

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS DE
TELECOMUNICACIÓN



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

Diseño y simulación de tejidos biológicos para la
detección del desplazamiento cerebral mediante
sistemas de microondas

TRABAJO FIN DE GRADO

Febrero -2026

AUTOR: Hind Bennani

DIRECTOR/ES: Héctor García Martínez

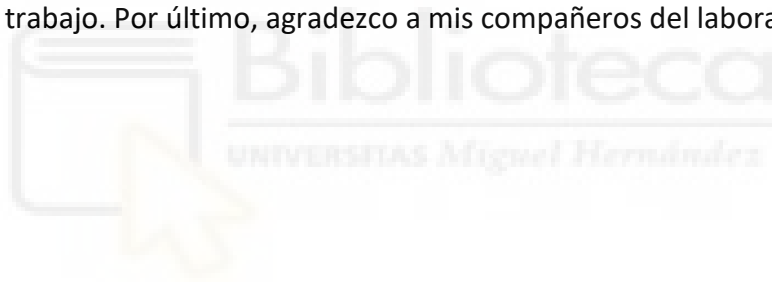
Andrea Martínez Lozano

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría dar mi más sincero y profundo agradecimiento a todas las personas que me han acompañado y apoyado en la realización de este Trabajo de Fin de Grado. Primero que nada, quiero agradecer a mis tutores, Héctor García Martínez y Andrea Martínez Lozano. Por su ayuda y paciencia y por compartir siempre su conocimiento. Su apoyo y guía han sido esenciales para poder terminar el trabajo.

También quiero agradecer a mi familia, especialmente a mi madre su apoyo y su amor me dieron la fuerza para seguir adelante y terminar mi carrera.

A Ernesto Ávila Navarro, director del departamento de Ciencia de Materiales, Óptica y Tecnología Electrónica, le agradezco por su tiempo, su disponibilidad y su apoyo, en cada paso del trabajo. Por último, agradezco a mis compañeros del laboratorio.



RESUMEN

En este Trabajo Fin de Grado se analiza la capacidad de una antena de microondas para detectar desplazamientos en un medio biológico, específicamente el fenómeno conocido como *brain-shift*, que se produce cuando el tejido cerebral sufre deformaciones. Para ello, se han utilizado simulaciones electromagnéticas realizadas en HFSS, el procesamiento de parámetros S mediante ADS y el análisis temporal de las señales mediante Python. Además, se han realizado medidas experimentales en laboratorio utilizando un analizador vectorial de redes.

En una primera fase se analizó el comportamiento de la antena frente a una plancha metálica, empleando medidas con un analizador vectorial de redes. A continuación, se analizó frente a un modelo de tejido con permitividad constante y dependiente de la frecuencia. Por último, se realizaron simulaciones con deformaciones controladas del tejido para reproducir el *brain-shift*, obteniéndose desplazamientos coherentes con las deformaciones aplicadas. Los resultados obtenidos indican que el sistema propuesto permite identificar y estimar desplazamientos internos del medio con una precisión adecuada.

Palabras clave: microondas, permitividad relativa, propiedades dieléctricas, antena, plancha metálica, parámetros S, tejido cerebral, *brain-shift*, simulación electromagnética.

ABSTRACT

This final degree Project investigates the ability of a microwave antenna to detect displacements in a biological medium, specifically the phenomenon known as brain shift, which occurs when brain tissue deforms. To this end, electromagnetic simulations were performed in HFSS, S-parameter processing was carried out using ADS, and time-domain analysis was conducted with Python, complemented by experimental measurements in the laboratory using a vector network analyzer.

The first part focused on the antenna facing a metallic plate, with measurements conducted in the laboratory. Subsequently, it was analyzed with a tissue model of fixed and dispersive permittivity. Finally, simulations with controlled tissue deformations were performed to reproduce brain shift, obtaining displacements proportional to the applied deformations.

The results indicate that the proposed system can reliably detect and quantify internal displacements within the medium.

Keywords: microwaves, relative permittivity, dielectric properties, antenna, metallic plate, S-parameters, brain tissue, brain-shift, electromagnetic simulation.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	15
1.1 CONTEXTUALIZACIÓN	15
1.2 INTRODUCCIÓN	16
1.2.1 BRAIN-SHIFT.....	18
1.3 OBJETIVOS	19
1.4 ESTRUCTURA DE LA MEMORIA.....	19
CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE	21
2.1 PARÁMETROS S.....	21
2.2 PERMITIVIDAD RELATIVA.....	23
2.3 PROPIEDADES DIELECTRICAS.....	25
2.4 SISTEMA DE IMAGEN MÉDICA POR MICROONDAS.....	26
2.5 GEMELO DIGITAL	30
CAPÍTULO 3: MATERIALES Y MÉTODOS.....	32
3.1 DISEÑO DE ANTENA.....	32
3.2 DISEÑO Y SIMULACIÓN EN EL PROGRAMA ANSYS HFSS	33
3.3 SIMULACIÓN EN EL PROGRAMA ADVANCED DESIGN SYSTEM ADS.	41
3.4 PYTHON.....	43
3.5 ANALIZADOR VECTORIAL DE REDES (VNA).....	45
CAPÍTULO 4: RESULTADOS	48
4.1 ANÁLISIS DE LA SIMULACIÓN CON PLANCHA METÁLICA.	48
4.2 ANÁLISIS DE LAS MEDIDAS DE LABORATORIO CON PLANCHA METÁLICA.	54

4.3 ANÁLISIS CON MATERIAL CEREBRAL DE PROPIEDADES DIELECTRICAS NO DISPERSIVAS.	59
4.4 ANÁLISIS CON MATERIAL CEREBRAL DE PROPIEDADES DIELECTRICAS DISPERSIVAS.	65
4.5 MODELO CEREBRAL DISPERSIVO CON DEFORMACIONES.....	66
4.6 DISCUSIÓN	71
CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	72
5.1 CONCLUSIONES.....	72
5.2 LÍNEAS FUTURAS.....	73
CAPÍTULO 6: BIBLIOGRAFÍA	75



ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Sistema de TAC/PET.....	27
Figura 2: Sistema de resonancia magnética.....	28
Figura 3: Ecógrafo portátil utilizado en cirugía neurológica.	29
Figura 4: Geometría de la antena diseñada: a) Diseño de la antena; b) Antena fabricada.	32
Figura 5: Propiedades de la estructura.	34
Figura 6: Modelo tridimensional de la antena en el entorno de simulación, con asignación de materiales y excitaciones.	35
Figura 7: Antena frente a plancha metálica.	36
Figura 8: Parámetros de simulación.	37
Figura 9: Parámetros dieléctricos del material empleado en la simulación.	37
Figura 10: Permitividad relativa y tangente de pérdidas; (a) Permitividad relativa y (b) Tangente de pérdidas.....	38
Figura 11: Antena frente a modelo cerebral sin deformación.....	39
Figura 12: Antena frente a modelo cerebral con deformación de 15 mm.	40
Figura 13: Antena frente a modelo cerebral con deformación de 25 mm.	40
Figura 14: Antena frente a modelo cerebral con deformación de 35 mm.	41
Figura 15: Parámetros S con el barrido de 5001 puntos.....	42
Figura 16: El circuito en Advanced Design System.....	43
Figura 17: Archivos. S1p en Spyder.	44
Figura 18: Posiciones del máximo de reflexión.....	45
Figura 19: Analizador vectorial de redes (VNA).	46
Figura 20: El VNA conectado al ordenador del laboratorio.	46
Figura 21: VNA conectado a la antena frente la plancha metálica.	47
Figura 22: Calibrador.	47
Figura 23: Ajustes del offset en cada distancia simulada.....	50
Figura 24: Variación de distancia en simulación frente a plancha metálica.	52
Figura 25: Variación de distancia en simulación frente a plancha metálica.	53
Figura 26: Variación de distancia en simulación frente a plancha metálica.	54

