva para glándula y tumor, mientras que las tendencias de ΔT son inversas y coherentes con dichos resultados. Los valores elevados de R^2 en todos los casos confirman un buen ajuste de los modelos lineales.

Tabla 24. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso Individual.

Variable	Tejido	dy/dt	Intercepción	R^2
Velocidad (m/s)	Grasa	-5.8912	1667.596	0.9935
	Glándula	0.7726	1483.663	0.9407
	Tumor	3.0196	1460.919	0.9860
ΔT (s)	Grasa	2.738E-8	-8.794E-7	0.9929
	Glándula	-3.389E-9	1.070E-7	0.9407
	Tumor	-1.236E-8	3.947E-7	0.9857

7.2.2 Resultados de Correlación: Caso Sano

La caracterización experimental de los tejidos simulados representó un proceso laborioso y desafiante debido a la alta sensibilidad del sistema ante pequeñas variaciones en temperatura, composición y condiciones de adquisición. Fue necesario realizar un gran número de experimentos con múltiples configuraciones, ajustes en la concentración de materiales y ampliaciones del rango térmico antes de obtener resultados consistentes y representativos. Este esfuerzo permitió refinar la metodología y alcanzar un comportamiento térmico confiable para cada phantom. A continuación, se presentan tres casos con resultados positivos que evidencian las tendencias esperadas de los retardos diferenciales de tiempo en relación con el aumento de la temperatura, iniciando con la configuración experimental de caso sano (grasa-glándula).

La Figura 32 muestra las regresiones lineales obtenidas para el phantom bicapa correspondiente al caso sano experimento 1. En la Figura 32a), se observa la variación de la velocidad del sonido en el tejido graso en función de la temperatura, mientras que en la Figura 32b) representa el retardo temporal puro (ΔT) para la misma capa. Las subfiguras de la Figura 32c) y la Figura 32d) presentan los resultados equivalentes para la capa glandular. En todos los casos, se utilizaron los valores obtenidos del experimento 1 y se aplicó un ajuste lineal para caracterizar la dependencia térmica de cada variable.

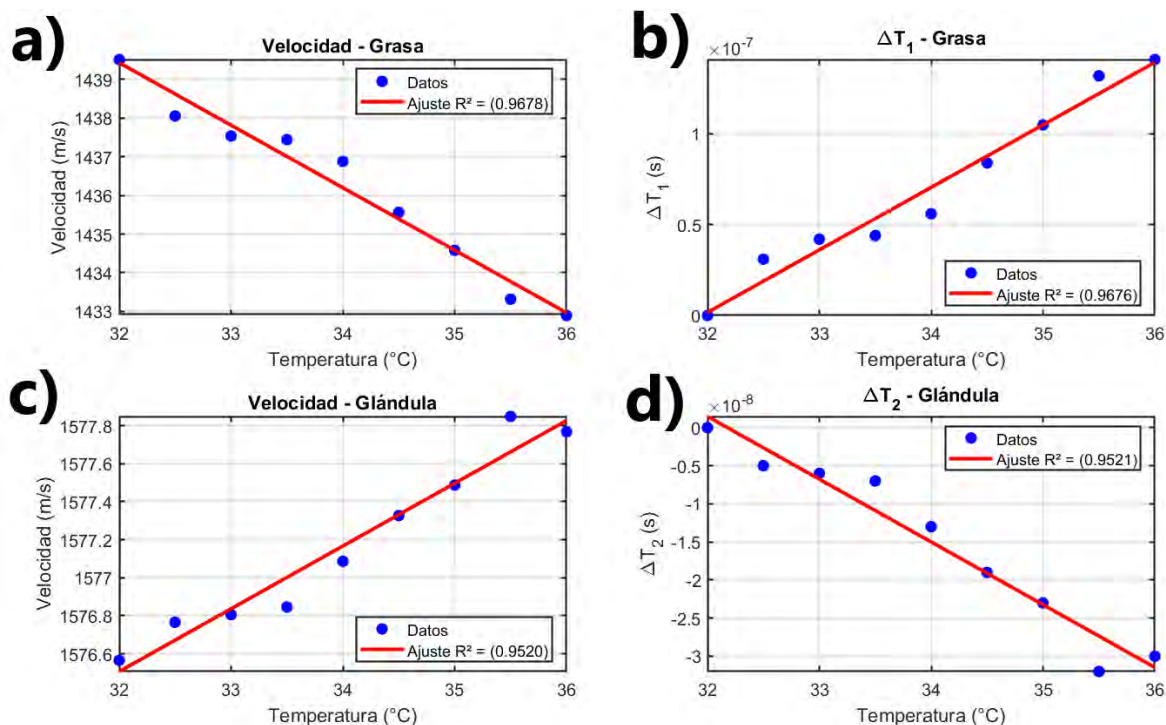


Figura 32. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso sano: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula, con medias del experimento 1 y sus respectivos ajustes lineales.

La Tabla 25 resume los coeficientes obtenidos a partir de los ajustes de regresión lineal aplicados a los datos experimentales del phantom bicapa, caso sano (experimento 1). Se presentan las pendientes (dy/dt), las intercepciones con el eje y los coeficientes de determinación (R^2) tanto para la velocidad del sonido como para el retardo temporal (ΔT), diferenciando entre los tejidos de grasa y glándula. Los resultados confirman una relación lineal clara entre la temperatura y las variables acústicas analizadas, con altos valores de R^2 que respaldan la calidad del ajuste.

Tabla 25. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa experimento 1.

Variable	Tejido	dy/dt	Intercepción	R^2
Velocidad (m/s)	Grasa	-1.6138	1491.1	0.9678
	Glándula	0.3303	1565.9	0.9520
ΔT (s)	Grasa	3.4433×10^{-8}	-1.1002×10^{-6}	0.9676
	Glándula	-8.2333×10^{-9}	2.6493×10^{-7}	0.9521

En la Figura 33 se presentan las curvas de regresión lineal correspondientes al experimento 2 del phantom bicapa en el caso sano. Se observa una disminución

progresiva en el retardo temporal diferencial y una tendencia diferenciada en la velocidad del sonido conforme aumenta la temperatura, tanto en grasa como en glándula. Las medias de los experimentos fueron ajustadas linealmente para representar la relación térmica de cada tejido.

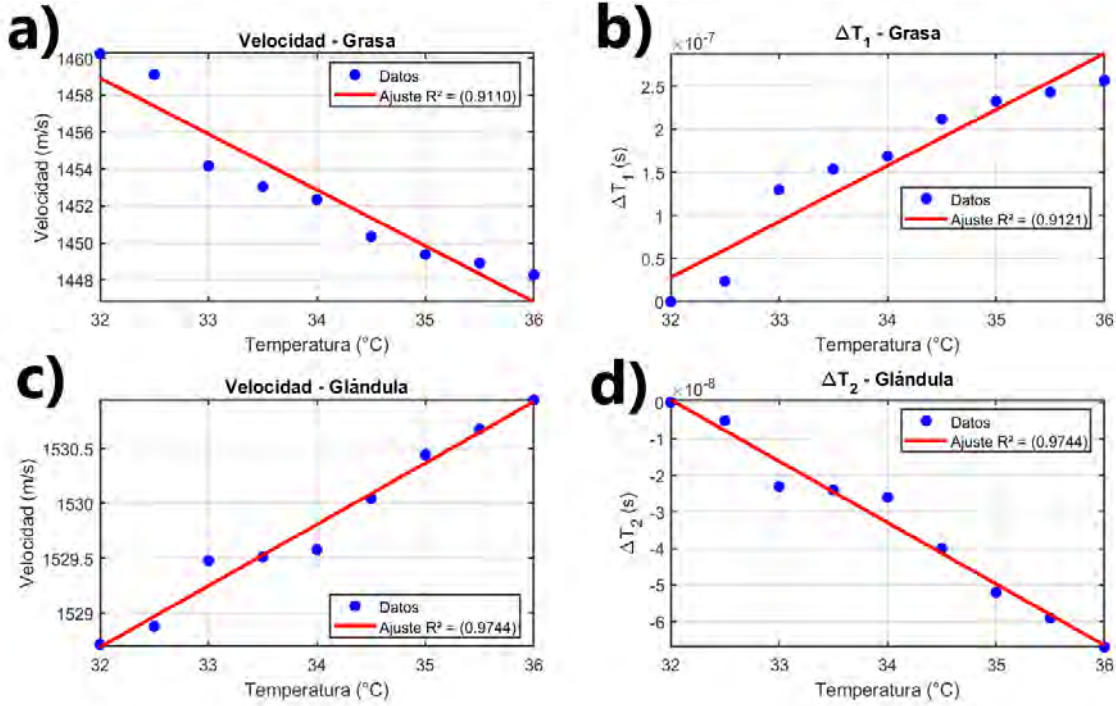


Figura 33. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso sano: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula, con medias del experimento 2 y sus respectivos ajustes lineales.

Complementariamente, la Tabla 26 resume los coeficientes obtenidos mediante regresión lineal para ambos tejidos, mostrando un coeficiente de determinación (R^2) superior a 0.91 en todos los casos. Este resultado respalda la consistencia de las variaciones térmicas observadas en la velocidad del sonido y en los tiempos de vuelo (ΔT) para las dos capas.

Tabla 26. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa experimento 2.

Variable	Tejido	dy/dt	Intercepción	R^2
Velocidad (m/s)	Grasa	-3.0312	1555.9	0.9110
	Glándula	0.5601	1510.8	0.9744
ΔT (s)	Grasa	6.4967E-8	-2.0509E-6	0.9121
	Glándula	-1.680E-8	5.3831E-7	0.9744

En la **Figura 34**. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso sano: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula, con medias del experimento 3 y sus respectivos ajustes lineales. Figura 34 se ilustran los ajustes por regresión lineal correspondientes al experimento 3 del phantom bicapa en el caso sano. Se observan tendencias opuestas entre los tejidos: mientras que la velocidad del sonido disminuye con la temperatura en la grasa, en la glándula presenta un ligero aumento. Asimismo, los valores de retardo temporal (ΔT) muestran una variación térmica consistente con las propiedades acústicas del medio.

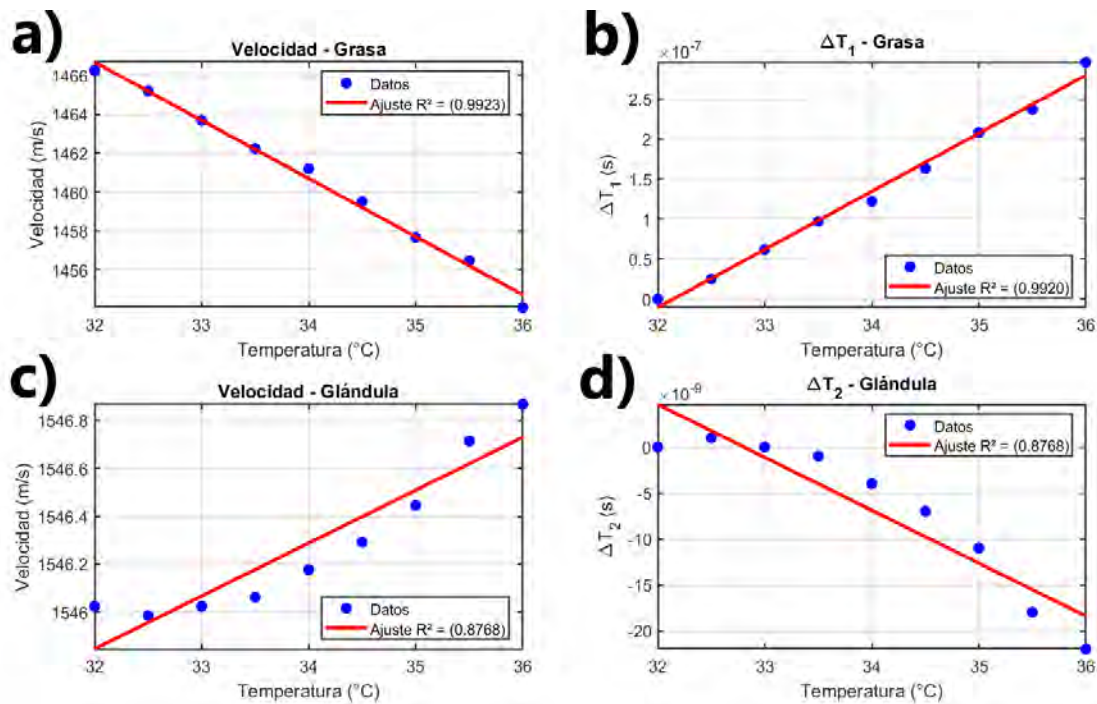


Figura 34. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso sano: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula, con medias del experimento 3 y sus respectivos ajustes lineales.

Por su parte, la Tabla 27 resume los coeficientes de regresión lineal asociados a estas mediciones. En el caso de la grasa, tanto la velocidad del sonido como el ΔT presentan un ajuste lineal altamente confiable ($R^2 > 0.99$), mientras que en la glándula se observa una mayor dispersión, reflejada en un R^2 de aproximadamente 0.88. La menor linealidad en la glándula se debe a que la velocidad del sonido no varía de forma estrictamente lineal con la temperatura en tejidos ricos en agua. Factores como la elasticidad y la densidad cambian de manera no uniforme, lo que explica la mayor dispersión y un R^2 más bajo.

Tabla 27. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa experimento 3.

Variable	Tejido	dy/dt	Intercepción	R^2
Velocidad (m/s)	Grasa	-2.9882	1562.3	0.9923
	Glándula	0.2214	15138.8	0.8768
ΔT (s)	Grasa	7.2600-8	-2.334E-6	0.9920
	Glándula	-5.7667E-9	1.8918E-7	0.8768

7.2.3 Resultados de correlación: Caso Tumoral

Incorporar un tercer medio en el modelo experimental representó un desafío significativo tanto en términos de diseño como de ejecución. A diferencia de los casos bicapa, la inclusión de una capa tumoral adicional implicó una mayor complejidad en la interpretación de las señales ultrasónicas y en la segmentación temporal de los ecos. Esto requirió una cuidadosa adaptación del protocolo experimental, así como un extenso número de pruebas y ajustes iterativos para asegurar la correcta discriminación de cada medio. Solo tras múltiples repeticiones y validaciones fue posible obtener resultados confiables y consistentes para las tres capas. En esta sección se presentan tres casos de éxito en los que se logró caracterizar adecuadamente las velocidades del sonido y los retardos temporales (ΔT) para grasa, glándula y tumor, permitiendo un análisis comparativo claro de su comportamiento frente a los cambios de temperatura.

En la Figura 35 se presentan los resultados de las regresiones lineales correspondientes al experimento 1 del caso tricapa, el cual contempla simultáneamente los medios de grasa, glándula y tumor. Se observa el comportamiento de la velocidad del sonido y el retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para cada tipo de tejido. Estos resultados permiten identificar las tendencias térmicas diferenciadas de cada capa, evidenciando la sensibilidad de las mediciones al cambio de medio. Los coeficientes obtenidos para cada ajuste lineal se resumen en la Tabla 28, donde se reportan las pendientes, intercepciones y coeficientes de determinación (R^2) para los modelos lineales asociados a cada tejido, confirmando un alto grado de correlación entre las variables evaluadas.

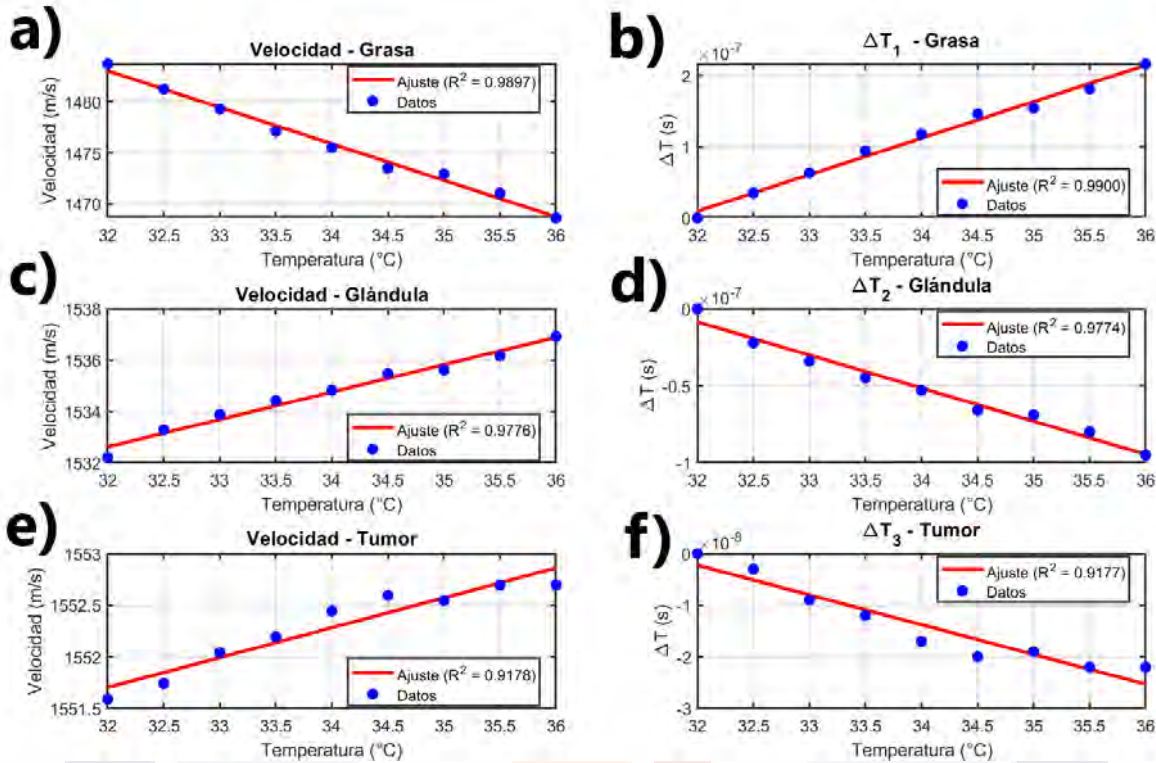


Figura 35. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso tumoral: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula; e) velocidad del sonido del tumor; f) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para tumor, con medias del experimento 1 y sus respectivos ajustes lineales.

Tabla 28. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso tricapa experimento 1.

Variable	Tejido	Pendiente	Intercepción	R ²
Velocidad (m/s)	Grasa	-3.5688	1597.2	0.9897
	Glándula	1.0682	1498.4	0.9776
	Tumor	0.28945	1542.4	0.9178
ΔT (s)	Grasa	5.1200E-8	-1.629E-6	0.9900
	Glándula	-2.1500E-8	6.7944E-7	0.9774
	Tumor	-5.7667E-9	1.8229E-7	0.9177

En la Figura 36 se presentan las regresiones lineales correspondientes al experimento 2 del caso tricapa, donde se incluyen las curvas de ajuste para la velocidad del sonido y el retardo temporal (ΔT) en función de la temperatura para los tres tipos de tejido: grasa, glándula y tumor. Los coeficientes de ajuste lineal derivados de este experimento se resumen en la Tabla 29 evidenciando una alta correlación en los tejidos de grasa ($R^2 = 0.9404$) y glándula ($R^2 = 0.9116$), mientras que el tejido tumoral

mostró una baja correlación ($R^2 = 0.0852$), lo que refleja una respuesta acústica inestable y poco confiable en este caso específico. Este bajo coeficiente de correlación en la capa tumoral podría atribuirse a factores experimentales, como una menor estabilidad térmica local o un desacoplamiento parcial del termopar, lo que afectó la precisión en la medición de temperatura en esa región.

A pesar de estos resultados, se optó por incluir los datos del tumor en los análisis de promedio final. Esta decisión se justifica bajo el criterio de preservar la integridad metodológica del estudio y documentar la variabilidad experimental inherente al sistema multicapa. Excluir estos datos podría conducir a una representación parcial de los resultados, ignorando las dificultades prácticas que conlleva la caracterización simultánea de tres capas. En contextos experimentales complejos como este, es fundamental considerar todos los escenarios observados, incluso aquellos que no cumplan plenamente con las expectativas de ajuste, ya que aportan información relevante sobre los límites y retos del enfoque empleado.

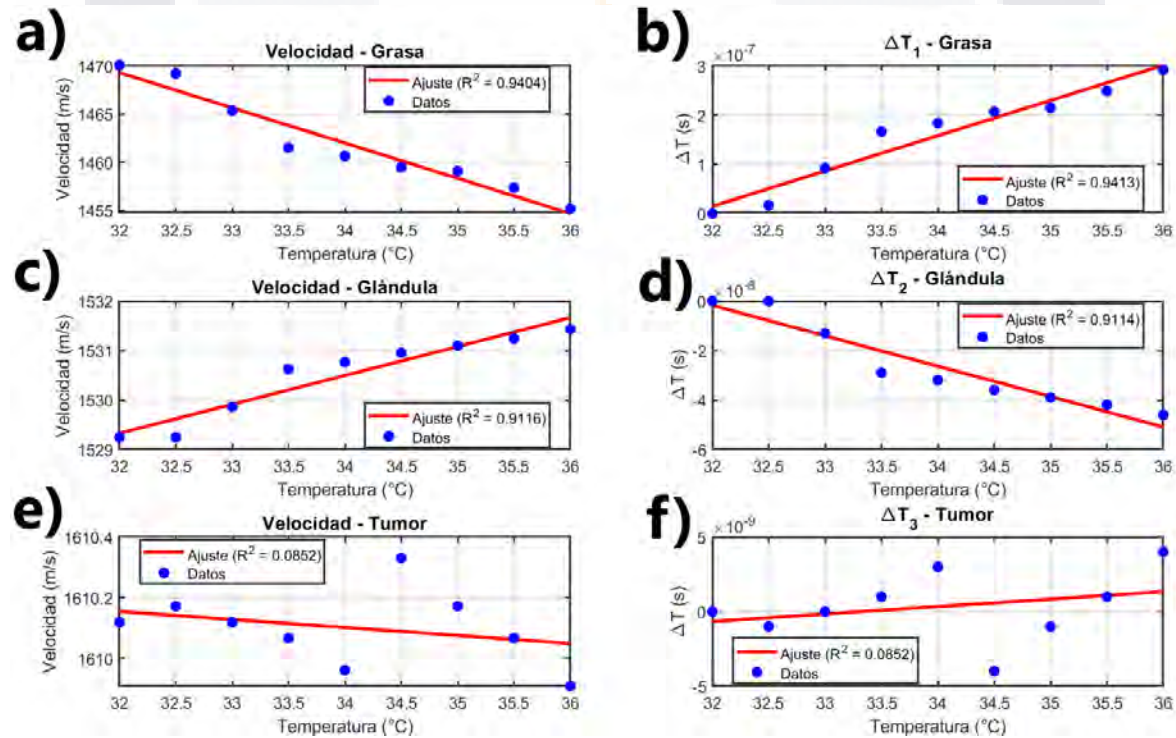


Figura 36. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso tumoral: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula; e) velocidad del sonido del tumor; f) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para tumor, con medias del experimento 2 y sus respectivos ajustes lineales.

