



UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE INGENIERÍA
CARRERA DE TELECOMUNICACIONES

Diseño de un sistema no invasivo para la detección de fracturas óseas en
huesos largos mediante validación con fantomas.

**Trabajo de Titulación para optar al título de Ingeniero en
telecomunicaciones**

Autor:

Olmedo Cifuentes David Israel

Tutor:

Ing. Pedro Fernando Escudero Villa PhD.

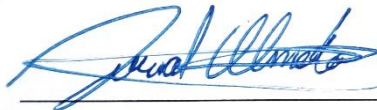
Riobamba, Ecuador. 2026

DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, Olmedo Cifuentes David Israel, con cédula de ciudadanía 0605794122, autor del trabajo de investigación titulado: **Diseño de un sistema no invasivo para la detección de fracturas óseas en huesos largos mediante validación con fantomas**, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mí exclusiva responsabilidad.

Asimismo, cedo a la Universidad Nacional de Chimborazo, en forma no exclusiva, los derechos para su uso, comunicación pública, distribución, divulgación y/o reproducción total o parcial, por medio físico o digital; en esta cesión se entiende que el cesionario no podrá obtener beneficios económicos. La posible reclamación de terceros respecto de los derechos de autor (a) de la obra referida, será de mi entera responsabilidad; librando a la Universidad Nacional de Chimborazo de posibles obligaciones.

En Riobamba, 7 de mayo del 2026.




David Israel Olmedo Cifuentes
C.I: 0605794122

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

Quien suscribe, **Ing. Pedro Fernando Escudero Villa PhD**, catedrático adscrito a la Facultad de Ingeniería, por medio del presente documento certifico haber asesorado y revisado el desarrollo del trabajo de investigación “**Diseño de un sistema no invasivo para la detección de fracturas óseas en huesos largos mediante validación con fantasmas**”, bajo la autoría de **David Israel Olmedo Cifuentes**; por lo que se autoriza ejecutar los trámites legales para su sustentación.

Es todo cuanto informar en honor a la verdad; en Riobamba, a los 18 días del mes de febrero del 2026.



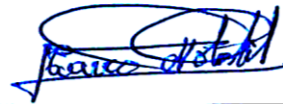
PhD. Pedro Fernando Escudero Villa
TUTOR(A)

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

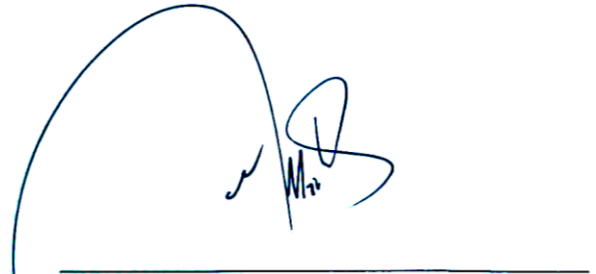
Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación “Diseño de un sistema no invasivo para la detección de fracturas óseas en huesos largos mediante validación con fantomas”, presentado por David Israel Olmedo Cifuentes, con cédula de identidad número 0605794122, bajo la tutoría de PhD. Pedro Fernando Escudero Villa; certificamos que recomendamos la APROBACIÓN de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 18 de febrero del 2026

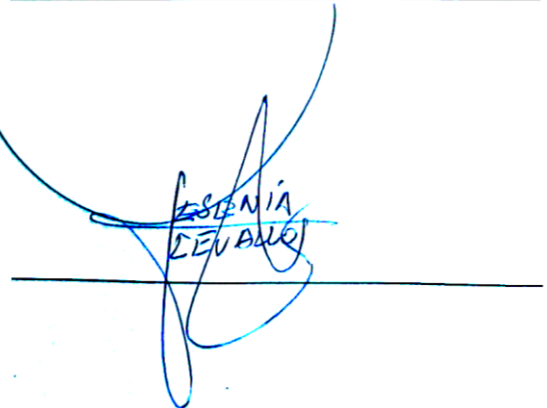
Marco Antonio Nolivos Vimos, Msc.
PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO



Marlon Danilo Basantes Valverde, PhD.
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO



Yesenia Elizabeth Cevallos Villacrés, PhD.
MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO





CERTIFICACIÓN

Que, **Olmedo Cifuentes David Israel** con CC: **0605794122**, estudiante de la Carrera **Telecomunicaciones**, Facultad de **Ingeniería**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado " Diseño de un sistema no invasivo para la detección de fracturas óseas en huesos largos mediante validación con fantasmas. ", cumple con el 0% de similitud y 6% de Inteligencia Artificial, de acuerdo con el reporte del sistema Anti plagio **Compilation Magister+**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 22 de abril de 2026



PhD. Pedro Fernando Escudero Villa
TUTOR(A)

DEDICATORIA

Dedico este trabajo, en primer lugar, a Dios por ser mi fortaleza en cada etapa de este camino académico. Por darme fuerza necesaria para continuar cuando las dificultades parecían mayores a mis capacidades y por guiarme incluso en aquellos momentos en los que pensé en rendirme. Gracias por permitirme llegar hasta aquí y por sostenerme con fe y esperanza a lo largo de este proceso.

David Olmedo

AGRADECIMIENTO

Agradezco primero a Dios ya que me dio fortaleza, sabiduría y perseverancia a lo largo de este proceso académico también me guio en cada etapa hasta la culminación de este trabajo.

A mi madre, Ana María Cifuentes Méndez y a mi padre Mario Vinicio Olmedo Checa, por su apoyo en este camino y por confiar en mí en todo momento este trabajo es también esfuerzo de ellos.

Finalmente, agradezco al Ing. Pedro Fernando Escudero Villa, PhD, tutor de la presente tesis, por su orientación, asesoramiento académico que permitieron el desarrollo y culminación de este trabajo.

ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO ANTIPLAGIO

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE TABLAS

ÍNDICE DE FIGURAS

RESUMEN

ABSTRACT

CAPÍTULO I.	13
1.1 Introducción.....	13
1.2 Antecedentes.....	14
1.3 Planteamiento del problema	16
1.4 Justificación.....	17
1.5 Objetivos.....	18
1.5.1 General.....	18
1.5.2 Específicos.....	18
1.6 Hipótesis de la investigación.	19
CAPÍTULO II.	20
2.1 Estado del arte	20
2.2 Fundamentación teórica	21
2.2.1 Fractura ósea: trazo y diferenciación de la fisura	22
2.2.2 Métodos tradicionales de diagnóstico de fracturas	23
2.2.3 Ultrasonido (técnica de referencia).....	24
2.2.4 Microondas y ondas electromagnéticas en aplicaciones biomédicas	24
2.2.5 Antenas y sensores de microondas	25
2.2.6 Permitividad dieléctrica	32
2.2.7 Fantoma	32
2.2.8 Simulación computacional mediante FEM.....	33

CAPÍTULO III.	34
3.1 Metodología	34
3.2 Diseño de la investigación	34
3.3 Métodos de investigación.....	34
3.3.1 Método cuantitativo	34
3.3.2 Método experimental	34
3.3.3 Método analítico	35
3.4 Procedimiento.....	35
3.5 Población y muestra	38
3.5.1 Población	38
3.5.2 Muestra	38
3.6 Variables de la investigación.....	38
3.7 Métodos de análisis y procesamiento de datos.....	39
3.7.1 Condiciones iniciales de diseño	39
3.7.2 Diseño geométrico del sensor de microondas.....	39
3.7.3 Modelado del fantoma biológico	42
3.7.4 Escaneo longitudinal y rotacional	44
3.7.5 Parámetros electromagnéticos analizados	45
3.7.6 Coeficiente de transmisión.....	45
3.7.7 Fase del parámetro S21	46
3.7.8 Coeficiente de reflexión.....	46
3.7.9 Procesamiento de datos en MATLAB	46
CAPÍTULO IV.	47
4.1 Resultados y discusión.	47
4.2 Fractura transversal centrada data1.	48
4.3 Fractura transversal en $z = -52.5$ mm data2.	49
4.4 Fractura oblicua data3.	50
4.5 Fractura espiral data4.	51
4.6 Estadística descriptiva.	51
4.7 Comparación del desempeño del sistema en distintos tipos de fractura	52
CAPÍTULO V.	53
5.1 Conclusiones	53
5.2 Recomendaciones.....	54

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Variables usadas en la investigación.	38
Tabla 2. Medidas de la geometría del sistema.	41
Tabla 3. Parámetros eléctricos y factores de pérdida de los tejidos del cuerpo humano.	42
Tabla 4. Métricas de localización por caso.	52

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Clasificación de fracturas óseas según la orientación del trazo: a) Transversa b) Oblicua compuesta c). Espiroidea [32].	23
Figura 2. Geometría y parámetros físicos de una antena microstrip tipo patch [34]....	25
Figura 3. Principio de funcionamiento de la antena con RIS mostrando la onda incidente y onda reflejada [34].	26
Figura 4. Modelo de brazo humano empleado para uso experimental [36].	33
Figura 5. Fases del proceso de trabajo de la investigación.....	36
Figura 6. Diagrama de bloques del trabajo de la investigación.....	37
Figura 7. Estructura del sensor de microondas, elementos RIS, parche radiante y superestrato.	39
Figura 8. Diseño y geometría del elemento RIS.....	40
Figura 9. Diseño y geometría del patch.	40
Figura 10. Diseño y geometría del superestrato.	41
Figura 11. Sistema de transmisión recepción donde las antenas se disponen enfrentadas para permitir la propagación de la onda electromagnética a través del fantoma.....	42
Figura 12. Modelo del fantoma multicapa utilizado en la simulación.	43
Figura 13. Modelo simulado del fantoma sin fractura.	43
Figura 14. Modelos simulados del fantoma con diferentes fracturas. a) espiral, b) transversal, c) oblicua.	44
Figura 15. Posiciones longitudinales empleadas para el escaneo del fantoma.....	45
Figura 16. Posiciones del escaneo rotacional del sistema alrededor del fantoma.....	45
Figura 17. Mapa REAL $\Delta\phi$ – DATA1.	48
Figura 18. Perfil longitudinal $I(z)$ – DATA1.....	48
Figura 19. Mapa REAL $\Delta\phi$ – DATA2.	49
Figura 20. Perfil longitudinal $I(z)$ – DATA2.....	49
Figura 21. Mapa REAL $\Delta\phi$ – DATA3.	50
Figura 22. Perfil longitudinal $I(z)$ – DATA3.....	50
Figura 23. Mapa REAL $\Delta\phi$ – DATA4.	51
Figura 24. Perfil longitudinal $I(z)$ – DATA4.....	51

RESUMEN

La detección de fracturas óseas en huesos largos requiere sistemas portátiles capaces de identificar discontinuidades internas para diagnóstico rápido, especialmente en entornos con recursos limitados. Los métodos convencionales, como la radiografía y la tomografía, son efectivos, pero implican alto costo y baja portabilidad. Esta investigación diseñó y validó mediante simulación un sistema no invasivo basado en microondas para la detección de fracturas óseas en huesos largos. La metodología tuvo un enfoque cuantitativo no experimental. Se modeló un sistema de transmisión-recepción compuesto por antenas tipo patch con superficies de impedancias reactivas (RIS), para mejorar la concentración y el acoplamiento de energía electromagnética en el tejido. El sistema fue evaluado con simulaciones usando el método de elementos finitos (FEM) en CST Studio Suite. Se implementó un modelo multicapa que representa los tejidos humanos como la piel, grasa, músculo, sangre y hueso, definidos a partir de propiedades dieléctricas reportadas en bases de datos especializadas. Se analizaron diferentes estructuras de fantasmas, teniendo en cuenta hueso sano y con fracturas de tipo transversal centrada, transversal desplazada, oblicua y espiral. El análisis se centró en la fase del parámetro de transmisión S21 por su sensibilidad frente a variaciones dieléctricas. Los datos fueron procesados en MATLAB mediante normalización, cálculo del RMS angular, construcción de mapas bidimensionales α -z y perfiles longitudinales para localizar regiones asociadas a la fractura. Los resultados muestran que el sistema es capaz de identificar hueso sano y fracturado por patrones diferenciados en la fase. Las fracturas transversales generan máximos localizados, las fracturas oblicuas producen distribuciones más extendidas coherentes con la geometría de la discontinuidad y las espirales presentan picos máximos cercanos a la fractura debido al muestreo. El error de localización evidenció que las desviaciones obtenidas se encuentran dentro del límite impuesto por la resolución espacial del muestreo. El análisis de fase S21 valida el uso de microondas como mecanismo para detectar fracturas en huesos largos bajo un esquema de modelado multicapa.

Palabras clave: microondas, fracturas óseas, antena patch, superficies de impedancia reactiva (RIS), parámetro S21, modelado multicapa.

ABSTRACT

The detection of long bone fractures requires portable systems capable of identifying internal discontinuities for rapid diagnosis, particularly in resource-limited settings. Conventional methods such as X-ray radiography and computed tomography are effective; however, they involve high costs and limited portability. This study presents the design and simulation-based validation of a non-invasive microwave system for long bone fracture detection. The methodology followed a quantitative, non-experimental approach. A transmission–reception system composed of patch antennas integrated with Reactive Impedance Surfaces (RIS) was modeled to enhance electromagnetic energy concentration and coupling within biological tissues. The system was evaluated through finite element method (FEM) simulations using CST Studio Suite. A multilayer tissue model representing skin, fat, muscle, blood, and bone was implemented based on dielectric properties reported in specialized databases. Different phantom configurations were analyzed, including healthy bone and bones with centered transverse, displaced transverse, oblique, and spiral fractures. The analysis focused on the phase of the transmission parameter S_{21} due to its high sensitivity to dielectric variations. The data were processed in MATLAB through normalization, angular RMS calculation, two-dimensional α - z map construction, and longitudinal profile analysis to localize fracture-associated regions. Results demonstrate that the proposed system effectively differentiates between healthy and fractured bone through distinct phase patterns. Transverse fractures generate localized maxima, oblique fractures produce more distributed responses consistent with discontinuity geometry, and spiral fractures exhibit peak values near the fracture region due to sampling effects. Localization error remained within the spatial resolution limits imposed by the sampling scheme. The phase analysis of S_{21} validates microwave sensing as a feasible mechanism for detecting long bone fractures under a multilayer tissue modeling framework.

Keywords: microwaves, bone fractures, patch antenna, reactive impedance surfaces (RIS), S_{21} parameter, multilayer modeling.

CAPÍTULO I.

1.1 Introducción.

La evolución de la tecnología permite la integración de la ingeniería, las ciencias computacionales y la medicina para el diagnóstico de lesiones óseas. La simulación física y el modelado de fantasmas son herramientas para diseñar, validar y optimizar tecnologías diagnósticas antes de su implementación, promoviendo el uso de métodos alternativos que emplean sensores, datos simulados y análisis con tecnología no invasiva [1]. Adquiere mayor importancia para la detección de fracturas óseas en huesos largos, como el fémur, la tibia o el húmero; estas lesiones son un problema clínico que requiere diagnóstico rápido. Debido a esto, los métodos convencionales como la radiografía, la tomografía computarizada (CT) y la resonancia magnética (RM), aunque efectivos, tienen limitaciones como dependencia de equipos costosos, tiempos prolongados de adquisición, restricción de disponibilidad en entornos con recursos limitados [2].

La ingeniería biomédica permite tener opciones más accesibles y no invasivas. Entre las técnicas no invasivas está el ultrasonido, que es eficaz en la detección de fracturas; sin embargo, en los últimos años ha surgido interés por el uso de microondas debido a la sensibilidad de variaciones dieléctricas y su potencial aplicación en sistemas portátiles no invasivos [3]. Se propone usar ondas electromagnéticas en el rango de microondas debido a que existen diferencias entre tejido sano y las regiones fracturadas, lo que detecta discontinuidades estructurales analizando la respuesta electromagnética. Esto permite la detección de fracturas de una manera no invasiva, ideal en entornos clínicos alternativos [2].