Figura 27: Variación de distancia en las medidas con plancha metálica.	56
Figura 28: Variación de distancia en las medidas con plancha metálica.	57
Figura 29: Variación de distancia en las medidas con plancha metálica.	58
Figura 30: Comparación de pulso reflejado en plancha metálica entre simulación y medida experimental a 6 cm.	59
Figura 31: El pulso reflejado utilizando el máximo de la señal.	60
Figura 32: Variación de distancia con propiedades dieléctricas no dispersivas.	61
Figura 33: Variación de distancia con propiedades dieléctricas no dispersivas.	62
Figura 34: Variación de distancia con propiedades dieléctricas no dispersivas.	63
Figura 35: Comparación de pulsos reflejados en plancha metálica y tejido cerebral no dispersivo a 6 cm.	64
Figura 36: Comparación del pulso dispersivo y el no dispersivo.....	66
Figura 37: Pulso sin deformación.	68
Figura 38: Pulso con una brain-shift de 15 mm.....	68
Figura 39: Pulso con un brain-shift de 25 mm.....	69
Figura 40: Pulso con un brain-shift de 35 mm.....	70
Figura 41: Comparación de todos los pulsos juntos.....	70

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos a una frecuencia de 3.5 GHz.	26
Tabla 2. Resultados de las distancias.	50
Tabla 3. Errores de estimación de distancia para la calibración de la antena frente a la plancha metálica a 5 cm.	51
Tabla 4. Errores de estimación de distancia de la antena frente a la plancha metálica.	55
Tabla 5. Distancias estimadas con material cerebral (calibración a 5 cm).....	60
Tabla 6: Distancias estimadas y brain-shift detectado.....	67





CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1 CONTEXTUALIZACIÓN

El estudio y tratamiento de las enfermedades neurológicas sigue siendo uno de los grandes retos de la medicina actual. A pesar de los avances logrados en neurociencia durante las últimas décadas, persiste una limitación importante, la dificultad para obtener información detallada del cerebro sin recurrir a métodos invasivos [1]. En la práctica clínica, las técnicas de imagen más utilizadas, como la resonancia magnética (RM) y la tomografía computarizada (TC), han supuesto un cambio fundamental gracias a su elevada resolución y capacidad diagnóstica [2].

No obstante, estos sistemas también presentan ciertas desventajas, entre las que destacan el alto coste de los equipos, la complejidad de las instalaciones hospitalarias necesarias y las dificultades para su uso durante intervenciones quirúrgicas en tiempo real, a pesar de su amplia implantación en entornos clínicos.

Ante estas limitaciones, la investigación actual explora nuevas alternativas para la obtención de información cerebral. Una de ellas es el uso de microondas, ya que permite obtener información relacionada con las propiedades eléctricas de los tejidos [3]. Este enfoque se basa en el hecho de que parámetros como la permitividad y la conductividad eléctrica cambian entre tejidos sanos y patológicos, lo que permite distinguirlos mediante su respuesta electromagnética. En este sentido, La colaboración entre la ingeniería electrónica y las ciencias de la salud está impulsando el desarrollo de nuevas soluciones orientadas a mejorar el diagnóstico médico, reducir la necesidad de procedimientos invasivos y apoyar la toma de decisiones clínicas. El diseño y análisis de antenas adaptadas al entorno biológico se convierte en un aspecto clave para el desarrollo de sistemas de imagen médica basados en microondas. La geometría y el comportamiento electromagnético de la antena influyen directamente en la forma en

que las señales interactúan con el tejido cerebral y, en consecuencia, en la calidad de la información obtenida [4].

Este trabajo se centra en el estudio de alternativas que puedan complementar las tecnologías de imagen convencionales, prestando especial atención a la interacción entre las antenas y el tejido cerebral. Para ello, no se aborda únicamente un análisis teórico, sino que también se emplean simulaciones con el fin de evaluar el comportamiento electromagnético de las configuraciones estudiadas y su posible aplicación en sistemas de imagen médica basado en microondas.

1.2 INTRODUCCIÓN

El estudio de la interacción entre las ondas electromagnéticas y los materiales es un campo con más de un siglo de historia, sin embargo, su aplicación directa en la medicina es relativamente reciente. Este avance ha sido posible gracias al desarrollo de programas especializados que permiten realizar simulaciones con gran precisión. Herramientas como High Frequency Structure Simulator, Ansys HFSS nos permiten modelar cómo se propagan las ondas en estructuras complejas y evaluar el comportamiento de las antenas cuando están en contacto con los tejidos biológicos.

En el caso del cerebro, esta información resulta especialmente valiosa durante intervenciones quirúrgicas. Uno de los principales desafíos a los que se enfrentan los neurocirujanos es el desplazamiento cerebral (*brain-shift*), un fenómeno que ocurre cuando se abre el cráneo o se pierde líquido cefalorraquídeo, el tejido cerebral se desplaza y se deforma. Como consecuencia, las técnicas de imagen médica empleadas habitualmente pueden dejar de representar con precisión la posición real de las estructuras cerebrales durante la intervención, lo que dificulta la navegación quirúrgica y aumenta el riesgo de dañar áreas críticas [5].

En este contexto, las técnicas basadas en microondas se plantean como una posible herramienta complementaria a los métodos de imagen convencionales. Las microondas son sensibles a los cambios en las propiedades electromagnéticas del tejido, lo que permite detectar variaciones asociadas a desplazamientos o deformaciones internas.

Para ello, el uso de antenas adecuadamente diseñadas y caracterizadas resulta fundamental, ya que son las encargadas de emitir y recibir las señales electromagnéticas que interactúan con el tejido cerebral. El análisis de las señales reflejadas puede proporcionar información relevante sobre el estado interno del cerebro, contribuyendo a la detección de fenómenos como el *brain-shift* o la presencia de anomalías, como tumores o hemorragias [6].

Este trabajo se centra en analizar el rendimiento de un sistema electromagnética basada en una antena, evaluando mediante simulaciones en distintos escenarios. El análisis parte de configuraciones sencillas, como la interacción de la antena frente a una plancha metálica, y avanza hacia un modelo más complejo que representa de forma aproximada el comportamiento del tejido cerebral bajo diferentes niveles de deformación. El objetivo principal es analizar cómo estas variaciones en el medio se reflejan en las señales obtenidas y cómo dichos cambios pueden relacionarse con desplazamientos del tejido.

Para el desarrollo del trabajo se han utilizado herramientas de simulación como Ansys HFSS y Advanced Design System (ADS) para el modelado de la antena y de los distintos escenarios considerados. Además, se han realizado medidas con un analizador vectorial de redes (VNA) únicamente para la caracterización de la antena frente a una plancha metálica, en una configuración sencilla y controlada que permite contrastar su comportamiento con los resultados en la simulación. Finalmente, los resultados y las gráficas presentadas a lo largo del trabajo se han generado a partir de un código desarrollado en Python (entorno Spyder), que permite procesar y analizar los datos extraídos de las simulaciones como de las medidas.

1.2.1 Brain-shift

El *brain-shift* es uno de los desafíos más importantes en la neurocirugía guiada por imagen. Este fenómeno hace referencia al desplazamiento del tejido cerebral que puede producirse durante una intervención quirúrgica debido a varios factores, como cambios de presión dentro del cráneo y la manipulación del tejido durante la cirugía. Este desplazamiento puede alcanzar varios milímetros e incluso centímetros, dependiendo del tipo de operación y de las características fisiológicas del paciente [7].

Este fenómeno tiene un efecto directo sobre la fiabilidad de las imágenes preoperatorias obtenidas mediante técnicas como la resonancia magnética o la tomografía computarizada. Dichas imágenes se utilizan habitualmente para planificar la intervención y guiar al cirujano hacia la zona de interés. Sin embargo, una vez iniciada la cirugía, la posición real del tejido puede cambiar, haciendo que la información preoperatoria deje de representar con precisión la situación actual. Esto puede generar errores en la localización, aumentar la duración de la cirugía y, en casos graves, causar daño en áreas funcionales críticas.