Tabla 29. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso tricapa experimento 1

Variable	Tejido	Pendiente	Intercepción	R ²
Velocidad (m/s)	Grasa	-3.6509	1586.1	0.9404
	Glándula	0.58477	1510.6	0.9116
	Tumor	-0.02631	1611	0.0852
ΔT (s)	Grasa	7.1667E-8	-2.2786E-6	0.9413
	Glándula	-1.2300E-8	3.9187E-7	0.9114
	Tumor	5e-10	-1.6667E-7	0.08523

La Figura 37 presenta las regresiones lineales correspondientes al caso tumoral del phantom tricapa, obtenidas a partir de las mediciones del experimento 3. Los coeficientes de regresión lineal se detallan en la Tabla 29, donde se observa que la velocidad del sonido disminuye con la temperatura en la grasa (pendiente negativa de $-1.5690 \text{ m/s}\cdot\text{°C}^{-1}$), mientras que en la glándula y el tumor presenta un ligero incremento (pendientes positivas de 0.47226 y $0.28284 \text{ m/s}\cdot\text{°C}^{-1}$, respectivamente). Esta tendencia también se refleja en los valores de ΔT , cuya pendiente es positiva para la grasa y negativa para los demás tejidos, lo cual concuerda con el comportamiento inverso esperado entre velocidad y tiempo de vuelo. En todos los casos, los coeficientes de determinación (R^2) indican un buen ajuste lineal, siendo mayores a 0.75, con valores superiores al 0.90 en grasa y glándula, lo que respalda la validez de los modelos lineales utilizados para caracterizar la dependencia térmica en cada medio.

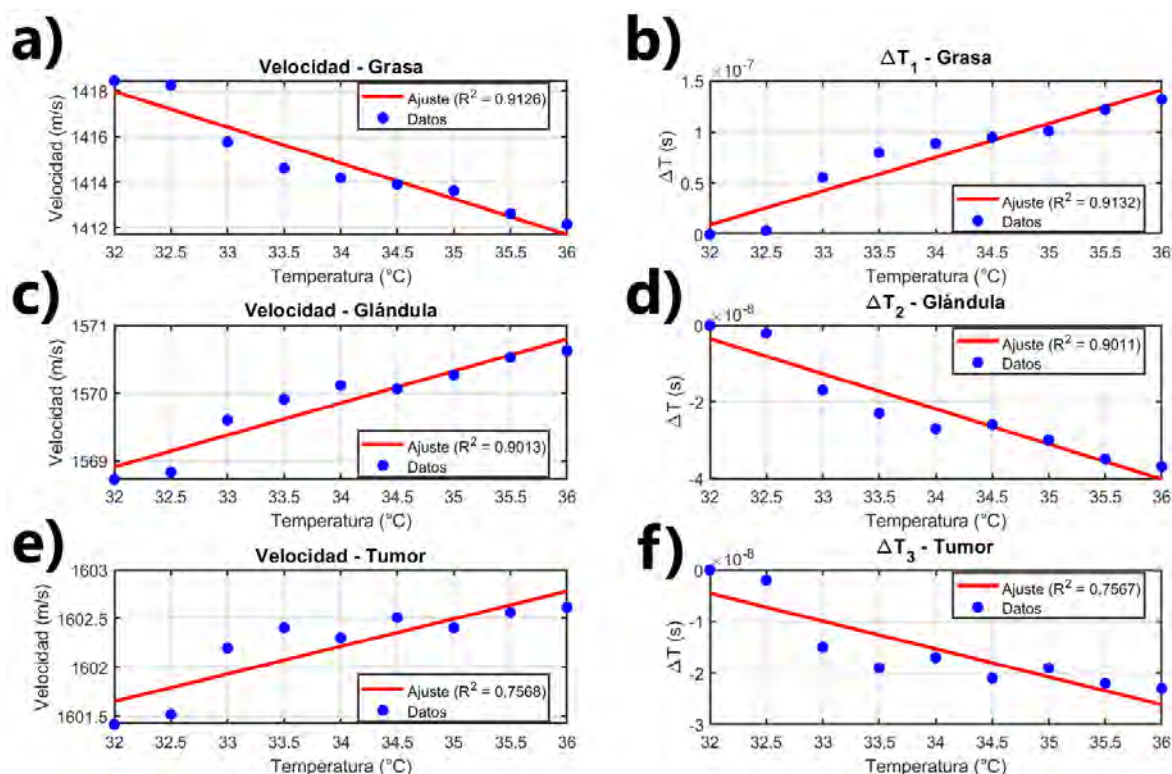


Figura 37. Figura que muestra regresiones lineales para el phantom caso tumoral: a) velocidad del sonido de la grasa; b) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para grasa; c) velocidad del sonido de la glándula; d) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para glándula; e) velocidad del sonido del tumor; f) retardo temporal (ΔT) puro en función de la temperatura para tumor, con medias del experimento 3 y sus respectivos ajustes lineales.

Tabla 30. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso tricapa experimento 1.

Variable	Tejido	Pendiente	Intercepción	R ²
Velocidad (m/s)	Grasa	-1.5690	1468.2	0.9126
	Glándula	0.47226	1553.8	0.9013
	Tumor	0.28284	1592.6	0.75685
ΔT (s)	Grasa	3.29E-8	-1.0432E-06	0.9132
	Glándula	-9.2E-9	2.9091E-07	0.90114
	Tumor	-5.4E-9	1.6827E-07	0.75675

7.2.4 Resultados de Cambio de Fase: Caso Sano

En la Figura 38 se muestran los espectros de frecuencia y fase obtenidos mediante la aplicación de la Transformada Rápida de Fourier (FFT) aplicada a los ecos reflejados en el phantom bicapa del experimento 1. Las gráficas mostradas en Figura 38a) y Figura 38b) presentan la magnitud espectral para el primer y segundo eco respectivamente, donde se observa un pico dominante centrado alrededor de

1 MHz, con pequeñas variaciones asociadas a la temperatura. Por otro lado, las gráficas mostradas en la Figura 38c) y Figura 38d) ilustran la fase envuelta asociada a cada eco, calculada para cada una de las señales adquiridas entre 32 °C y 36 °C. Es muy notable un cambio gradual de la fase con la temperatura, indicando una acumulación de desfase térmico progresivo, fundamental para la estimación de la velocidad del sonido.

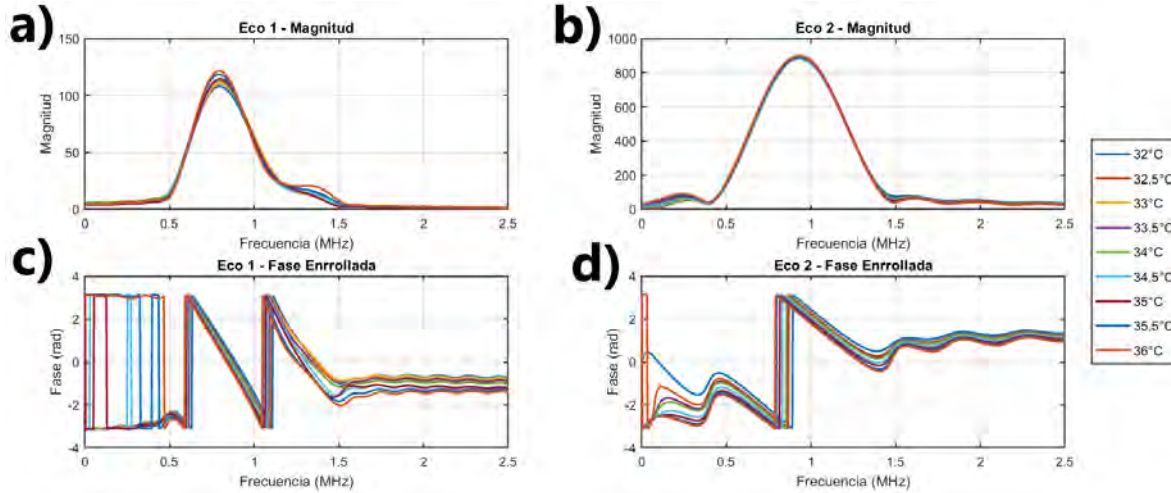


Figura 38. Espectro de frecuencia y fase envuelta para ecos ultrasónicos en phantom bicapa Experimento 1. a) y b) muestran la magnitud espectral obtenida mediante FFT para los ecos 1 y 2 respectivamente; c) y d) presentan la fase envuelta asociada a cada eco, calculada para señales adquiridas entre 32 °C y 36 °C.

La Figura 39 presenta la variación del desfase espectral a una frecuencia fija de 1 MHz, calculado para ambos ecos. En la Figura 39a) se observa la fase acumulada en el primer eco correspondiente a la capa de grasa, mientras que en la Figura 39b) se muestra la fase correspondiente al segundo eco, es decir, a la capa glandular. En ambos casos se observa un incremento progresivo de la fase con la temperatura, evidenciando la sensibilidad del método espectral para detectar cambios mínimos inducidos térmicamente. Las pendientes de ajuste para ambas curvas fueron de 0.1419 rad/°C en grasa y 0.1471 rad/°C en glándula.

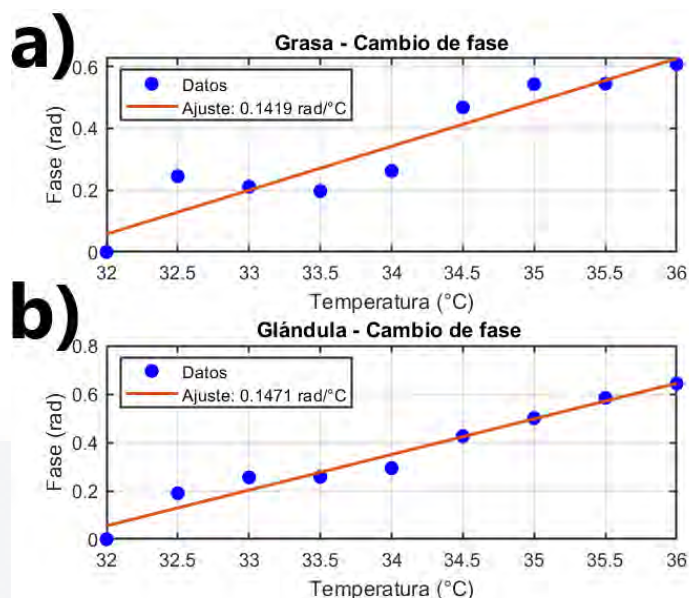


Figura 39. Variación del cambio de fase a 1 MHz en función de la temperatura, Experimento 1. a) Fase acumulada para la capa de grasa en el phantom bicapa; b) Fase acumulada correspondiente a la capa glandular.

Posteriormente, la Figura 40 presenta los resultados derivados del cálculo de los tiempos de vuelo corregidos y la velocidad del sonido (SOS) obtenida a partir del desfase térmico. En las gráficas mostradas en la Figura 40a) y Figura 40b) se muestra respectivamente la velocidad del sonido y el retardo puro (ΔT_1) para la capa de grasa. Se observa una tendencia decreciente de la velocidad con la temperatura, coherente con el comportamiento esperado en tejidos adiposos. Por el contrario, en las gráficas mostradas en la Figura 40c) y Figura 40d) muestran un incremento progresivo en la velocidad del sonido y una disminución del retardo (ΔT_2) en la capa glandular.

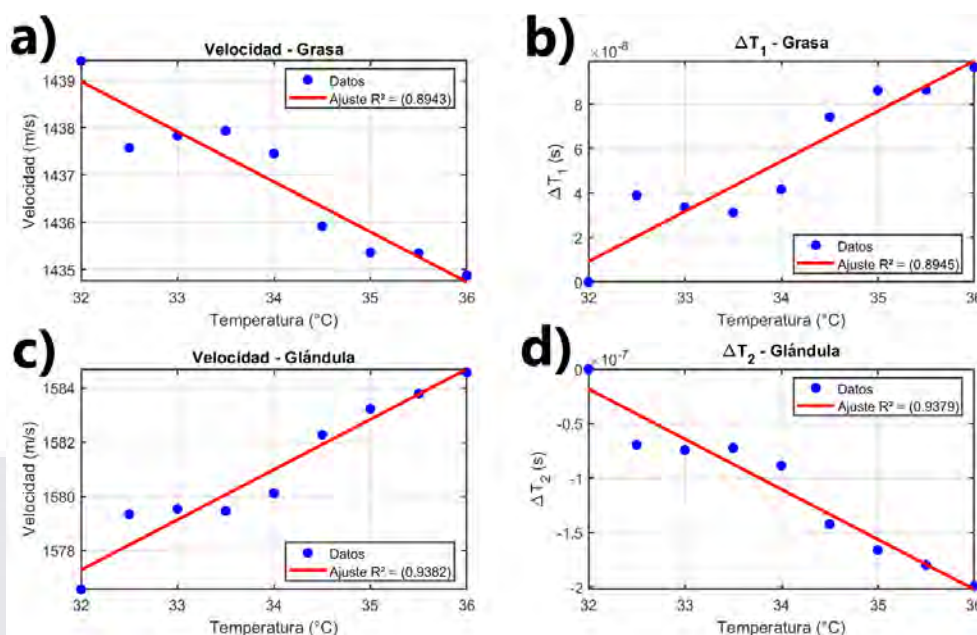


Figura 40. Resultados de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) obtenidos mediante el método espectral de cambio de fase a 1 MHz en phantom bicapa, Experimento 1. a) Velocidad del sonido estimada en la capa de grasa; b) Retardo temporal puro ΔT_1 correspondiente a la grasa; c) Velocidad del sonido en la capa glandular. d) Retardo temporal puro ΔT_2 correspondiente a la glándula.

Los coeficientes obtenidos por regresión lineal para cada variable se presentan en la Tabla 31. Para la capa de grasa, se obtuvo una pendiente negativa en la velocidad ($dy/dt = -1.0601 \text{ m/s} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$) y una pendiente positiva para ΔT ($2.2591 \times 10^{-8} \text{ s/}^\circ\text{C}$), con valores de R^2 cercanos a 0.89. En contraste, la capa glandular mostró un comportamiento opuesto, con pendiente positiva en la velocidad ($1.8546 \text{ m/s} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$) y negativa en ΔT ($-4.6006 \times 10^{-8} \text{ s/}^\circ\text{C}$), y coeficientes de determinación superiores a 0.93, lo cual confirma la robustez del ajuste y la sensibilidad del método espectral para identificar las propiedades térmico-acústicas diferenciadas de cada tejido simulado.

Tabla 31. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa, Experimento 1.

Variable	Tejido	Pendiente	Intercepción	R^2
Velocidad (m/s)	Grasa	-1.0601	1472.9	0.89432
	Glándula	1.8546	1517.9	0.93815
ΔT (s)	Grasa	$2.2591\text{E-}08$	$-7.1371\text{E-}07$	0.89447
	Glándula	$-4.6006\text{E-}08$	$1.4541\text{E-}06$	0.93792

En la Figura 41 se presentan los espectros de frecuencia y fase obtenidos mediante análisis espectral por Transformada Rápida de Fourier (FFT) para el phantom bicapa correspondiente al Experimento 2. Las gráficas de la Figura 41a) y Figura 41b)

muestran la magnitud espectral de los ecos 1 y 2 respectivamente, donde se observa un pico dominante centrado en torno a 1 MHz para ambos ecos. Las variaciones en amplitud entre diferentes temperaturas indican la influencia térmica sobre la propagación ultrasónica. Las gráficas de la Figura 41c) y Figura 41d) muestran la fase envuelta asociada a cada eco. Se aprecia un desplazamiento progresivo de las curvas de fase a medida que aumenta la temperatura, reflejando un cambio acumulativo en el tiempo de vuelo que permite estimar la velocidad del sonido con alta sensibilidad.

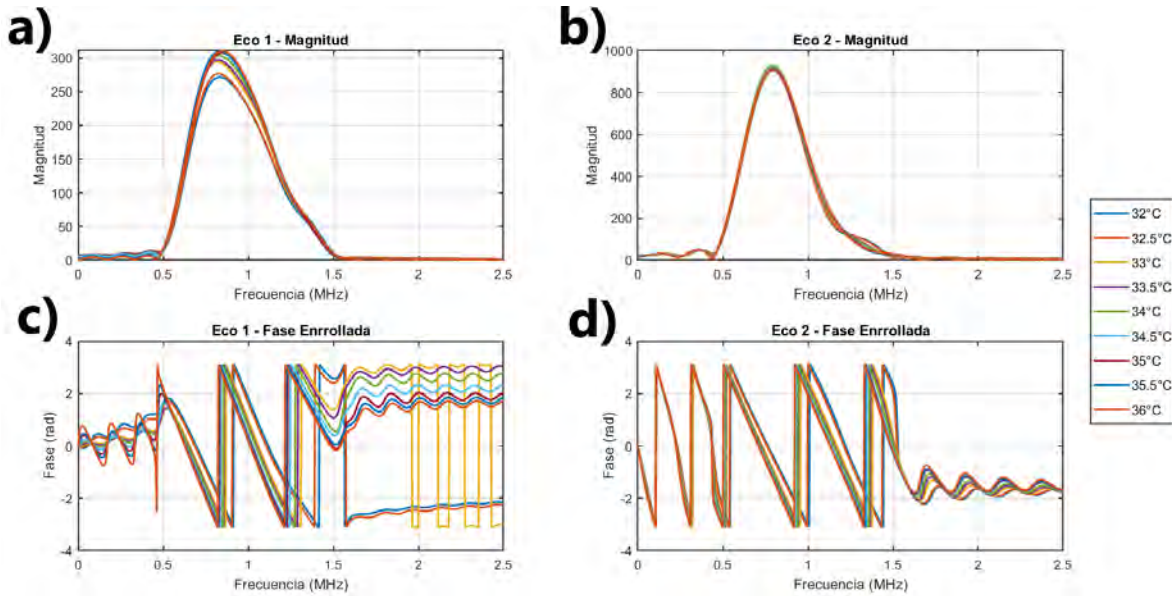


Figura 41. Espectro de frecuencia y fase envuelta para ecos ultrasónicos en phantom bicapa Experimento 2. a) y b) muestran la magnitud espectral obtenida mediante FFT para los ecos 1 y 2 respectivamente. c) y d) presentan la fase envuelta asociada a cada eco, calculada para señales adquiridas entre 32 °C y 36 °C.

La Figura 42 detalla el comportamiento de la fase espectral acumulada a 1 MHz para ambos medios. En la Figura 42a), se presenta la evolución de la fase para la capa de grasa, mientras que en la Figura 42b) se muestra la correspondiente a la capa glandular. En ambos casos se aprecia una tendencia lineal ascendente con la temperatura, lo cual confirma la capacidad del método de cambio de fase para detectar variaciones mínimas en medios térmicamente heterogéneos. La pendiente del ajuste en la capa grasa fue de 0.1473 rad/°C, mientras que en la glándula alcanzó los 0.1548 rad/°C.

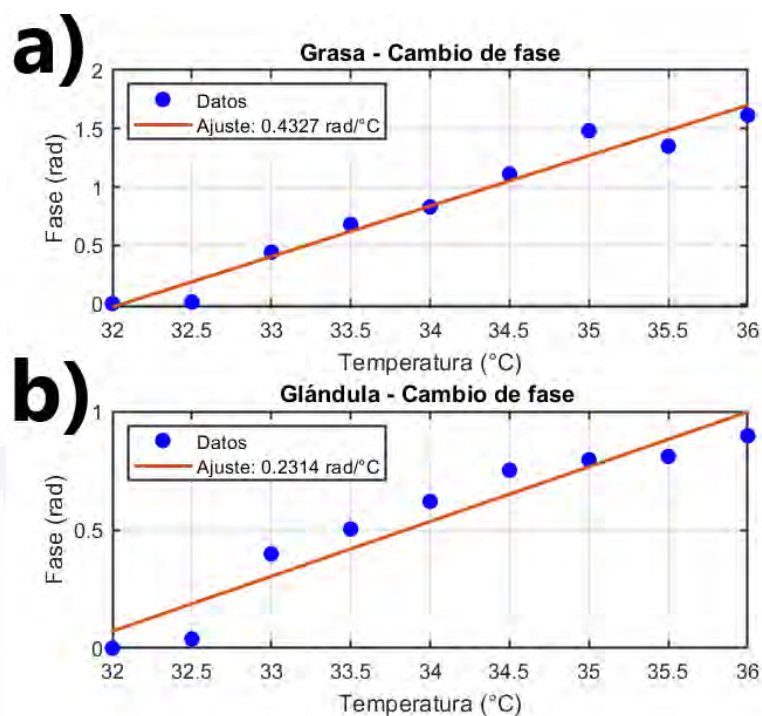


Figura 42. Variación del cambio de fase a 1 MHz en función de la temperatura, Experimento 2. a) Fase acumulada para la capa de grasa en el phantom bicapa; b) Fase acumulada correspondiente a la capa glandular.

En la Figura 43 se representan los valores calculados de velocidad del sonido y retardos temporales puros (ΔT) para ambos medios. La gráfica de la Figura 43a) muestra la velocidad del sonido en la capa de grasa, mientras que en la gráfica de la Figura 43b) muestra el retardo temporal ΔT_1 correspondiente a esta misma capa, que incrementa con la temperatura de forma consistente con la reducción de velocidad. Por otro lado, la Figura 43c) y Figura 43d) presentan la velocidad y el retardo para la capa glandular, donde se observa un comportamiento opuesto: la velocidad aumenta con la temperatura, mientras que el retardo ΔT_2 disminuye.

Los parámetros cuantitativos de ajuste lineal se resumen en la Tabla 32. La pendiente negativa en grasa para la velocidad ($-3.2155 \text{ m/s}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$) se asocia con la disminución de rigidez del medio compuesto en su mayoría por grasa. En cambio, la glándula mostró una pendiente positiva de $3.5496 \text{ m/s}\cdot^\circ\text{C}^{-1}$, la más alta registrada entre todos los experimentos bicapa, lo que sugiere una elevada sensibilidad térmica. Los valores de R^2 superiores a 0.95 en todos los casos respaldan la robustez del ajuste. Los resultados obtenidos en este segundo experimento reafirman la efectividad del método espectral para cuantificar la dependencia térmica de los parámetros acústicos en modelos tisulares multicapa.

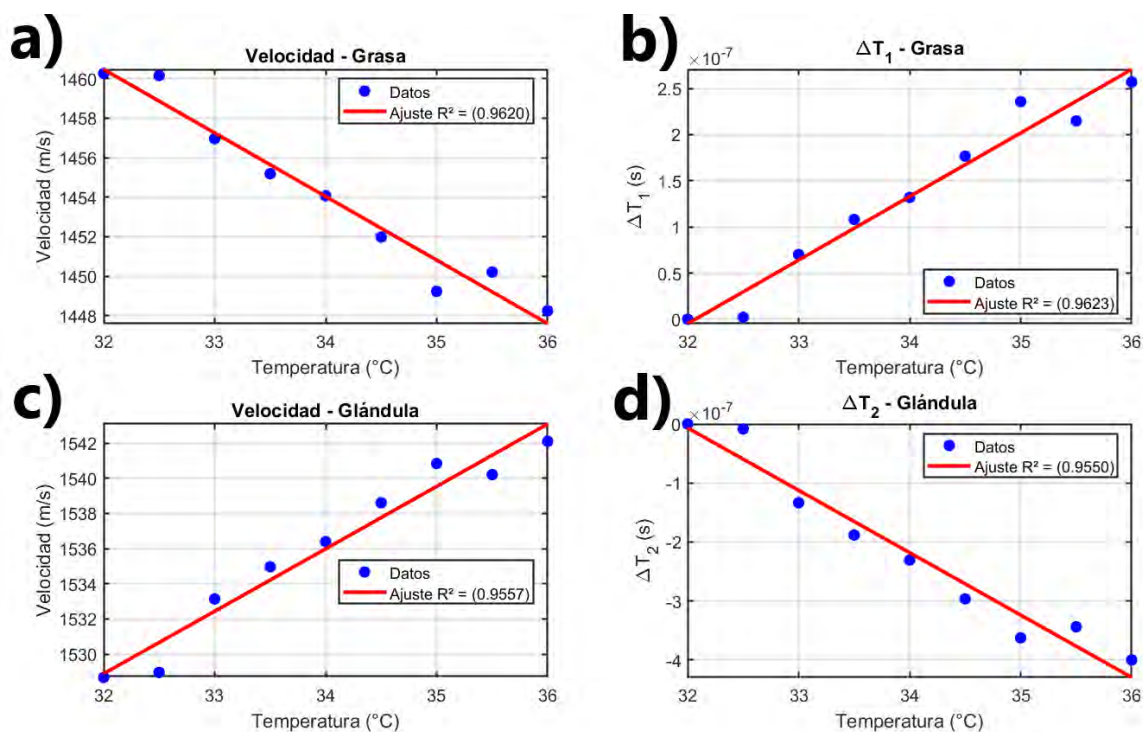


Figura 43. Resultados de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) obtenidos mediante el método espectral de cambio de fase a 1 MHz en phantom bicapa, Experimento 2. a) Velocidad del sonido estimada en la capa de grasa; b) Retardo temporal puro ΔT_1 correspondiente a la grasa; c) Velocidad del sonido en la capa glandular. d) Retardo temporal puro ΔT_2 correspondiente a la glándula.