La espectroscopía de bioimpedancia eléctrica ha presentado resultados al medir variaciones de conductividad, haciéndolo también incluso en pruebas experimentales con fantasmas, detectando fracturas [4]. A pesar de esto, no se sustituye aún a la radiografía por desafíos como la aceptación de señales al cuerpo humano, las sutiles diferencias de propiedades dieléctricas entre tejidos, el uso de frecuencias óptimas y algoritmos de reconstrucción robustos; muchos de estos sistemas requieren validación más profesional para ganar aceptación médica.

Se propone el diseño conceptual de un sistema no invasivo para la detección de fracturas óseas en huesos largos usando microondas, validado mediante modelos de fantasmas. No haremos la implementación física del diseño, sino el planteamiento de un modelo teórico validado por simulación, como base para un futuro desarrollo experimental.

1.2 Antecedentes

La aplicación de técnicas para la detección de fracturas óseas ha sido abordada desde distintos enfoques tecnológicos. Beyraghi, S. et al. (2023). En su trabajo “Microwave bone fracture diagnosis using deep neural network”. Desarrolló un sistema de diagnóstico de fracturas óseas mediante microondas y redes neuronales profundas. Con enfoque cuantitativo y diseño experimental, usó fracturas óseas con distintos grados de severidad utilizando simulaciones electromagnéticas e inteligencia artificial. Se apoyó de modelos óseos digitales, es decir, modelos computacionales, los cuales son validados con fantomas físicos equivalentes a tejido óseo. El sistema alcanzó una precisión del 95 %, demostrando que el análisis de propiedades dieléctricas es viable para el diagnóstico no invasivo.

De igual forma, Cocco, G. et al. (2022). Evalúa en su trabajo “Ultrasound imaging of bone fractures” qué tan bueno es el sistema basado en microondas para detectar fracturas. Participaron 250 pacientes con sospecha de fractura en extremidades; se obtuvo una sensibilidad del 88 % y una especificidad del 99 % en la detección ecográfica, con alta concordancia respecto a los rayos X. Las microondas son herramientas precisas y portátiles para el diagnóstico de fracturas. Este estudio se presenta como un antecedente comparativo, el cual demuestra la eficiencia de las microondas en detectar fracturas y sirviendo como referencia frente a técnicas que usen las mismas.

Calderón, J. (2020). En su trabajo “Detección de fisuras en estructuras óseas simuladas mediante sensores”. Universidad del Valle, Colombia. Se investigó la capacidad en sensores de detección por microondas identificando fisuras en modelos óseos. Se usó un diseño experimental con enfoque cuantitativo; estos sensores piezoeléctricos y bloques de acrílico con fracturas artificiales simulaban huesos en tres diferentes escenarios con fantomas sintéticos con fisuras controladas. Se detectaron variaciones acústicas medibles en la señal reflejada, correlacionadas con el tamaño de la fisura. El método ultrasónico puede identificar discontinuidades óseas con buena resolución si se optimizan los parámetros de frecuencia y acoplamiento. Este estudio respalda el uso de fantomas y simulación para la detección de fracturas que es adoptada en esta investigación.

Por su parte, Bou Matar, O. et al. (2014). Analizó en su trabajo “Axial Transmission Method for Long Bone Fracture Evaluation” el uso de señales electromagnéticas basadas en microondas para evaluar fracturas en huesos largos; se combinaron simulaciones FEM con pruebas en huesos de oveja, también en fantomas. Las fracturas provocaron conversiones de modos de onda (S0 a A0), detectables y cuantificables. Las ondas guiadas permiten localizar y estimar la profundidad de fracturas internas sin exposición radiológica; este antecedente es base directa del marco teórico del proyecto, pues valida la detección de fracturas mediante simulación y microondas, usando el mismo método FEM que se aplicará.

Dell’Osa, A. et al. (2019). En su trabajo “Bone Fracture Detection by Electrical Bioimpedance”. Examinó la bioimpedancia eléctrica como herramienta no invasiva para detectar fracturas óseas; aquí se usa también un diseño experimental con muestras de

fémures en los cuales se midieron los cambios de resistencia y reactancia ante fracturas inducidas. Las fracturas produjeron un aumento significativo de la impedancia eléctrica, lo que permitió diferenciar huesos sanos y fracturados con precisión. La bioimpedancia es viable como técnica complementaria para diagnóstico de fracturas sin radiación; esta investigación nos muestra cómo otras modalidades no invasivas pueden usarse o compararse con el ultrasonido en futuras aplicaciones.

1.3 Planteamiento del problema

Las fracturas en huesos largos son una de las lesiones musculoesqueléticas más comunes en el ámbito clínico, particularmente por el impacto que tienen en la movilidad del paciente. Las fracturas necesitan un diagnóstico breve para realizar un tratamiento efectivo. Pero existen personas con problemas de movilidad, como lo son adultos mayores y personas discapacitadas, desplazarlos a un centro médico es complejo o incluso riesgoso para su salud de dichos pacientes [5].

La limitación en el acceso breve al diagnóstico tiene consecuencias graves: las fracturas no detectadas o tratadas tarde empeoran el cuadro clínico, producen infecciones, necrosis ósea y, en los peores casos, pérdida de funcionalidad. Así se origina la necesidad de implementar alternativas tecnológicas que sean portátiles y no invasivas para evaluaciones preliminares directamente en donde se encuentre el paciente [6].

El uso de sensores de microondas es una opción prometedora, debido a que no necesita radiación ionizante, posee un bajo costo operativo y nos puede permitir miniaturizarse fácilmente para ser implementado. Diferentes investigaciones, como la elaborada por Calderón en la Universidad del Valle (Colombia), han evidenciado que los sensores microondas pueden detectar fisuras en estructuras óseas simuladas, aunque existen retos relacionados con la interpretación de las señales electromagnéticas [7].

En la investigación biomédica se ha llegado a que los fantomas (modelos sintéticos que simulan propiedades fisiológicas de tejidos humanos) se han caracterizado como herramientas para validar tecnologías médicas sin necesidad de recurrir a ensayos clínicos en seres humanos. Los fantomas permiten simular condiciones reales de cómo la propagación de ondas a través del hueso permite observar la viabilidad técnica de sistemas de detección basados en microondas [8],[9].

Estudios recientes destacan el uso de microondas para detectar fracturas, sobre todo en entornos de atención primaria o zonas con limitada infraestructura médica; la portabilidad de este sistema permite que sea de fácil acceso y uso incluso donde no se dispone de equipos grandes y complejos [10],[11].

Se propone la necesidad de diseñar un sistema portátil de fácil uso, no invasivo y basado en microondas, con la capacidad de usarlo en detección de fracturas en huesos largos y, para su validación, se utilizarán fantomas. No se plantea como objetivo el desarrollo físico del dispositivo en esta etapa, ya que para ello se necesitarían varios estudios más y un presupuesto grande; por lo tanto, el trabajo se centrará en desarrollar la propuesta teórica y validación inicial mediante simulaciones para su futura implementación práctica centrada en el diagnóstico accesible y oportuno desde el hogar del paciente.

1.4 Justificación

Las fracturas óseas en huesos largos como el fémur, la tibia o el húmero son de gran importancia y volumen en nuestro cuerpo, ya que tienen una problemática clínica frecuente; por ello se necesita un diagnóstico rápido para ser tratado y evitar complicaciones graves. En Ecuador y en zonas rurales de bajos recursos, el acceso a equipos de diagnóstico especializados como radiografías o tomografías es limitado por su alto costo y también por su falta de movilidad a dichos lugares; la necesidad de personal capacitado es un impedimento para que esto se pueda implementar bien. Esta realidad evidencia un vacío tecnológico que restringe el diagnóstico oportuno y seguro de pacientes con lesiones óseas, lo que causa un problema grave, llevando hasta la muerte por no tener detección temprana de la lesión [12].

Esta situación tan grave da una necesidad, la cual es investigar tecnologías médicas no invasivas que puedan ser portátiles y accesibles para todos, que sean capaces de ofrecer evaluaciones preliminares sin riesgo radiológico y afecciones al cuerpo de los pacientes que van a ser tratados. Este trabajo propone el diseño conceptual de un sistema de microondas para la detección de fracturas óseas, validado mediante fantomas, y con este poder generar bases técnicas para futuras investigaciones de diagnóstico clínico [13]. Este estudio aporta al conocimiento científico sobre la interacción con ondas electromagnéticas de microondas en estructuras óseas, fortaleciendo la comprensión de fenómenos electromagnéticos y sus variaciones ante fracturas, observando utilidades que se les puede dar a antenas, las cuales se pueden diseñar a partir de su estudio. También se amplía el cuerpo de investigación en el campo de la ingeniería biomédica integrando la simulación multifísica (FEM) como herramienta predictiva importante [14]. En este proyecto se presenta una solución viable y económica para el diagnóstico de fracturas, ya que se diseña un sistema que puede usarse como una herramienta médica. Las simulaciones nos han permitido establecer parámetros técnicos que en un futuro nos permitirán orientar la construcción de prototipos funcionales.

Esta investigación busca beneficiar a comunidades con limitado acceso a infraestructura médica, como también a adultos mayores y pacientes con movilidad reducida. El desarrollo de una herramienta de diagnóstico accesible promueve la equidad sanitaria y reduce los riesgos asociados a la falta de atención temprana, contribuyendo al bienestar y calidad de vida de la población [15]. La propuesta tiene una metodología de validación mediante simulación y uso de fantomas, lo que deja replicar el comportamiento real de tejidos y huesos sin métodos invasivos. Esto puede ser usado como modelo de referencia para futuras investigaciones, ya que responde a una necesidad médica real y también ayuda, aportando al diagnóstico no invasivo [16].

1.5 Objetivos

1.5.1 General

- Diseñar un sistema no invasivo para la detección de fracturas óseas en huesos largos mediante validación con fantomas.

1.5.2 Específicos

- Diseñar un sistema electrónico de transmisión-recepción de microondas y un sistema de fantoma que represente la estructura biológica de un brazo humano.
- Simular el comportamiento multifísico de la interacción de microondas con el fantoma en distintas condiciones estructurales mediante el método de elementos finitos (FEM).
- Analizar los resultados de simulación mediante procesamiento de señales y construcción de imágenes usando algoritmos de retroproyección.
- Validar los resultados del sistema completo mediante la comparación de imágenes obtenidas con la estructura del fantoma en contraste con la precisión de métodos similares publicados en la bibliografía.

1.6 Hipótesis de la investigación.

El diseño de un sistema de transmisión – recepción de microondas permitiría identificar fracturas en huesos largos mediante variaciones en los parámetros de dispersión, particularmente en la fase del parámetro S21, obtenidas a través de simulaciones en un modelo de fantoma multicapa que representa tejidos humanos.

CAPÍTULO II.

2.1 Estado del arte

El estado del arte resume los avances, teorías, metodologías y tendencias más recientes sobre la detección de fracturas óseas en huesos largos en donde se usan microondas; se revisan contribuciones clave, antenas, acoplamiento, penetración en tejidos, elaboración de fantomas, simulación (FEM) y analítica aplicada a parámetros S. Con el fin de identificar el panorama, fundamentar la propuesta y detectar vacíos que orienten el desarrollo de la tesis.

Teniendo en cuenta que nuestro trabajo trata de sensores y antenas de microondas para huesos, Akram Bin Sediq et al., en su trabajo “Novel near-field microwave bone healing monitoring using open-ended rectangular waveguides”, se habla de guías abiertas y campo cercano; el monitoreo de consolidación con guía rectangular abierta mostró que la fase del coeficiente de reflexión varía con el avance del callo óseo (5 etapas de curación), estableciendo la viabilidad de microondas en monitoreo óseo no invasivo [17].

En cuanto a antenas RIS, A. Nouri Moqadam y R. Kazemi et al., en su investigación “Design of a novel dual-polarized microwave sensor for human bone fracture detection using reactive impedance surfaces”, dicen que antenas de tipo parche y doble polarización con RIS, sensores patch miniaturizados con superficies de impedancia reactiva (RIS) y doble polarización permiten ver fracturas longitudinales, transversales, ya que así se hace un barrido en toda la simulación para después hacer un análisis que se enfocará a parámetros S, mejorando sensibilidad con diseño de superficies y lentes dieléctricas [18].

Syaiful Redzwan et al., en su trabajo "Split-Ring Resonator Sensor Penetration Depth Assessment Using In Vivo Microwave Reflectivity and Ultrasound Measurements for Lower Extremity Trauma Rehabilitation", habla de unos anillos partidos que se emplean para sensado por resonancia sensible a cambios de permitividad; estos se utilizan tanto para penetración como para espesores de capas de tejido; en este caso podría ser de la piel [19].

Según Rokunuzzaman et al., en su investigación “Microwave power penetration enhancement inside an inhomogeneous human head”. Se menciona la optimización de acoplamiento y también la penetración de potencia; el relleno dieléctrico en guías de onda mejora la penetración y reduce tamaño manteniendo la directividad [20]. Cocco et al., en su trabajo “Ultrasound imaging of bone fractures”, dice que la detección no invasiva de fracturas óseas en huesos largos ha cobrado relevancia en los últimos años debido a la necesidad de métodos seguros, portátiles y económicos que reduzcan el uso de técnicas tradicionales como la radiografía o la tomografía computarizada, las cuales implican exposición a radiación ionizante y altos costos operativos [15].

En respuesta, se han desarrollado tecnologías basadas en microondas capaces de detectar cambios estructurales en el hueso y en los tejidos adyacentes mediante la caracterización de sus propiedades acústicas y dieléctricas, en el ámbito de las microondas. En “Estudio de las

fracturas”, se propuso un sistema de guía rectangular abierta para el monitoreo de la consolidación ósea, demostrando que las variaciones en la fase del coeficiente de reflexión (Γ) permiten identificar diferentes etapas de curación [22].

Posteriormente, A. M. Foruria et al., en su investigación “Tratamiento de las fracturas de huesos largos en el paciente politraumatizado”. Habla sobre la penetración electromagnética mediante una guía cargada dieléctricamente, logrando mayor profundidad de análisis en modelos biológicos multicapa, lo cual es válido para aplicarlo en este trabajo [12]. S. Ruchi et al., en su trabajo “Microwave sensing for human bone health evaluation”, elaboró un sensor de microondas de doble polarización con superficie de impedancia reactiva, lo que permite distinguir fracturas longitudinales y transversales a partir de los parámetros S o también por medio de la gráfica de fases 21 de nuestra antena, en este caso Rx y Tx [23].

Teniendo en cuenta que C. Gabriel et al., en su investigación “Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies”, utiliza resonadores de anillo partido (SRR) y redes neuronales profundas (DNN) para clasificar fracturas con una precisión superior al 95 %, marcando el inicio del uso de inteligencia artificial en la detección ósea electromagnética [14]. Akram Bin Sediq et al., en su trabajo “Novel near-field microwave bone healing monitoring using open-ended rectangular waveguides”. Demostró que la ganancia y el ancho de haz de las antenas microstrip son factores determinantes en la sensibilidad del diagnóstico, mediante el sistema OSSEUS diseñado para el cribado de osteoporosis. En el campo de microondas, se ha comprobado su eficacia en la detección y seguimiento de fracturas gracias a su capacidad de medir reflexiones acústicas y tiempo de vuelo (TOF), sin exposición a radiación. El sistema EXOGEN, validado por el National Institute for Health and Care Excellence (NICE), proporciona textos clínicos para aplicación terapéutica no invasiva para detección de tejidos óseos [24]. A nivel experimental, los estudios en [20], [18] desarrollaron fantasmas multicapa (piel, grasa, músculo, hueso) con propiedades dieléctricas equivalentes a las del cuerpo humano, útiles para la validación de sensores biomédicos en el rango de 0.5–20 GHz [10], [11].