Para abordar este problema, la comunidad científica ha propuesto diversas estrategias. Algunas de ellas se basan en la actualización de las imágenes durante la intervención mediante técnicas como la resonancia magnética funcional o la ecografía intraoperatoria, mientras que otras se basan en el uso de modelos biomecánicos que permiten estimar la deformación del tejido a partir de parámetros físicos [8]. No obstante, estas técnicas presentan ciertas limitaciones relacionadas con el coste, el tiempo necesario para la adquisición de las imágenes y la complejidad de su integración en el entorno quirúrgico.

En este contexto, las técnicas basadas en microondas surgen como una opción complementaria para el estudio del *brain-shift*. Dado que las ondas electromagnéticas son muy sensibles tanto a los cambios de permitividad relativa como a las variaciones geométricas del tejido, pueden detectar deformaciones prácticamente en tiempo real. Una matriz de antenas colocadas alrededor de la zona de interés podría proporcionar

información continua durante la intervención, ayudando a mejorar la navegación quirúrgica y aumentar la seguridad del procedimiento.

En este trabajo, el *brain-shift* se aborda desde la perspectiva de la simulación electromagnética, diseñando un modelo de tejido deformable en HFSS para estudiar cómo los cambios en la posición y forma del tejido afectan la respuesta del sistema.

1.3 OBJETIVOS

El objetivo de este trabajo es estudiar, mediante simulación, el comportamiento de una antena de microondas diseñada para la detección de desplazamientos cerebrales en tejidos biológicos. Para ello, se analiza la respuesta de la antena en distintas situaciones. En primer lugar, se considera su funcionamiento frente a una plancha metálica, que sirve como referencia básica. A continuación, se evalúa su interacción frente a materiales caracterizados por una permitividad constante y dispersiva. Finalmente, se introduce un modelo aproximado del tejido cerebral sometido a distintas deformaciones asociadas al fenómeno *brain-shift*.

Esto permite analizar cómo las propiedades dieléctricas del medio y los desplazamientos del tejido cerebral influyen en los pulsos reflejados, tanto en su forma y amplitud como en su posición temporal. Los pulsos obtenidos se procesan y analizan utilizando las herramientas *Advanced Design System* (ADS) y Python (entorno Spyder), aplicando criterios específicos en cada caso, con el objetivo de evaluar la sensibilidad, la estabilidad y la variabilidad clínica del sistema. De este modo, se establecen las bases para futuros estudios experimentales en entornos reales.

1.4 ESTRUCTURA DE LA MEMORIA

La presente memoria se organiza en cinco capítulos, además de la bibliografía final. El primer capítulo engloba la introducción y los objetivos, en el segundo capítulo, “ESTADO DEL ARTE”, se analiza los fundamentos electromagnéticos esenciales, incluyendo la teoría de parámetros S y las propiedades dieléctricas de los tejidos

biológicos, y se contextualiza el uso de microondas en aplicaciones de imagen médica, revisando los avances relevantes en el campo. En el tercer capítulo “MATERIALES Y METODOS”, se detalla el procedimiento metodológico seguido, desde la simulación de la antena en *Ansys HFSS* utilizando tanto plancha metálica como modelo cerebral, y la extracción de parámetros de dispersión y el procedimiento de resultados mediante la herramienta Python (entorno Spyder). Seguido, en el capítulo 4, “RESULTADOS”, se presentan los resultados obtenidos en distintos escenarios de simulación, que van desde configuraciones simplificadas hasta modelos más complejos que incorporan deformaciones asociadas al *brain-shift*, se incluyen análisis comparativos y una discusión detallada de los resultados. Finalmente, el capítulo 5 “CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS”, se resumen las principales aportaciones del trabajo, se proponen posibles líneas de investigación para continuar el desarrollo de esta técnica hacia su validación clínica.



CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

2.1 PARÁMETROS S

En el estudio de dispositivos de radiofrecuencia (RF) y microondas, los parámetros S también llamados de dispersión o Scattering constituyen la herramienta estándar para caracterizar cómo una señal electromagnética se refleja y se transmite a través de un sistema. Su relevancia se debe a que, a altas frecuencias (superior a 1 GHz), resulta poco práctico trabajar con magnitudes de tensión y corriente en bornas. mientras que en el uso de ondas incidentes y reflejadas permite un análisis más intuitivo y directamente aplicable a simulaciones como a medidas experimentales [9].

Cada puerto de un dispositivo (n) se modela a partir de dos magnitudes, la onda incidente y la onda reflejada. Estas se definen en función de los voltajes de onda directa (V^+) y reflejada (V^-), normalizados respecto a una impedancia característica Z_0 , tal y como se muestra en las ecuaciones (1) y (2).

$$a_n = \frac{V_n^+}{\sqrt{R(Z_0)}} \quad (1)$$

$$b_n = \frac{V_n^-}{\sqrt{R(Z_0)}} \quad (2)$$

La relación general entre ondas incidentes y reflejadas en un sistema de N puertos puede expresarse de forma matricial mediante la ecuación (3).

Donde a y b son vectores columna que contienen las ondas incidentes y reflejadas en cada puerto, respectivamente, y S es la matriz de dispersión [10]. Para un sistema de dos puertos, la expresión se detalla con la siguiente ecuación (4).

$$b = S a \quad (3)$$

$$\begin{pmatrix} b_1 \\ b_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} S_{11} & S_{12} \\ S_{21} & S_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \end{pmatrix} \quad (4)$$

Cada elemento de la matriz S tiene un significado físico concreto.

S_{11} : Coeficiente de reflexión en el puerto 1 respecto a la señal incidente en el puerto 1.

S_{12} : Coeficiente de transmisión en el puerto 1 en relación con la señal incidente en el puerto 2.

S_{21} : Coeficiente de transmisión en el puerto 2 en relación con la señal incidente en el puerto 1.

S_{22} : Coeficiente de reflexión en el puerto 2 en relación con la señal incidente en el puerto 2.

En aplicaciones de antenas, el parámetro más relevante es S_{11} , ya que mide la adaptación de impedancia entre la antena y el medio. Una antena bien adaptada refleja poca energía (S_{11} bajo) y transmite la mayor parte hacia el entorno. En la práctica, se considera que una antena presenta un acoplamiento adecuado cuándo S_{11} es inferior a -10dB [11].

El coeficiente de reflexión Γ se relaciona directamente con S_{11} , tal y como se muestra en la ecuación (5).

$$\Gamma = \frac{b_1}{a_1} = S_{11} \quad (\text{con } a_2=0) = \frac{V_-}{V_+} \quad (5)$$

A partir del coeficiente de reflexión Γ puede calcularse la relación de ondas estacionarias (ROE o SWR), definidas en la ecuación (6), que constituye otra medida de la adaptación de impedancia. Un SWR igual a 1 indica una adaptación perfecta, mientras

que valores mayores indican una peor adaptación y, por tanto, mayores pérdidas por reflexión.

$$SWR = \frac{1 + |\Gamma|}{1 - |\Gamma|} \quad (6)$$

Otro parámetro de interés es S_{21} , asociado a la transmisión de la señal entre el puerto de entrada y el de salida. En términos de potencia, el módulo al cuadrado de este parámetro indica la relación entre la potencia transmitida y la potencia incidente, tal y como se muestra en la ecuación (7).

$$|S_{21}|^2 = \frac{P_{out}}{P_{in}} \quad (7)$$

Este valor S_{21} permite cuantificar cuánta energía se transmite efectivamente a través del sistema. En configuraciones antena-tejido, este parámetro resulta especialmente relevante, ya que parte de la energía electromagnética se absorbe en el tejido biológico debido a sus pérdidas dieléctricas, lo que afecta directamente a la eficiencia de transmisión.