Tabla 32. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa, Experimento 2.

Variable	Tejido	Pendiente	Intercepción	R ²
Velocidad (m/s)	Grasa	-3.2155	1563.4	0.96201
	Glándula	3.5496	1415.3	0.95567
ΔT (s)	Grasa	6.8869E-08	-2.2086E-06	0.96226
	Glándula	-1.057E-07	3.3757E-06	0.95504

En la Figura 44 se presentan los resultados del análisis espectral aplicado a los ecos ultrasónicos adquiridos en el phantom bicapa del Experimento 3. Las gráficas de la Figura 44a) y la Figura 44b) muestran la magnitud del espectro de frecuencia para los ecos 1 y 2 respectivamente, calculada mediante FFT. Se observa nuevamente un comportamiento espectral con picos definidos alrededor de 1 MHz, consistente con la respuesta del transductor. En ambas curvas, la amplitud espectral tiende a modificarse ligeramente conforme varía la temperatura, lo cual sugiere cambios en la respuesta acústica del medio. Las gráficas de la Figura 44c) y la Figura 44d) muestran la fase envuelta asociada a cada eco, donde se aprecia un desplazamiento

progresivo y dependiente de la temperatura, que es clave para la estimación de variaciones en el tiempo de vuelo (ToF) mediante el método de cambio de fase.

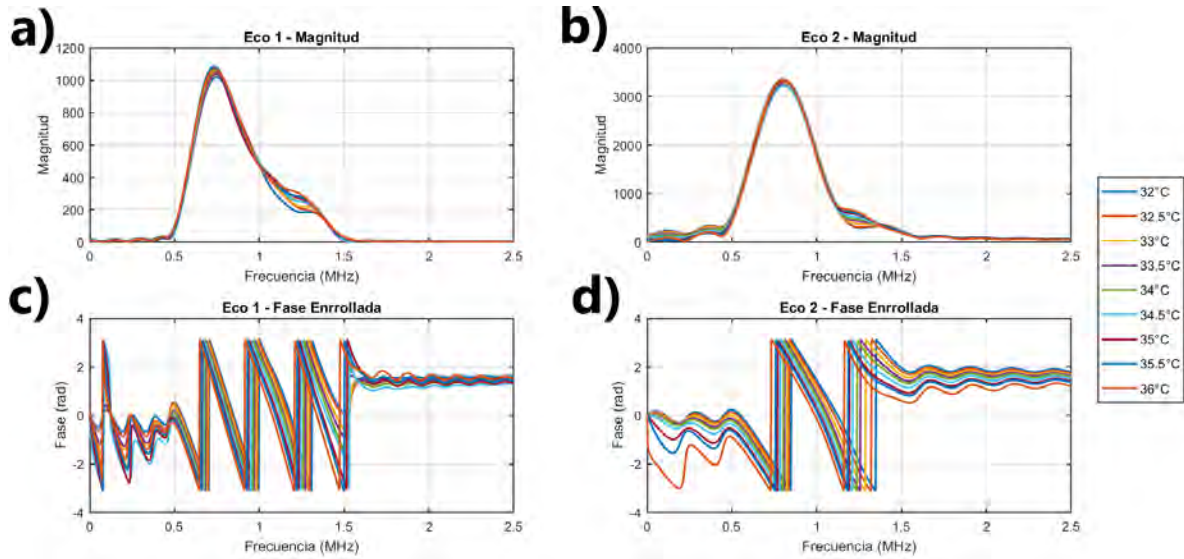


Figura 44. Espectro de frecuencia y fase envuelta para ecos ultrasónicos en phantom bicapa Experimento 3. a) y b) muestran la magnitud espectral obtenida mediante FFT para los ecos 1 y 2 respectivamente. c) y d) presentan la fase envuelta asociada a cada eco, calculada para señales adquiridas entre 32 °C y 36 °C.

La Figura 45 presenta la evolución de la fase acumulada a 1 MHz para ambos tejidos simulados. La gráfica de la Figura 45a) corresponde a la capa de grasa, mientras que la Figura 45b) representa la respuesta de la glándula. En ambas secciones se observa un comportamiento lineal creciente en función de la temperatura. Estos resultados confirman la sensibilidad del análisis de fase como herramienta para detectar variaciones mínimas en medios acústicamente heterogéneos. Las pendientes estimadas reflejan diferencias en la capacidad de cada tejido simulado para modificar su velocidad de propagación en respuesta al calentamiento.

En la Figura 46 se ilustran los resultados derivados del modelo espectral en términos de velocidad del sonido y retardos puros ΔT para ambos medios. En la Figura 46a), la velocidad del sonido estimada en la capa de grasa muestra una tendencia decreciente con el incremento térmico, comportamiento típico de tejidos con alto contenido lipídico. En la Figura 46b), el retardo temporal ΔT_1 correspondiente a dicha capa sigue una tendencia creciente, lo cual es coherente con la reducción de velocidad. En contraste, la capa glandular, mostrado en la Figura 46c) y Figura 46d), manifiesta un comportamiento opuesto: incremento de la velocidad con la temperatura y reducción del retardo temporal ΔT_2 , lo que evidencia una mayor rigidez estructural y sensibilidad térmica del medio glandular.

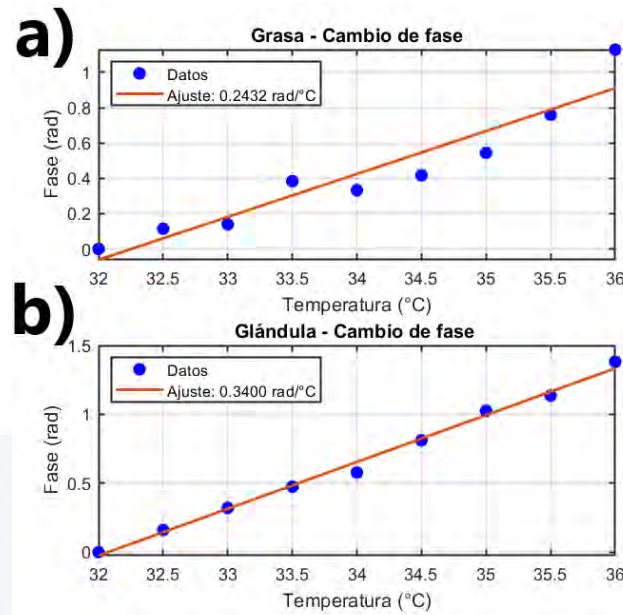


Figura 45. Variación del cambio de fase a 1 MHz en función de la temperatura, Experimento 3. a) Fase acumulada para la capa de grasa en el phantom bicapa; b) Fase acumulada correspondiente a la capa glandular.

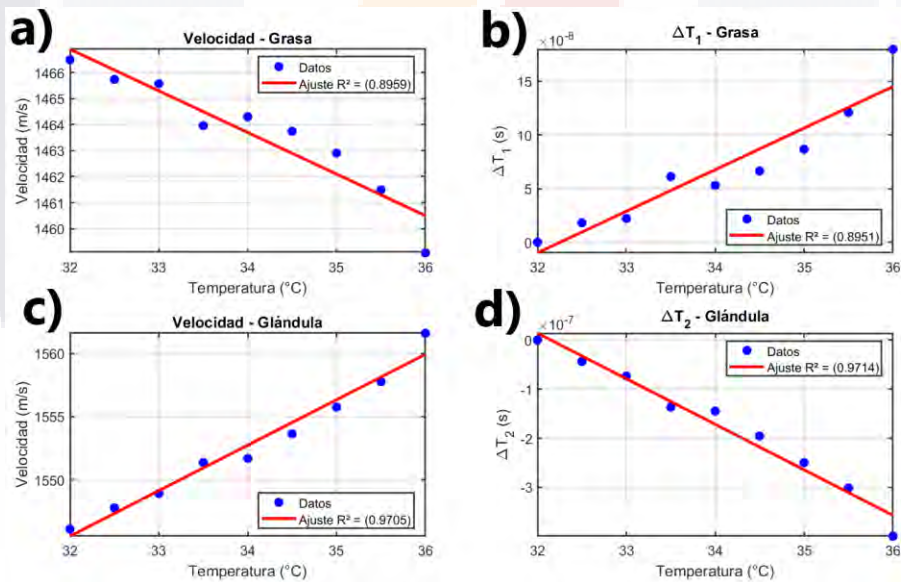


Figura 46. Resultados de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) obtenidos mediante el método espectral de cambio de fase a 1 MHz en phantom bicapa, Experimento 3. a) Velocidad del sonido estimada en la capa de grasa; b) Retardo temporal puro ΔT_1 correspondiente a la grasa; c) Velocidad del sonido en la capa glandular. d) Retardo temporal puro ΔT_2 correspondiente a la glándula.

Los parámetros de regresión obtenidos se resumen en la Tabla 33, donde se reportan las pendientes, intercepciones y coeficientes de determinación (R^2). La grasa presentó una pendiente negativa en velocidad ($-1.5993 \text{ m/s}\cdot^{\circ}\text{C}^{-1}$) con un R^2 de 0.8959,

mientras que la glándula alcanzó una pendiente positiva de $3.5962 \text{ m/s} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$ y un R^2 de 0.8951. En el caso de los retardos ΔT , ambos tejidos mostraron ajustes lineales altamente confiables ($R^2 > 0.97$), lo que refuerza la validez del modelo espectral como técnica robusta y reproducible para evaluar cambios térmicos en medios multicapa.

Tabla 33. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura, según el tipo de tejido para caso bicapa, Experimento 3.

Variable	Tejido	Pendiente	Intercepción	R^2
Velocidad (m/s)	Grasa	-1.5993	1518.1	0.89587
	Glándula	3.5962	1430.5	0.89508
ΔT (s)	Grasa	3.8712E-08	-1.2486E-06	0.97055
	Glándula	-9.2826e-08	2.9844E-06	0.97142

7.2.5 Resultados de Cambio de Fase: Caso Tumoral

El análisis espectral mediante cambio de fase a 1 MHz fue aplicado al phantom tricapa correspondiente al Experimento 1, compuesto por capas secuenciales de grasa, glándula y tumor. La Figura 47 presenta la caracterización espectral de los tres ecos reflejados. Las subfiguras de la Figura 47a), la Figura 47b) y la Figura 47c) muestran la magnitud espectral obtenida por FFT para los ecos 1 (grasa), 2 (glándula) y 3 (tumor), respectivamente. Las subfiguras de la Figura 47d) a la la Figura 47f) ilustran la fase envuelta para cada eco, donde se observa una clara dependencia con la temperatura. Finalmente, las subfiguras de la la Figura 47g), la Figura 47h) y la Figura 47i) muestran la fase desenvolvimiento, la cual permite evidenciar los desplazamientos espectrales acumulados con mayor claridad.

Posteriormente, se estimó la acumulación de fase a 1 MHz para cada eco como función de la temperatura. Como se muestra en la Figura 48, se obtuvieron tendencias lineales diferenciadas para cada medio. En particular, la grasa presentó la mayor pendiente negativa ($-0.3241 \text{ rad}/^\circ\text{C}$), mientras que glándula y tumor mostraron pendientes también negativas, pero de menor magnitud, reflejando así su sensibilidad térmica específica.

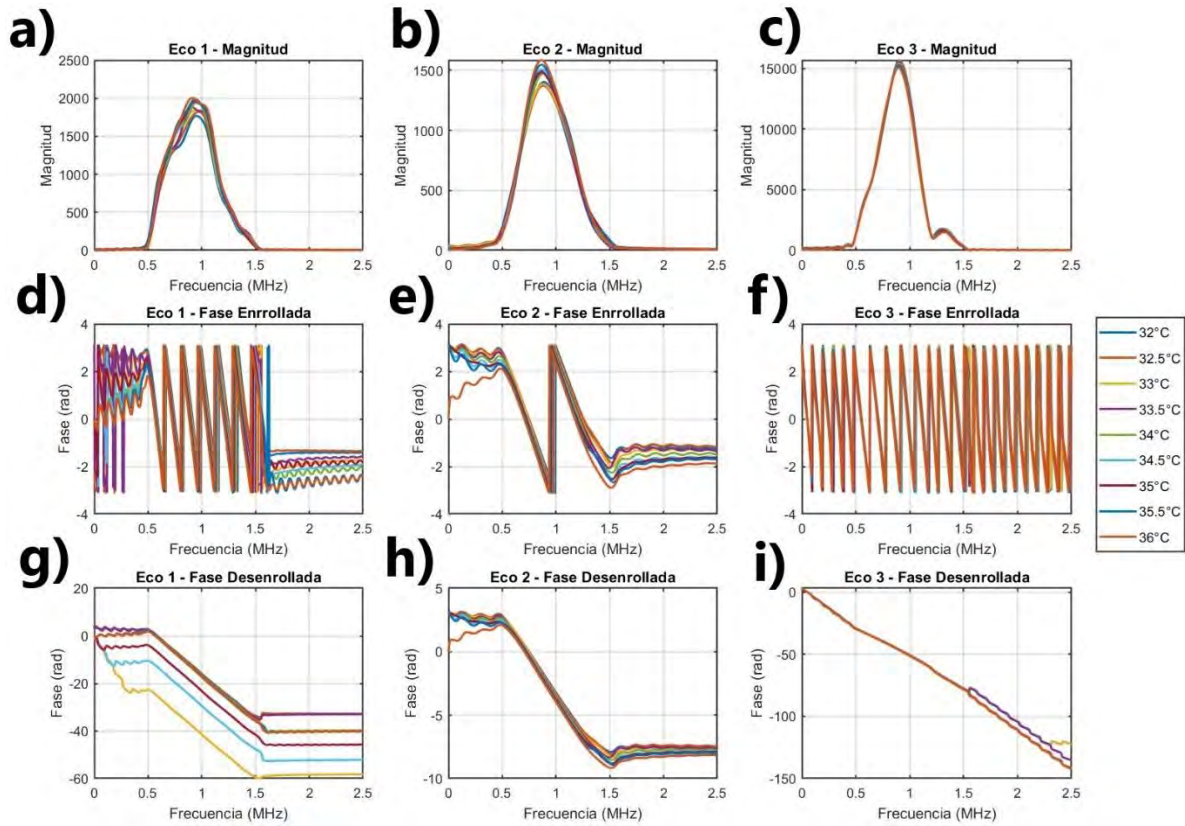


Figura 47. Espectros de frecuencia y fase para el phantom tricapa (Experimento 1). (a)-(c): Magnitud FFT para ecos 1 (grasa), 2 (glándula) y 3 (tumor); (d)-(f): fase envuelta correspondiente; (g)-(i): fase desenrollada para cada eco, obtenida entre 32 °C y 36 °C.

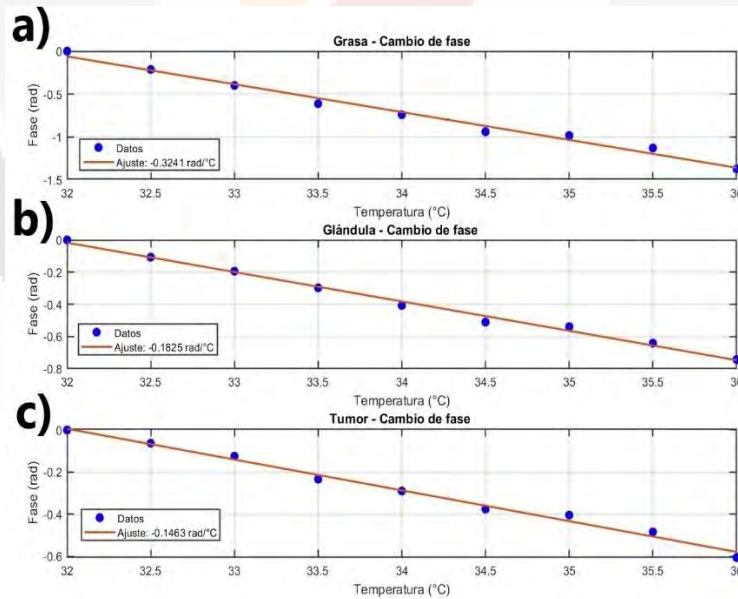


Figura 48. Cambio de fase acumulada a 1 MHz en función de la temperatura (phantom tricapa, Experimento 1). (a) Grasa; (b) Glándula; (c) Tumor.

A partir de los retardos acumulados (ΔT), se estimó la velocidad del sonido en cada capa simulada. En la Figura 49 se presentan los resultados de velocidad acústica y retardos temporales diferenciales para cada medio. Las subfiguras de la Figura 49a), la Figura 49c) y la Figura 49e) muestran una tendencia lineal en la velocidad del sonido para grasa, glándula y tumor respectivamente, mientras que la Figura 49b), la Figura 49d) y la Figura 49f) representan los retardos diferenciales (ΔT) para las mismas capas. Se observa un comportamiento inverso entre ΔT y la velocidad, coherente con la relación entre tiempo de vuelo y velocidad del sonido. Además, los valores de R^2 indican un ajuste lineal altamente confiable, especialmente en los tejidos de grasa y glándula.

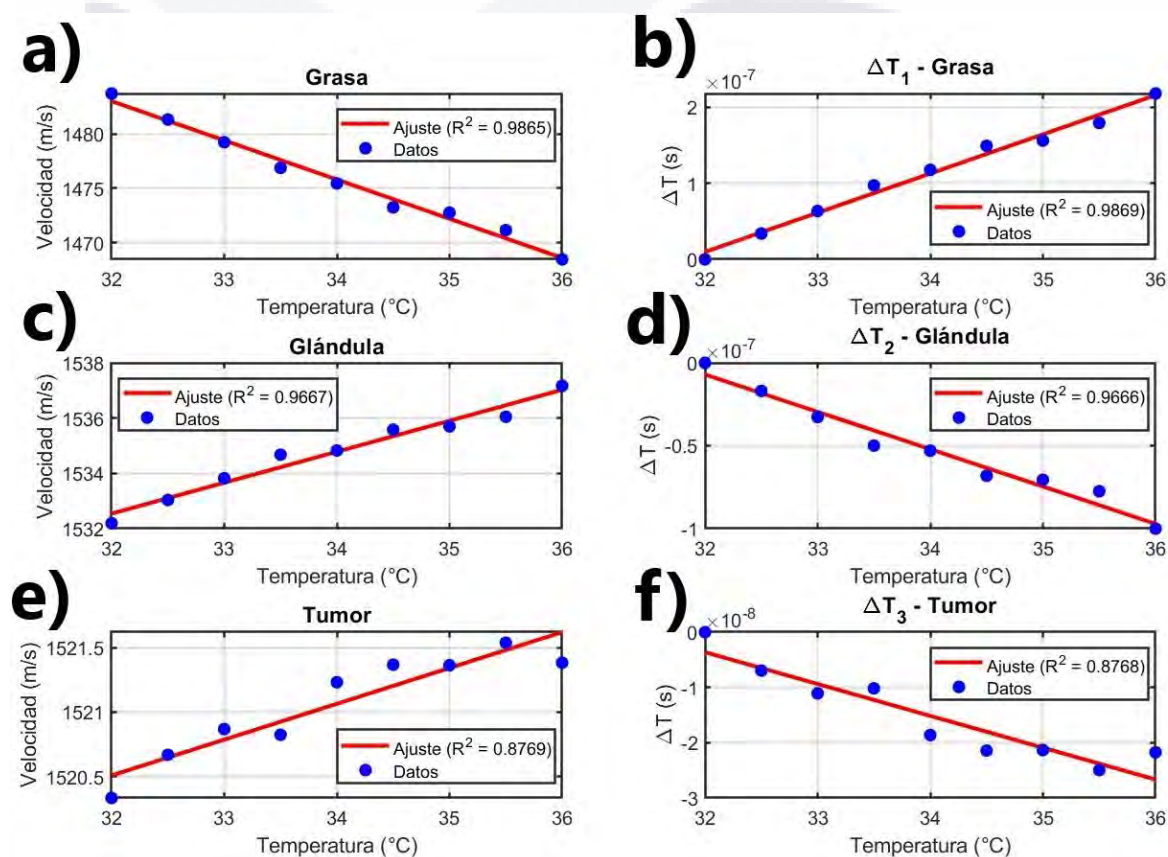


Figura 49. Resultados de velocidad del sonido y ΔT obtenidos mediante el método de cambio de fase para phantom tricapa (Experimento 1). (a) Velocidad en grasa; (b) ΔT en grasa; (c) Velocidad en glándula; (d) ΔT en glándula; (e) Velocidad en tumor; (f) ΔT en tumor.

La Tabla 34 resume los coeficientes de regresión lineal para cada tejido. Los resultados revelan una alta sensibilidad térmica de la grasa (pendiente negativa más pronunciada), mientras que glándula y tumor mantienen una respuesta positiva con incrementos moderados. Las correlaciones R^2 confirman la solidez del modelo aplicado, siendo superiores al 0.87 en todos los casos, y destacando los valores de $R^2 > 0.96$ para grasa y glándula.

Tabla 34. Coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo (ΔT) en función de la temperatura para phantom tricapa (Experimento 1).

Variable	Tejido	Pendiente	Intercepción	R ²
Velocidad (m/s)	Grasa	-3.5953	1598	0.98653
	Glándula	1.1201	1496.7	0.9667
	Tumor	0.27769	1511.6	0.87685
ΔT (s)	Grasa	5.1584e-08	-1.6409e-06	0.98688
	Glándula	-2.2543e-08	7.1431e-07	0.96657
	Tumor	-5.7617e-09	1.8075e-07	0.8768

En la Figura 50 se presentan los resultados espectrales obtenidos para el phantom tricapa durante el Experimento 2. Las subfiguras de la Figura 50a), Figura 50b) y Figura 50c) muestran la magnitud espectral de los ecos ultrasónicos correspondientes a las capas de grasa, glándula y tumor, respectivamente, obtenida mediante Transformada Rápida de Fourier (FFT). Las subfiguras de la Figura 50d), la Figura 50e) y la Figura 50f) ilustran la fase enrollada asociada a cada eco, mientras que las subfiguras de la Figura 50g), la Figura 50h) y la Figura 50i) muestran la fase desenrollada, la cual fue utilizada para estimar el cambio de fase diferencial a una frecuencia fija de 1 MHz. Esta última etapa permitió capturar las variaciones térmicas de fase con mayor estabilidad y precisión.