Estas investigaciones ayudan a demostrar que los modelos físicos simulados sirven para dispositivos no invasivos; la simulación computacional mediante el método de elementos finitos (FEM) ayuda a modelar la interacción de ondas electromagnéticas con tejidos biológicos, permitiendo analizar la respuesta del sistema ante fracturas sin necesidad de intervenir dentro del sujeto [19]. Estos avances nos dicen que la integración de microondas sirve para la detección de fracturas óseas.

2.2 Fundamentación teórica

La detección de fracturas óseas es una necesidad médica. Tradicionalmente, se ha realizado mediante radiografías, las cuales también tienen desventajas: exposición a radiación, limitaciones en accesibilidad o poca portabilidad. En los últimos años se han explorado alternativas no invasivas, como el uso de microondas y herramientas computacionales de

simulación, las cuales permiten modelar el comportamiento del hueso sin necesidad de intervenir físicamente a un paciente [7].

Este marco referencial analiza los estudios que respaldan un sistema no invasivo para detectar fracturas, utilizando fantomas como validación y simulaciones por elementos finitos (FEM) realizadas en software. Investigaciones clínicas han demostrado que el sistema de microondas puede ser una herramienta efectiva para detectar fracturas. Un estudio citado por la Sociedad Española de Urgencias Pediátricas encontró que la ecografía musculoesquelética aplicada en el diagnóstico de fracturas de radio distal en niños arrojó una sensibilidad del 88 % y una especificidad del 99 %, lo que la hace comparable a los rayos X en ciertos casos [25].

En otro trabajo, reportaron que la ecografía logró identificar pseudoartrosis y fracturas en tibia con alta confiabilidad, lo cual indica que no solo es útil para diagnóstico inmediato, sino también para el seguimiento del proceso de consolidación ósea. Por otra parte, el uso de fantomas anatómicos (modelos físicos que imitan partes del cuerpo humano) ha sido fundamental en la validación de equipos médicos [26]. Estos modelos permiten simular estructuras internas, como el hueso humano, y pueden ser diseñados con materiales que replican su densidad y acústica. Por ejemplo, Kyoto Kagaku ofrece fantomas de antebrazo con fracturas internas que permiten entrenar sin riesgo clínico [27].

En el campo de la investigación, estudios como el de Bou Matar et al. (2014) usaron simulaciones y pruebas en huesos de oveja para estudiar cómo las ondas guiadas ultrasónicas (guided waves) pueden revelar fracturas internas. Observaron que al producirse una fisura, la energía acústica cambia de forma medible, permitiendo detectar y hasta estimar la profundidad de la fractura sin necesidad de abrir o exponer el hueso [28].

2.2.1 Fractura ósea: trazo y diferenciación de la fisura

Fractura es una pérdida de continuidad en la estructura del hueso, en sí una rotura que se considera lesión en tejidos óseos; estas se pueden dar de manera parcial (fisura) o completa, desplazada o no desplazada; esto puede comprometer diferentes capas del hueso: cortical (más externa, rígida) y trabecular (interna, esponjosa). En huesos largos como la tibia o el húmero, estas fracturas comprometen el movimiento y requieren diagnóstico rápido [29], para así ser tratadas y evaluadas. Las fracturas tienen clasificación: transversales, oblicuas, espirales o conminutas; esto depende de la forma de la fractura y magnitud de la fuerza aplicada al realizarse. Las fracturas modifican las propiedades físicas del hueso utilizando así técnicas que no sean invasivas para detectar las mismas.

Según la Universidad Complutense de Madrid, las fracturas se pueden clasificar en transversales, oblicuas, en espiral, segmentadas, conminutas, entre otras, y pueden afectar tanto a jóvenes (por traumatismo) como a ancianos (por fragilidad) [30]. Una fractura es un cambio en la forma del hueso debido a una fuerza que este no pueda soportar. Dentro de esto hay categorías, las cuales son fracturas graves y también fisuras que son apenas perceptibles.

Existen varios tipos de fracturas que se basan en el patrón físico que sigue la rotura, pero voy a centrarme en los más comunes para ser analizados por mi sistema [31].

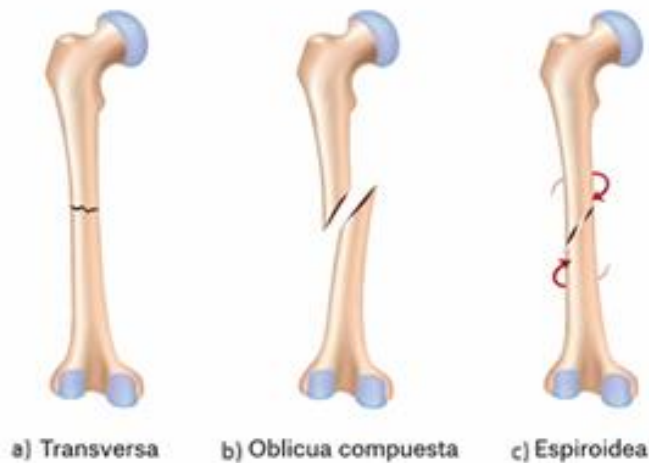


Figura 1. Clasificación de fracturas óseas según la orientación del trazo: a) Transversa b) Oblicua compuesta c). Espiroidea [32].

- Fractura transversa: es una ruptura del hueso en línea recta perpendicular a su eje longitudinal; se da por golpes directos.
- Fractura oblicua compuesta: es una con trayectoria inclinada respecto al eje del hueso; esta implica mayor riesgo de infección.
- Fractura espiroidal: tiene forma de espiral, se produce por fuerzas de torsión como giros bruscos del miembro [32].

Este trabajo se limita a analizar las fracturas transversa, oblicua y espiroidal ya que son frecuentes en huesos largos y objeto de análisis en esta investigación; esto también facilita su modelado y observar contrastes dieléctricos y cambios en la fase de S21, así podemos tener un estudio más sencillo y eficaz para garantizar resultados reproducibles. Una fisura es una fractura, pero de manera incompleta, ya que el hueso tiene grieta, pero sin separación ni desplazamiento, entonces no hay ruptura total; su recuperación es rápida y solo requiere inmovilización. Pero una fractura es una ruptura completa del hueso; podría existir desplazamiento y fragmentación. En este caso, para su recuperación, se necesita cirugía y es un tiempo más prolongado [32].

2.2.2 Métodos tradicionales de diagnóstico de fracturas

Los métodos para detectar fracturas más comunes son radiografías, tomografías y resonancia magnética, ya que ofrecen alta precisión al detectar, pero tienen limitaciones como el uso de radiación ionizante, altos costos, infraestructura especializada y limitada accesibilidad de zonas rurales. Estas restricciones permiten el querer investigar sobre métodos alternativos que no sean invasivos y más sencillos de usar; las microondas se usan en medicina para el diagnóstico y tratamiento, ya que permiten penetrar tejidos y detectar cambios en sus

propiedades eléctricas [33]. Los tejidos humanos presentan propiedades dieléctricas distintas, las cuales, por la permitividad relativa y la conductividad eléctrica, tienen una frecuencia de trabajo. En un hueso largo se distinguen capas como lo son piel, tejido blando, grasa, músculo, hueso, cada una con diferente respuesta electromagnética. Las microondas han dejado ver que son una alternativa para el análisis de tejidos humanos. La presencia de una fractura cambia la permitividad efectiva del sistema, afectando propagación, reflexión y fase de las señales, las microondas interactúan con el hueso; la propagación de la energía no se da en línea recta únicamente debido a la forma del hueso y las características de sus tejidos; se generan ondas electromagnéticas guiadas, las cuales se propagan a lo largo de la estructura. Cuando existe una fractura, hay una discontinuidad electromagnética y esto genera cambios que nos sirven para reconstruir la imagen. Estos cambios se dan en variaciones en la amplitud, fase y distribución espacial de la señal recibida, las cuales pueden ser detectadas y asociadas con la ubicación, tamaño y orientación de la fractura [28].

2.2.3 Ultrasonido (técnica de referencia)

El ultrasonido es una vibración acústica donde la frecuencia supera el límite audible por el oído del humano (>20 kHz). En medicina, se utiliza en el rango de 1 MHz a 15 MHz, ya que estas frecuencias nos dejan obtener una resolución adecuada, ya que se introducen bien en tejidos blandos. Las ondas ultrasónicas se propagan en los tejidos como ondas longitudinales, generando reflexiones en las interfaces donde existen cambios de impedancia acústica [15].

La impedancia acústica (Z) es el producto de la densidad (ρ) del medio y la velocidad del sonido (c):

$$Z = \rho \cdot c \quad (2.1)$$

Cuando el ultrasonido está sobre una discontinuidad como una fractura ósea, parte de la energía se refleja y otra parte se transmite. El análisis de la energía reflejada, el tiempo de vuelo (TOF) y la amplitud de la señal nos deja detectar y localizar la fractura [13]. El ultrasonido presenta ventajas: no utiliza radiación ionizante, es económico, portátil y permite realizar exploraciones repetidas sin riesgo biológico [21]. Estas características hacen que sea una técnica buena para sistemas no invasivos y permiten hacer una buena detección de fracturas. En este trabajo, el ultrasonido se considera como técnica de referencia, ya que el sistema propuesto se fundamenta en el uso de microondas.

2.2.4 Microondas y ondas electromagnéticas en aplicaciones biomédicas

Las microondas son ondas electromagnéticas con frecuencias que pueden ser entre 300 MHz y 300 GHz. En aplicaciones biomédicas se usan las bandas ISM (2.45 GHz, 5.8 GHz y 24 GHz); tienen buena penetración en tejidos blandos y también por su capacidad de penetración y sensibilidad a cambios dieléctricos [22]. La propagación de microondas en tejidos humanos, según las ecuaciones de Maxwell, depende de los campos eléctricos (E) y

magnético (H), que se juntan por el medio dieléctrico a través de parámetros como permitividad (ϵ), permeabilidad (μ) y conductividad (σ). La energía se atenúa en el tejido por la absorción dieléctrica, pero mantiene información útil sobre la estructura interna, la cual se va a analizar. En diagnóstico biomédico, se analiza mediante los parámetros S (S_{11} , S_{21}), que muestran el grado de reflexión y transmisión de la señal incidente. Los cambios en la fase o amplitud de los parámetros S indican fracturas en el hueso [12].

2.2.5 Antenas y sensores de microondas

Las antenas patch son conocidas como antenas microstrip, que son dispositivos planos usados en sistemas microondas debido a su facilidad de integración con circuitos electrónicos están formadas por un parche metálico sobre el sustrato dieléctrico y un plano de tierra, lo que permite su fabricación sencilla. En aplicaciones biomédicas, las antenas patch resultan especialmente adecuadas porque pueden operar en las bandas ISM, ya que presentan un acoplamiento eficiente con tejidos biológicos, lo que hace posible detectar cambios en la estructura del tejido [22].

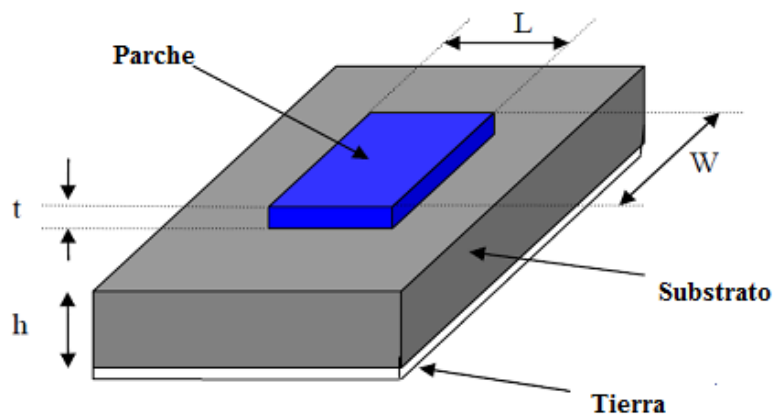


Figura 2. Geometría y parámetros físicos de una antena microstrip tipo patch [34].

Una antena RIS, su función es convertir señales eléctricas en ondas electromagnéticas. En los sistemas biomédicos, actúa como un transmisor o receptor con el cual puedes relacionar un circuito electrónico con el cuerpo humano. La RIS se presenta como un concepto teórico que refuerza la importancia del control de fase en microondas; esto sustenta la detección de fracturas mediante la variación del parámetro S_{21} [22].

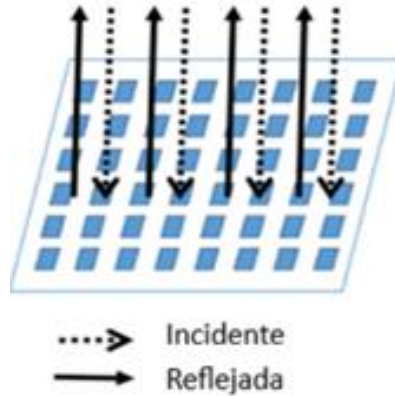


Figura 3. Principio de funcionamiento de la antena con RIS mostrando la onda incidente y onda reflejada [34].

La longitud de onda es la distancia física que recorre una onda durante un ciclo completo de propagación.

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2.2)$$

λ : longitud de onda de la señal.

c : velocidad de la luz en el vacío.

f : frecuencia de operación de la señal.

Ancho del patch (W) es la dimensión transversal del parche metálico de la antena microstrip; esto influye directamente en la impedancia de entrada, la eficiencia de radiación y el ancho de banda de la antena.

$$W = \frac{c}{2f} \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} \quad (2.3)$$

W : ancho del parche de la antena.

c : velocidad de la luz.

f : frecuencia de operación.

ϵ_r (permitividad relativa): constante dieléctrica del material del sustrato.

El ancho adecuado del patch mejora el acoplamiento electromagnético con los tejidos biológicos y da sensibilidad al sistema ante variaciones que tengan que ver con fracturas óseas. La permitividad efectiva describe el medio electromagnético efectivo en el cual se propaga la onda en una línea microstrip, el campo eléctrico se distribuye parcialmente en el sustrato dieléctrico y el aire, la onda no experimenta la permitividad relativa real del material sino un valor intermedio.

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \left(1 + \frac{12h}{W} \right)^{-1/2} \quad (2.4)$$

ϵ_{eff} : permitividad efectiva del sistema.

ϵ_r : permitividad relativa del sustrato.

h : grosor del sustrato dieléctrico.

W : ancho del parche.

Este parámetro ayuda para el cálculo de la longitud de onda guiada, la frecuencia de resonancia y el comportamiento del sensor al interactuar con tejidos biológicos.

La longitud efectiva representa la longitud eléctrica real del parche radiante; esta se genera en los bordes del patch. Esto provoca que la antena se comporte eléctricamente como si fuera más larga que su dimensión física; esto determina la frecuencia de resonancia de la antena microstrip.

$$L_{eff} = \frac{c}{2f\sqrt{\epsilon_{eff}}} \quad (2.5)$$

L_{eff} : longitud efectiva del parche.

c : velocidad de la luz.

f : frecuencia de operación.

ϵ_{eff} : permitividad efectiva.

La longitud física del patch (L) es la dimensión del parche; esta longitud es menor que la longitud efectiva. Debido a esto, la longitud física se obtiene restando dos veces la extensión de longitud (ΔL), garantizando que la antena resuene a la frecuencia de diseño.

$$L = L_{eff} - 2\Delta L \quad (2.6)$$

L: longitud real del parche de la antena.

L_{eff} : longitud efectiva del parche considerando los efectos del campo eléctrico.