2.2 Permitividad relativa

La permitividad relativa es una magnitud fundamental en el estudio de la interacción entre las ondas electromagnéticas con los distintos materiales. Se define como la relación entre la permitividad absoluta de un medio (ϵ) y la del vacío (ϵ_0).

Esta magnitud indica la capacidad de un material para polarizarse cuando se aplica un campo eléctrico, lo que influye directamente en la manera en que las ondas se propagan a través de él. En términos prácticos, cuanto mayor sea la permitividad relativa de un medio, más lenta será la propagación de las ondas en su interior. Esto se debe a que la velocidad de propagación está dada por la expresión (8), donde c es la velocidad de la luz en el vacío y ϵ_r es la permitividad relativa.

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r}} \quad (8)$$

Para que la interacción electromagnética entre las ondas y un material sea realmente significativa, la permitividad relativa debe ser considerablemente mayor que la del aire o el vacío [12]. En el caso de los tejidos cerebrales como, la materia gris, la permitividad relativa puede alcanzar valores entre 40 y 60 en el rango de frecuencias. Estos valores no son constantes, sino que varían en función de la frecuencia [13].

La permitividad relativa es importante en el diseño de antenas que están destinadas a trabajar con tejidos biológicos, ya que determina el grado de acoplamiento entre la antena y el tejido. Si una antena está diseñada para operar en espacio libre, al colocarla en contacto con un medio de alta permitividad se produce un desajuste de impedancia que modifica su comportamiento. Esto puede desplazar su frecuencia de resonancia, reducir el ancho de banda o aumentar las pérdidas. Por ello, es fundamental considerar desde el inicio del diseño el valor aproximado de la permitividad del medio en el que se va a utilizar la antena.

Además de su impacto en el diseño de antenas, la permitividad relativa es clave en obtención de imágenes médicas mediante microondas. Cada tipo de tejido tiene un valor característico de permitividad, lo que permite diferenciarlos cuando se analizan las señales obtenidas. Por ejemplo, el tejido adiposo, que presenta una baja permitividad, se distingue claramente del tejido cerebral, cuyos valores son mucho más elevados.

En conclusión, la permitividad relativa no solo influye en el funcionamiento de las antenas, sino que proporciona la base física que permite generar imágenes mediante microondas [14].

En este trabajo, se analiza la permitividad relativa principalmente a través de simulaciones, comparando materiales con propiedades dieléctricas dispersivas y no dispersivas, para analizar cómo varía su respuesta electromagnética.

2.3 PROPIEDADES DIELECTRICAS

La caracterización electromagnética de los tejidos biológicos es un aspecto fundamental para el desarrollo y análisis de sistemas de imagen por microondas. Entre los parámetros más importantes se encuentran la permitividad relativa (ϵ_r) y la conductividad eléctrica (σ), ya que estos determinan como las ondas electromagnéticas se propagan, se atenúan y se dispersan dentro del material. A diferencia de medios simples como el aire o el vacío, los tejidos biológicos presentan un comportamiento mucho más complejo debido a su heterogeneidad y a la presencia de agua, iones y estructuras celulares que interactúan con el campo electromagnético en distintas escalas. Además, sus propiedades dieléctricas no son constantes, sino que varían en función de la frecuencia de la señal aplicada [15].

La permitividad relativa de un material se define como:

$$\epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0} \quad (9)$$

Donde ϵ es la permitividad absoluta del material y ϵ_0 la del vacío. En tejidos biológicos, este parámetro puede alcanzar valores elevados, especialmente a bajas frecuencias, debido al alto contenido de agua. Por ejemplo, en el tejido cerebral, la materia gris presenta una ϵ_r del orden de 48-50 en el rango de 1-3 GHz, mientras que la materia blanca tiene valores más bajos, alrededor de 35-38. Por comparación, tejidos con bajo contenido de agua, como la grasa, presentan valores mucho menores, lo que pone de manifiesto la gran diferencia dieléctrica entre distintos tipos de tejido.

La conductividad eléctrica indica la capacidad del tejido para permitir el paso de corriente en respuesta a un campo electromagnético. En frecuencias de microondas, la absorción de energía electromagnética por los tejidos biológicos está directamente relacionada con este parámetro. A continuación, se presentan los valores de referencia de la permitividad relativa y conductividad eléctrica para distintos tejidos (Tabla 1) a la frecuencia de 3.5 GHz, utilizada en este trabajo como frecuencia de referencia en el

modelo no dispersivo. Se ha elegido esta frecuencia porque está dentro del rango de simulación 1-6.5 GHz y permitir una representación adecuada del comportamiento electromagnético promedio de los tejidos [16].

Tejido	ϵ_r (Permitividad Relativa)	σ (Conductividad en S/m)
Cerebro	43.1	2.86
Materia gris	47.3	2.64
Materia blanca	35	1.86
Grasa mamaria	4.94	0.220

Tabla 1. Propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos a una frecuencia de 3.5 GHz [16].

Los valores presentados en la Tabla 1 muestran claramente las diferencias entre tejidos con alto contenido de agua, como la materia gris, y aquellos con bajo contenido, como la grasa. Esta variabilidad dieléctrica es la base del funcionamiento de la imagen por microondas, ya que las ondas electromagnéticas se propagan de forma distinta según el tipo de tejido, permitiendo obtener información sobre su estructura interna.

La caracterización precisa de estas propiedades permite realizar simulaciones más realistas en programas de análisis electromagnético y garantiza la validez de los sistemas de diagnóstico basados en microondas. Conocer los valores de permitividad y conductividad de los tejidos es esencial, pero también es importante entender cómo estas propiedades afectan el funcionamiento de las técnicas de obtención de imágenes, un tema que se aborda en la sección siguiente.

2.4 SISTEMA DE IMAGEN MÉDICA POR MICROONDAS

Hoy en día, existen muchas técnicas de imagen médica utilizadas para la detección de enfermedades neurológicas. Entre las más comunes se encuentran la tomografía computarizada (TAC), la resonancia magnética y, la tomografía por emisión de positrones (PET). Todas ellas permiten obtener información funcional y estructural del

cerebro, aunque presentan ciertas limitaciones, especialmente en cuanto a resolución temporal, costes y capacidad de actualización intraoperatoria.

La tomografía computarizada (TAC) se basa en el uso de radiación ionizante (rayos X) para crear imágenes transversales detalladas del cerebro y otras estructuras internas (Figura 1). Es especialmente útil en el diagnóstico de hemorragias, fracturas del cráneo y masas tumorales. Este procedimiento suele ser rápido y se emplea tanto en situaciones de emergencia como en evaluaciones estructurales rutinarias. El escáner produce y registra rayos X mientras gira alrededor del paciente, que se desplaza sobre una mesa motorizada. En un lateral del escáner se sitúa el tubo de rayos X, que produce la radiación, y en el lado opuesto, se sitúa el detector [17].

La tomografía por emisión de positrones (PET) genera imágenes tridimensionales del metabolismo utilizando radiofármacos que emiten positrones (Figura 1). El mecanismo de imagen se basa en la aniquilación que ocurre cuando un positrón choca con un electrón del cuerpo, liberando energía en forma de dos fotones de rayos gamma emitiendo en direcciones opuestas. Los detectores del escáner PET registran estos fotones para crear imágenes de la actividad funcional de los órganos internos [18].

En la práctica clínica, ambas técnicas suelen integrarse en un mismo equipo híbrido TAC/PET, de modo que utilizan la misma máquina, la tomografía computarizada (TAC) aporta información anatómica mediante (rayos X), mientras que la tomografía por emisión de positrones (PET) proporciona información funcional a partir de positrones.



Figura 1: Sistema de TAC/PET [19].