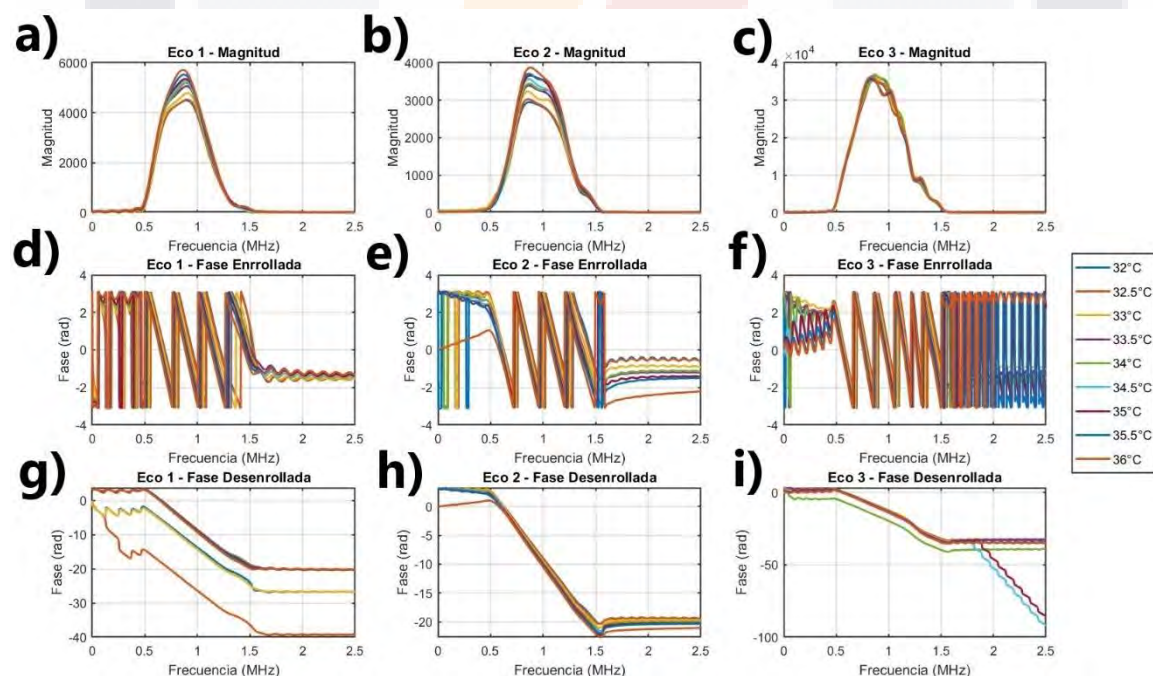


Figura 50. Resultados de Espectro de frecuencia y fase para ecos ultrasónicos en phantom tricapa, experimento 2. (a), (b) y (c) muestran la magnitud espectral (FFT) de los ecos 1, 2 y 3, respectivamente. (d), (e) y (f) presentan la fase enrollada correspondiente a los mismos ecos. Las subgráficas (g), (h) e

(i) ilustran la fase desenvuelta empleada para calcular la fase diferencial a una frecuencia fija de 1 MHz.

La Figura 51 muestra la evolución del cambio de fase acumulada a 1 MHz en función de la temperatura para cada una de las tres capas simuladas: la Figura 51a) grasa, la Figura 51b) glándula y la Figura 51c) tumor. En todos los casos se aplicó una regresión lineal para evaluar el comportamiento térmico. Se observó una tendencia clara y consistente en grasa y glándula, mientras que en el tejido tumoral la dispersión fue más notoria, reflejando una menor confiabilidad del ajuste.

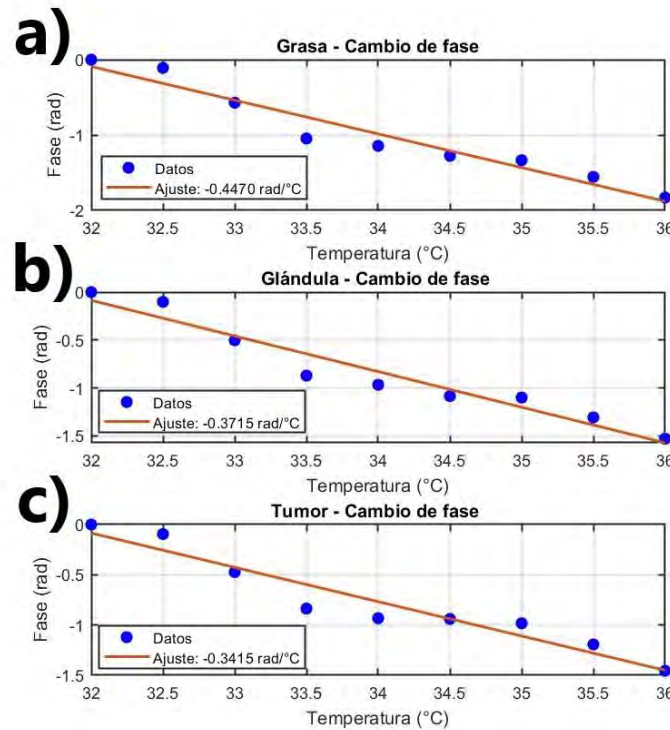


Figura 51. Cambio de fase acumulada en función de la temperatura para phantom tricapa, experimento 2.(a) Grasa, (b) Glándula y (c) Tumor, con sus respectivos ajustes lineales a 1 MHz.

En la Figura 52 se presentan los resultados de velocidad del sonido y del retardo temporal diferencial (ΔT) obtenidos mediante el método espectral de cambio de fase. Las subfiguras de la Figura 52a), la Figura 52c) y la Figura 52e) corresponden a la velocidad del sonido en grasa, glándula y tumor, respectivamente. Los resultados muestran una pendiente negativa en grasa, indicando una disminución de la velocidad con el aumento de la temperatura, mientras que glándula y tumor presentan pendientes positivas, aunque en este último caso con un coeficiente de determinación significativamente menor ($R^2 \approx 0.61$), lo que sugiere una mayor incertidumbre en la estimación. Las subfiguras de la Figura 52b), la Figura 52d) y la Figura 52f) muestran el comportamiento del retardo temporal (ΔT), que se comporta de forma inversa a la velocidad en todos los casos, como es físicamente esperable.

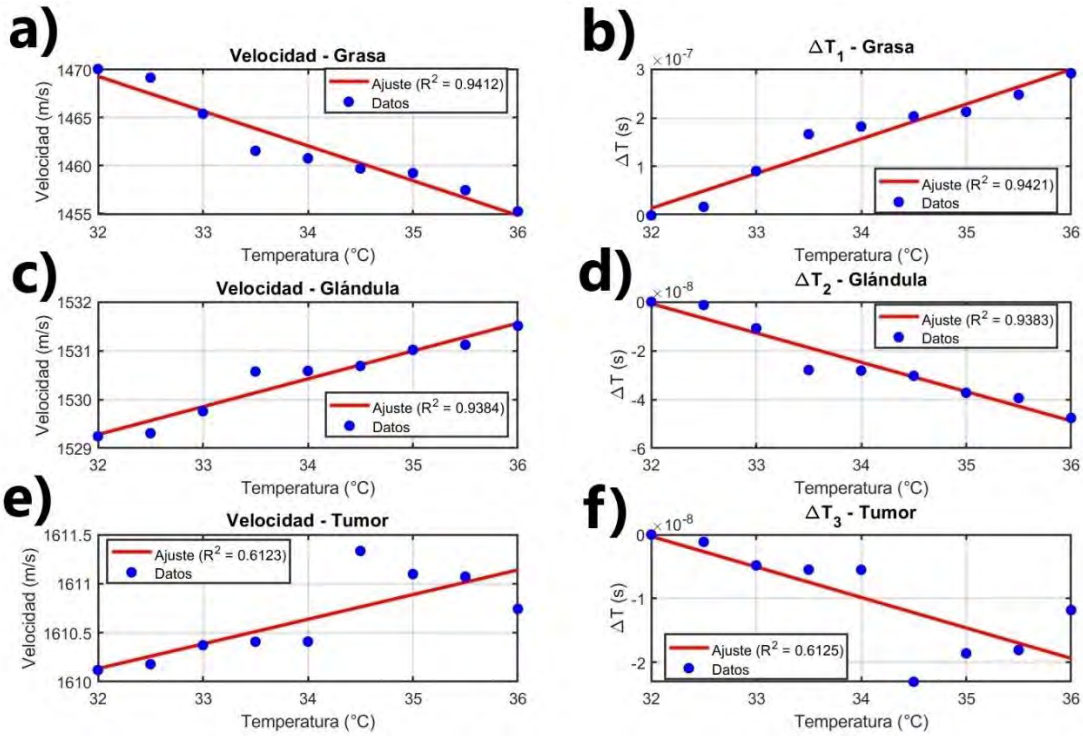


Figura 52. Estimación de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) mediante cambio de fase a 1 MHz en phantom tricapa, experimento 2. (a), (c) y (e): Velocidad del sonido en grasa, glándula y tumor, respectivamente; (b), (d) y (f): Retardo temporal ΔT correspondiente a cada capa.

Finalmente, la Tabla 35 resume los coeficientes de regresión lineal calculados para cada capa. Se destacan altos valores de R^2 en grasa y glándula (mayores a 0.93), que confirman la robustez del ajuste, mientras que en el tejido tumoral el bajo coeficiente ($R^2 \approx 0.61$) evidencia limitaciones del método bajo condiciones más complejas o inestables.

Tabla 35. Coeficientes de regresión lineal para velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) en función de la temperatura, phantom tricapa, Experimento 2.

Variable	Tejido	Pendiente	Intercepción	R^2
Velocidad (m/s)	Grasa	-3.624	1585.3	0.94116
	Glándula	0.57081	1511	0.93837
	Tumor	0.25137	1602.1	0.61234
ΔT (s)	Grasa	7.1135e-08	-2.2618e-06	0.94207
	Glándula	-1.2007e-08	3.8344e-07	0.93826
	Tumor	-4.7734e-09	1.5246e-07	0.6125

En la Figura 53 se presentan los resultados del análisis espectral para el phantom tricapa del experimento 3. Las subfiguras de la Figura 53a), la Figura 53b) y la Figura 53c) muestran la magnitud espectral de los tres ecos principales obtenidos por Transformada Rápida de Fourier (FFT), correspondientes a las capas de grasa,

glándula y tumor. Las subfiguras de la Figura 53d), la Figura 53e) y la Figura 53f) ilustran la fase enrollada para cada eco, mientras que la Figura 53g), la Figura 53h) y la Figura 53i) presentan la fase desenrollada, la cual fue utilizada para calcular el cambio de fase diferencial a una frecuencia fija de 1 MHz.

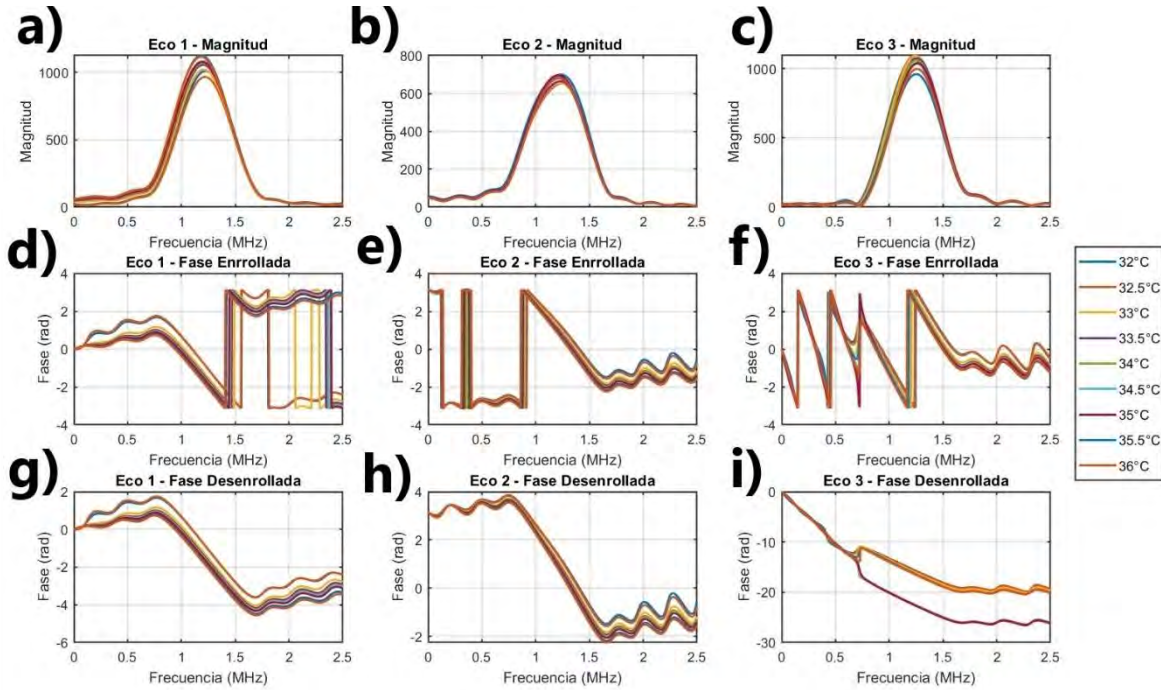


Figura 53. Resultados de Espectro de frecuencia y fase para ecos ultrasónicos en phantom tricapa, experimento 3. (a), (b) y (c) muestran la magnitud espectral (FFT) de los ecos 1, 2 y 3, respectivamente. (d), (e) y (f) presentan la fase enrollada correspondiente a los mismos ecos. Las subgráficas (g), (h) e (i) ilustran la fase desenrollada empleada para calcular la fase diferencial a una frecuencia fija de 1 MHz.

La Figura 54 muestra la evolución del cambio de fase acumulada en función de la temperatura para las tres capas del phantom. Los resultados evidencian pendientes negativas para los tres tejidos, siendo más pronunciada en grasa ($-0.2606 \text{ rad/}^{\circ}\text{C}$), seguida por tumor ($-0.1584 \text{ rad/}^{\circ}\text{C}$) y glándula ($-0.0926 \text{ rad/}^{\circ}\text{C}$). Esta relación inversa entre temperatura y fase acumulada es coherente con el aumento del desfase temporal asociado a la disminución de la velocidad en grasa, y con la modulación térmica característica de los medios simulados.

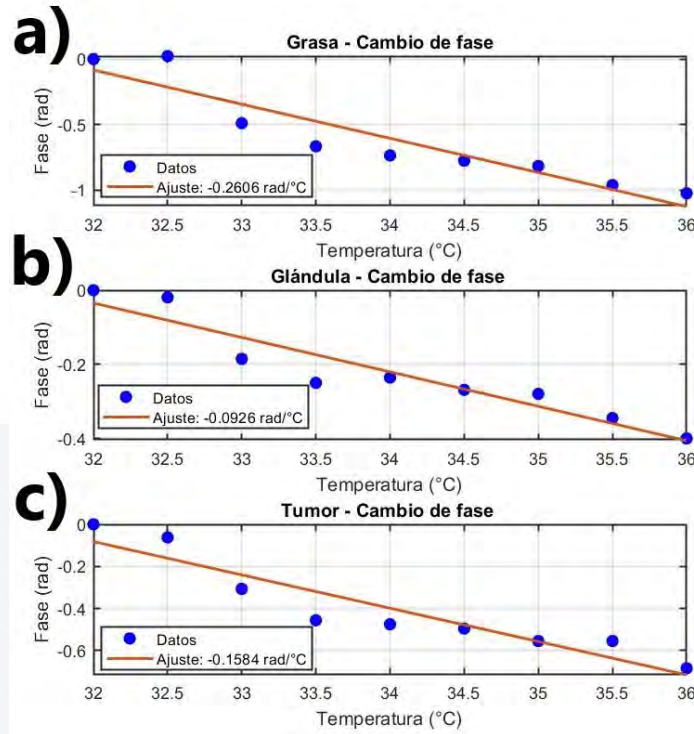


Figura 54. Cambio de fase acumulada en función de la temperatura para phantom tricapa, experimento 3.(a) Grasa, (b) Glándula y (c) Tumor, con sus respectivos ajustes lineales a 1 MHz.

La Figura 55 muestra las velocidades del sonido estimadas mediante el método de cambio de fase a 1 MHz (subfiguras de la Figura 55a), la Figura 55c), la Figura 55e)), así como los retardos temporales diferenciales (ΔT) (subfiguras de la Figura 55b), la Figura 55d), y la Figura 55f)) para cada capa. Los ajustes lineales evidencian un comportamiento decreciente en la velocidad del sonido para grasa y tumor, y creciente en glándula. De manera inversa, los valores de ΔT aumentan con la temperatura en grasa y tumor, y disminuyen en glándula. La consistencia entre los modelos ajustados y los datos experimentales se refleja en los coeficientes de determinación (R^2), los cuales son aceptables en todos los tejidos, aunque se observa menor robustez en el caso tumoral ($R^2 \approx 0.78$), posiblemente debido a mayor dispersión o inestabilidad en la señal del eco 3.

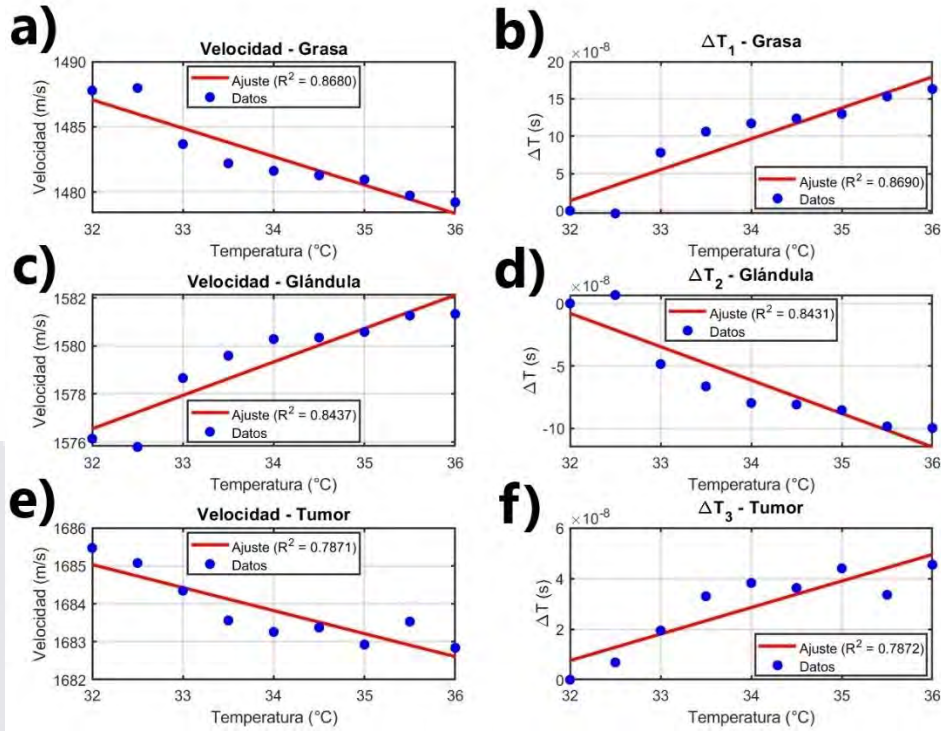


Figura 55. Estimación de velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) mediante cambio de fase a 1 MHz en phantom tricapa, experimento 3. (a), (c) y (e): Velocidad del sonido en grasa, glándula y tumor, respectivamente; (b), (d) y (f): Retardo temporal ΔT correspondiente a cada capa.

La Tabla 36 muestra los coeficientes de regresión lineal obtenidos para la velocidad del sonido y el retardo temporal (ΔT) en función de la temperatura para cada tejido del phantom tricapa en el experimento 3. En grasa, se observó una disminución de la velocidad con la temperatura (pendiente: $-2.17 \text{ m/s} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$, $R^2 = 0.87$) y un aumento proporcional de ΔT (pendiente: $4.15 \times 10^{-8} \text{ s/}^\circ\text{C}$, $R^2 = 0.87$), comportamiento esperado para medios blandos. La glándula mostró una pendiente positiva en la velocidad ($1.39 \text{ m/s} \cdot ^\circ\text{C}^{-1}$, $R^2 = 0.84$) y un ΔT decreciente ($-2.67 \times 10^{-8} \text{ s/}^\circ\text{C}$, $R^2 = 0.84$), indicando mayor rigidez térmica. En el tumor, los ajustes fueron más bajos ($R^2 \approx 0.79$), con una ligera disminución en velocidad y aumento de ΔT , lo que sugiere una respuesta térmica menos estable.

Tabla 36. Coeficientes de regresión lineal para velocidad del sonido y retardo temporal (ΔT) en función de la temperatura, phantom tricapa, Experimento 3.

Variable	Tejido	dy/dt	Intercepción	R^2
Velocidad (m/s)	Grasa	-2.1737	1556.6	0.86805
	Glándula	1.3888	1532.1	0.84371
	Tumor	-0.60607	1704.4	0.78711
ΔT (s)	Grasa	$4.1483\text{e-}08$	$-1.3141\text{e-}06$	0.869
	Glándula	$-2.6745\text{e-}08$	$8.4797\text{e-}07$	0.84314
	Tumor	$1.0471\text{e-}08$	$-3.275\text{e-}07$	0.7872

7.3 Resultados de Validación Computacional

7.3.1 Resultados Validación Computacional Unicap

Se desarrolló una serie de simulaciones variando la temperatura comenzando de los 32°C a los 37°C en pasoso de 0.5°C . El tiempo de simulación promedio para este modelo es de 16.49 s, mientras que el consumo de memoria virtual se promedia en 2.12 GB y la memoria física en 1.98 GB. Cabe destacar que el periodo de muestreo es $1.6667e - 9$. En la Tabla 37, Tabla que muestra la velocidad del sonido para grasa, glándula y tumor. se muestra el rango de temperatura con la velocidad del sonido y el tiempo de vuelo calculado para la distancia de 10 mm para grasa, glándula y tumor. Dichas velocidades fueron obtenidas por el método de correlación aplicado a cada grupo de señales simuladas. Así mismo se muestra el error absoluto porcentual para cada uno de los medios donde se comparan los resultados de la ecuación de entrada con los resultados de la simulación.

Tabla 37. Tabla que muestra la velocidad del sonido para grasa, glándula y tumor.

Temperatura [$^{\circ}\text{C}$]	C_gr [m/s]	C_gl [m/s]	C_tu [m/s]	Error % C_gr	Error % C_gl	Error % C_tu
32.0	1479.07	1508.39	1557.55	0.00056	0.00016	0.00018
32.5	1476.16	1508.77	1558.96	0.00185	0.00026	0.00623
33.0	1473.26	1509.15	1560.59	0.00495	0.00068	0.00148
33.5	1470.19	1509.53	1562.01	0.00350	0.00110	0.00427
34.0	1467.32	1509.91	1563.64	0.00164	0.00152	0.00342
34.5	1464.27	1510.29	1565.06	0.00548	0.00194	0.00232
35.0	1461.42	1510.67	1566.70	0.00105	0.00236	0.00599
35.5	1458.40	1511.05	1568.13	0.00405	0.00277	0.00089
36.0	1455.57	1511.43	1569.57	0.00388	0.00319	0.00355
36.5	1452.57	1511.81	1571.21	0.00014	0.00361	0.00474
37.0	1449.59	1512.19	1572.65	0.00223	0.00403	0.00029

En la Figura 56, Figura 57 y Figura 58 se muestran las gráficas de la velocidad del sonido para el dominio de la grasa, la glándula y el tumor respectivamente. En estas se incluye tanto la velocidad obtenida con la correlación de la señal simulada como con la ecuación de comportamiento de cada medio obtenida de forma experimental. Se puede observar que el error es mínimo.