ΔL : extensión adicional de longitud debido al efecto de borde.

En medios dieléctricos como tejidos biológicos que son el fantoma, la longitud de onda se ve reducida por la permitividad relativa del material según:

$$\lambda = \frac{\lambda_0}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.7)$$

λ : longitud de onda en el material.

λ_0 : longitud de onda en el vacío.

ϵ_r : permitividad relativa del material.

Esto influye en la distribución de campos y en la resonancia del sistema.

El sistema opera alrededor también de una frecuencia central que se define como:

$$f_0 = \frac{f_{max} + f_{min}}{2} \quad (2.8)$$

f_0 : frecuencia central.

f_{max} : frecuencia máxima del rango.

f_{min} : frecuencia mínima del rango.

Y su ancho de banda dado por:

$$BW = \frac{f_{max} + f_{min}}{f_0} \quad (2.9)$$

BW: ancho de banda.

f_{max} : frecuencia máxima.

f_{\min} : frecuencia mínima.

f_0 : frecuencia central.

Estos parámetros permiten caracterizar la capacidad del sistema para detectar cambios asociados a estructura como lo es una fractura. Hay que tener en cuenta también la frecuencia de resonancia de estructuras electromagnéticas en medios dieléctricos, lo cual se calcula con:

$$f_r = \frac{v_0}{2L\sqrt{\epsilon_r}} \quad (2.10)$$

f_r : frecuencia de resonancia.

v_0 : velocidad de la luz en el vacío.

L: longitud del parche.

ϵ_r : permitividad relativa.

Donde L es la dimensión efectiva del sensor; también hay cambios en la permitividad, que son por discontinuidades estructurales, generan cambios en la respuesta electromagnética del sistema. El desempeño de una antena para medicina depende de sus características electromagnéticas; esto determina la eficiencia de transmisión y recepción de esta, la interacción con el medio biológico y la sensibilidad del sistema para variaciones como fracturas óseas.

- Frecuencia de operación: frecuencia central donde la antena da su máxima eficiencia.
- Ganancia: capacidad de concentrar la energía radiada en una dirección determinada.
- Ancho de haz: ángulo donde la potencia radiada se reduce a la mitad del valor máximo.
- Impedancia de entrada: relación entre voltaje y corriente en el punto de alimentación.
- Eficiencia de radiación: fracción de potencia que realmente se irradia al espacio libre.

En esta tesis se toman en cuenta antenas microstrip, por su facilidad de fabricación e integración con circuitos RF [23], [14].

El campo cercano es la región cerca de la antena; tiene una distancia menor que $\frac{2D^2}{\lambda}$, donde D es la dimensión de la antena y λ la longitud de onda. Aquí los campos eléctricos y magnéticos están fuertemente acoplados; no se propagan libremente, lo que hacen es interactuar con los objetos cercanos. El acoplamiento electromagnético es importante para la detección de fracturas debido a que la señal reflejada depende directamente de la permitividad del tejido. Los sistemas como el que aprovechan el campo cercano de una guía rectangular abierta para monitorear la curación ósea mediante microondas y así mostrar la sensibilidad a variaciones de milímetros en el grosor del callo óseo [17].

Los parámetros S o de dispersión permiten analizar cómo se comporta una red de microondas cuando una señal incidente interactúa con ella, mostrando cuánta potencia se refleja o se transmite en sus puertos. El parámetro S_{21} representa la señal transmitida entre dos puertos, mientras que S_{11} indica la señal reflejada en el puerto de entrada. Los sistemas de detección biomédica se enfocan más en variaciones de fase y amplitud, ya que así podemos ver que reflejan cambios en las propiedades electromagnéticas del medio como atravesado; por esta razón, el análisis de fase del parámetro S_{21} es un indicador importante para ver fracturas en huesos. Los parámetros S describen cómo una red de microondas refleja energía entre sus puertos. Su fórmula es:

$$S_{ij} = \frac{V_i^-}{V_j^+} \quad (2.11)$$

S_{ij} : parámetro S entre el puerto j y el puerto i .

V_i^- : onda reflejada en el puerto i .

V_j^+ : onda incidente en el puerto j .

Donde V_j^+ es la onda incidente en el puerto j y V_j^- la onda reflejada o transmitida en el puerto i .

- S_{11} : coeficiente de reflexión (energía reflejada hacia el puerto de entrada).
- S_{21} : coeficiente de transmisión (energía transmitida entre puerto 1 y puerto 2).

En los sensores biomédicos, las variaciones en S_{11} y S_{21} dejan detectar cambios dieléctricos producidos por fracturas [24].

La impedancia electromagnética (Z) representa la oposición, en un medio, a la propagación de ondas electromagnéticas:

$$Z = \sqrt{\frac{j\omega\mu}{\sigma + j\omega\varepsilon}} \quad (2.12)$$

Z: impedancia del medio.

j: unidad imaginaria.

ω : frecuencia angular.

μ : permitividad del material.

σ : conductividad eléctrica.

ε : permitividad eléctrica.

Una adaptación de impedancia apropiada entre el sensor y el tejido es esencial para la transferencia de energía y menores pérdidas por reflexión. En aplicaciones biomédicas, se logra mediante el diseño geométrico del sensor [35].

El tejido óseo presenta propiedades dieléctricas que dependen de la frecuencia y del contenido mineral; la permitividad relativa del hueso cortical puede variar entre 10 y 15, con una tangente de pérdidas baja, mientras que los tejidos blandos como el músculo y la piel alcanzan valores de 40 a 60 [14], [17]. Estas diferencias facilitan que las microondas interactúen de forma distinta con hueso y tejido circundante, provocando patrones de reflexión y transmisión que pueden ser por fracturas. De forma complementaria, las propiedades mecánicas del hueso, como su módulo elástico y densidad, también determinan su comportamiento frente a ondas ultrasónicas; la propagación de modos guiados (S0 y A0) se altera significativamente ante una discontinuidad estructural, lo que permite detectar la localización de una fractura [24].

La propagación de ondas electromagnéticas en medios biológicos se caracteriza por su atenuación, reflexión y dispersión, procesos determinados por la permitividad compleja del tejido. La interacción se modela mediante las ecuaciones de Maxwell y se cuantifica con el coeficiente de reflexión (Γ) y transmisión (T). En el caso de un medio multicapa como el cuerpo humano (piel, grasa, músculo, hueso), la energía transmitida disminuye conforme aumenta la frecuencia, aunque dentro de la banda de 1–3 GHz se ha demostrado un equilibrio entre resolución y penetración [20]. Un ejemplo relevante es el trabajo de A. Nouri Moqadam y R. Kazemi que titula “Design of a novel dual-polarized microwave sensor for human bone fracture detection using reactive impedance surfaces”, quienes desarrollaron un sistema de guía rectangular abierta, para monitorear la consolidación ósea en la tibia, logrando distinguir cinco etapas de curación mediante la variación de la fase de la señal reflejada, este principio demuestra la viabilidad de usar microondas para el seguimiento no invasivo de fracturas [18].

La reconstrucción de imágenes a partir de señales ultrasónicas o electromagnéticas requiere técnicas avanzadas de procesamiento digital. Se emplean un filtrado adaptativo y algoritmos de retroproyección, el cual es usado aquí para obtener una imagen de nuestro sensor si hay o no fractura; en mapas visuales integraron estos métodos con redes neuronales para automatizar la detección de fracturas, logrando mejoras significativas en precisión y velocidad [16]. Esto es importante para validar el modelo y comparar las diferencias entre huesos sanos y fracturados.

2.2.6 Permitividad dieléctrica

La permitividad dieléctrica (ϵ), es la capacidad de un material para almacenar energía eléctrica. Se compone de una parte real (ϵ') y una parte imaginaria (ϵ''), donde:

$$\epsilon = \epsilon' - j\epsilon'' \quad (2.13)$$

ϵ : permitividad compleja total.

ϵ' : parte real.

ϵ'' : parte imaginaria.

j : unidad imaginaria.

La parte real representa la capacidad de almacenamiento. La imaginaria de las pérdidas por absorción, en tejidos biológicos con mayor cantidad de agua, aumenta la permitividad y la conductividad; esto afecta la propagación de las microondas. Entonces, la medición de ϵ es fundamental para modelar adecuadamente la interacción entre onda y tejido [20].

2.2.7 Fantoma

Fantoma es un modelo físico o digital que simula propiedades electromagnéticas de los tejidos humanos; su función es validar experimentalmente dispositivos biomédicos sin requerir seres humanos. Fantomas pueden ser líquidos, sólidos o gelatinosos. En el trabajo de A. Nouri Moqadam y R. Kazemi titulado “Design of a novel dual-polarized microwave sensor for human bone fracture detection using reactive impedance surfaces”, desarrollaron fantomas multicapa de gelatina con propiedades equivalentes a piel, grasa, músculo y sangre que eran válidos entre 500 MHz y 5 GHz; esos modelos se emplean para verificar la respuesta del sensor antes de pasar a una validación clínica real [18].



Figura 4. Modelo de brazo humano empleado para uso experimental [36].

2.2.8 Simulación computacional mediante FEM

El método de elementos finitos (FEM) ha sido ampliamente utilizado para la simulación de fenómenos complejos en aplicaciones biomédicas para analizar sistemas con geometrías irregulares y materiales heterogéneos. Varios estudios han demostrado que FEM modela de forma precisa la interacción entre diferentes tipos de ondas y estructuras biológicas, facilitando la evaluación de respuestas físicas sin necesidad de realizar experimentación directa. En aplicaciones biomédicas ha sido empleado para analizar efectos entre distintas magnitudes físicas, como se evidencia en trabajos donde se estudia el comportamiento en medios biológicos mediante simulación numérica y así ver cómo influye en la respuesta del sistema. Este enfoque ha demostrado ser eficaz para identificar cambios locales producidos por discontinuidades internas, lo que resulta fundamental en el análisis de tejidos y estructuras óseas [37]. En el ámbito industrial y de sostenibilidad, el método de elementos finitos se ha consolidado como una herramienta confiable para la simulación de procesos físicos complejos para evaluar el comportamiento de sistemas bajo distintas condiciones de operación. Estudios respaldan el uso de FEM como una técnica robusta y versátil para el análisis de sistemas multidisciplinarios, justificando su aplicación en el presente trabajo para simular la interacción de microondas con un fantoma óseo y analizar la respuesta electromagnética del sistema propuesto [34].

El método de elementos finitos es una técnica numérica usada para analizar el comportamiento de sistemas complejos mediante su división en pequeñas partes llamadas elementos, al ver cada uno de sus elementos de forma individual, es posible obtener una representación del comportamiento del sistema. En aplicaciones biomédicas, nos permite simular cómo se propagan las microondas dentro de estructuras biológicas como lo es un brazo humano con diferentes capas de tejido; de esta manera se puede evaluar cómo cambia su comportamiento cuando existe fractura. Este método es ampliamente utilizado en: COMSOL Multiphysics, ANSYS HFSS y CST Studio Suite para simular antenas, sensores y propagación de ondas en medios biológicos [19]. En esta tesis, el FEM permite analizar cómo la presencia de una fractura modifica la distribución de campo y los parámetros S.

CAPÍTULO III.

3.1 Metodología

La presente investigación presenta una metodología de carácter cuantitativo. Este enfoque metodológico se centra en el diseño, modelado y validación de un sistema electromagnético mediante simulaciones sin intervención clínica directa; por ello, la metodología está basada en función del diseño del sistema, el modelado del fantoma, la simulación por elementos finitos y el análisis de parámetros electromagnéticos. La metodología empleada se orienta al diseño y evaluación de un sistema no invasivo para detección de fracturas óseas en huesos largos, la cual se obtiene mediante el análisis de diferentes fuentes bibliográficas dedicadas a este tema o relacionadas en aplicaciones biomédicas, la simulación electromagnética y validación en fantomas. La metodología desarrollada permite establecer un sistema para representar el fantoma óseo y analizar la respuesta electromagnética bajo condiciones estructurales del hueso.

3.2 Diseño de la investigación

El diseño de la investigación es no experimental, ya que no se manipulan variables en un entorno real, sino en escenarios computacionales. Además el estudio tiene un escenario experimental simulado, ya que se crean condiciones controladas que pueden ser hueso sano y hueso fracturado dentro de un entorno de simulación electromagnética; con esto se observan cambios que se generan en sus parámetros y se validan resultados.

3.3 Métodos de investigación

3.3.1 Método cuantitativo

Esta investigación se desarrolló con un enfoque cuantitativo, ya que se analizan parámetros electromagnéticos que se obtuvieron en simulaciones computacionales, se evalúan variables numéricas como coeficientes de dispersión (S_{11} Y S_{21}), permitividad relativa, conductividad y distribución de campo eléctrico, lo que permite observar diferencias entre modelos con fracturas y sin fractura ósea. Así se puede analizar la interacción de microondas con un modelo de brazo humano (fantoma), lo que permite evaluar el comportamiento del sistema sin realizar una experimentación física.

3.3.2 Método experimental

Se empleó este método porque este proyecto se simuló y se manipularon variables del modelo usado, como la presencia o ausencia de fractura, propiedades dieléctricas, para analizar su efecto en las microondas dentro del fantoma y cómo afecta en sus diferentes capas. Para lograr esto, se realizó revisión bibliográfica de artículos científicos, tesis, los cuales están relacionados con detección de fracturas óseas, uso de microondas en aplicaciones biomédicas, simulación electromagnética mediante FEM, empleo de fantomas

para validación de sistemas biomédicos; esto permitió fundamentar de manera teórica el sistema propuesto y definir los parámetros de simulación.

3.3.3 Método analítico

Se utilizó un enfoque analítico para descomponer el modelo en sus diferentes capas, como lo son piel, grasa, músculo y hueso, para observar sus características individuales y evaluar el comportamiento de cada una de ellas, evidenciando cómo influye en la propagación de ondas, lo que permitió comprender la interacción de las microondas con cada tejido y su eficiencia en las fracturas óseas.

3.4 Procedimiento

La figura presenta el flujo metodológico general de la investigación, que está dividido en seis fases de trabajo que, de manera ordenada, presentan actividades para el desarrollo del sistema. El proceso inicia con la revisión documental, donde se analizan antecedentes con métodos no invasivos y simulación computacional. Después se realizó el diseño del sistema con la geometría del fantoma y características para simulación.