La resonancia magnética es una técnica de imagen médica no invasiva que permite obtener imágenes detalladas del interior del cuerpo sin el uso de radiación ionizante (Figura 2). Su funcionamiento se basa en la aplicación de campos magnéticos intensos y ondas de radiofrecuencia que excitan los protones presentes en los tejidos. Cuando estos protones regresan a su estado original, emiten señales que el equipo registra para formar la imagen.

La resonancia magnética proporciona una alta resolución espacial y permite diferenciar claramente la materia gris, la materia blanca y el líquido cefalorraquídeo, lo que la convierte en una herramienta fundamental en el estudio del cerebro. Es la técnica de referencia para detectar y caracterizar tumores cerebrales, ya que ofrece información precisa sobre su localización, tamaño y forma. Además, existen modalidades avanzadas como la resonancia magnética funcional, que permite identificar las zonas del cerebro que se activan durante la realización de tareas específicas gracias al aumento en el consumo de oxígeno. Esta técnica variante aporta información clave sobre la organización funcional del cerebro y resulta valiosa para evaluar el estado neurológico y el riesgo en intervenciones neuroquirúrgicas [20].



Figura 2: Sistema de resonancia magnética [20].

Otra técnica utilizada para abordar el problema del *brain-shift* es la ecografía intraoperatoria (Figura 3). Esta técnica se utiliza directamente durante la cirugía neuro oncológica y permite obtener imágenes en tiempo real del tejido cerebral y espinal a lo largo de la intervención. A diferencia de otras técnicas basadas en imágenes

preoperatorias, la ecografía se actualiza continuamente, por lo que no se ve afectada por los desplazamientos del cerebro que se producen durante la cirugía.

Esta técnica resulta especialmente útil para diferenciar el tejido tumoral del tejido cerebral sano y para comprobar si queda tumor residual tras la resección. Además, se trata de una técnica de bajo coste, fácil de manejar e integrable en el entorno quirúrgico, lo que ha favorecido su uso como complemento de los sistemas neuro navegación [21].



Figura 3: Ecógrafo portátil utilizado en cirugía neurológica [22].

En los últimos años se han investigado nuevas técnicas de imagen cerebral basados en la interacción de las microondas con los tejidos biológicos. Conocidas como imágenes por microondas (MWI, *Microwave Imaging*), se basan en la emisión y detección de ondas electromagnéticas. Su principio de funcionamiento radica en que las propiedades dieléctricas de los tejidos cerebrales varían notablemente entre zonas sanas y lesionadas, debido a las diferencias en el contenido de agua.

La imagen por microondas es una técnica no ionizante, que permite una adquisición rápida de datos, lo que facilita la detección de la obtención de información en tiempo real durante una intervención quirúrgica. Frente a otras técnicas como la resonancia magnética intraoperatoria o la ecografía, las microondas presentan como ventajas su bajo coste, portabilidad y capacidad de actualización continua, aunque actualmente su resolución espacial es inferior. Aun así, se trata de una técnica prometedora que puede complementar a las técnicas tradicionales para la detección del *brain-shift*.

2.5 GEMELO DIGITAL

En los últimos años, el uso de modelos digitales y herramientas de simulación utilizan de forma habitual en muchos trabajos de investigación. Estas herramientas permiten estudiar el comportamiento de sistemas reales sin necesidad de realizar montajes experimentales desde el inicio, lo que resulta especialmente útil cuando las pruebas físicas son complejas o suponen un coste elevado. De este modo, se pueden probar distintas configuraciones de forma controlada y reducir tanto el tiempo de desarrollo como los costes asociados [23].

Cuando se trabaja con sistemas complejos, las simulaciones facilitan la modificación de parámetros y el análisis de cómo varia la respuesta del sistema sin tener que repetir ensayos físicos. Además, permiten obtener una primera aproximación a su funcionamiento antes de llevarlo a la práctica, lo que ayuda a orientar mejor el diseño. En este contexto surgen los gemelos digitales, que consisten en la representación virtual de un sistema físico para estudiar su comportamiento teniendo en cuenta sus propiedades electromagnéticas y su interacción con el entorno. En aplicaciones biomédicas, este enfoque resulta especialmente interesante, ya que permite analizar de forma segura y reproducible la interacción de las ondas electromagnéticas con los tejidos biológicos.

En este trabajo, la simulación digital se ha utilizado como herramienta principal para analizar el comportamiento de una antena de microondas en distintos escenarios de interés biomédico. A partir de modelos electromagnéticas, se ha estudiado la respuesta de la antena frente a diferentes medios, empezando por configuraciones sencillas de referencia y avanzando hacia modelos más complejos que representan tejido cerebral. Para ello, se ha empleado el software Ansys HFSS, basado en el método de los elementos finitos, que permite simular la propagación de las ondas electromagnéticas y su interacción con materiales con distintas propiedades dieléctricas.

Este enfoque permite analizar cómo el entorno influye en los pulsos reflejados sin necesidad de realizar ensayos experimentales directos. Además, resulta especialmente

útil para el estudio de fenómenos como el *brain-shift*, ya que permite observar cómo pequeñas variaciones en la posición del tejido afectan a la señal recibida. De este modo, las simulaciones constituyen una base sólida para el análisis del sistema y para el desarrollo futuro de técnicas de imagen por microondas aplicadas al entorno clínico.



CAPÍTULO 3: MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 DISEÑO DE ANTENA

La antena utilizada en este trabajo es una antena monopolo de banda ancha con alimentación coplanar, cuyo diseño se basa en el modelo propuesto en el artículo de referencia y mostrado en la Figura 4 [24].

Se ha elegido este tipo de antena por su facilidad de fabricación y por representar una radiación omnidireccional, lo que permite cubrir un amplio rango de frecuencias y captar señales desde distintas direcciones de imagen biomédica.

Esta antena está fabricada sobre un sustrato dieléctrico de material FR-4 epoxy de bajo coste de 0,4 mm de espesor, un material utilizado en circuitos de microondas. El diseño original de la antena presenta un comportamiento de banda ancha, tal y como se recoge en el artículo de referencia.

En este trabajo, el análisis se centra en el estudio del comportamiento de la antena en un rango de frecuencias comprendido entre 1 y 6.5 GHz, mediante simulaciones realizadas en HFSS en una configuración en la que la antena se sitúa frente a una plancha metálica. En particular, se analiza el coeficiente de reflexión S_{11} con el objetivo de evaluar la adaptación de la antena en dicho intervalo de frecuencias.

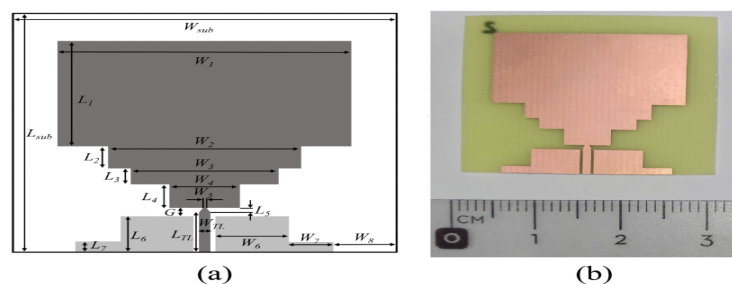


Figura 4: Geometría de la antena diseñada: a) Diseño de la antena; b) Antena fabricada [24].

3.2 DISEÑO Y SIMULACIÓN EN EL PROGRAMA ANSYS HFSS

ANSYS HFSS (High Frequency Structure Simulator) es una herramienta especializada en la simulación y el análisis tridimensional de campos electromagnéticos. Se usa principalmente para estudiar el comportamiento de antenas, guías de onda, filtros y materiales dieléctricos, permitiendo observar cómo se propagan las ondas de alta frecuencia en estos sistemas [25].