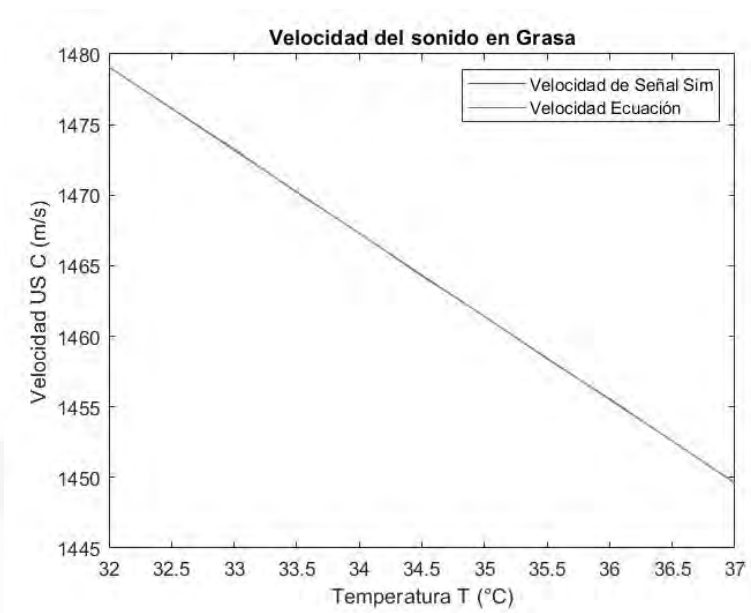


Figura 56. Gráfica de la velocidad del sonido obtenida por correlación para el dominio de la grasa.

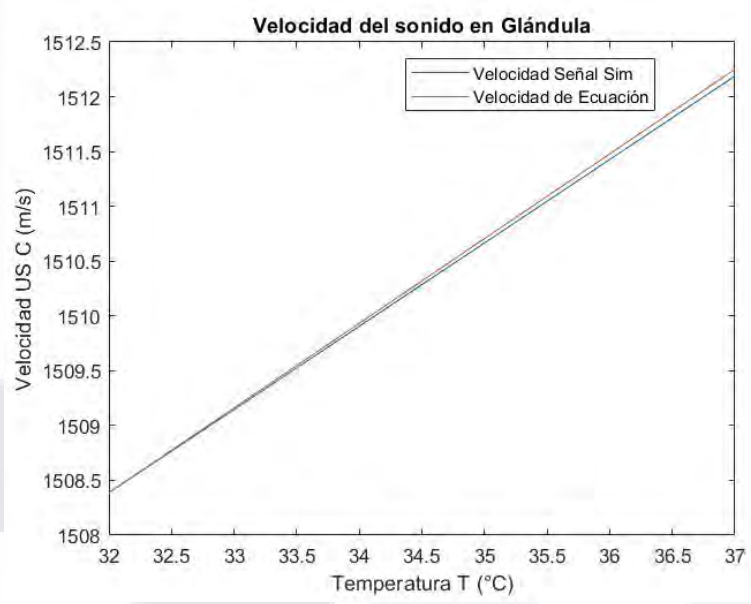


Figura 57. Gráfica de la velocidad del sonido obtenida por correlación para el dominio de la glándula.

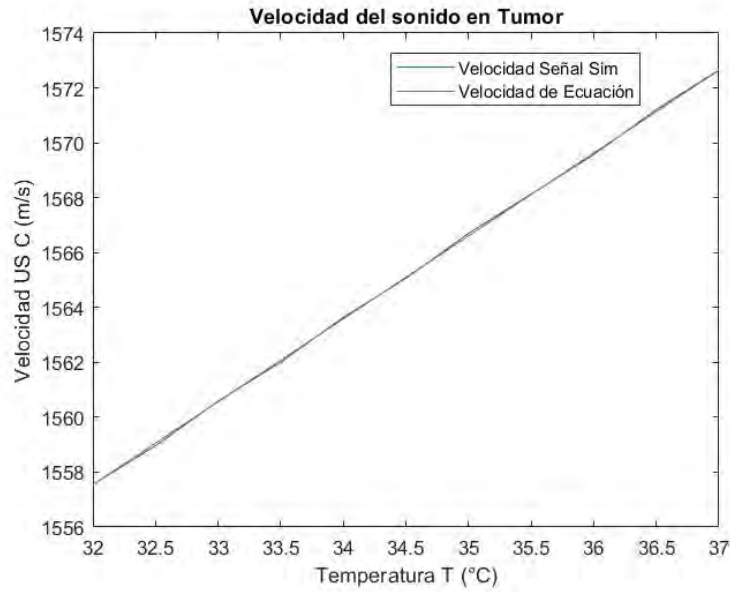


Figura 58. Gráfica de la velocidad del sonido obtenida por correlación para el dominio del tumor.

7.3.2 Resultados Validación Computacional Tricapa

Se llevaron a cabo 11 estudios para recopilar información sobre las temperaturas de interés, que abarcan un rango de 32 a 37 °C en incrementos de 0.5 °C, siguiendo el mismo procedimiento empleado en la etapa experimental. El modelo resolvió un total de 204,084 grados de libertad, con un tiempo promedio de 46 minutos por estudio.

En la sección de conjunto de datos, dentro de la pestaña de resultados, se añadió un punto de corte en 2D ubicado exactamente en el vértice correspondiente a la coordenada $R = 0 \text{ mm}$, $Z = 63.37 \text{ mm}$ como se muestra en la Figura 59, esto con el fin de obtener la señal resultante justo en la región central de radiación.

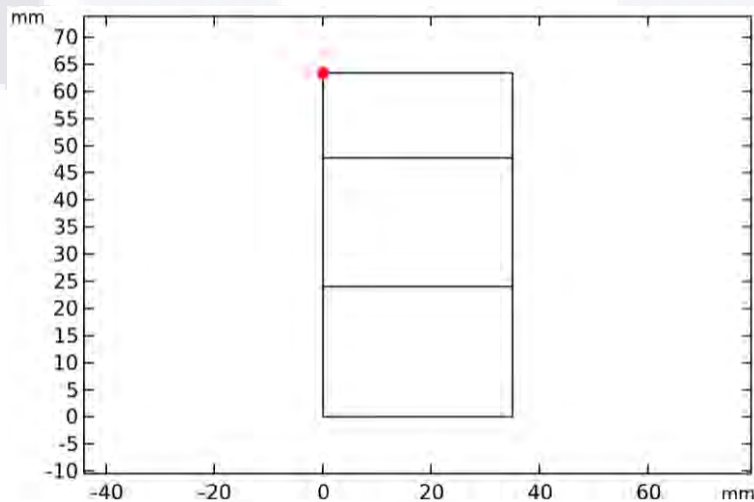


Figura 59. Punto de corte en 2D para visualización de señal US resultante.

Con el objetivo de validar la simulación frente a los resultados experimentales obtenidos en el phantom de tres capas (caso tumoral), esta sección presenta dos comparaciones. La primera analiza la forma de la señal, para lo cual se grafican las señales simuladas frente a las experimentales. La segunda comparación, enfocada en los tiempos de vuelo, se presenta en una tabla que recopila los valores específicos extraídos de cada señal. Finalmente, se evalúan los errores tomando como referencia los valores obtenidos de la regresión lineal y los datos experimentales considerados como deseados.

En la Figura 60 se muestra la gráfica de las señales experimentales del phantom en el caso tumoral, destacando los ecos generados por los cambios en las interfaces: *E1* (grasa/glándula), *E2* (glándula/tumor) y *E3* (tumor/pared rígida).

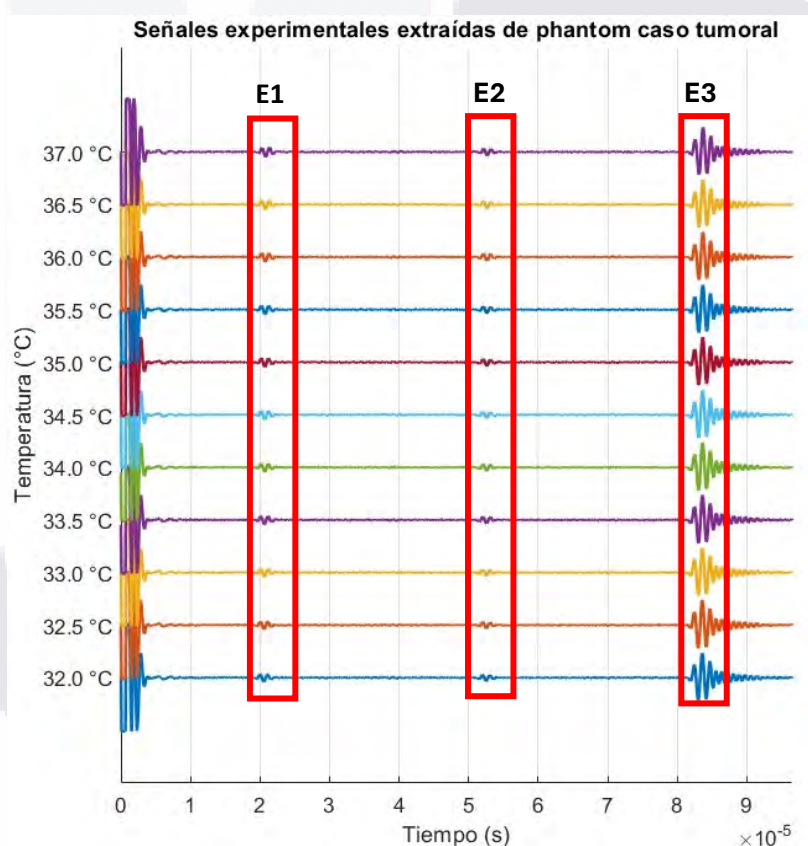


Figura 60. Señales experimentales extraídas de phantom caso tumoral.

En la Figura 61 se muestra la gráfica de las señales extraídas de la simulación computacional para el caso tumoral, destacando los ecos generados por los cambios en las interfaces: *E1* (grasa/glándula), *E2* (glándula/tumor) y *E3* (tumor/pared rígida). En este caso, los ecos *E1* y *E2* son poco apreciables, mientras que el *E3* se puede identificar claramente.

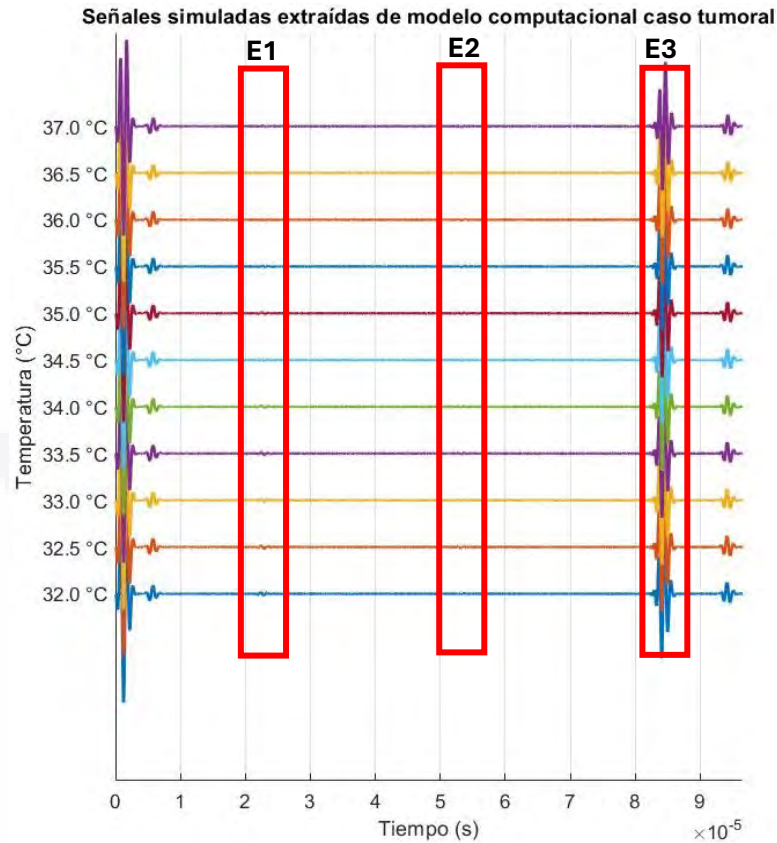


Figura 61.Señales simuladas obtenidas de la simulación computacional en COMSOL Multiphysics.

Para llevar a cabo un análisis detallado, se grafican individualmente los ecos correspondientes a diferentes temperaturas, tanto para los datos experimentales como para los simulados. El caso del Eco 1 se presenta en la Figura 62, mientras que el caso del Eco 2 se observa en la Figura 63 y el Eco 3 en la Figura 64.

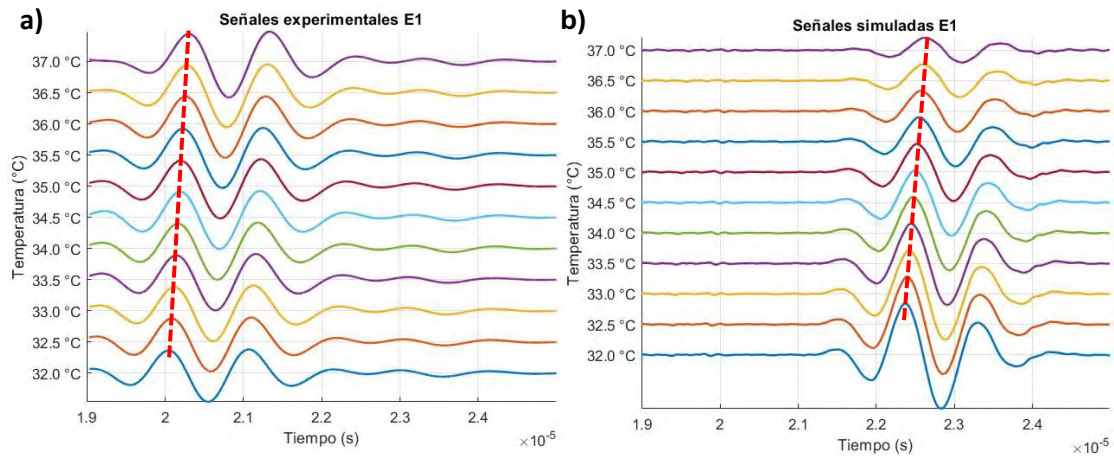


Figura 62.Señales Eco 1. a) Experimentales, b) Simuladas.

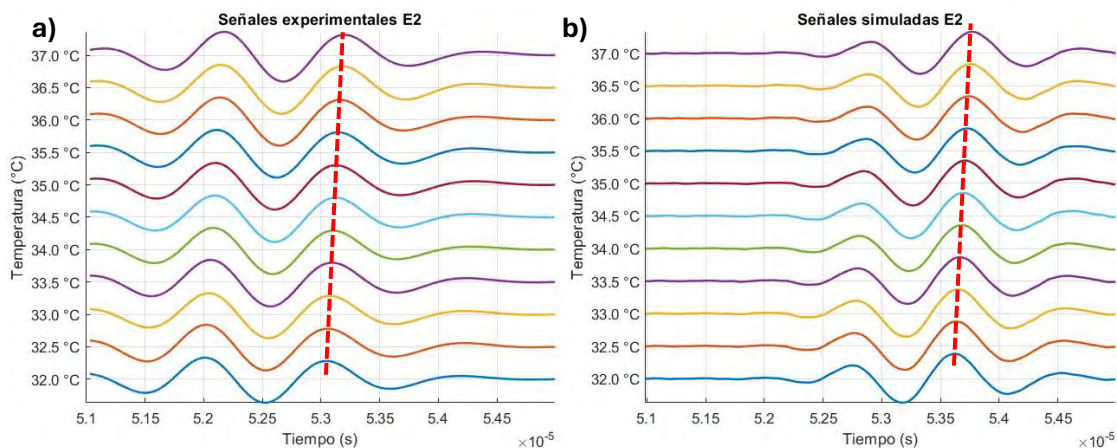


Figura 63. Señales Eco 2. a) Experimentales, b) Simuladas.

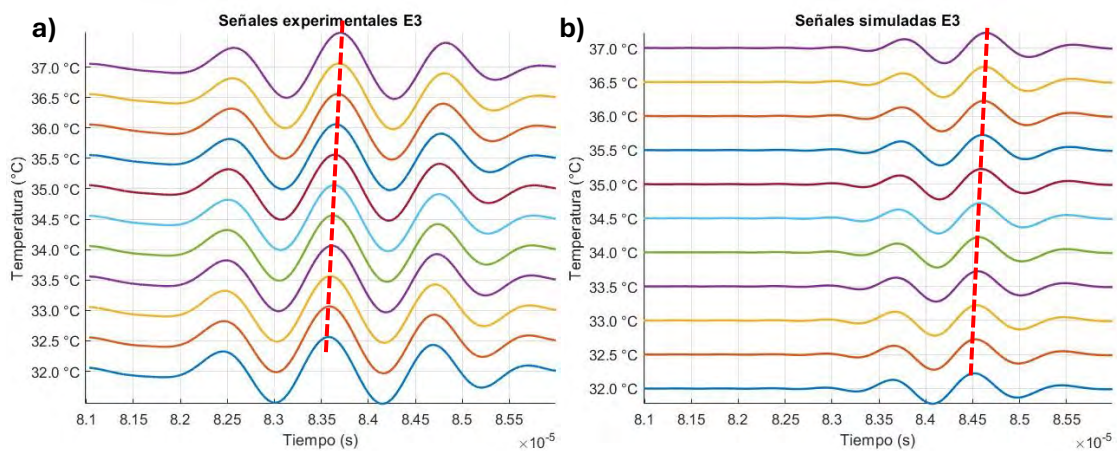


Figura 64. Señales Eco 3. a) Experimentales, b) Simuladas.

La Tabla 38 presenta los resultados de los tiempos de vuelo (Time of Flight, ToF) calculados para el primer eco, correspondiente a la interfaz grasa/glándula. La primera columna muestra las temperaturas evaluadas; la segunda columna contiene los valores calculados mediante la ecuación de regresión para cada temperatura. En la tercera columna se incluyen los resultados del ToF obtenido de la simulación mediante correlación cruzada, mientras que en la cuarta columna se presentan los valores experimentales también calculados por correlación cruzada. La antepenúltima columna muestra la diferencia entre los valores experimentales, la penúltima la media y la última la desviación estándar considerando los datos de Regresión, experimentación y simulación.

Tabla 38. Tiempo de vuelo para el eco 1, caso simulado y caso experimental.

Temperatura	ToF E1 (grasa/glándula) [s]					
	Regresión	Simulación	Experimentación	Exp-Sim	Media	SD
32.0	2.1133E-05	2.1200E-05	2.1068E-05	-1.3200E-07	2.1134E-05	6.6003E-08
32.5	2.1158E-05	2.1230E-05	2.1104E-05	-1.2600E-07	2.1178E-05	4.5457E-08
33.0	2.1183E-05	2.1250E-05	2.1134E-05	-1.1600E-07	2.1195E-05	4.9662E-08
33.5	2.1209E-05	2.1280E-05	2.1163E-05	-1.1700E-07	2.1222E-05	4.3409E-08
34.0	2.1234E-05	2.1300E-05	2.1186E-05	-1.1400E-07	2.1243E-05	5.2624E-08
34.5	2.1260E-05	2.1330E-05	2.1215E-05	-1.1500E-07	2.1273E-05	4.6458E-08
35.0	2.1285E-05	2.1350E-05	2.1221E-05	-1.2900E-07	2.1285E-05	6.4501E-08
35.5	2.1311E-05	2.1380E-05	2.1249E-05	-1.3100E-07	2.1310E-05	6.5003E-08
36.0	2.1337E-05	2.1410E-05	2.1285E-05	-1.2500E-07	2.1341E-05	5.7588E-08
36.5	2.1362E-05	2.1430E-05	2.1303E-05	-1.2700E-07	2.1348E-05	8.9288E-08
37.0	2.1388E-05	2.1460E-05	2.1330E-05	-1.3000E-07	2.1393E-05	6.5126E-08

Los resultados del ToF para el eco 2, asociado a la interfaz glándula/tumor, tanto en el ámbito experimental como en el simulado, se presentan en la Tabla 39 y para el caso del eco 3, se muestra en la Tabla 40.

Tabla 39. Tiempo de vuelo para el eco 2, caso simulado y caso experimental.

Temperatura	ToF E2 (glándula/tumor) [s]					
	Regresión	Simulación	Experimentación	Exp-Sim	Media	SD
32.0	3.0926E-5	3.090E-05	3.0943E-05	4.30E-08	3.092E-05	2.166E-08
32.5	3.0916E-5	3.089E-05	3.0918E-05	2.80E-08	3.091E-05	1.562E-08
33.0	3.0906E-5	3.088E-05	3.0907E-05	2.70E-08	3.090E-05	1.531E-08
33.5	3.0896E-5	3.087E-05	3.0896E-05	2.60E-08	3.089E-05	1.501E-08
34.0	3.0885E-5	3.086E-05	3.0891E-05	3.10E-08	3.088E-05	1.644E-08
34.5	3.0875E-5	3.085E-05	3.0877E-05	2.70E-08	3.087E-05	1.504E-08
35.0	3.0865E-5	3.084E-05	3.0876E-05	3.60E-08	3.086E-05	1.845E-08
35.5	3.0855E-5	3.083E-05	3.0862E-05	3.20E-08	3.085E-05	1.682E-08
36.0	3.0844E-5	3.081E-05	3.0848E-05	3.80E-08	3.083E-05	2.088E-08
36.5	3.0834E-5	3.081E-05	3.0843E-05	3.30E-08	3.083E-05	1.706E-08
37.0	3.0824E-5	3.079E-05	3.0839E-05	4.90E-08	3.082E-05	2.511E-08

Tabla 40. Tiempo de vuelo para el eco 3, caso simulado y caso experimental.

Temperatura	ToF E3 (tumor/fondo) [s]					
	Regresión	Simulación	Experimentación	Exp-Sim	Media	SD
32.0	3.0933E-05	3.090E-05	3.0943E-05	4.3000E-08	3.09E-05	2.25E-08
32.5	3.0930E-05	3.089E-05	3.0942E-05	5.2000E-08	3.09E-05	2.72E-08
33.0	3.0927E-05	3.089E-05	3.0933E-05	4.3000E-08	3.09E-05	2.33E-08
33.5	3.0925E-05	3.089E-05	3.0933E-05	4.3000E-08	3.09E-05	2.29E-08
34.0	3.0922E-05	3.089E-05	3.0924E-05	3.4000E-08	3.09E-05	1.91E-08
34.5	3.0919E-05	3.088E-05	3.0922E-05	4.2000E-08	3.09E-05	2.34E-08
35.0	3.0916E-05	3.088E-05	3.0923E-05	4.3000E-08	3.09E-05	2.31E-08
35.5	3.0914E-05	3.088E-05	3.0923E-05	4.3000E-08	3.09E-05	2.27E-08
36.0	3.0911E-05	3.088E-05	3.0921E-05	4.1000E-08	3.09E-05	2.14E-08
36.5	3.0908E-05	3.087E-05	3.0921E-05	5.1000E-08	3.09E-05	2.65E-08
37.0	3.0905E-05	3.088E-05	3.0912E-05	3.2000E-08	3.09E-05	1.68E-08

En la Tabla 41 se muestra el error global RMSE entre los valores experimentales y los obtenidos mediante simulación computacional para cada temperatura.

Tabla 41. Porcentaje de error entre los valores experimentales y los obtenidos mediante simulación computacional para cada temperatura.

Temperatura	Error % Grasa E1	Error % Glándula E2	Error % Tumor E3
32.0	0.63	0.14	0.14
32.5	0.60	0.09	0.17
33.0	0.55	0.09	0.14
33.5	0.55	0.08	0.14
34.0	0.54	0.10	0.11
34.5	0.54	0.09	0.14
35.0	0.61	0.12	0.14
35.5	0.62	0.10	0.14
36.0	0.59	0.12	0.13
36.5	0.60	0.11	0.16
37.0	0.61	0.16	0.10
Error global (RMSE)	0.58	0.11	0.14

7.4 Resultados de phantom con punto de calor

Esta sección presenta los resultados de las regresiones lineales realizadas para los experimentos con phantoms de mama. Se incluyeron tres experimentos con phantoms de capa individual, tres experimentos bicapa que representan un caso sano, y tres experimentos tricapa que simulan un caso tumoral. Para las regresiones lineales, se consideró un rango de temperaturas de 32 a 36 °C, con incrementos de 0.5 °C.