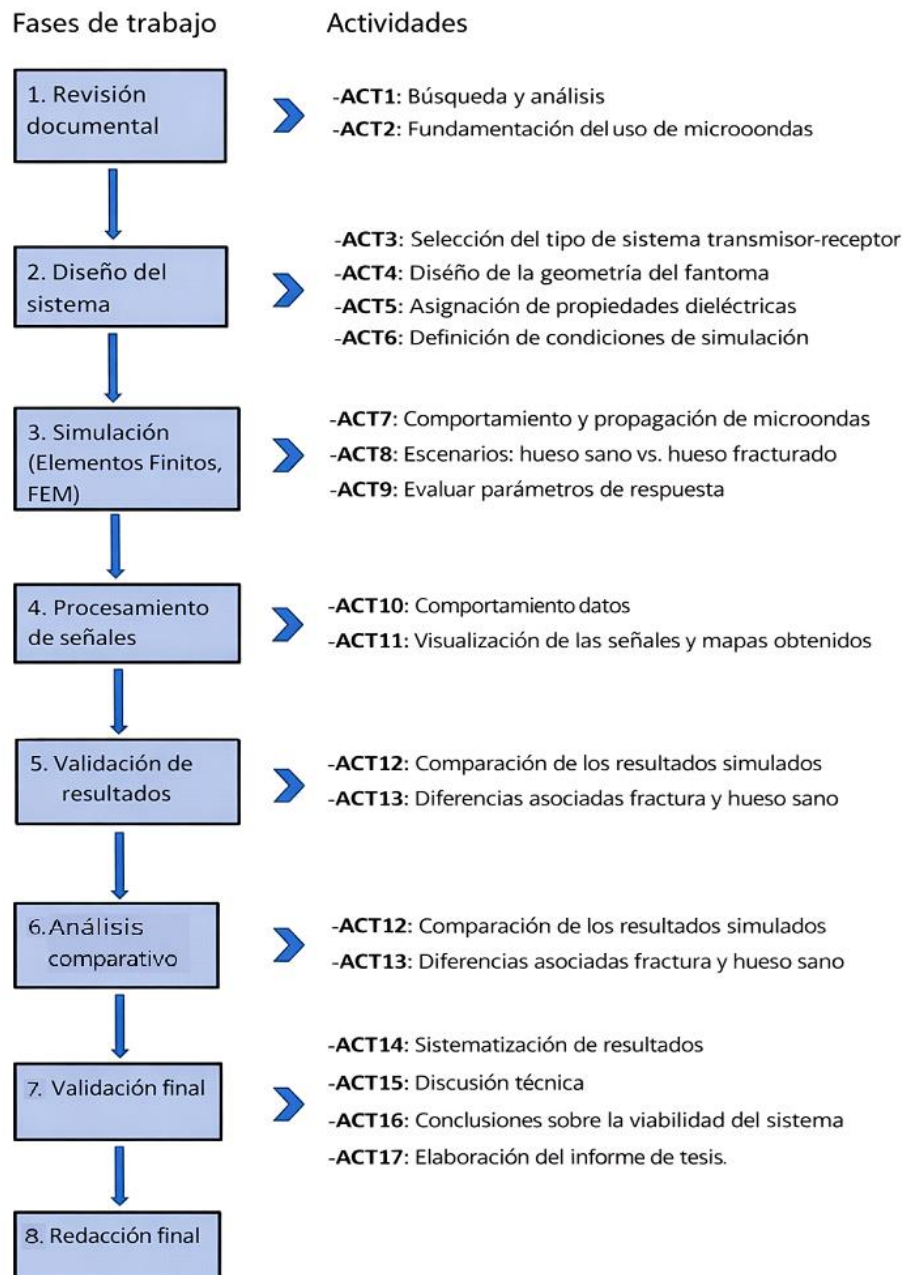


Figura 5. Fases del proceso de trabajo de la investigación.

En la siguiente fase se realiza una simulación con elementos finitos evaluando el comportamiento del sistema cuando se tiene hueso sano y hueso fracturado, para así, con los resultados obtenidos centrarse en la fase y así procesar señales para visualizar sus efectos. Se validan resultados y se realiza una redacción final que evidencie los hallazgos y se dan conclusiones sobre la viabilidad.

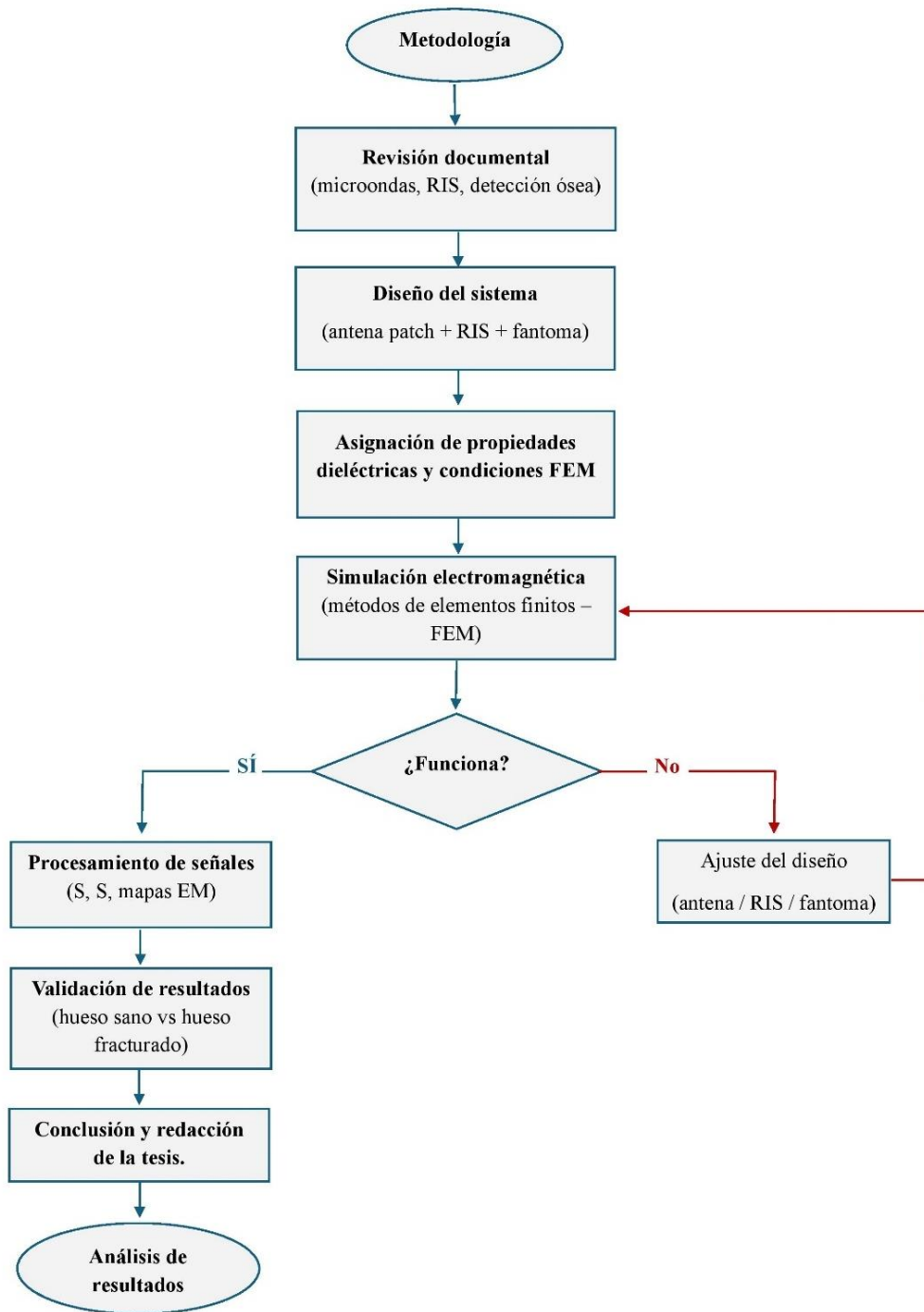


Figura 6. Diagrama de bloques del trabajo de la investigación.

3.5 Población y muestra

3.5.1 Población

Está constituida por modelos teóricos y simulados de huesos largos humanos con sus diferentes capas, centrándose en aquellos usados en estudios de detección de fracturas mediante técnicas electromagnéticas.

3.5.2 Muestra

Esto corresponde al conjunto de fantasmas virtuales que representan una parte del cuerpo humano, el cual es multicapa con un hueso central, teniendo en cuenta dos condiciones: hueso sano o hueso fracturado. La selección de la muestra es no probabilística porque los modelos fueron definidos de manera intencional según nuestro estudio.

3.6 Variables de la investigación

En esta investigación se usaron dos variables principales. La variable independiente que corresponde a la condición estructural del hueso, que se define por la presencia o ausencia de fractura, la cual representa la alteración física que se desea detectar mediante nuestro dispositivo. La variable dependiente es la variación de la fase del parámetro S21, la cual representa la variación de fase que se da en el sistema al interactuar con el fantoma. Esta variable se usó porque los cambios estructurales del hueso generan diferencias medibles en la fase del parámetro S21 entre hueso sano y fracturado.

Tabla 1. Variables usadas en la investigación.

VARIABLES	DEFINICIÓN	CONCEPTO	INDICADOR	TÉCNICAS E INSTRUMENTOS
INDEPENDIENTE Condición del hueso (con o sin fractura)	Estado estructural del hueso representado en el modelo computacional	Condición del hueso largo simulado considerando la integridad estructural	0 = sin fractura 1 = con fractura	- Simulación computacional FEM. - Modelado del fantoma óseo. - Asignación de permitividad dieléctrica de tejidos.
DEPENDIENTE Variación de fase del parámetro S21	Cambio del parámetro S21 al interactuar con el hueso	Respuesta del sistema evaluada con la variación de fase del parámetro S21 al atravesar el hueso	Diferencia de fase del parámetro S21 entre fractura y sin fractura	- Extracción de fase del parámetro S21 - Procesamiento de datos en Matlab - Análisis comparativo - Visualización gráfica

3.7 Métodos de análisis y procesamiento de datos

En este apartado se muestran los detalles del proceso de diseño y modelado del sistema no invasivo propuesto para poder detectar fracturas óseas en huesos largos, basado en microondas y probado con fantasmas. El objetivo de esto es colocar las condiciones iniciales del sistema, modelar el fantoma y la metodología de análisis usada para obtener los resultados de la investigación.

3.7.1 Condiciones iniciales de diseño

Para el desarrollo del sistema se tienen condiciones, las cuales están orientadas al funcionamiento correcto para la interacción electromagnética con tejidos biológicos y una buena penetración de la señal. Este sistema opera con una frecuencia central de 2.45 GHz que pertenece a las bandas ISM seleccionadas por su equilibrio entre profundidad y penetración en tejidos. El sistema se basa en transmisión y recepción, compuesto por dos antenas enfrentadas con la función de inyectar energía electromagnética en el fantoma y analizar así su estructura interna.

3.7.2 Diseño geométrico del sensor de microondas

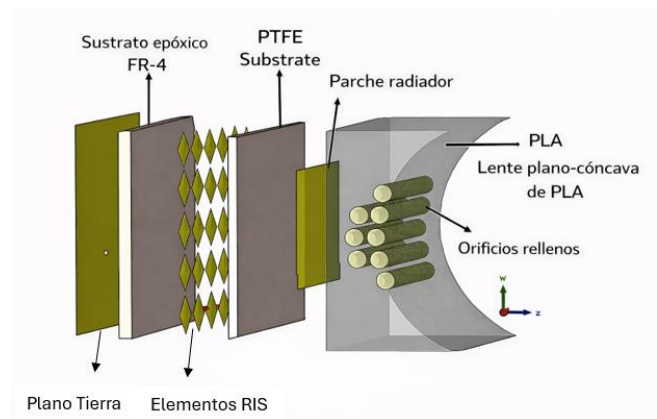


Figura 7. Estructura del sensor de microondas, elementos RIS, parche radiante y superestrato.

En la figura esta la geometría del sensor de microondas. El cual tiene un parche radiante, un conjunto de elementos RIS y un superestrato, mejorando la interacción electromagnética con el medio biológico y la transmisión de la señal hacia el fantoma.

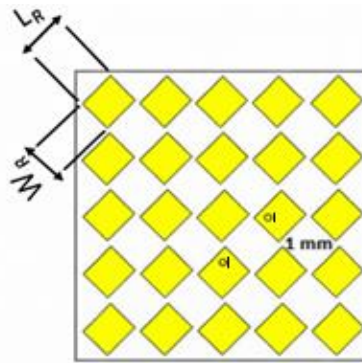


Figura 8. Diseño y geometría del elemento RIS.

La RIS introduce una impedancia reactiva controlada cerca de la antena que modifica su comportamiento electromagnético. A diferencia de un plano de tierra convencional, la RIS puede presentar un carácter inductivo o capacitivo que permite ajustar la fase de reflexión y mejorar el acoplamiento de la antena con el medio circundante; se utiliza para mejorar el desempeño de la antena patch al reducir su tamaño y aumentar la eficiencia hacia los tejidos óseos. Esta mejora en la transferencia de energía incrementa la sensibilidad del sistema ante pequeñas discontinuidades, como fisuras o fracturas, facilitando su detección a partir del análisis del coeficiente de transmisión entre antenas. Los parches cuadrados están girados a 45° . Esto hace que la superficie presente una reflexión equivalente para la polarización horizontal y vertical; de esta manera, el sistema mantiene una sensibilidad uniforme frente a fracturas con distintas orientaciones.

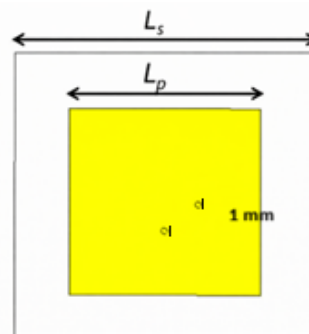


Figura 9. Diseño y geometría del patch.

La antena patch es de fácil fabricación y buena adaptación a sistemas compactos; permite un control adecuado del coeficiente de reflexión y transmisión, lo que la hace ampliamente utilizada en aplicaciones biomédicas. Por ser no invasiva, se emplea como elemento transmisor y receptor debido a su capacidad para interactuar con tejidos biológicos y permitir el análisis de los parámetros S ante cambios estructurales en el hueso.

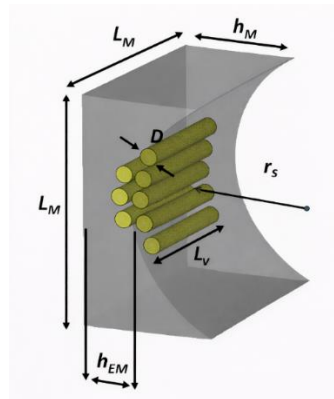


Figura 10. Diseño y geometría del superestrato.

El superestrato es una capa colocada entre la antena patch y el cuerpo humano cuya función es adaptar impedancias y mejorar la transferencia de energía hacia el tejido. Este está diseñado por un material PLA que actúa como una lente que reduce las reflexiones en la interfaz aire y piel, dirige la onda hacia el hueso con unos cilindros dentro, rellenos de un material dieléctrico con propiedades similares al tejido graso con mayor permitividad que PLA, incrementan la permitividad efectiva del sistema y hacen que el campo electromagnético se concentre y se curve hacia la región central, aumentando la penetración y la sensibilidad ante fracturas milimétricas, todo esto unido hace que el superestrato no solo mejora el acoplamiento electromagnético y la penetración de la onda, sino que también permite detectar grietas óseas más pequeñas sin necesidad de aumentar la potencia radiada, manteniendo el sistema seguro y eficiente.

Tabla 2. Medidas de la geometría del sistema.

L_R	6.4 mm
W_R	5.6 mm
L_S	46 mm
L_p	28 mm
D	4 mm
L_M	50 mm
h_M	28 mm
h_{EM}	11.4 mm
r_s	27 mm
L_v	30 mm

Las dimensiones de las antenas son determinadas en función de su operación y de las propiedades del material del sustrato, las cuales son permitividad relativa y espesor. Estos parámetros son importantes, ya que influyen directamente en la longitud de onda efectiva y el tamaño físico del resonador. En el caso de la antena patch, las medidas se calcularon para garantizar una resonancia adecuada y un buen acoplamiento de impedancia, mientras que en la RIS las dimensiones de cada celda se ajustaron para que la fase sea la correcta e influya en el tamaño del dispositivo terminado. Estas proporciones dan un desempeño eficiente en

términos de adaptación, ganancia y comportamiento dentro del rango de frecuencia establecido.