El programa usa el método de los elementos finitos (FEM), que implica dividir la geometría del modelo en pequeñas mallas o elementos. En los cuales se resuelven las ecuaciones de Maxwell, que describen el comportamiento de los campos eléctricos y magnéticos. Este enfoque ofrece una representación precisa de la propagación de las ondas, lo que convierte a HFSS en una herramienta esencial para diseñar y optimizar dispositivos de radiofrecuencia y microondas [26].

Las ecuaciones de Maxwell son las siguientes:

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho \quad (10)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (11)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (12)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (13)$$

A partir de estas ecuaciones, ANSYS HFSS resuelve los campos electromagnéticos, los parámetros de dispersión (S-parámetros) y otros resultados, como impedancia, ganancia y eficiencia de radiación.

Para determinar las propiedades electromagnéticas de los materiales, tomamos valores de permitividad relativa y conductividad eléctrica obtenidos de bases de datos

de referencia para tejidos biológicos [16]. A partir de estos valores, calculamos la tangente de pérdidas a una frecuencia fija de 3.5 GHz mediante la siguiente expresión:

$$\text{Tan } \delta = \frac{\sigma}{\omega \cdot \varepsilon_0 \cdot \varepsilon_r} \quad (14)$$

donde ε_0 es la permitividad del vacío (8.85×10^{-12} F/M) y la frecuencia angular ($\omega = 2\pi f$). Para el tejido cerebral, obtuvimos una tangente de pérdidas aproximada de 0.34 para dicha frecuencia (3.5 GHz), lo que refleja la atenuación de energía electromagnética en el material, coherente con el comportamiento de los tejidos biológicos en microondas.

En las simulaciones, usamos este valor para materiales de permitividad constante (no dispersivo). Para materiales dispersivos, definimos la permitividad relativa y la tangente de pérdidas como funciones de la frecuencia (de 1 GHz a 6.5 GHz), para representar mejor la respuesta dieléctrica real de los tejidos. Cada componente del modelo puede definirse con propiedades específicas como el nombre, material, orientación, color, transparencia y dimensiones, tal como se muestra en la Figura 5. En el apartado *Model*, los objetos se clasifican en sólidos (como caja, región, cono, esfera, etc) y planos (como rectángulo, elipse, círculo y polígono).

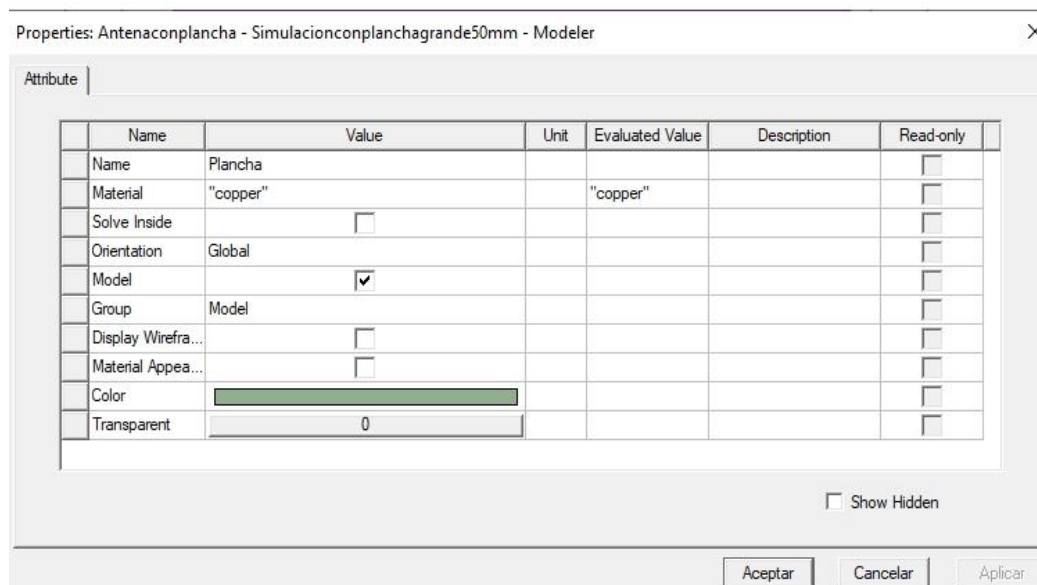


Figura 5: Propiedades de la estructura.

La antena utilizada en este trabajo combina varios materiales como se ve en la Figura 6, en la parte de la izquierda. El cobre se usa en el parche radiante y la plancha metálica, gracias a su alta conductividad, que asegura bajas pérdidas y una buena propagación de corrientes de alta frecuencia. El sustrato dieléctrico, de FR4_epoxy, ofrece soporte mecánico y define el comportamiento electromagnético con una permitividad relativa de aproximadamente 4,4. El teflón (PTFE) actúa como aislante en el conector coaxial. Todo el conjunto está rodeado por una superficie de radiación de vacío, que simula el espacio libre para la propagación de ondas.

Tras la creación del diseño físico, es posible añadir componentes adicionales que permiten analizar el comportamiento electromagnético de la antena, tales como excitaciones, límites y campos electromagnéticos. En la opción *Assign Boundary*, se dispone de una amplia variedad de configuraciones para definir y estudiar las propiedades del sistema, incluyendo campos de radiación, impedancias y conductividad, entre otros parámetros.

En este trabajo, se ha asignado un material conductor perfecto (*Perfect E*) al parche y al plano de tierra, y una excitación de puerto localizado (*Lumped Port*) en el conector SMA, con impedancia de $50\ \Omega$ para simular la alimentación.

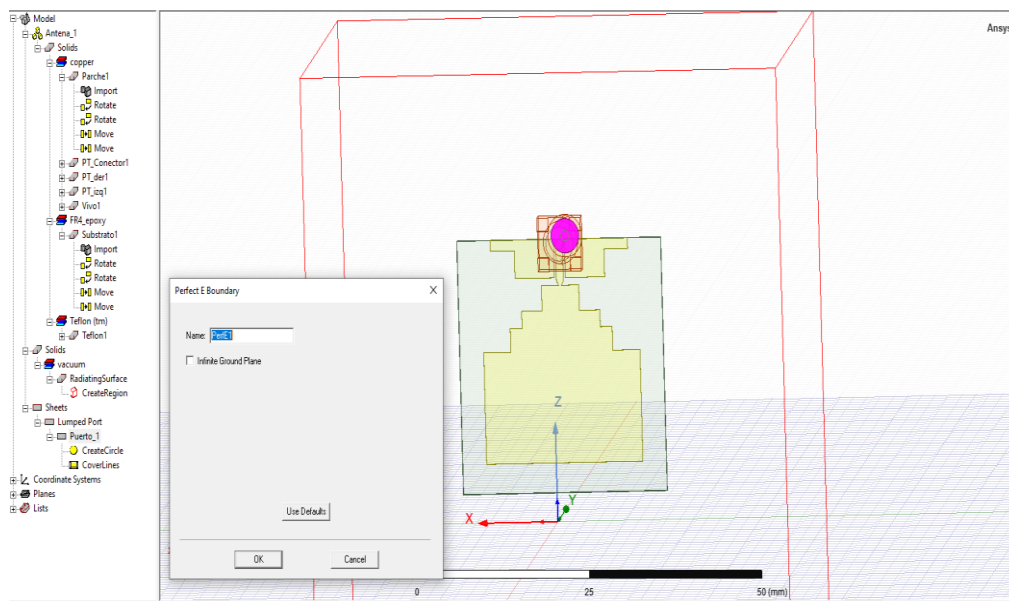


Figura 6: Modelo tridimensional de la antena en el entorno de simulación, con asignación de materiales y excitaciones.

Para la primera simulación, para establecer el comportamiento de referencia del sistema, se ha situado una plancha metálica con dimensiones de $X=100\text{ mm}$, $Z=100\text{ mm}$, situada en el espacio con centro en $(0, 10.4, 32\text{ mm})$ frente a la antena (Figura 7). En esta primera simulación se evaluó cómo la distancia entre la antena y una superficie metálica influye en la reflexión del pulso electromagnético. Para ello, se simularon separaciones desde 10 mm hasta 90 mm , en incrementos de 10 mm , generando un total de 10 configuraciones.