7.4.1 Regresiones de primer y segundo grado para estimar la velocidad y temperatura en grasa, phantom de glándula y phantom de tumor

El análisis comenzó con el cálculo del promedio de los datos obtenidos de los tres experimentos individuales para la grasa. A estos se añadieron los promedios de los tres experimentos bicapa y, posteriormente, los de los tres experimentos tricapa. Los datos combinados fueron promediados, y con ellos se realizó la regresión lineal. Este procedimiento se replicó de manera equivalente para los phantoms de glándula y tumor.

Los resultados de la regresión lineal (polinomio de primer grado) para calcular la velocidad del sonido en función de la temperatura en el medio graso se presentan en la Figura 65, mientras que la expresión matemática correspondiente se detalla en la ecuación (39). El resultado también se expresa mediante un polinomio de segundo grado, lo cual se muestra en la Figura 66 y se expresa en la ecuación (40).

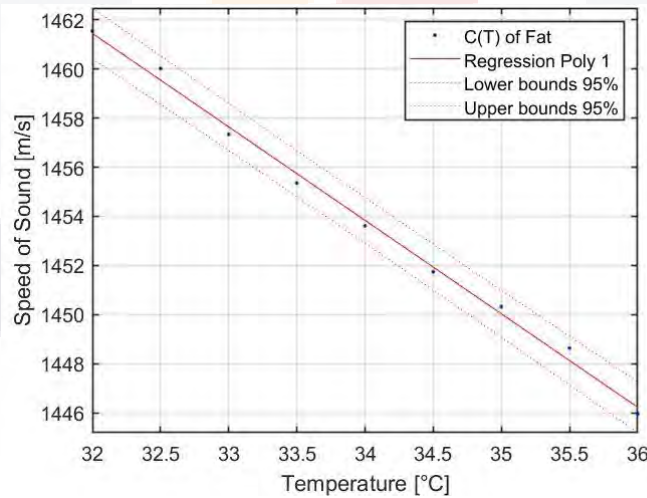


Figura 65. C(T) para grasa (polinomio de grado 1).

$$C(T) = (-3.8061)T + 1583.2 \quad (39)$$

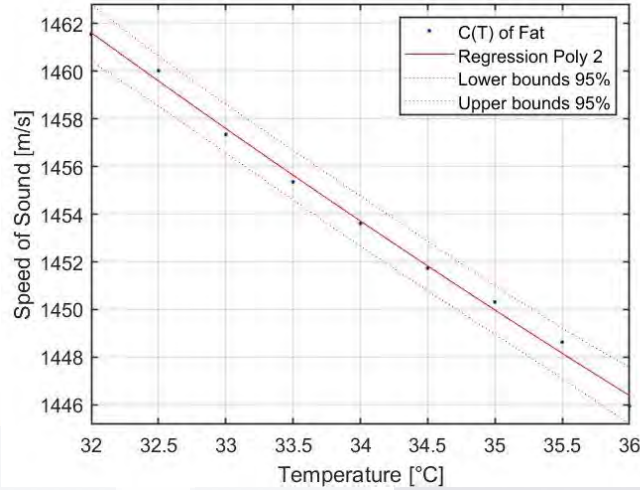


Figura 66. $C(T)$ para grasa (polinomio de grado 2).

$$C(T) = (0.0716)T^2 + (-8.6748)T + 1665.9 \quad (40)$$

La Figura 67 muestra los resultados de la regresión lineal mediante un polinomio de primer grado para determinar la velocidad del sonido en función de la temperatura en phantom de glándula, cuya expresión matemática se encuentra en la ecuación (41). Adicionalmente, se presenta un ajuste alternativo utilizando un polinomio de segundo grado, cuyos resultados se ilustran en la Figura 68 y se describen en la ecuación (42).

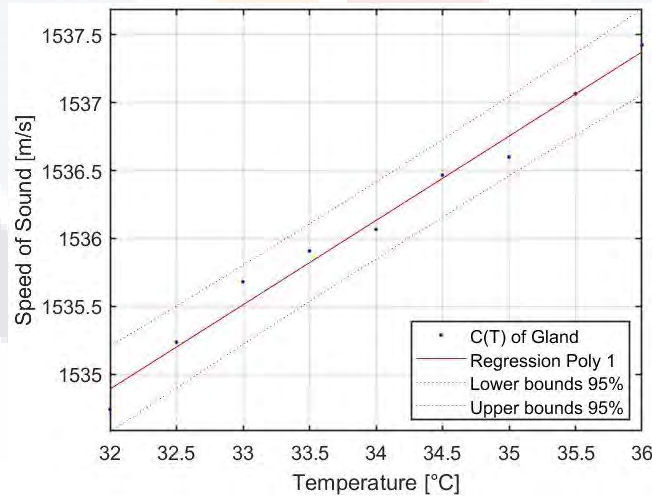


Figura 67. $C(T)$ para glándula (polinomio de grado 1).

$$C(T) = (0.6204)T + 1515.0 \quad (41)$$

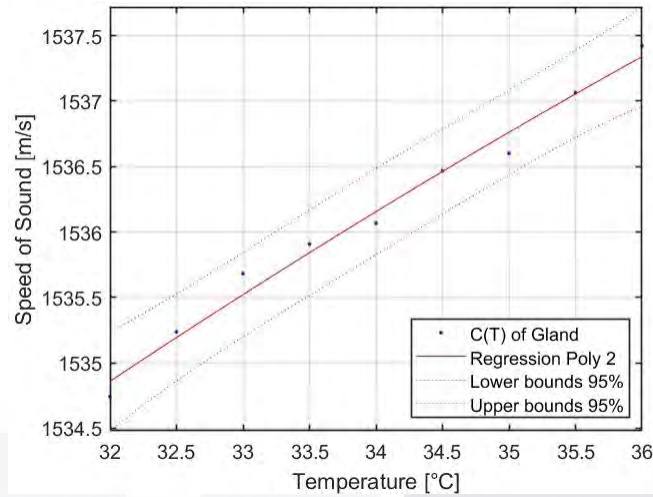


Figura 68. $C(T)$ para glándula (polinomio de grado 2).

$$C(T) = (-0.0140)T^2 + (1.5707)T + 1498.9 \quad (42)$$

En la Figura 69 se presentan los resultados de la regresión lineal aplicada al cálculo de la velocidad del sonido en función de la temperatura en el phantom de tumor, utilizando un polinomio de primer grado cuya expresión matemática se detalla en la ecuación (43). Por otra parte, un ajuste complementario con un polinomio de segundo grado se representa en la Figura 70 y se formula en la ecuación (44).

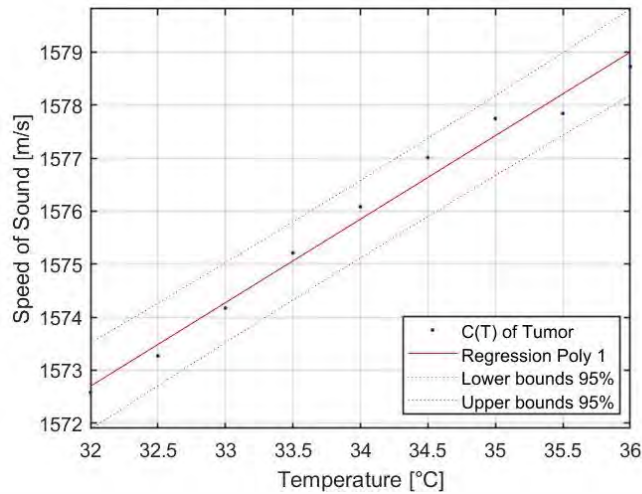


Figura 69. $C(T)$ para tumor (polinomio de grado 1).

$$C(T) = (1.5743)T + 1522.3 \quad (43)$$

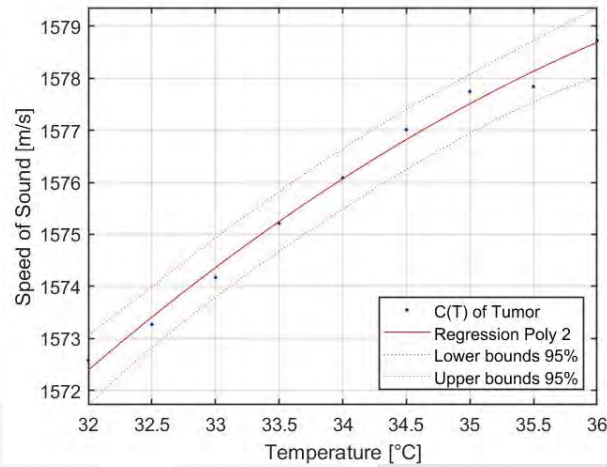


Figura 70. $C(T)$ para tumor (polinomio de grado 2).

$$C(T) = (-0.1317)T^2 + (10.5266)T + 1370.4 \quad (44)$$

Para realizar cálculos de temperatura y evaluar casos de puntos de calor, se aplicó una regresión lineal que relaciona la temperatura con la velocidad del sonido. La principal diferencia entre las regresiones radica en el enfoque del análisis y en la variable dependiente utilizada.

En las regresiones anteriores (Fig. 65 a Fig. 70), se describe cómo la velocidad del sonido (SOS) cambia en función de la temperatura. Estas regresiones permiten entender cómo varía la propagación acústica en el medio al modificar su temperatura, lo cual se utilizó para caracterizar las propiedades térmico-acústicas del phantom de mama y el análisis de su comportamiento. En este caso, la velocidad del sonido es la variable dependiente, y la relación está dada por $C = f(T)$.

Por último, se exploraron dos tipos de ajustes en las regresiones actuales. En la Figura 71 se presenta un modelo lineal de primer grado, mientras que en la Figura 72 se ilustra un modelo polinomial de segundo grado. Esta comparación permite evaluar cuál de los modelos se adapta mejor a los datos, optimizando la precisión en la estimación de la temperatura.

Los resultados de esta regresión para la grasa, utilizando un polinomio de primer grado, se presentan en la Figura 71, y su expresión matemática se detalla en la ecuación (45). Además, se exploró un ajuste alternativo mediante un polinomio de segundo grado, cuyos resultados se ilustran en la Figura 72 y se describen en la ecuación (46).

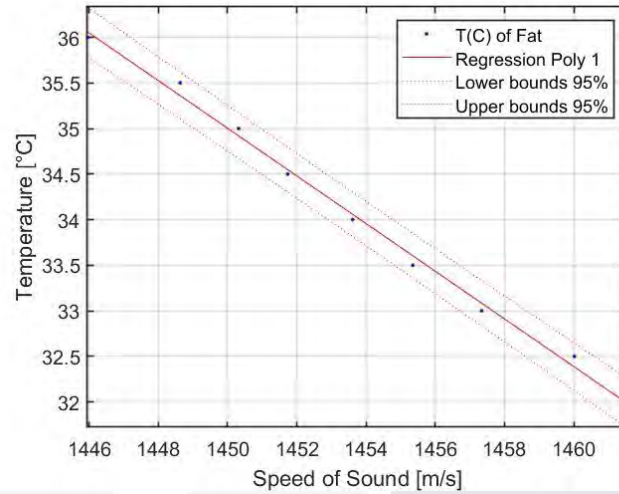


Figura 71. T(C) para grasa (polinomio de grado 1).

$$T(C) = (-0.2616)C + 414.2752 \quad (45)$$

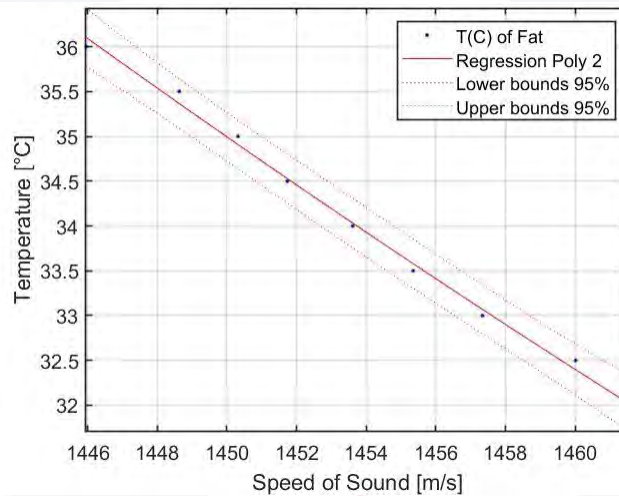


Figura 72. T(C) para grasa (polinomio de grado 2).

$$T(C) = (0.0011)C^2 + (-3.4072)C + 2701.1 \quad (46)$$

Los resultados obtenidos con un polinomio de primer grado para el phantom de glándula se presentan en la Figura 73, y su correspondiente expresión matemática se encuentra en la ecuación (47). Asimismo, se consideró un ajuste adicional utilizando un polinomio de segundo grado, cuyos resultados se muestran en la Figura 74 y cuya fórmula se especifica en la ecuación (48).

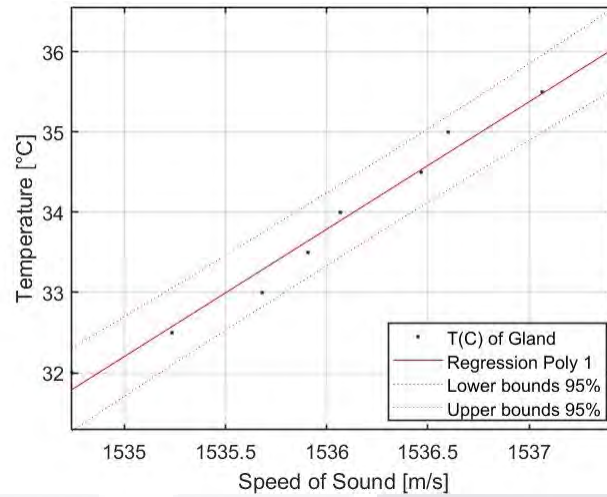


Figura 73. T(C) para phantom de glándula (polinomio de grado 1).

$$T(C) = (1.5870)C - 2403.8 \quad (47)$$

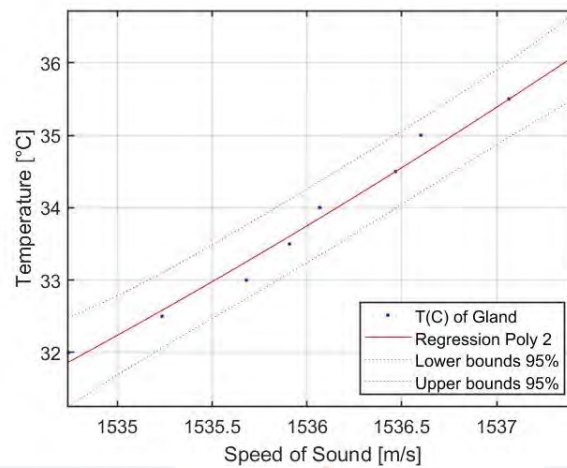


Figura 74. T(C) para phantom de glándula (polinomio de grado 2).

$$T(C) = (0.0622)C^2 + (-189.5669)C + 1.4441E5 \quad (48)$$

Los resultados obtenidos con un polinomio de primer grado para el phantom de tumor se presentan en la Figura 75, y su correspondiente expresión matemática se encuentra en la ecuación (49). Asimismo, se consideró un ajuste adicional utilizando un polinomio de segundo grado, cuyos resultados se muestran en la Figura 76 y cuya fórmula se especifica en la ecuación (50).

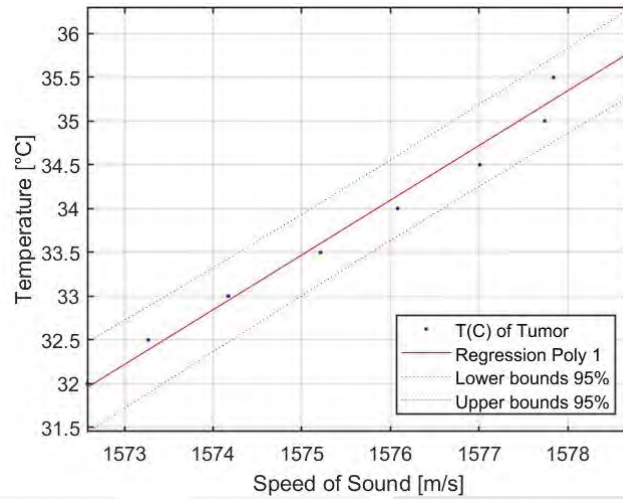


Figura 75. T(C) para phantom de tumor (polinomio de grado 1).

$$T(C) = (0.6251)C - 951.0423 \quad (49)$$

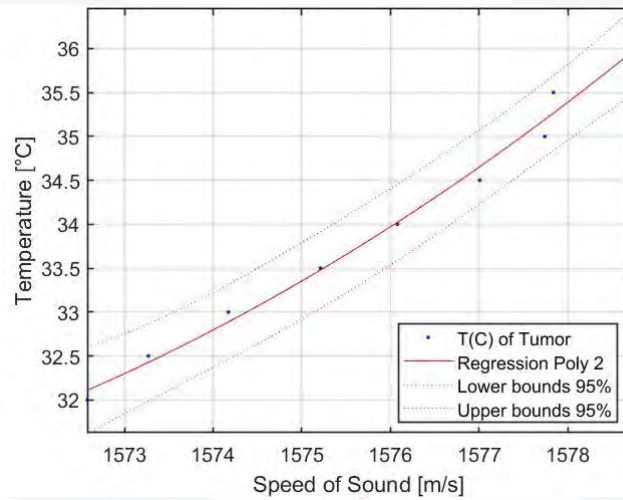


Figura 76. T(C) para phantom de tumor (polinomio de grado 2).

$$T(C) = (0.0303)C^2 + (-94.7353)C + 7.4175E4 \quad (50)$$

Tras establecer las expresiones matemáticas que describen el comportamiento de la velocidad y la temperatura en el phantom para cada medio, se procede a evaluar la temperatura en función de la velocidad en el caso de un phantom con punto de calor.

7.4.2 Evaluación de Caso A

En el caso A, se evalúa la temperatura asociada a la señal de referencia obtenida con el punto de calor desactivado. Este análisis incluye un perfil de temperaturas medido mediante termopares ubicados en cada uno de los medios. La Tabla 42 presenta los resultados del cálculo de temperatura basado en la velocidad obtenida de la señal, utilizando las regresiones lineales correspondientes a cada medio.

Tabla 42. Caso de evaluación A de phantom con punto de calor.

No.	Regresión	Caso	Medio	Perfiles de Temperatura (Termopar) [°C]	SOS [m/s]	Temperatura Calculada (Regresión) [°C]	Error [°C]
1	Lineal	A	PT100	33			
			Grasa	29.9	1490.3592	24.3972	5.5028
			Glándula	31.9	1537.0821	35.5493	-3.6493
			Tumor	28.3	1554.8069	20.8675	7.4325
2	Cuadrática	A	PT100	33			
			Grasa	29.9	1490.3592	66.4357	-36.5357
			Glándula	31.9	1537.0821	-14.8388	46.7388
			Tumor	28.3	1554.8069	127.8641	-99.5641

7.4.3 Evaluación de Caso B

En el caso B, se evalúa la temperatura asociada a la señal obtenida con el punto de calor activado, a una temperatura de 35.1°C asociada a la temperatura emitida por un tumor de 8 mm de diámetro. Los resultados de dicha evaluación se muestran en la Tabla 43.

Tabla 43. Caso de evaluación B de phantom con punto de calor.

No.	Regresión	Caso	Medio	Perfiles de Temperatura (Termopar) [°C]	SOS [m/s]	Temperatura Calculada (Regresión) [°C]	Error [°C]
1	Lineal	B	PT100	35.1			
			Grasa	29.8	1489.9429	24.5061	5.2939
			Glándula	32.3	1537.6730	36.4871	-4.1871
			Tumor	28.6	1555.6938	21.4219	7.1781
2	Cuadrática	B	PT100	35.1			
			Grasa	29.8	1489.9429	66.4894	-36.6894
			Glándula	32.3	1537.6730	-13.8444	46.1444
			Tumor	28.6	1555.6938	127.4321	-98.8321

7.4.4 Evaluación de Caso C

En el caso C, se evalúa la temperatura asociada a la señal obtenida con el punto de calor activado, a una temperatura de 35.2°C asociada a la temperatura emitida por un tumor de 6 mm de diámetro. Los resultados de dicha evaluación se muestran en la Tabla 44.

Tabla 44. Caso de evaluación C de phantom con punto de calor.

No.	Regresión	Caso	Medio	Perfiles de Temperatura (Termopar) [°C]	SOS [m/s]	Temperatura Calculada (Regresión) [°C]	Error [°C]
1	Lineal	C	PT100	35.2			
			Grasa	29.8	1489.4343	24.6392	5.1608
			Glándula	32.3	1537.7715	36.6434	-4.3434
			Tumor	28.5	1555.7342	21.4471	7.0529
2	Cuadrática	C	PT100	35.2			
			Grasa	29.8	1489.4343	66.5554	-36.7554
			Glándula	32.3	1537.7715	-13.6744	45.9744
			Tumor	28.5	1555.7342	127.4135	-98.9135

7.4.5 Evaluación de Caso D

En el caso D, se evalúa la temperatura asociada a la señal obtenida con el punto de calor activado, a una temperatura de 36.2°C asociada a la temperatura emitida por un tumor de 5 mm de diámetro. Los resultados se muestran en la Tabla 45.

Tabla 45. Caso de evaluación D de phantom con punto de calor.

No.	Regresión	Caso	Medio	Perfiles de Temperatura (Termopar) [°C]	SOS [m/s]	Temperatura Calculada (Regresión) [°C]	Error [°C]
1	Lineal	D	PT100	36.2			
			Grasa	30	1488.7414	24.8204	5.1796
			Glándula	32.8	1537.9686	36.9562	-4.1562
			Tumor	28.7	1556.0570	21.6489	7.0511
2	Cuadrática	D	PT100	36.2			

Grasa	30	1488.7414	66.6464	-36.6464
Glándula	32.8	1537.9686	-13.3306	46.1306
Tumor	28.7	1556.0570	127.2689	-98.5689

En la columna de los perfiles de temperatura monitoreados mediante termopares en mostrada en la Tabla 42 a la Tabla 45, se observa que las temperaturas se encuentran fuera del rango caracterizado, ya que el phantom utilizado aún no simula completamente las propiedades térmicas del tejido mamario, sino únicamente las acústicas. No obstante, en este caso, se considera una extrapolación debido a que, según la literatura, la relación entre la velocidad del sonido en el tejido mamario y la temperatura es lineal para temperaturas inferiores a 50°C . De acuerdo con Pernot [112], la dependencia térmica del tiempo de vuelo ultrasónico sigue un comportamiento lineal para pequeñas elevaciones de temperatura, aproximadamente hasta 10°C , lo cual ha sido verificado para tejidos blandos biológicos. Sin embargo, para temperaturas superiores a 50°C , esta relación pierde precisión debido a los efectos de la necrosis. En particular, la necrosis coagulativa provoca cambios irreversibles en las propiedades acústicas del tejido, como alteraciones en la velocidad del sonido y la densidad, lo que afecta tanto el tiempo de vuelo ultrasónico como las características de las señales retrodispersadas. Estos cambios limitan la capacidad de estimar con precisión la temperatura en condiciones extremas. Por lo tanto, se considera viable realizar una extrapolación dentro de un rango de temperatura cercano a los 50°C , sin exceder los límites en los que las propiedades acústicas del phantom se desvían significativamente de las del tejido mamario real.