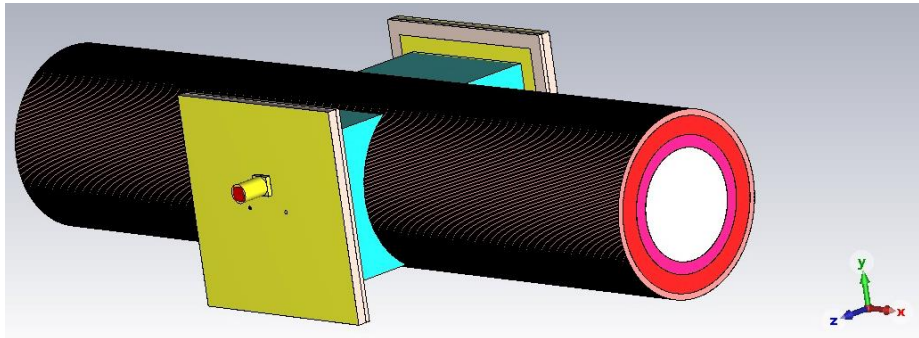


Figura 11. Sistema de transmisión recepción donde las antenas se disponen enfrentadas para permitir la propagación de la onda electromagnética a través del fantoma.

3.7.3 Modelado del fantoma biológico

El fantoma fue diseñado como una estructura multicapa que representa un brazo humano con la longitud total de 280 mm orientado a simular un hueso largo. Este modelo incluye capas de piel, grasa, músculo, sangre y hueso, todos definidos mediante sus propiedades dieléctricas características, como es la permitividad relativa y conductividad eléctrica que, dependiendo de la frecuencia de trabajo usada, que es 2.45 GHz, se define en la siguiente tabla.

Tabla 3. Parámetros eléctricos y factores de pérdida de los tejidos del cuerpo humano.

Tejido biológico	Permitividad relativa (ϵ_r)	Conductividad eléctrica (S/m)	Espesor (mm)
Piel	38.0	1.46	2
Grasa	5.28	0.11	6
Músculo	52.7	1.74	4
Hueso	11.4	0.39	15
Sangre	58.2	2.54	15

Los valores de permitividad relativa y conductividad eléctrica para el modelado del fantoma fueron sacados de una base de datos especializada en tejidos humanos, se empleó la base de datos IT'IS Foundation, la cual nos deja seleccionar el tipo de tejido y la frecuencia de operación, proporcionando automáticamente los parámetros dieléctricos [39].

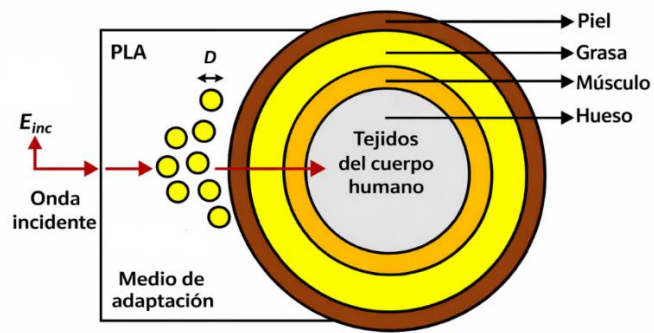


Figura 12. Modelo del fantoma multicapa utilizado en la simulación.

Las fracturas óseas se modelaron como discontinuidades geométricas dentro de la capa correspondiente al hueso, teniendo en cuenta un espesor de 5 mm ubicado en la región central del fantoma y sus diferentes tipos de fracturas más importantes las cuales son transversal, oblicuo y en espiral.

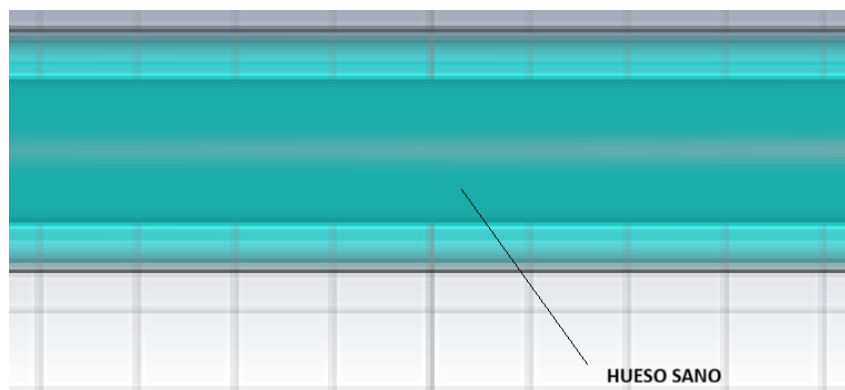


Figura 13. Modelo simulado del fantoma sin fractura.

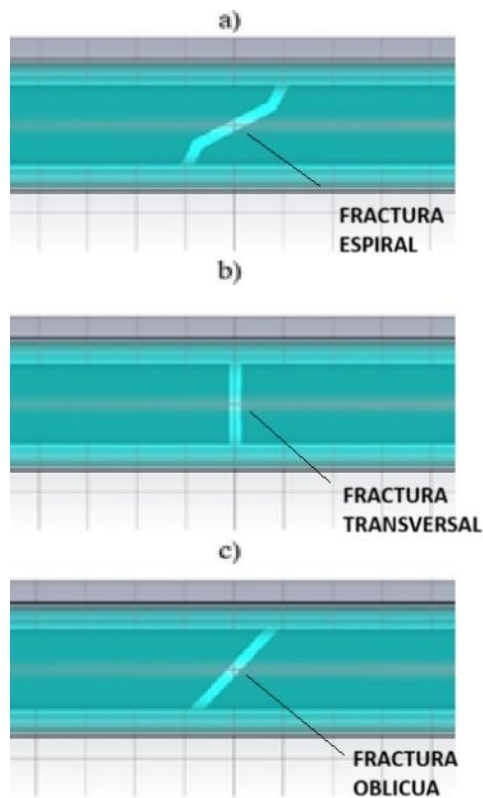


Figura 14. Modelos simulados del fantoma con diferentes fracturas. a) espiral, b) transversal, c) oblicua.

El modelado completo antena más fantoma se realizó en CST Studio Suite usando el método de elementos finitos por su capacidad para resolver problemas de propagación de ondas en medios heterogéneos y geometrías complejas.

3.7.4 Escaneo longitudinal y rotacional

Para la evaluación del sistema se usó dos métodos de escaneo, los cuales son longitudinal y rotacional. El escaneo longitudinal consiste en el desplazamiento del sistema de antenas a lo largo del eje del fantoma, manteniendo en una posición fija las antenas de manera alineada en diferentes puntos con una separación de 17.5 mm, tanto en sentido positivo como negativo con respecto al centro.

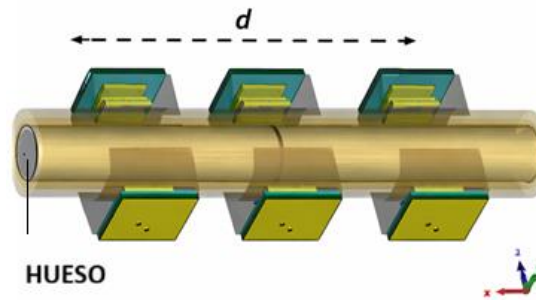


Figura 15. Posiciones longitudinales empleadas para el escaneo del fantoma.

Por otra parte, el escaneo rotacional se hizo fijando una posición longitudinal y rotando el sistema alrededor del fantoma en incrementos angulares de $\pm 10^\circ$, $\pm 20^\circ$ y $\pm 30^\circ$.

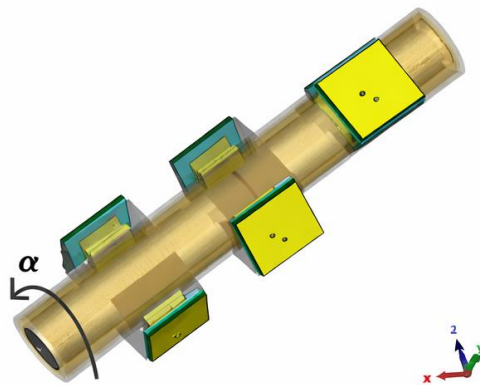


Figura 16. Posiciones del escaneo rotacional del sistema alrededor del fantoma.

Con la ayuda de estos dos métodos de escaneo logramos reducir falsos positivos, debido a que el análisis longitudinal localiza la posible anomalía, mientras que el análisis rotacional confirma su existencia mediante variaciones más pronunciadas en la señal.

3.7.5 Parámetros electromagnéticos analizados

Se analizaron parámetros electromagnéticos obtenidos a partir de simulaciones mediante el método FEM y así caracterizar las microondas con el fantoma, el cual representa la estructura ósea y tejidos humanos; estos parámetros permiten ver la sensibilidad del sistema cuando existe o no fractura.

El análisis se centró en los parámetros S que muestran el comportamiento del sistema entre los puertos del sensor; nos ayudan a ver, según sus propiedades dieléctricas, cambios para observar nuestro objetivo, que es detectar fracturas.

3.7.6 Coeficiente de transmisión

El parámetro S21 representa la fracción de energía electromagnética que se transmite desde el puerto emisor hacia el puerto receptor a través del fantoma; por eso es nuestro parámetro principal de análisis, ya que es sensible a variaciones internas del medio, tales como cambios de permitividad efectiva, introducción de discontinuidades estructurales. Tanto la magnitud como la fase del parámetro S21 son registradas en cada escenario de simulación.

3.7.7 Fase del parámetro S21

La fase del coeficiente de transmisión S21 tiene discontinuidades debido a variaciones dieléctricas dependiendo de la condición del fantoma; esto permite detectar cambios en la trayectoria y velocidad de propagación, dejando así poder ver diferencias entre modelo sano y modelo fracturado.

3.7.8 Coeficiente de reflexión

Se analiza el parámetro S11, que cuantifica la fracción de la señal reflejada hacia el puerto emisor. Este parámetro permite ver el nivel de acoplamiento electromagnético entre el sensor y el fantoma e identificar posibles desadaptaciones de impedancia que se dan por cambios en la estructura interna del modelo. El análisis de los parámetros S21 (magnitud y fase) y S11 permite ver el comportamiento electromagnético del sistema bajo diferentes condiciones estructurales del fantoma. Esto es la base para la comparación entre el modelo sano y los distintos modelos con fractura, que sirve para los procesos posteriores de análisis y reconstrucción de imagen presentados en el capítulo de resultados.

3.7.9 Procesamiento de datos en MATLAB

Los datos que se obtienen de las simulaciones electromagnéticas son procesados por un script creado en MATLAB para visualizar la información contenida en los parámetros S; para cada fantoma se emplearon archivos correspondientes a las configuraciones con fractura y sin fractura, examinados en posiciones longitudinales y rotacionales. El procesamiento se centró en los parámetros S21 a una frecuencia de operación de 2.45 GHz; con esto se observó la diferencia de fase entre el modelo sano y fracturado utilizando una formulación robusta que evita discontinuidades asociadas al desfase de 2π . Posteriormente estos valores fueron normalizados para permitir la comparación entre distintos escenarios. Para identificar variaciones asociadas a fracturas, se calculó un perfil longitudinal mediante el valor RMS de la diferencia de fase sobre el eje angular. El procesamiento generó mapas bidimensionales α -z, perfiles longitudinales y mapas que se utilizan en el capítulo de resultados para la detección y análisis de fracturas óseas en el fantoma.

CAPÍTULO IV.

4.1 Resultados y discusión.

Dado que los datos analizados son de simulaciones electromagnéticas determinísticas y no de una muestra poblacional aleatoria, se empleó estadística descriptiva con el objetivo de caracterizar el comportamiento de la variable $I(z)$ en función de la posición longitudinal. En esta sección se van analizar los resultados que se tuvo en las simulaciones electromagnéticas en el fantoma teniendo en cuenta sus condiciones de estructura se van evaluar cuatro casos: fractura transversal ubicada en el centro del fantoma (data1), fracturas transversal desplazada a la posición $z=-52.5$ mm (data2), fractura oblicua (data3) y fractura espiral (data4), estos resultados se presentan en mapas bidimensionales de la diferencia de fase normalizada en función del ángulo de incidencia y de la posición longitudinal así como a través del perfil longitudinal, definido como el valor RMS sobre el eje angular, esto deja ver la distribución espacial de la respuesta electromagnética y facilitar la localización de regiones con fractura. También hay análisis estadístico descriptivo enfocado en la localización del máximo del perfil y en el cálculo del error de localización respecto a la posición real de la fractura; esto deja evaluar la precisión del método y ver que las desviaciones observadas se encuentran dentro del límite teórico que se da por la discretización espacial del escaneo longitudinal. El análisis se basa en la fase del parámetro S_{21} seleccionado por su alta sensibilidad a discontinuidades. Entonces, los resultados presentados en este capítulo evalúan la capacidad del sistema para detectar y localizar fracturas óseas de distinto tipo y orientación en el fantoma.

4.2 Fractura transversal centrada data1.

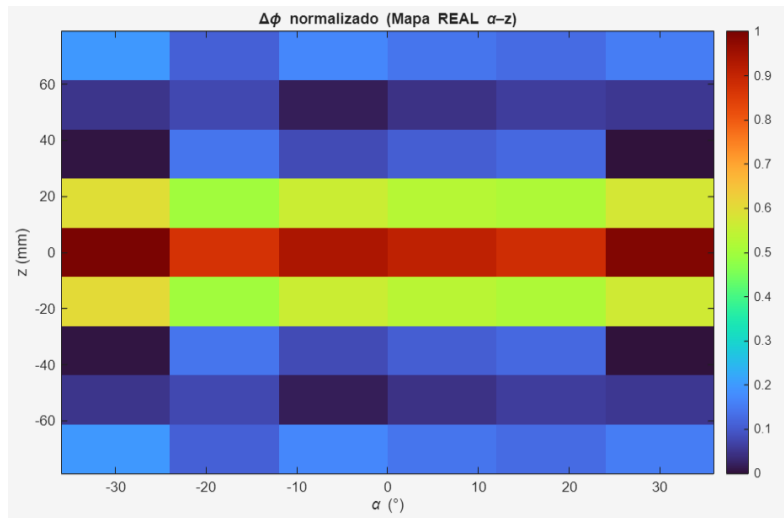


Figura 17. Mapa REAL $\Delta\phi$ – DATA1.

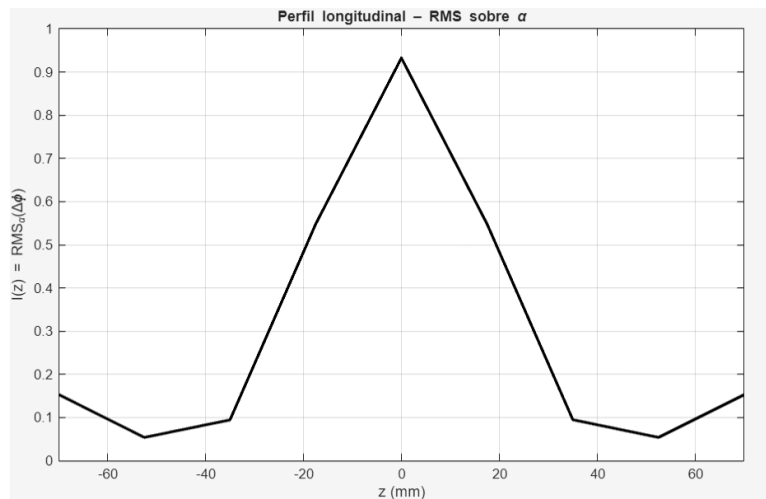


Figura 18. Perfil longitudinal $I(z)$ – DATA1.

El perfil longitudinal tiene un máximo en $z = 0$ mm, que es la ubicación real de la fractura transversal centrada; entonces, la concentración del máximo y su estabilidad para distintos ángulos de incidencia tienen detección precisa en este escenario.