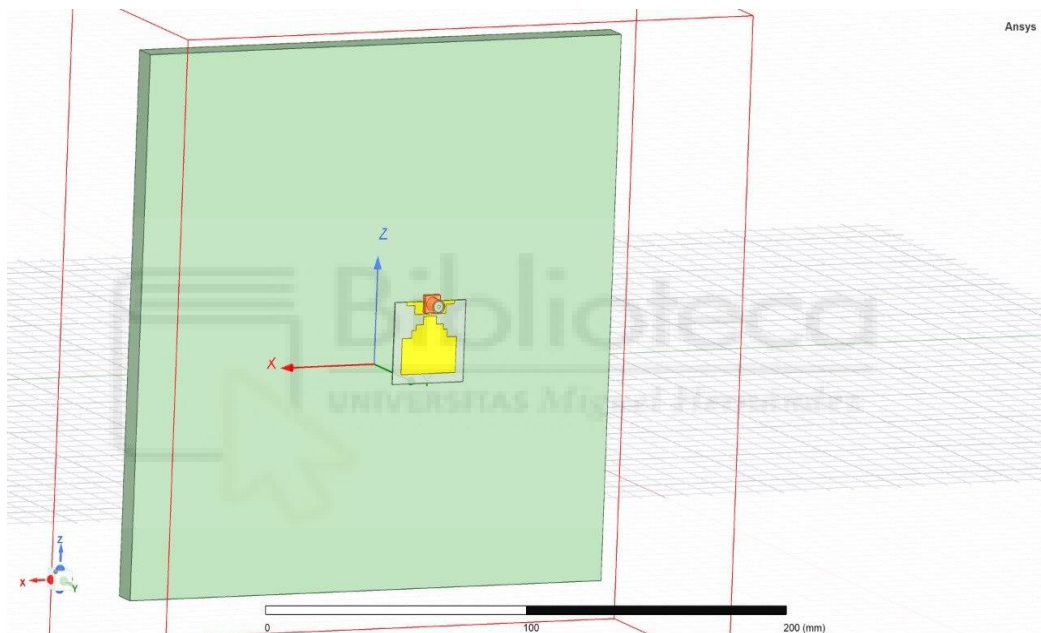


Figura 7: Antena frente a plancha metálica.

Para el análisis del sistema se realizó un barrido de frecuencia entre 1 y 6.5 GHz , rango elegido por ser adecuado para aplicaciones de microondas en entornos biomédicos y permite observar variaciones relevantes en los parámetros de reflexión. El mallado del modelo se definió tomando como referencia 6.5 GHz , la frecuencia más alta del intervalo, con el fin de garantizar una correcta resolución de las longitudes de onda más pequeñas y asegurar la precisión de la simulación.

El barrido se configuró mediante el método *linear count* con 200 puntos, distribuidos uniformemente a lo largo del rango de frecuencias. Este número de puntos proporciona

una resolución suficiente de los parámetros S sin incrementar de forma excesiva el tiempo de cálculo (Figura 8).

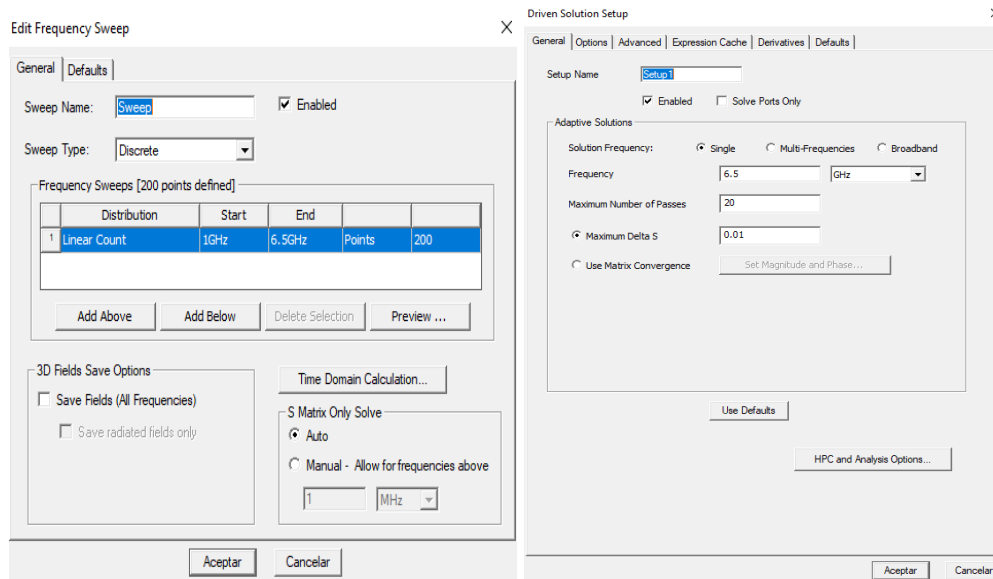


Figura 8: Parámetros de simulación.

En las simulaciones con material dieléctrico no dispersivo, añadimos un medio homogéneo con permitividad relativa constante de 43.1, obtenida a partir de bases de datos de referencia para tejidos biológicos [17]. Asimismo, se utilizó una tangente de pérdidas de 0.34 como se ve en la Figura 9, calculada mediante la ecuación (14). La superficie de radiación se definió como aire, mientras que la plancha metálica (cerebro) se modelo con las propiedades correspondientes.

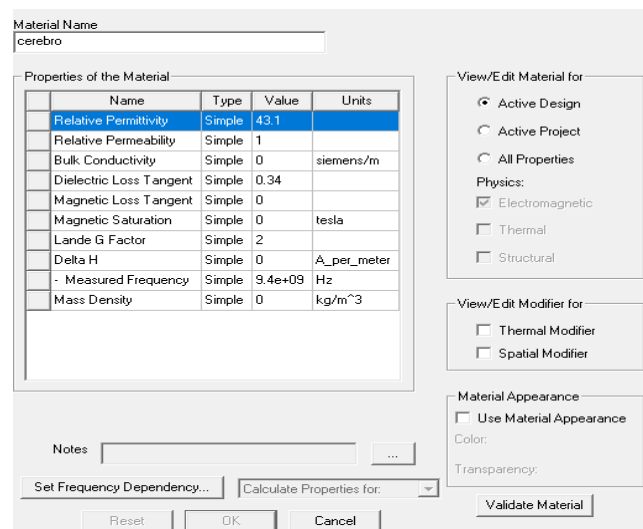


Figura 9: Parámetros dieléctricos del material empleado en la simulación.

En las simulaciones con material dispersivo, se simuló un medio cuya permitividad relativa y tangente de pérdidas varían en función de la frecuencia, dentro del rango de 1 a 6.5 GHz. Esta configuración permite aproximarse a un escenario más realista, ya que los tejidos biológicos no presentan propiedades constantes, sino que responden según la frecuencia de la señal electromagnética. Al aumentar la frecuencia, como se ve en la Figura 10, la permitividad relativa disminuye ligeramente, mientras que la tangente de pérdidas tiende a incrementarse.

A modo de ejemplo, en la Figura 10 (a) se muestra la evolución de la permitividad relativa del material dispersivo en todo el rango de 1 a 6.5 GHz, mientras que la figura (b) recoge la variación de la tangente de pérdidas del mismo material en ese intervalo de frecuencias.