8. Discusiones

Este trabajo propuso un enfoque basado en el análisis espectral del cambio de fase para estimar la velocidad del sonido (SOS) en modelos tisulares complejos, incluyendo phantoms bicapa y tricapa que simulan tejido mamario sano y con presencia tumoral. La validez y sensibilidad de este método fueron evaluadas en múltiples niveles: desde la adquisición de señales acústicas hasta la caracterización térmica diferencial por capa.

La fabricación de phantoms con propiedades acústicas diferenciadas fue un primer avance relevante. Las densidades obtenidas (grasa: $\sim 863 \text{ kg/m}^3$, tumor: $\sim 866 \text{ kg/m}^3$) y la inclusión de capas estructuradas, permitieron simular de forma fiel las condiciones de propagación en mama humana. Las señales adquiridas mostraron formas de eco estables y con adecuada resolución temporal, habilitando un análisis espectral robusto. La inclusión de termopares en cada capa brindó control térmico que permitió detectar variaciones en velocidades con resoluciones inferiores a $1 \text{ m/s/}^\circ\text{C}$.

Se observaron limitaciones en el método de correlación, especialmente para el caso tricapa, donde los ecos pierden coherencia por dispersión múltiple. El método de cambio de fase, en contraste, demostró ser más sensible y robusto, especialmente en estructuras complejas, como lo evidencian los altos valores de R^2 obtenidos en los ajustes lineales (e.g., glándula en E1: $R^2 = 0.93815$; tumor en E3: $R^2 = 0.78711$).

En los experimentos E1, E2 y E3 se evidenció una variación térmica diferencial en la velocidad del sonido entre grasa y glándula, confirmando los comportamientos previstos. En el experimento E2, se obtuvieron los siguientes resultados: para la grasa, el cambio de velocidad fue de $-3.2155 \text{ m/s/}^\circ\text{C}$, mientras que para la glándula fue de $+3.5496 \text{ m/s/}^\circ\text{C}$. Estos datos corroboran que la grasa, al ser menos densa y tener menor capacidad térmica, experimenta una disminución en la velocidad del sonido con el aumento de temperatura, mientras que el tejido glandular, al ser más acuoso, presenta un incremento leve en la velocidad.

En medios más complejos, los resultados fueron más heterogéneos. En el experimento E2, el tejido tumoral presentó la menor sensibilidad térmica, con un valor de pendiente $\approx 0.25 \text{ m/s/}^\circ\text{C}$ y el ajuste más bajo ($R^2 \approx 0.61$), lo cual podría estar relacionado con su alta heterogeneidad estructural simulada. Por otro lado, en E3, la velocidad en el tumor incluso disminuyó con el aumento de la temperatura ($-0.60607 \text{ m/s/}^\circ\text{C}$), lo que podría atribuirse a las propiedades del gel utilizado o a efectos de interfaz mal definidos, lo cual sugiere la necesidad de una exploración más detallada en estudios futuros.

Los resultados de simulación numérica confirmaron los efectos observados experimentalmente, reproduciendo con precisión la dispersión espectral en medios bicapa y tricapa. Las diferencias entre medios fueron coherentes con las variaciones térmicas impuestas, lo cual valida el modelo acústico implementado.



9.Conclusiones

Se desarrolló exitosamente una metodología de estimación térmica basada en el cambio de fase espectral, la cual demostró una alta sensibilidad para detectar pequeñas variaciones en la velocidad del sonido ($\Delta C < 5$ m/s) en estructuras multicapa que simulan tejido mamario. Esta metodología, al incorporar técnicas espectrales, proporcionó una herramienta eficaz para el monitoreo térmico de tejidos complejos, destacándose especialmente en la simulación de tejidos mamarios. Esta metodología, al incorporar técnicas espectrales, proporcionó una herramienta eficaz para el monitoreo térmico de tejidos complejos, destacándose especialmente en la simulación de tejido adiposo, glandular y tumoral.

El método de fase a frecuencia fija (1 MHz) demostró ser más robusto que el enfoque de pico espectral, especialmente cuando se aplicó a estructuras complejas con múltiples interfaces. El enfoque de pico espectral consiste en identificar la frecuencia central o dominante del espectro de amplitud de la señal, y monitorear sus desplazamientos como indicador indirecto de variaciones térmicas. Esta técnica tiene como ventaja su baja complejidad computacional, buena sensibilidad a variaciones globales del medio y es útil cuando la señal presenta un espectro bien definido y coherente.

Esta capacidad para manejar complejidades de interfase sugiere que el método es más adecuado para situaciones en las que las características acústicas son heterogéneas y las interacciones entre capas afectan los resultados.

En los phantoms bicapa, se observó una buena linealidad entre la temperatura y la velocidad del sonido, con valores de R^2 superiores a 0.89 en la mayoría de los casos. Además, se evidenció que la glándula es más sensible térmicamente que la grasa, lo que valida el método para la diferenciación tisular y sugiere su potencial para aplicaciones clínicas en la caracterización de tejidos mamarios.

Los resultados obtenidos en phantoms tricapa presentaron una mayor dispersión, particularmente en el tumor, lo que podría indicar limitaciones del modelo físico empleado o bien propiedades acústicas inherentemente más difíciles de predecir para el tejido tumoral simulado. Esta observación abre la puerta a una revisión más detallada de los modelos utilizados y su adaptación a la complejidad de los tejidos tumores reales.

La validación computacional de los resultados experimentales corroboró los patrones espectrales y temporales observados en los phantoms, confirmando que el modelo acústico es capaz de predecir correctamente la evolución térmica de la velocidad del sonido. Esta validación refuerza la fiabilidad de la metodología

propuesta, abriendo nuevas vías para su implementación en entornos experimentales y clínicos.

En conclusión, este trabajo aporta evidencia sólida sobre el potencial de la termometría ultrasónica espectral como herramienta de monitoreo no invasivo, con aplicaciones prometedoras en áreas como la hipertermia focalizada, la caracterización de tejidos y la detección temprana de anomalías en tejidos biológicos.

10. Bibliografía

- [1] "OPS/OMS | Cáncer de mama." Accessed: Jan. 27, 2020. [Online]. Available: https://www.paho.org/hq/index.php?option=com_content&view=article&id=5041:2011-breast-cancer&Itemid=3639&lang=es
- [2] Organización Mundial de la Salud, "Detección temprana: Concientización sobre la salud mamaria y exploración clínica de las mamas," *Organización Panamericana de la Salud*, 2015, Accessed: Jan. 27, 2020. [Online]. Available: www.paho.org/hq/
- [3] "OMS | Octubre: Mes de Sensibilización sobre el Cáncer de Mama," *WHO*, 2014.
- [4] M. Gautherie, "Thermopathology of Breast Cancer: Measurement and Analysis of in Vivo Temperature and Blood Flow," *Ann N Y Acad Sci*, vol. 335, no. 1, pp. 383–415, Mar. 1980, doi: 10.1111/j.1749-6632.1980.tb50764.x.
- [5] S. Vesnin and I. Goryanin, "Modern microwave thermometry for breast cancer," in *2017 International Conference on Intelligent Informatics and Biomedical Sciences (ICIIBMS)*, 2017, p. 281. doi: 10.1109/ICIIBMS.2017.8279720.
- [6] B. Boozari *et al.*, "1044 EVALUATION OF A NOVEL ULTRASOUND METHOD FOR THE DETECTION OF LIVER FIBROSIS – PROSPECTIVE COMPARISON WITH TRANSIENT DYNAMIC ELASTOGRAPHY AND HISTOLOGY," *J Hepatol*, vol. 52, p. S404, Apr. 2010, doi: 10.1016/s0168-8278(10)61045-8.
- [7] J. Carlsen *et al.*, "Ultrasound elastography in breast cancer diagnosis," *Ultraschall in der Medizin*, vol. 36, no. 6, pp. 550–565, Dec. 2015, doi: 10.1055/s-0035-1553293.
- [8] A. Evans, Y. T. Sim, K. Thomson, L. Jordan, C. Purdie, and S. J. Vinnicombe, "Shear wave elastography of breast cancer: Sensitivity according to histological type in a large cohort," *Breast*, vol. 26, pp. 115–118, Apr. 2016, doi: 10.1016/j.breast.2016.01.009.
- [9] A. L. McKnight, J. L. Kugel, P. J. Rossman, A. Manduca, L. C. Hartmann, and R. L. Ehman, "MR elastography of breast cancer: Preliminary results," *American Journal of Roentgenology*, vol. 178, no. 6, pp. 1411–1417, 2002, doi: 10.2214/ajr.178.6.1781411.
- [10] X. W. Huang *et al.*, "Diagnostic Performance of Quantitative and Qualitative Elastography for Axillary Lymph Node Metastasis in Breast Cancer: A Systematic Review and Meta-Analysis," Oct. 15, 2020, *Frontiers Media S.A.* doi: 10.3389/fonc.2020.552177.

- [11] T. Faruk, M. K. Islam, S. Arefin, and M. Z. Haq, "The Journey of Elastography: Background, Current Status, and Future Possibilities in Breast Cancer Diagnosis," Oct. 01, 2015, *Elsevier Inc.* doi: 10.1016/j.clbc.2015.01.002.
- [12] C. Weismann, "Ultrasound elastography techniques in breast cancer," Feb. 01, 2021, *Springer Medizin*. doi: 10.1007/s00117-020-00799-8.
- [13] V. G. Bermúdez, M. J. G. Alonso, and R. A. García, "Elastografía de mama," *Imagen diagnóstica*, vol. 1, no. 2, pp. 47–50, 2010.
- [14] A. Ramalli *et al.*, "Real-time implementation of a novel algorithm for ultrasound freehand elastography of breast lesions," in *ICASSP, IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - Proceedings*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2014, pp. 5158–5161. doi: 10.1109/ICASSP.2014.6854586.
- [15] "INFOCáncer." Accessed: Dec. 08, 2019. [Online]. Available: <https://www.infocancer.org.mx/?t=estructura-organo-mama>
- [16] Yune Yuan *et al.*, "Analysis of breast diseases examination with thermal texture mapping, mammography and ultrasound," in *The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, 2004, pp. 1166–1169. doi: 10.1109/IEMBS.2004.1403373.
- [17] S. J. Mambou, P. Maresova, O. Krejcar, A. Selamat, and K. Kuca, "Breast Cancer Detection Using Infrared Thermal Imaging and a Deep Learning Model," *Sensors*, vol. 18, no. 9, p. 2799, Aug. 2018, doi: 10.3390/s18092799.
- [18] M. Kontos, R. Wilson, and I. Fentiman, "Digital infrared thermal imaging (DITI) of breast lesions: sensitivity and specificity of detection of primary breast cancers," *Clin Radiol*, vol. 66, no. 6, pp. 536–539, Jun. 2011, doi: 10.1016/j.crad.2011.01.009.
- [19] J. F. Head, F. Wang, C. A. Lipari, and R. L. Elliott, "The important role of infrared imaging in breast cancer," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 19, no. 3, pp. 52–57, 2000, doi: 10.1109/51.844380.
- [20] H. Qi and N. A. Diakides, "Thermal infrared imaging in early breast cancer detection-a survey of recent research," in *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439)*, IEEE, 2003, pp. 1109–1112. doi: 10.1109/IEMBS.2003.1279442.
- [21] S. G. Kandlikar *et al.*, "Infrared imaging technology for breast cancer detection – Current status, protocols and new directions," *Int J Heat Mass Transf*, vol. 108, pp. 2303–2320, 2017, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijheatmasstransfer.2017.01.086>.
- [22] P. Kapoor and S. V. A. V. Prasad, "Image processing for early diagnosis of breast cancer using infrared images," in *2010 The 2nd International Conference on Computer and Automation Engineering (ICCAE)*, 2010, pp. 564–566. doi: 10.1109/ICCAE.2010.5451827.
- [23] A. Martínez, G. Segura, V. Acurio, and A. L. Ayala, "Mamografía por emisión de positrones (PEM)," *Rev. de la Fed. Ecuat. de Soc. de Radiol*, pp. 21–26, 2018.

- [24] J. L. Vercher-Conejero, L. Pelegrí-Martínez, D. López-Aznar, and M. D. P. Cózar-Santiago, "Positron emission tomography in breast cancer," *Diagnostics*, vol. 5, no. 1, pp. 61–83, 2015.
- [25] C. L. Buchanan, E. A. Morris, P. L. Dorn, P. I. Borgen, and K. J. Van Zee, "Utility of Breast Magnetic Resonance Imaging in Patients With Occult Primary Breast Cancer," *Ann Surg Oncol*, vol. 12, no. 12, pp. 1045–1053, 2005, doi: 10.1245/ASO.2005.03.520.
- [26] D. Avendaño-Ávalos and M. Garza-Montemayor, "Papel de la resonancia magnética en la decisión del tratamiento quirúrgico en pacientes con diagnóstico reciente de cáncer de mama," *Anales de Radiología, México*, vol. 13, no. 3, pp. 277–291, 2014.
- [27] J. C. Herrero, "Resonancia magnética de mama: estado actual y aplicación clínica," *Radiología*, vol. 53, no. 1, pp. 27–38, 2011.
- [28] F. Zhang *et al.*, "Evaluation of segmentation algorithms for vessel wall detection in echo particle image velocimetry," in *Proceedings - IEEE Ultrasonics Symposium*, Institute of Electrical and Electronics Engineers Inc., 2009, pp. 2476–2479. doi: 10.1109/ULTSYM.2009.5441630.
- [29] E. J. Schneble *et al.*, "Current approaches and Challenges in early detection of breast cancer recurrence," 2014, *Ivyspring International Publisher*. doi: 10.7150/jca.8016.
- [30] Y. Ohashi and I. Uchida, "Applying dynamic thermography in the diagnosis of breast cancer.," *IEEE Eng Med Biol Mag*, vol. 19, no. 3, pp. 42–51, 2000, doi: 10.1109/51.844379.
- [31] K. R. Foster, "Thermographic detection of breast cancer," Nov. 1998. doi: 10.1109/51.734241.
- [32] I. Bazan *et al.*, "Possible patient early diagnosis by ultrasonic noninvasive estimation of thermal gradients into tissues based on spectral changes modeling," *Comput Math Methods Med*, vol. 2012, 2012, doi: 10.1155/2012/275405.
- [33] I. Bazán, M. Vazquez, A. Ramos, A. Vera, and L. Leija, "A performance analysis of echographic ultrasonic techniques for non-invasive temperature estimation in hyperthermia range using phantoms with scatterers," *Ultrasonics*, vol. 49, no. 3, pp. 358–376, Mar. 2009, doi: 10.1016/j.ultras.2008.10.012.
- [34] G. J. Tortora and B. Derrickson, *Principios de Anatomía y Fisiología*, 13a ed. 2013.
- [35] A. T. Stavros, C. L. Rapp, and S. H. Parker, *Breast Ultrasound*. in LWW medical book collection. Lippincott Williams & Wilkins, 2004. [Online]. Available: <https://books.google.com.mx/books?id=UkGtw5VI15sC>
- [36] EE. UU. Instituto Nacional de Cáncer, "Significado de cambios y afecciones de los senos - National Cancer Institute." Accessed: Dec. 09, 2019. [Online]. Available: <https://www.cancer.gov/espanol/tipos/seno/significado-cambios-en-los-senos>
- [37] J. Pinto, M. Zaharia, and H. Gómez, "Angiogénesis: Desde la biología hasta la terapia blanco dirigida. (Spanish)," *Angiogenesis: From biology to targeted therapy. (English)*, vol. 5, no. 2,

pp. 61–70, 2015, Accessed: Nov. 11, 2019. [Online]. Available:
<http://web.a.ebscohost.com.dibpxy.uaa.mx/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=a0f318e6-82bf-4619-9ec8-9a3c497e8ca8%40sdc-v-sessmgr01>

- [38] V. S. Socarrás, “Papel de la angiogénesis en el crecimiento tumoral,” *Revista Cubana de Investigaciones Biomedicas*, vol. 20, no. 3, pp. 223–230, 2001, Accessed: Nov. 12, 2019. [Online]. Available:
<http://web.a.ebscohost.com.dibpxy.uaa.mx/ehost/pdfviewer/pdfviewer?vid=1&sid=c8157159-95fc-4c94-a971-ac5193bc69f4%40sessionmgr4008>
- [39] R. Lawson, “Implications of surface temperatures in the diagnosis of breast cancer,” *Can Med Assoc J*, vol. 75, no. 4, p. 309, 1956.
- [40] J. Kwok and J. Krzyspiak, “Thermal Imaging and Analysis for Breast Tumor Detection,” p. 18, 2007.
- [41] J. Folkman, “Tumor Angiogenesis: Therapeutic Implications,” *New England Journal of Medicine*, vol. 285, no. 21, pp. 1182–1186, 1971, doi: 10.1056/NEJM197111182852108.
- [42] A. Chanmugam, R. Hatwar, and C. Herman, “Thermal analysis of cancerous breast model,” *Int Mech Eng Congress Expo*, vol. 2012, pp. 134–143, 2012, doi: 10.1115/IMECE2012-88244.
- [43] G. F. Baronzio, A. Gramaglia, A. Baronzio, and I. Freitas, “Influence of Tumor Microenvironment on Thermoresponse BT - Hyperthermia in Cancer Treatment: A Primer,” G. F. Baronzio and E. D. Hager, Eds., Boston, MA: Springer US, 2006, pp. 67–91. doi: 10.1007/978-0-387-33441-7_5.
- [44] R. Hass, J. von der Ohe, and H. Ungefroren, “Impact of the Tumor Microenvironment on Tumor Heterogeneity and Consequences for Cancer Cell Plasticity and Stemness,” 2020. doi: 10.3390/cancers12123716.
- [45] R. M. Sinergia and M. Espinosa Ramírez, “Cáncer de mama,” *Revista Médica Sinergia*, vol. 2, no. 01, pp. 8–12, Sep. 2018.
- [46] R. S. C., E. S. B., G. M. R., and C. F. Z., “Cáncer de mama Modalidades terapéuticas y marcadores tumorales,” *Cuadernos de Cirugía*, vol. 22, no. 1, pp. 55–63, 2008, doi: 10.4206/CUAD.CIR.2008.V22N1-09.
- [47] M. B. Amin *et al.*, “The Eighth Edition AJCC Cancer Staging Manual: Continuing to build a bridge from a population-based to a more ‘personalized’ approach to cancer staging,” *CA Cancer J Clin*, vol. 67, no. 2, pp. 93–99, Mar. 2017, doi: 10.3322/caac.21388.
- [48] H. Amiri and B. Makkiabadi, “A Review of Ultrasound Thermometry Techniques,” *Frontiers in Biomedical Technologies*, vol. 7, no. 2 SE-Editorial, Jun. 2020, doi: 10.18502/fbt.v7i2.3852.
- [49] R. Seip and E. S. Ebbini, “Noninvasive estimation of tissue temperature response to heating fields using diagnostic ultrasound,” *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 42, no. 8, pp. 828–839, Aug. 1995, doi: 10.1109/10.398644.

- [50] R. Maass Moreno, C. Damianou, and N. Sanghvi, "Noninvasive Temperature Estimation in Tissue via Ultrasound Echo-Shifts. Part II. In Vitro Study," *J Acoust Soc Am*, vol. 100, pp. 2522–2530, Nov. 1996, doi: 10.1121/1.417360.
- [51] C. Simon, P. VanBaren, and E. S. Ebbini, "Two-dimensional temperature estimation using diagnostic ultrasound," *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 45, no. 4, pp. 1088–1099, Jul. 1998, doi: 10.1109/58.710592.
- [52] R. M. Arthur, W. L. Straube, J. D. Starman, and E. G. Moros, "Noninvasive temperature estimation based on the energy of backscattered ultrasound," *Med Phys*, vol. 30, no. 6, pp. 1021–1029, Jun. 2003, doi: <https://doi.org/10.1118/1.1570373>.
- [53] R. M. Arthur, J. W. Trobaugh, W. L. Straube, and E. G. Moros, "Temperature dependence of ultrasonic backscattered energy in motion-compensated images," *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 52, no. 10, pp. 1644–52, Oct. 2005, doi: 10.1109/tuffc.2005.1561620.
- [54] M. D. Abolhassani, A. Norouzy, A. Takavar, and H. Ghanaati, "Noninvasive Temperature Estimation Using Sonographic Digital Images," *Journal of Ultrasound in Medicine*, vol. 26, no. 2, pp. 215–222, Feb. 2007, doi: <https://doi.org/10.7863/jum.2007.26.2.215>.
- [55] H.-L. Liu *et al.*, "Instantaneous Frequency-Based Ultrasonic Temperature Estimation During Focused Ultrasound Thermal Therapy," *Ultrasound Med Biol*, vol. 35, no. 10, pp. 1647–1661, Oct. 2009, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2009.05.004.
- [56] A. M. Pouch, T. W. Cary, S. M. Schultz, and C. M. Sehgal, "In vivo noninvasive temperature measurement by B-mode ultrasound imaging.," *J Ultrasound Med*, vol. 29, no. 11, pp. 1595–1606, Nov. 2010, doi: 10.7863/jum.2010.29.11.1595.
- [57] D. Liu and E. S. Ebbini, "Real-Time 2-D Temperature Imaging Using Ultrasound," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 57, no. 1, pp. 12–16, 2010, doi: 10.1109/TBME.2009.2035103.
- [58] M. Bayat, J. R. Ballard, and E. S. Ebbini, "Ultrasound Thermography in Presence of Temperature Heterogeneity and Natural Motions," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 62, no. 2, pp. 450–457, 2015, doi: 10.1109/TBME.2014.2358075.
- [59] C. Damianou *et al.*, "Dependence of ultrasonic attenuation and absorption in dog soft tissues on temperature and thermal dose," *Journal of the Acoustical Society of America*, 1997, doi: 10.1121/1.419737.
- [60] R. Maass-Moreno, C. A. Damianou, and N. T. Sanghvi, "Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts. Part II. In vitro study," *J Acoust Soc Am*, vol. 100, no. 4, pp. 2522–2530, Oct. 1996, doi: 10.1121/1.417360.
- [61] J. G. P. y D. G. Manolakis, *Tratamiento digital de señales*, 4 Edición. Pearson Educación, 2007.
- [62] A. Antoniou, N. Evripidou, L. Georgiou, A. Chrysanthou, C. Ioannides, and C. Damianou, "Tumor phantom model for MRI-guided focused ultrasound ablation studies.," *Med Phys*, vol. 50, no. 10, pp. 5956–5968, Oct. 2023, doi: 10.1002/mp.16480.