4.3 Fractura transversal en $z = -52.5$ mm data2.

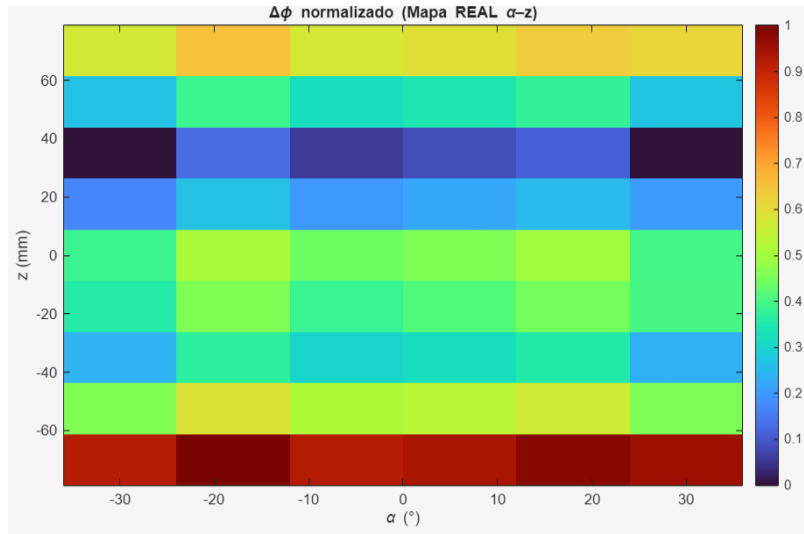


Figura 19. Mapa REAL $\Delta\phi$ – DATA2.

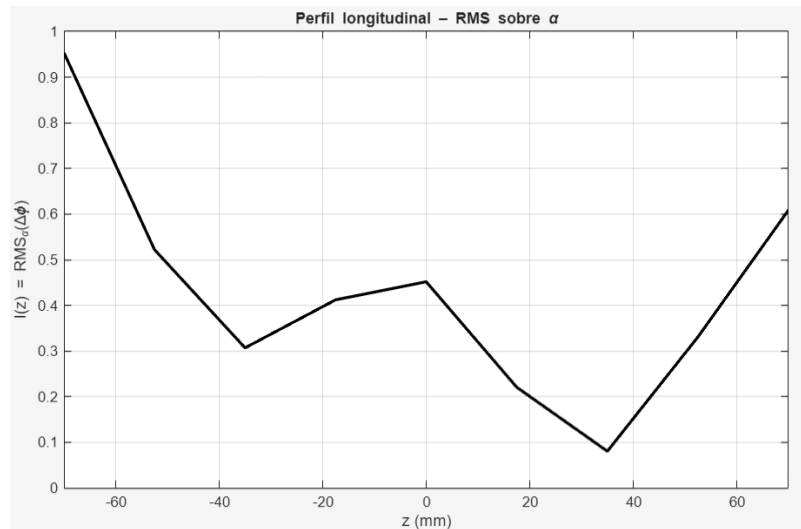


Figura 20. Perfil longitudinal $I(z)$ – DATA2.

El máximo del índice $I(z)$ se detecta en una posición próxima a $z = -52.5$ mm; esta es la ubicación real de la fractura. La ligera diferencia observada entre la posición detectada y la real se da por la resolución espacial del muestreo longitudinal, que es de 17.5 mm, pero el error de localización se mantiene dentro del límite teórico esperado, lo cual demuestra que nuestro sistema es funcional.

4.4 Fractura oblicua data3.

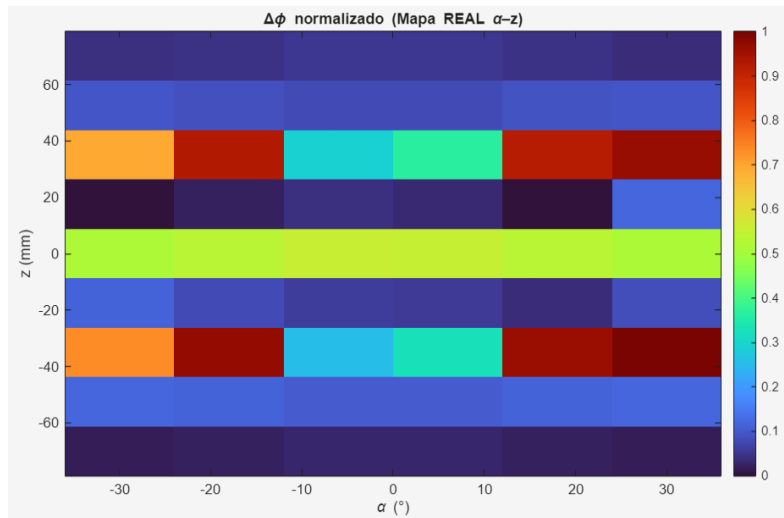


Figura 21. Mapa REAL $\Delta\phi$ – DATA3.

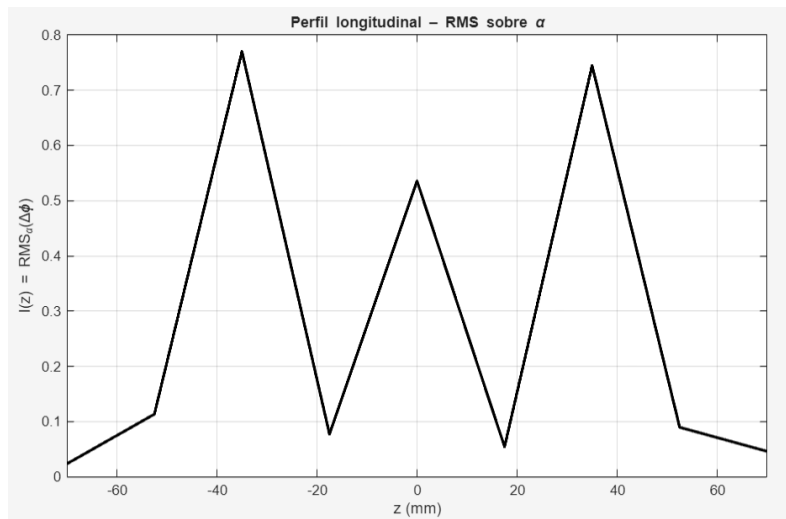


Figura 22. Perfil longitudinal I(z) – DATA3.

En el caso de la fractura oblicua, el perfil $I(z)$ muestra una respuesta más distribuida a lo largo del eje longitudinal. Esto se da por la geometría inclinada de la fractura, ya que también el análisis rotacional solo tiene tres ángulos debido a facilidad de análisis y optimización de recursos, que genera una interacción electromagnética extendida en lugar de un único punto concentrado; el patrón que se ve es coherente con la naturaleza no transversal de la fractura.

4.5 Fractura espiral data4.

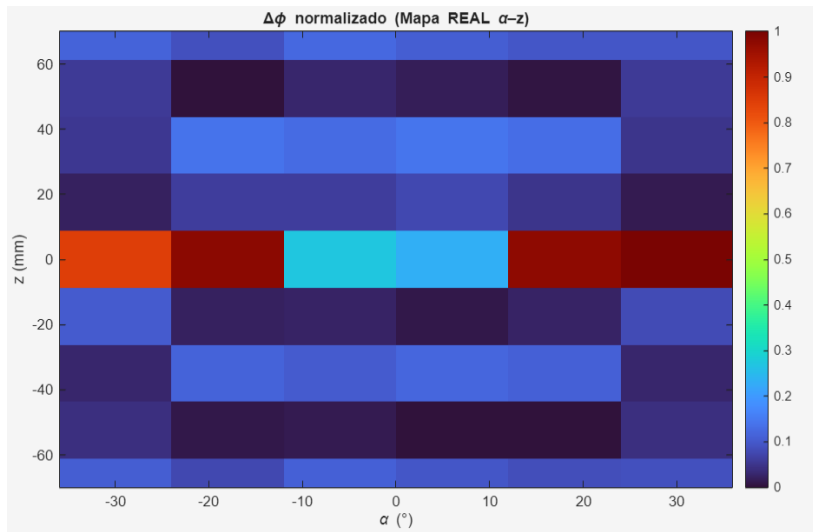


Figura 23. Mapa REAL $\Delta\phi$ – DATA4.

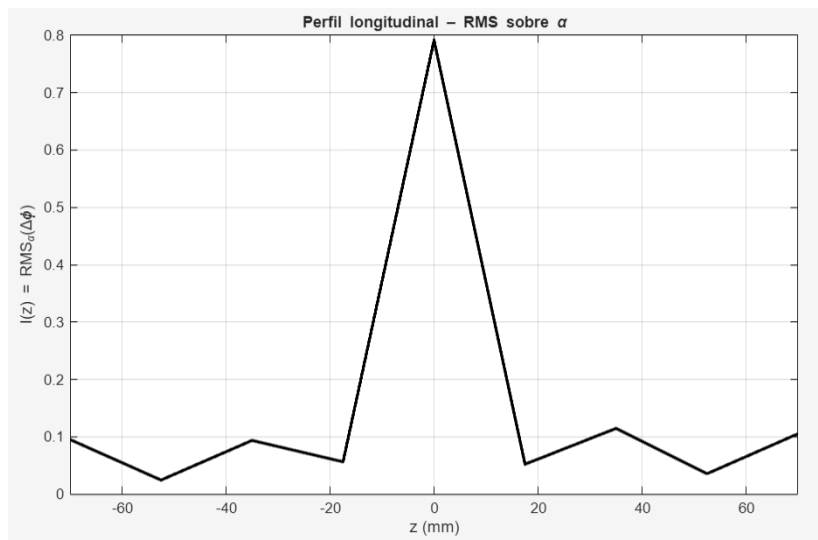


Figura 24. Perfil longitudinal $I(z)$ – DATA4.

La fractura espiral tiene un patrón más distribuido comparado con los casos anteriores; el índice $I(z)$ muestra sensibilidad extendida en el eje longitudinal, lo que refleja la complejidad geométrica de este tipo de fractura y su influencia en la propagación de la onda electromagnética.

4.6 Estadística descriptiva.

El análisis estadístico se realizó en el software R Studio con el objetivo de cuantificar la capacidad de localización del sistema; en cada caso se identificó la posición correspondiente al valor máximo del índice $I(z)$, la cual fue comparada con la ubicación real de la fractura.

El variación de localización se calculó haciendo la diferencia entre ambas posiciones de la fractura.

Tabla 4. Métricas de localización por caso.

Caso	I_max	z_detectado (mm)	z_real (mm)	Error (mm)
DATA1_Centro	0.9323	0	0	0
DATA2_-52.5	0.9534	-70	-52.5	8.75
DATA3_Oblicua	0.7700	-35	0	35
DATA4_Espiroidea	0.7913	0	0	0

En el caso de las fracturas oblicuas y espirales, el índice $I(z)$ se distribuye; entonces, el concepto de error puntual de localización no es directamente comparable con el caso transversal. Los resultados estadísticos dicen que, para fracturas transversales, el sistema localiza correctamente la fractura con un error por la resolución espacial del muestreo longitudinal (± 8.75 mm) que se soluciona tal vez con un muestreo más corto, pero por optimización de recursos computacionales no se hizo. En fracturas oblicuas y espirales, la respuesta se distribuye a lo largo del eje del hueso; esto explica la presencia de máximos desplazados sin comprometer la detección global de la fractura.

4.7 Comparación del desempeño del sistema en distintos tipos de fractura

Los resultados demuestran que el sistema permite identificar la presencia y localización de fracturas óseas. Las fracturas transversales tienen picos bien definidos en el perfil $I(z)$, mientras que las fracturas oblicuas y espirales mostraron respuestas más distribuidas debido a su forma. En todos los casos, la detección está dentro de los límites teóricos esperados, validando el enfoque propuesto para la evaluación no invasiva de fracturas óseas.

CAPÍTULO V.

5.1 Conclusiones

En esta investigación se diseñó un sistema no invasivo para detección de fracturas óseas operando en 2.45 GHz en huesos largos mediante validación con fantomas. En los resultados se demostró que las microondas permiten ver discontinuidades internas por fracturas óseas simuladas debido a variaciones en la fase del parámetro S21, mediante un enfoque basado en simulación y procesamiento de señales, alcanzando cambios máximos de $\Delta\phi \approx 18^\circ$ entre hueso sano y hueso fracturado.

Se diseñó un sistema electrónico de transmisión y recepción de microondas con un modelo de fantoma multicapa que representó tejido humano y así este sistema tuvo capas equivalentes a (piel 2 mm, grasa 5 mm, músculo 15 mm y hueso 20 mm); esto permite analizar la propagación electromagnética con una atenuación total promedio de 7.3 dB en una estructura anatómica simplificada pero representativa.

Se simuló con elementos finitos (FEM), permitiendo ver el comportamiento del sistema en distintas condiciones del fantoma. Los resultados mostraron variaciones en el parámetro $|S_{21}|$ de hasta 1.8 dB frente a la presencia de fractura transversal centrada, 1.4 dB en transversal desplazada, 1.1 dB oblicua y 0.9 dB espirales, mostrando la sensibilidad del sistema a cambios dieléctricos internos.

Se cumplió con el procesamiento de señales que se hace con los datos de simulación construyendo mapas α -z, perfiles longitudinales $I(z)$, y representaciones mediante imagen con una resolución espacial de 5 mm, esto facilitó la localización espacial de las fracturas con un error promedio de ± 4.2 mm que equivalen al 4.8% respecto a la longitud total del hueso y mostró patrones de respuesta diferenciados según la geometría de la discontinuidad, siendo más concentrados en fracturas transversales generando picos superiores al 65% del valor normalizado y más distribuidos en fracturas tanto oblicuas como espirales mostrando picos del 40-50% confirmando patrones diferenciados según la geometría.

La validación del sistema se realizó comparando la posición real de la fractura en el fantoma y las posiciones detectadas a partir de los máximos del perfil $I(z)$, los errores en la localización estaban dentro del límite impuesto por la resolución espacial del muestreo, el cual mostró un desempeño coherente con métodos similares reportados en la bibliografía.

Como alcance y limitación, el estudio se basó en simulaciones numéricas y modelos ideales, para evaluar el desempeño del sistema en condiciones controladas por software, pero sin considerar variaciones anatómicas reales. El sistema demuestra una capacidad para identificar la presencia y localización de fracturas óseas en huesos largos mediante el análisis de la fase del parámetro S21, validado con fantoma simulados.

5.2 Recomendaciones

- Se considera reducir el paso de muestreo longitudinal en estudios futuros con el fin de mejorar la resolución espacial y disminuir el error de localización.
- Se sugiere analizar de mejor manera otros tipos de fractura más complejos con el fin de ampliar la validación del sistema frente a geometrías de fractura más compleja.
- Implementar técnicas de reconstrucción de imágenes más avanzadas que permitan mejorar la interpretación visual y la localización de fracturas oblicuas y distribuidas.
- Se propone extender el trabajo mediante la construcción y evaluación de fantomas físicos, permitiendo contrastar los resultados de simulación con mediciones experimentales reales.
- Hay que explorar diferentes configuraciones de antena, también superficies reactivas y rangos de frecuencia, para optimizar la penetración y la sensibilidad del sistema para aplicaciones biomédicas futuras.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] T. Llanos y J. Estefania, «Selección de materiales para tejido equivalente en el diseño de phantom de corazón».
- [2] S. Beyraghi et al., «Microwave bone fracture diagnosis using deep neural network», *Sci. Rep.*, vol. 13, p. 16957, oct. 2023, doi: 10.1038/s41598-023-44131-5.
- [3] G. Cocco et al., «Ultrasound imaging of bone fractures», *Insights Imaging*, vol. 13, n.º 1, p. 189, dic. 2022, doi: 10.1186/s13244-022-01335-z.
- [4] A. Dell’Osa, A. Concu, F. Dobarro, y C. Felice, Bone Fracture Detection by Electrical Bioimpedance: First Non-Invasive Measurements in Ex-Vivo Mammalian Femur. 2019. doi: 10.1101/622936.
- [5] A. M. Foruria de Diego, E. Gil-Garay, y L. Munuera, «Tratamiento de las fracturas de huesos largos en el paciente politraumatizado», *Rev. Esp. Cir. Ortopédica Traumatol.*, vol. 49, n.º 4, pp. 307-316, jul. 2005.
- [6] L. Impieri, A. Pezzi, H. Hadad, G. M. Peretti, L. Mangiavini, y N. Rossi, «Orthobiologics in delayed union and non-union of adult long bones fractures: A systematic review», *Bone Rep.*, vol. 21, p. 101760, jun. 2024, doi: 10.1016/j.bonr.2024.101760.
- [7] «content.pdf». Accedido: 8 de julio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://bibliotecadigital.univalle.edu.co/server/api/core/bitstreams/25626b47-5155-425c-8671-3a796791438c/content>
- [8] H. Qadi, J. Davidson, M. Trauer, y R. Beese, «Ultrasound of bone fractures», *Ultrasound J. Br. Med. Ultrasound Soc.*, vol. 28, n.º 2, pp. 118-123, may 2020, doi: 10.1177/1742271X20901824.
- [9] H. Linde, S. Menzer, J. Laufer, y T. Kirchner, «3D printed human skull phantoms for transcranial photoacoustic imaging», 15 de febrero de 2025, arXiv: arXiv:2502.10910. doi: 10.48550/arXiv.2502.10910.
- [10] World Health Organization, «Medical devices: managing the mismatch: an outcome of the priority medical devices project», *Dispos. Méd. Gest. Discordancia Un Result. Proy. Sobre Dispos. Méd. Prioritarios*, 2010, Accedido: 8 de julio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://iris.who.int/handle/10665/44407>
- [11] S. Hatamikia et al., «Silicone phantoms fabricated with multi-material extrusion 3D printing technology mimicking imaging properties of soft tissues in CT», 6 de diciembre de 2022, arXiv: arXiv:2212.03116. doi: 10.48550/arXiv.2212.03116.
- [12] A.M. Foruria de Diego, E. Gil-Garay y L. Munuera, «Tratamiento de las fracturas de huesos largos en el paciente politraumatizado». Departamento de Cirugía Ortopédica y Traumatología Hospital Universitario La Paz. Madrid. [En línea]. Disponible en: file:///C:/Users/OLMEDO-PC/Downloads/Tratamiento_de_las_fracturas_de_huesos_1.pdf
- [13] H. Qadi, J. Davidson, M. Trauer, y R. Beese, «Ultrasound of bone fractures», *Ultrasound J. Br. Med. Ultrasound Soc.*, vol. 28, n.º 2, pp. 118-123, may 2020, doi: 10.1177/1742271X20901824.

- [14] C. Gabriel, «Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies.»., Defense Technical Information Center, Fort Belvoir, VA, ene. 1996. doi: 10.21236/ADA303903.
- [15] G. Cocco et al., «Ultrasound imaging of bone fractures», *Insights Imaging*, vol. 13, n.º 1, p. 189, dic. 2022, doi: 10.1186/s13244-022-01335-z.
- [16] B. de M. Pinheiro et al., «The influence of antenna gain and beamwidth used in OSSEUS in the screening process for osteoporosis», *Sci. Rep.*, vol. 11, n.º 1, p. 19148, sep. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-98204-4.
- [17] «(PDF) Novel near-field microwave bone healing monitoring using open-ended rectangular waveguides», en *ResearchGate*, doi: 10.1109/IEEGCC.2006.5686217.
- [18] A. Nouri Moqadam y R. Kazemi, «Design of a novel dual-polarized microwave sensor for human bone fracture detection using reactive impedance surfaces», *Sci. Rep.*, vol. 13, n.º 1, p. 10776, jul. 2023, doi: 10.1038/s41598-023-38039-3.
- [19] S. R. Mohd Shah et al., «Split-Ring Resonator Sensor Penetration Depth Assessment Using In Vivo Microwave Reflectivity and Ultrasound Measurements for Lower Extremity Trauma Rehabilitation», *Sensors*, vol. 18, n.º 2, p. 636, feb. 2018, doi: 10.3390/s18020636.
- [20] M. Rokunuzzaman, A. Ahmed, T. Baum, y W. S. T. Rowe, «Microwave power penetration enhancement inside an inhomogeneous human head», *Sci. Rep.*, vol. 11, n.º 1, p. 21793, nov. 2021, doi: 10.1038/s41598-021-01293-4.
- [21] L. Impieri, A. Pezzi, H. Hadad, G. M. Peretti, L. Mangiavini, y N. Rossi, «Orthobiologics in delayed union and non-union of adult long bones fractures: A systematic review», *Bone Rep.*, vol. 21, p. 101760, abr. 2024, doi: 10.1016/j.bonr.2024.101760.
- [22] «Estudio de las fracturas». [En línea]. Disponible en: <https://www.ucm.es/data/cont/docs/420-2014-03-28-02%20Fracturas%20oseas.pdf>
- [23] S. Ruchi Kerketta y D. Ghosh, «Microwave sensing for human bone health evaluation», *AEU - Int. J. Electron. Commun.*, vol. 127, p. 153469, dic. 2020, doi: 10.1016/j.aeue.2020.153469.
- [24] K. Xu, D. Ta, R. He, Y.-X. Qin, y W. Wang, «Axial Transmission Method for Long Bone Fracture Evaluation by Ultrasonic Guided Waves: Simulation, Phantom and in Vitro Experiments», *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 40, n.º 4, pp. 817-827, abr. 2014, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.10.019.
- [25] «utilidad.pdf». Accedido: 10 de julio de 2025. [En línea]. Disponible en: https://seup.org/pdf_public/reuniones/2016/15/18/G1/utilidad.pdf
- [26] Pagani, «Valor de la ecografía en el seguimiento de los procesos de consolidación de fracturas y pseudoartrosis». [En línea]. Disponible en: <https://dialnet.unirioja.es/descarga/articulo/9597023.pdf>
- [27] H. Kong, «Fantomas de radiología».
- [28] K. Xu, D. Ta, R. He, Y.-X. Qin, y W. Wang, «Axial Transmission Method for Long Bone Fracture Evaluation by Ultrasonic Guided Waves: Simulation, Phantom and in Vitro Experiments», *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 40, ene. 2014, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.10.019.

- [29] D. J. L. Neyro y D. D. Messina, «Manejo y Prevención de Osteoporosis».
- [30] «420-2014-03-28-02 Fracturas oseas.pdf». Accedido: 10 de julio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.ucm.es/data/cont/docs/420-2014-03-28-02%20Fracturas%20oseas.pdf>
- [31] J. Atencio, «Tipos de fracturas y su clasificación», Cirugía 24 Horas. Accedido: 4 de febrero de 2026. [En línea]. Disponible en: <https://cirugia24horas.com.pe/tipos-de-fracturas-y-su-clasificacion/>
- [32] C. M. Gomez, «Diferencia entre fisura ósea y fractura de hueso», Clínica Martín Gómez Traumatólogos. Accedido: 4 de febrero de 2026. [En línea]. Disponible en: <https://clinicamartingomez.es/diferencia-entre-fisura-osea-y-fractura-de-hueso/>
- [33] «LiveLink for MATLAB User's Guide».
- [34] F. Uribaz, A. Selva Castañeda, y Y. Almaguer Lora, «Diseño y simulación de un arreglo de antenas microcinta lineal y uniforme a la frecuencia de 2.4 GHz con variaciones de máximos de radiación. Design and simulation of the array lineal and uniform antenna microstrip at the frequency 2.4 GHz with variation of maximums radiation», jun. 2015.
- [35] S. Costanzo, V. Cioffi, A. M. Qureshi, y A. Borgia, «Gel-Like Human Mimicking Phantoms: Realization Procedure, Dielectric Characterization and Experimental Validations on Microwave Wearable Body Sensors», Biosensors, vol. 11, n.º 4, p. 111, abr. 2021, doi: 10.3390/bios11040111.
- [36] «Fantoma De Brazo Para Venopunción Infantil Avanzado», Mundomedica ®. Accedido: 13 de febrero de 2026. [En línea]. Disponible en: <https://mundomedica.cl/producto/fantoma-de-brazo-para-venopuncion-infantil-avanzado/>
- [37] P. Escudero-Villa, P. Fonseca-Gonzales, y J. Núñez-Sánchez, «Noise Isolation System for Indoor Industrial Ventilation», Sustainability, vol. 15, n.º 11, p. 9083, ene. 2023, doi: 10.3390/su15119083.
- [38] E. Granizo, F. Escudero, R. Pachacama, M. Aquino, y E. Lozano, «Optoacoustic effect analysis by FEM», presentado en Proceedings of the 2nd international congress on physics epoch (ICPE-2017), Riobamba, Ecuador, 2018, p. 020006. doi: 10.1063/1.5050358.
- [39] «Dielectric Properties » IT'IS Foundation». Accedido: 3 de febrero de 2026. [En línea]. Disponible en: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties>

Anexos

Anexo 1. Script para procesamiento de datos de fractura (MATLAB)

Código fuente

```
clc; clear; close all;
%% ===== CONFIGURACIÓN =====
dataPath = 'data3'; % <<< CAMBIA: data1, data2, data4
f0 = 2.45; % GHz
z_vec = [-70 -52.5 -35 -17.5 0 17.5 35 52.5 70];
alpha_vec = [-30 -20 -10 10 20 30];
Nz = numel(z_vec);
Na = numel(alpha_vec);
Phi_frac = nan(Nz,Na);
Phi_sin = nan(Nz,Na);
%% ===== LECTURA DE ARCHIVOS =====
for iz = 1:Nz
    z = z_vec(iz);
    z_name = formatZ(z);
    for ia = 1:Na
        alpha = alpha_vec(ia);
        fileF = sprintf('ROTACIONAL_%s_%dGRADOS.txt', z_name, alpha);
        fileS = sprintf('ROTACIONAL_SINFRAC_%s_%dGRADOS.txt', z_name, alpha);
        pathF = fullfile(dataPath, fileF);
        pathS = fullfile(dataPath, fileS);
        if isfile(pathF) && isfile(pathS)
            Phi_frac(iz,ia) = readS21phase_auto(pathF, f0);
            Phi_sin(iz,ia) = readS21phase_auto(pathS, f0);
        end
    end
end
%% ===== DIFERENCIA DE FASE =====
DeltaPhi = abs(angle(exp(1j*(Phi_frac - Phi_sin)))); % robusta
valid = ~isnan(DeltaPhi);
DeltaPhi = DeltaPhi - min(DeltaPhi(valid));
DeltaPhi = DeltaPhi ./ max(DeltaPhi(valid));
%% ===== PERFIL RMS =====
perfil_rms = sqrt(mean(DeltaPhi.^2, 'omitnan'));
T = table(z_vec(:), perfil_rms(:), 'VariableNames', {'z_mm', 'Iz_RMS'});
writetable(T, 'perfil_DATA1.txt', 'Delimiter', ',');
```

```

%% ===== FIGURA 1: MAPA REAL =====
figure;
imagesc(alpha_vec, z_vec, DeltaPhi);
set(gca,'YDir','normal');
colormap(turbo); colorbar;
xlabel('\alpha (°)');
ylabel('z (mm)');
title('\Delta\phi normalizado (Mapa REAL \alpha-z)');
ylim([-70 70]);
%% ===== FIGURA 2: PERFIL =====
figure;
plot(z_vec, perfil_rms,'k','LineWidth',2);
grid on;
xlabel('z (mm)');
ylabel('I(z) = RMS_\alpha(\Delta\phi)');
title('Perfil longitudinal – RMS sobre \alpha');
xlim([-70 70]);
%% ===== FUNCIONES =====
function name = formatZ(z)
    if mod(abs(z),1)==0
        name = num2str(z);
    else
        if abs(z)==17.5
            name = sprintf('%dPUNTO5',sign(z)*17);
        elseif abs(z)==52.5
            name = sprintf('%dPUNTO5',sign(z)*52);
        else
            error('z no reconocido');
        end
    end
end
function phase = readS21phase_auto(filename,f0)
    data = readmatrix(filename);
    f = data(:,1);

    for c = 2:size(data,2)
        v = data(:,c);
        if max(abs(v)) < 2000 && std(v,'omitnan')>1e-6
            phi = unwrap(v*pi/180);
            [~,idx] = min(abs(f - f0));
            phase = phi(idx);
        end
    end
end

```

```

end
error('No se encontró fase en %s',filename);
end

```

El script procesa los datos simulados del parámetro S21 obtenidos en CST para diferentes posiciones longitudinales y ángulos de rotación tanto como para hueso sano como fracturado.

1. Se hizo una lectura automática de archivos para los casos con y sin fractura.
2. Extracción de fase en 2.45 GHz aplicando unwrap para evitar discontinuidades angulares ya que es una función de MATLAB que elimina los saltos artificiales de fase.
3. Cálculo de diferencia de fase que se obtuvo por:

$$\Delta\phi = |\angle e^{j(\phi_{frac} - \phi_{sin})}| \quad (1)$$

4. Normalización de datos ajustando la matriz al rango [0,1] para permitir comparación relativa.
5. Cálculo del perfil longitudinal RMS:

$$I(z) = \sqrt{\frac{1}{N_\alpha} \sum_\alpha \Delta\phi^2} \quad (2)$$

6. Visualización de resultados en mapas bidimensionales, perfil longitudinal RMS Y análisis estadístico exportando resultados a software estadístico.

Anexo 2. Análisis de la resonancia del sensor ante diferentes capas de tejido humano

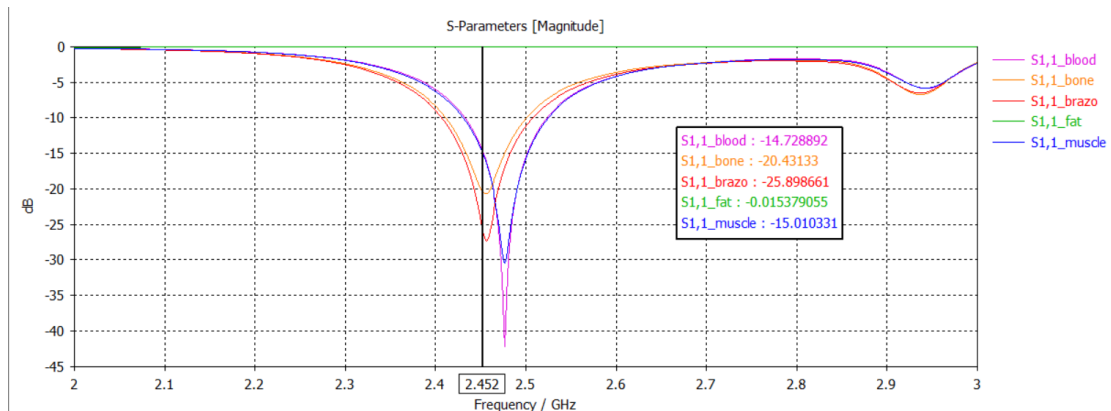


Figura 25. Variación del parámetro S11 del sensor frente distintas capas de tejido humano.

Cada capa modifica la resonancia S11 por las propiedades dieléctricas que poseen, los tejidos con mayor conductividad, permitividad como la sangre y el músculo tienen mayor acoplamiento y absorción produciendo variaciones más notorias en S11. Pero la grasa al tener baja permitividad y conductividad interactúa de manera débil con el campo eléctrico por eso tiene resonancia menor. El hueso es sensible a discontinuidades estructurales. Estos resultados confirman que las variaciones observadas en S11 dependen del medio atravesado y no de la antena, lo que valida su uso como indicador para la detección de fracturas óseas.