- [63] S. Li, E. Fear, and L. Curiel, "Breast tissue mimicking phantoms for combined ultrasound and microwave imaging," *Phys Med Biol*, vol. 66, no. 24, p. 245011, Dec. 2021, doi: 10.1088/1361-6560/ac3d18.
- [64] A. Filippou and C. Damianou, "Agar-based Phantom for Evaluating Targeting of High-intensity Focused Ultrasound Systems for Breast Ablation," *J Med Phys*, vol. 49, no. 3, pp. 343–355, Jul. 2024, doi: 10.4103/jmp.jmp_52_24.
- [65] T. Slanina, D. H. Nguyen, J. Moll, and V. Krozer, "Temperature dependence studies of tissue-mimicking phantoms for ultra-wideband microwave breast tumor detection," *Biomed Phys Eng Express*, vol. 8, no. 5, p. 055017, Sep. 2022, doi: 10.1088/2057-1976/ac811b.
- [66] M. Särestöniemi, D. Singh, R. Dessai, C. Heredia, S. Myllymäki, and T. Myllylä, "Realistic 3D Phantoms for Validation of Microwave Sensing in Health Monitoring Applications," *Sensors*, vol. 24, no. 6, p. 1975, Mar. 2024, doi: 10.3390/s24061975.
- [67] M. V. Polyakov and D. S. Sirotn, "A Realistic Breast Phantom for Investigating the Features of the Microwave Radiometry Method Using Mathematical and Physical Modelling," *Technologies (Basel)*, vol. 13, no. 3, p. 106, Mar. 2025, doi: 10.3390/technologies13030106.
- [68] A. H. Negussie *et al.*, "Thermochromic tissue-mimicking phantom for optimisation of thermal tumour ablation," *International Journal of Hyperthermia*, vol. 32, no. 3, pp. 239–243, Apr. 2016, doi: 10.3109/02656736.2016.1145745.
- [69] R. Geoghegan *et al.*, "A tissue-mimicking prostate phantom for 980 nm laser interstitial thermal therapy," *International Journal of Hyperthermia*, vol. 36, no. 1, pp. 992–1001, Jan. 2019, doi: 10.1080/02656736.2019.1660811.
- [70] A. Jawli, G. Nabi, and Z. Huang, "A Polyvinyl Alcohol (PVA)-Based Phantom for Prostate Cancer Detection Using Multiparametric Ultrasound: A Validation Study," *Bioengineering*, vol. 11, no. 11, p. 1052, Oct. 2024, doi: 10.3390/bioengineering11111052.
- [71] Chun-Yen Lai, D. E. Kruse, K. W. Ferrara, and C. F. Caskey, "Creation and Characterization of an Ultrasound and CT Phantom for Noninvasive Ultrasound Thermometry Calibration," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 61, no. 2, pp. 502–512, Feb. 2014, doi: 10.1109/TBME.2013.2282775.
- [72] P. Sofokleous and C. Damianou, "High-quality Agar and Polyacrylamide Tumor-mimicking Phantom Models for Magnetic Resonance-guided Focused Ultrasound Applications," *J Med Ultrasound*, vol. 32, no. 2, pp. 121–133, Apr. 2024, doi: 10.4103/jmu.jmu_68_23.
- [73] G. Menikou and C. Damianou, "Acoustic and thermal characterization of agar based phantoms used for evaluating focused ultrasound exposures," *J Ther Ultrasound*, vol. 5, no. 1, p. 14, Dec. 2017, doi: 10.1186/s40349-017-0093-z.
- [74] A. P. Hariyanto, N. T. Budiarti, Suprijanto, K. H. Ng, F. Haryanto, and Endarko, "Evaluation of physical properties and image of polyvinyl chloride as breast tissue equivalence for dual-

modality (mammography and ultrasound),” *Phys Eng Sci Med*, vol. 46, no. 3, pp. 1175–1185, Sep. 2023, doi: 10.1007/s13246-023-01283-y.

- [75] E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, R. A. Banjavie, and R. E. Jutila, “Tissue mimicking materials for ultrasound phantoms,” *Med Phys*, vol. 5, no. 5, pp. 391–394, Sep. 1978, doi: 10.1118/1.594483.
- [76] S. Li, E. Fear, and L. Curiel, “Breast Tissue Mimicking Phantoms for Combined Microwave and Ultrasound Imaging,” in *2020 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS)*, IEEE, Sep. 2020, pp. 1–4. doi: 10.1109/IUS46767.2020.9251754.
- [77] A. Suzuki *et al.*, “Oil Gel-Based Phantom for Evaluating Quantitative Accuracy of Speed of Sound Measured in Ultrasound Computed Tomography,” *Ultrasound Med Biol*, vol. 45, no. 9, pp. 2554–2567, Sep. 2019, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2019.05.011.
- [78] M. M. Burlew, E. L. Madsen, J. A. Zagzebski, R. A. Banjavic, and S. W. Sum, “A new ultrasound tissue-equivalent material,” *Radiology*, vol. 134, no. 2, pp. 517–520, Feb. 1980, doi: 10.1148/radiology.134.2.7352242.
- [79] J. Huang, R. G. Holt, R. O. Cleveland, and R. A. Roy, “Experimental validation of a tractable numerical model for focused ultrasound heating in flow-through tissue phantoms,” *J Acoust Soc Am*, vol. 116, no. 4, pp. 2451–2458, Oct. 2004, doi: 10.1121/1.1787124.
- [80] A. Jawli, W. Aldehani, G. Nabi, and Z. Huang, “Tissue-Mimicking Material Fabrication and Properties for Multiparametric Ultrasound Phantoms: A Systematic Review,” *Bioengineering*, vol. 11, no. 6, p. 620, Jun. 2024, doi: 10.3390/bioengineering11060620.
- [81] M. J. Burfeindt *et al.*, “MRI-Derived 3-D-Printed Breast Phantom for Microwave Breast Imaging Validation,” *IEEE Antennas Wirel Propag Lett*, vol. 11, pp. 1610–1613, 2012, doi: 10.1109/LAWP.2012.2236293.
- [82] G. Menikou, M. Yiannakou, C. Yiallouras, C. Ioannides, and C. Damianou, “MRI-compatible breast/rib phantom for evaluating ultrasonic thermal exposures,” *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 14, no. 1, Feb. 2018, doi: 10.1002/rcs.1849.
- [83] J. Dang *et al.*, “Development of an Anthropomorphic Breast Phantom for Combined PET, B-Mode Ultrasound and Elastographic Imaging,” *IEEE Trans Nucl Sci*, vol. 58, no. 3, pp. 660–667, Jun. 2011, doi: 10.1109/TNS.2011.2105279.
- [84] K. E. Keenan *et al.*, “Design of a breast phantom for quantitative MRI,” *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 44, no. 3, pp. 610–619, Sep. 2016, doi: 10.1002/jmri.25214.
- [85] G. P. Liney, D. J. Tozer, and L. W. Turnbull, “A Simple and Realistic Tissue-Equivalent Breast Phantom for MRI,” *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, vol. 10, no. 6, pp. 968–971, Dec. 1999, doi: 10.1002/(SICI)1522-2586(199912)10:6<968::AID-JMRI9>3.0.CO;2-0.
- [86] Y. He *et al.*, “3D-printed breast phantom for multi-purpose and multi-modality imaging,” *Quant Imaging Med Surg*, vol. 9, no. 1, pp. 63–74, Jan. 2019, doi: 10.21037/qims.2019.01.05.

- [87] S. Y. Ng, Y.-L. Kuo, and C.-L. Lin, "Low-Cost and Easily Fabricated Ultrasound-Guided Breast Phantom for Breast Biopsy Training," *Applied Sciences*, vol. 11, no. 16, p. 7728, Aug. 2021, doi: 10.3390/app11167728.
- [88] M. Ruschin *et al.*, "Technical Note: Multipurpose CT, ultrasound, and MRI breast phantom for use in radiotherapy and minimally invasive interventions," *Med Phys*, vol. 43, no. 5, pp. 2508–2514, Apr. 2016, doi: 10.1118/1.4947124.
- [89] G. Ruvio *et al.*, "Multimodal Breast Phantoms for Microwave, Ultrasound, Mammography, Magnetic Resonance and Computed Tomography Imaging," *Sensors*, vol. 20, no. 8, p. 2400, Apr. 2020, doi: 10.3390/s20082400.
- [90] R. K. Chen and A. J. Shih, "Multi-modality gellan gum-based tissue-mimicking phantom with targeted mechanical, electrical, and thermal properties," *Phys Med Biol*, vol. 58, no. 16, pp. 5511–5525, Aug. 2013, doi: 10.1088/0031-9155/58/16/5511.
- [91] P. T. Nguyen, A. M. Abbosh, and S. Crozier, "Thermo-Dielectric Breast Phantom for Experimental Studies of Microwave Hyperthermia," *IEEE Antennas Wirel Propag Lett*, vol. 15, pp. 476–479, 2016, doi: 10.1109/LAWP.2015.2453432.
- [92] I. Katz-Hanani, T. Rothstein, D. Gaitini, Z. Gallimidi, and H. Azhari, "Age-Related Ultrasonic Properties of Breast Tissue In Vivo," *Ultrasound Med Biol*, vol. 40, no. 9, pp. 2265–2271, Sep. 2014, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2014.03.034.
- [93] C. Li, N. Duric, P. Littrup, and L. Huang, "In vivo Breast Sound-Speed Imaging with Ultrasound Tomography," *Ultrasound Med Biol*, vol. 35, no. 10, pp. 1615–1628, Oct. 2009, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2009.05.011.
- [94] J. Said Camilleri *et al.*, "Review of Thermal and Physiological Properties of Human Breast Tissue," *Sensors*, vol. 22, no. 10, p. 3894, May 2022, doi: 10.3390/s22103894.
- [95] M. M. Osman and E. M. Afify, "Thermal Modeling of the Normal Woman's Breast," *J Biomech Eng*, vol. 106, no. 2, pp. 123–130, May 1984, doi: 10.1115/1.3138468.
- [96] E. Y. K. Ng and N. M. Sudharsan, "An improved three-dimensional direct numerical modelling and thermal analysis of a female breast with tumour," *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 215, no. 1, pp. 25–38, 2001, doi: 10.1243/0954411011533508.
- [97] E. Saniei, S. Setayeshi, M. E. Akbari, and M. Navid, "Parameter estimation of breast tumour using dynamic neural network from thermal pattern," *J Adv Res*, vol. 7, no. 6, pp. 1045–1055, 2016, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jare.2016.05.005>.
- [98] S. Shrestha, G. Kc, and D. Gurung, "Transient Bioheat Equation in Breast Tissue: Effect of Tumor Size and Location," 2020, doi: 10.22606/jaam.2020.51002.
- [99] H. H. Pennes, "Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm," *J Appl Physiol*, vol. 1, no. 2, pp. 93–122, Aug. 1948, doi: 10.1152/jappl.1948.1.2.93.

- [100] F. Bardati and S. Iudicello, "Modeling the Visibility of Breast Malignancy by a Microwave Radiometer," *IEEE Trans Biomed Eng*, vol. 55, no. 1, pp. 214–221, Jan. 2008, doi: 10.1109/TBME.2007.899354.
- [101] R. V. Acero M., I. Bazán, and A. R. García, "Computational Model of Breast Tissue with a Lesion defined by a Thermal Gradient," *Presented at GMEPE/PHACE 2021*, 2020.
- [102] R. V. A. M., I. Bazán, and A. Ramírez-García, "Computational Simulation of Breast Tissue with Lesion Characterized by a Thermal Gradient Oriented to Anomalies Smaller than 1 cm of Diameter," in *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, 2021, pp. 4366–4369. doi: 10.1109/EMBC46164.2021.9630132.
- [103] M. A. S. Al Husaini, M. H. Habaebi, F. M. Suliman, M. R. Islam, E. A. A. Elsheikh, and N. A. Muhaisen, "Influence of Tissue Thermophysical Characteristics and Situ-Cooling on the Detection of Breast Cancer," *Applied Sciences*, vol. 13, no. 15, p. 8752, Jul. 2023, doi: 10.3390/app13158752.
- [104] T. Koch, S. Lakshmanan, S. Brand, M. Wicke, K. Raum, and D. Mörlein, "Ultrasound velocity and attenuation of porcine soft tissues with respect to structure and composition: II. Skin and backfat," *Meat Sci*, vol. 88, no. 1, pp. 67–74, May 2011, doi: 10.1016/j.meatsci.2010.12.004.
- [105] S. Zhang and J. Gao, "Studying on the Thermal Conductivity Measurement of Biological Tissues," in *Emerging Computation and Information teChnologies for Education*, E. Mao, L. Xu, and W. Tian, Eds., Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2012, pp. 743–749. doi: 10.1007/978-3-642-28466-3_100.
- [106] "Thermocouple-Thermocouples-What is a thermocouple-Types of thermocouples." Accessed: Jun. 10, 2025. [Online]. Available: <https://www.thermocoupleinfo.com/index.htm>
- [107] R. V. A. Mendoza, I. Bazán, and A. Ramírez-García, "Computational Simulation of Breast Tissue with Lesion Characterized by a Thermal Gradient Oriented to Anomalies Smaller than 1 cm of Diameter," *2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)*, pp. 4366–4369, 2021.
- [108] Comsol, "Comsol Multiphysics," *User guide*, 2012, doi: 10.1016/S0260-8774(99)00111-9.
- [109] COMSOL, "Acoustics Module User's Guide," 2018. [Online]. Available: www.comsol.com/blogs
- [110] "COMSOL - Software for Multiphysics Simulation." Accessed: Jan. 09, 2022. [Online]. Available: <https://www.comsol.com/>
- [111] COMSOL, "Simulation Software for Analyzing Acoustics and Vibrations." Accessed: Dec. 01, 2024. [Online]. Available: <https://www.comsol.com/acoustics-module>

- TESIS TESIS TESIS TESIS TESIS
- [112] M. Pernot, M. Tanter, J. Bercoff, K. R. Waters, and M. Fink, "Temperature estimation using ultrasonic spatial compound imaging," *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, vol. 51, no. 5, pp. 606–615, May 2004, doi: 10.1109/TUFFC.2004.1320832.



Anexo A: Evidencia de Artículos derivados del trabajo Doctoral

Artículo 1



Article

Analyzing Temperature Distributions and Gradient Behaviors for Early-Stage Tumor Lesions in 3D Computational Model of Breast

Ruth Valeria Acero Mendoza , Ivonne Bazán * and Alfredo Ramírez-García

Department of Biomedical Engineering, Autonomous University of Aguascalientes, Aguascalientes C.P. 20392, Mexico; al196037@edu.uaa.mx (R.V.A.M.); alfredo.ramirez@edu.uaa.mx (A.R.-G.)

* Correspondence: ivonne.bazan@edu.uaa.mx

Abstract: The computational modelling and analysis of internal and external temperature distributions and their gradients, associated with the first stage of mammary tumors, was performed to relate thermal parameters to relevant tumor characteristics. A realistic 3D geometric model of breast anatomy was used to simulate tumor cases that were characterized in real life at their primary clinical stage. The thermophysical parameters of three tumors were extracted to implement the models; a fourth case without a tumor was used as a reference to provide quantitative measurements of temperature increases and gradient changes. The analysis considered superficial and internal temperature distributions and gradients, computed throughout specific paths. Finally, an evaluation was made of the ability of the thermometric technologies available today to detect the changes estimated in simulations. Maximum temperature increments in the range of 2.30 to 3.20 °C and in the range of 0.15 to 0.30 °C were found on internal and superficial paths, respectively. Internal gradient peak magnitudes fluctuated within the range of 0.34 to 1.14 °C/mm. Thermal results indicated a direct correlation between tumor size and temperature rise. Nevertheless, gradient results showed that the heat generation rate, an indicator of tumor malignancy, was directly proportional to internal gradient maximum peaks, which were related to tumor boundaries regardless of tumor size.

Keywords: temperature distribution; thermal gradient; breast tumor; finite element method; early stage; 3D modelling



Citation: Acero Mendoza, R.V.; Bazán, I.; Ramírez-García, A. Analyzing Temperature Distributions and Gradient Behaviors for Early-Stage Tumor Lesions in 3D Computational Model of Breast. *Appl. Sci.* **2024**, *14*, 4538. <https://doi.org/10.3390/app14114538>

Academic Editor: Laura Costarelli

Received: 25 April 2024

Revised: 21 May 2024

Accepted: 23 May 2024

Published: 25 May 2024



Copyright: © 2024 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Today, breast cancer is one of the leading causes of death in women around the world, with most cases occurring in low-resource countries according to the World Health Organization [1]. Due to its high impact on women's health, many techniques have been developed to achieve a timely diagnosis, and more recently, an early diagnosis. The most common screening techniques are traditional mammography and ultrasound methods; the first one is oriented to detecting solid masses and the second one to differentiating cystic formations from them [2,3]. Although the use of mammography has caused a mortality reduction ranging from 15 to 30% [4,5], its periodic application generates uncertainty about radiation risk, it being the acceptable biennial screening recommendation for women aged 40 to 74 years; for younger women, the risk–benefit relationship is unclear [3,6]. Additionally, mammography has important limitations for tumor detection in specific patient groups, such as women with dense breasts, symptomatic women younger than 30 years, or pregnant women [3]. More recently, the use of digital breast tomosynthesis (DBT) combined with digital mammography (DM) has produced a slight increment in the cancer detection rate; however, its use represents a higher level of exposure to X-ray radiation [6,7]. Contrast-enhanced spectral mammography is a relatively novel approach that provides information about lesion vascularization, solving some limitations of digital mammography, mainly relating to cases of dense breasts. It is an iodinated contrast agent-based technique that can be contra-indicated for patients with renal impairment or

Appl. Sci. **2024**, *14*, 4538. <https://doi.org/10.3390/app14114538>

<https://www.mdpi.com/journal/applsci>

DOI: <https://doi.org/10.3390/app14114538>



Article

Implementation of a Breast Phantom with Acoustic Properties for Ultrasonic Thermometry

Ruth Valeria Acero Mendoza, Ivonne Bazán * and Alfredo Ramírez-García

Department of Biomedical Engineering, Autonomous University of Aguascalientes, Aguascalientes 20392, Mexico; valeriaceromendoza@gmail.com (R.V.A.M.); alfredo.ramirez@edu.uaa.mx (A.R.-G.)

* Correspondence: ivonne.bazan@edu.uaa.mx

Abstract: Breast cancer remains one of the leading causes of death among women globally. Early detection is critical for improving patient outcomes, making the development of accurate and efficient detection methods essential for facilitating timely treatment and enhancing patients' quality of life. Lesion sites are often associated with localized temperature increases, which can be identified by characterizing thermal gradients using thermometry tools. Ultrasound-based techniques are preferred for obtaining thermal patterns due to their noninvasive, non-ionizing nature and cost-effectiveness compared to methods like magnetic resonance imaging. This study focuses on developing breast tissue models with varying acoustic properties, specifically the speed of sound across temperatures ranging from 32 °C to 36 °C in increments of 0.5 °C for ultrasonic inspection and diagnostic applications. These models simulate healthy and tumorous breast tissue, including the fat, gland, and tumor layers. Signal variations were analyzed using cross-correlation methods to assess the changes in the speed of sound as a function of temperature. The proposed methodology offers a cost-effective, rapid, and precise approach to phantom production, facilitating the detection of temperature changes in 0.5 °C intervals through cross-correlation analysis of the acquired signals.

Keywords: agar gel; cross-correlation; phantom; thermometry; ultrasonic speed



Academic Editor: Thomas Lindner

Received: 28 February 2025

Revised: 29 April 2025

Accepted: 2 May 2025

Published: 9 May 2025

Citation: Acero Mendoza, R.V.; Bazán, I.; Ramírez-García, A. Implementation of a Breast Phantom with Acoustic Properties for Ultrasonic Thermometry. *Appl. Sci.* 2025, 15, 5275. <https://doi.org/10.3390/app15105275>

Copyright: © 2025 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

1. Introduction

Breast cancer is the most significant female mammary disease due to its high mortality and morbidity rates among women, as well as the projected increase in cases of this pathology. Each year, 2.3 million new cases and 458,000 deaths occur globally due to breast cancer, attributed to late diagnosis.

Breast lesions can be characterized by abnormal tissue changes, including thermal elevation in the growth zone and surrounding areas [1]. Many researchers have explored noninvasive methods for measuring temperature [2–16]. Although MRI is the most advanced clinical technology for this purpose, its high cost and complexity limit its use. In contrast, ultrasound is a non-ionizing, convenient, and cost-effective modality with relatively simple signal processing requirements [17–22]. This makes it a promising method for temperature estimation, under the condition that temperature-sensitive ultrasonic parameters can be identified, accurately measured, and properly calibrated [23,24].

Scientific efforts have focused on estimating temperature using changes in speed of sound (SOS), i.e., changes in time of flight (ToF), variations in the ultrasonic attenuation coefficient, or changes in backscattered energy due to thermal effects [25,26]. However, quantifying the thermal dependence of ToF has been crucial, as echo shift computation

Artículo 3



Anexo B: Bases de Sujeción

BASE DE SUJECIÓN PARA PHANTOM INDIVIDUAL

La base de sujeción para phantoms por capas se diseñó en SolidWorks, para lo cual se tomó medida de la tina termostática empleada, así como de los termopares y el transductor. Consta de dos partes: una para las medidas de referencia y otra para las medidas ultrasónicas. Para este último se consideró la distancia del punto focal para hacerla coincidir con el phantom para lo cual se tomó la ec.(17).

$$N = \frac{D^2}{4\lambda} \quad (17)$$

Donde

N = Distancia al punto focal

D = Diámetro de la parte activa del transductor

λ = Longitud de onda

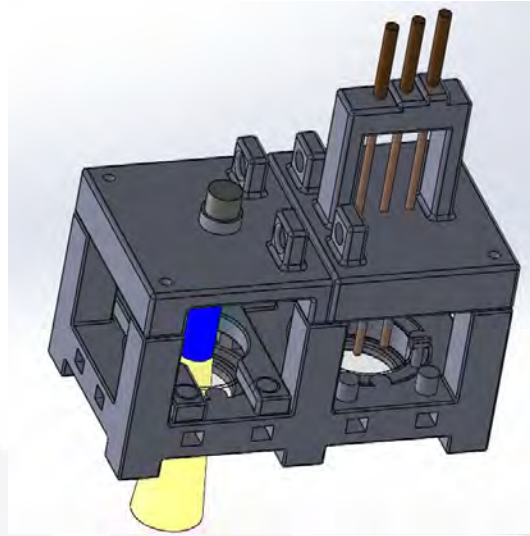


Figura 77. Diseño de base de sujeción en SolidWorks.

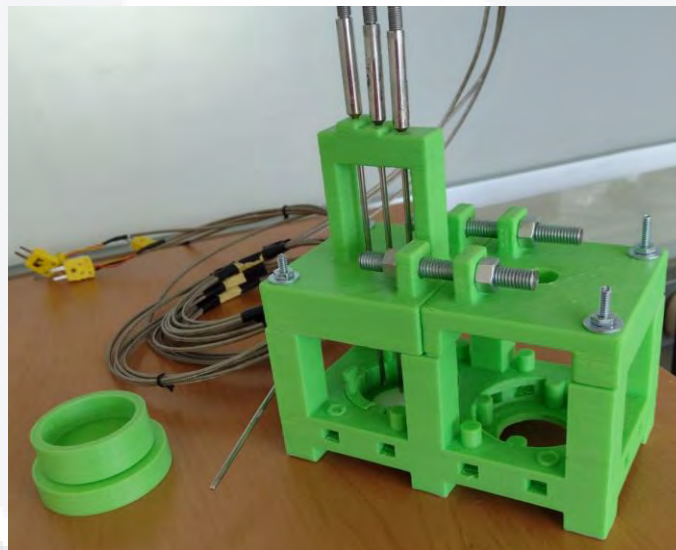


Figura 78. Impresión 3D de base de sujeción para phantoms.

Base de Disco para Phantom Individual

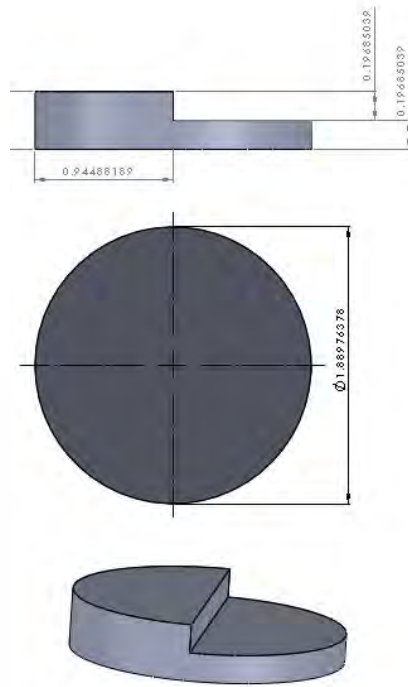


Figura 79.Disco de aluminio.