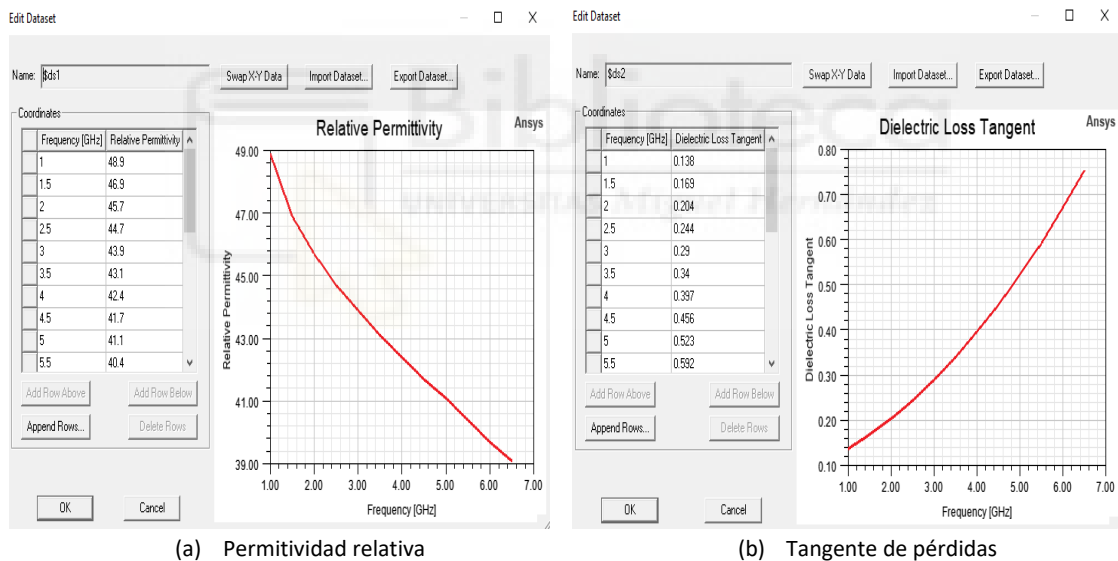


Figura 10: Permitividad relativa y tangente de pérdidas; (a) Permitividad relativa y (b) Tangente de pérdidas.

Posteriormente, se diseñó media esfera que representa el tejido cerebral dispersivo, colocada frente a la antena a una distancia de 5 cm (Figura 11), con el objetivo de observar el comportamiento del campo electromagnético en condiciones normales. Esta configuración sirve como referencia antes de introducir deformaciones.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

El tejido cerebral se modeló geoméricamente como una esfera de radio 50 mm (diámetro 100 mm), centrada en el origen del sistema de coordenadas global (0, 0, 0). Las deformaciones se introdujeron posteriormente mediante desplazamientos progresivos de 15 mm, 25 mm y 35 mm en dirección axial hacia la antena.

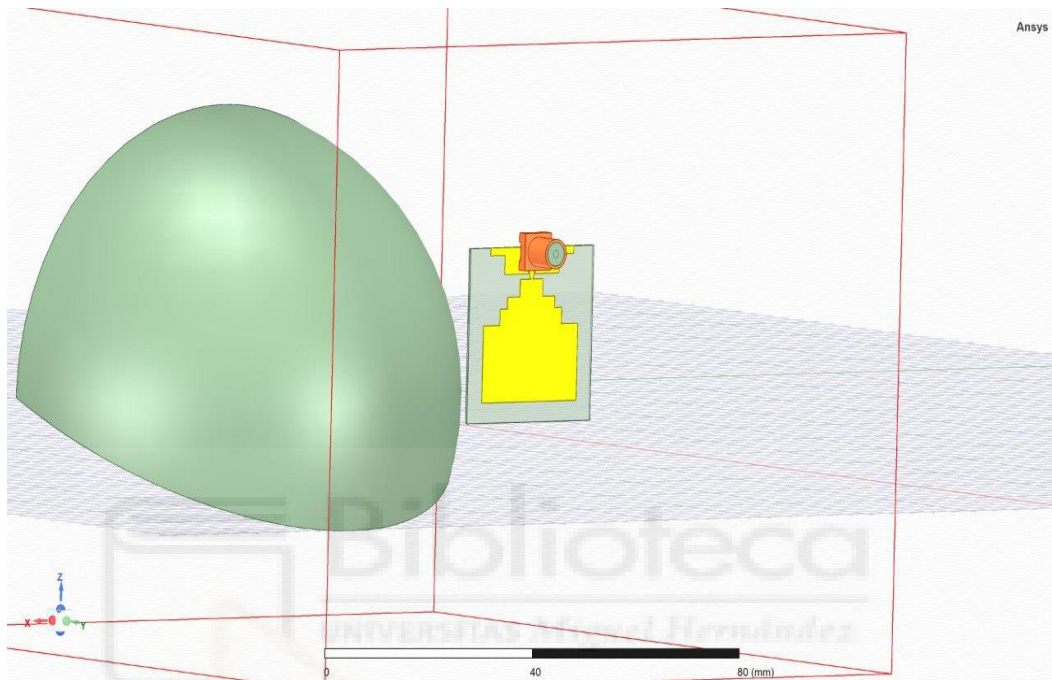


Figura 11: Antena frente a modelo cerebral sin deformación.

En la Figura 12 se presenta el modelo con una deformación leve de 15 mm. Esta configuración permite analizar las primeras variaciones en las reflexiones internas y en la distribución del campo electromagnético debido al desplazamiento del tejido.

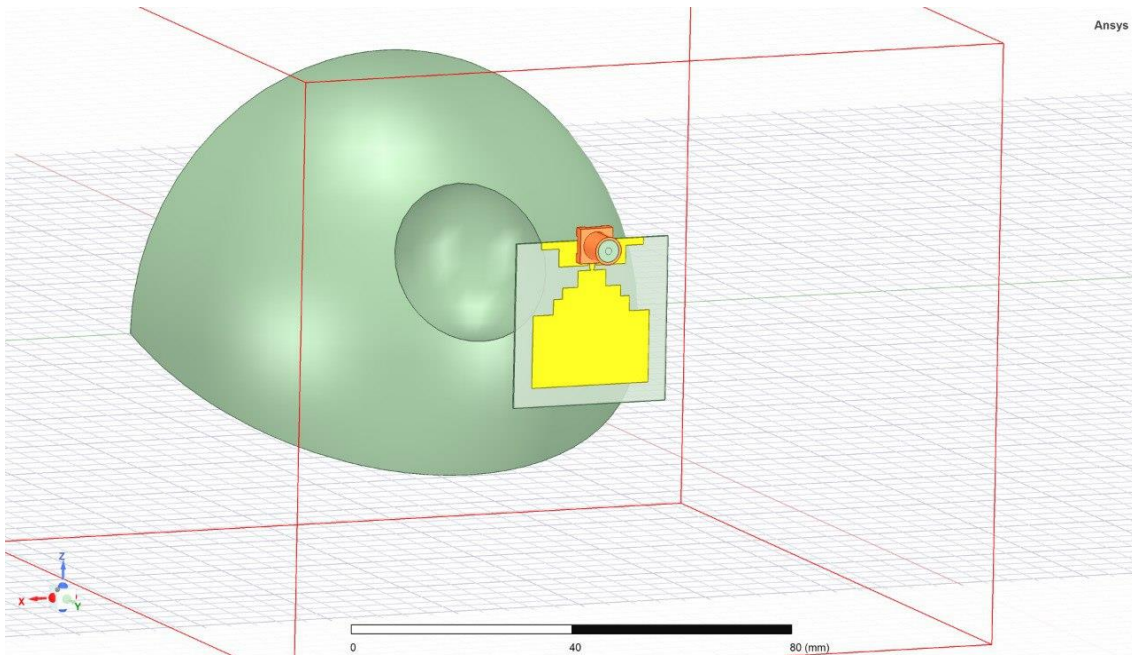


Figura 12: Antena frente a modelo cerebral con deformación de 15 mm.

En la Figura 13 se muestra el caso de deformación moderada de 25 mm. En este caso se evalúa el incremento en los efectos de reflexión, posibles variaciones en los retardos temporales y cambios más pronunciados en la interacción onda-tejido.

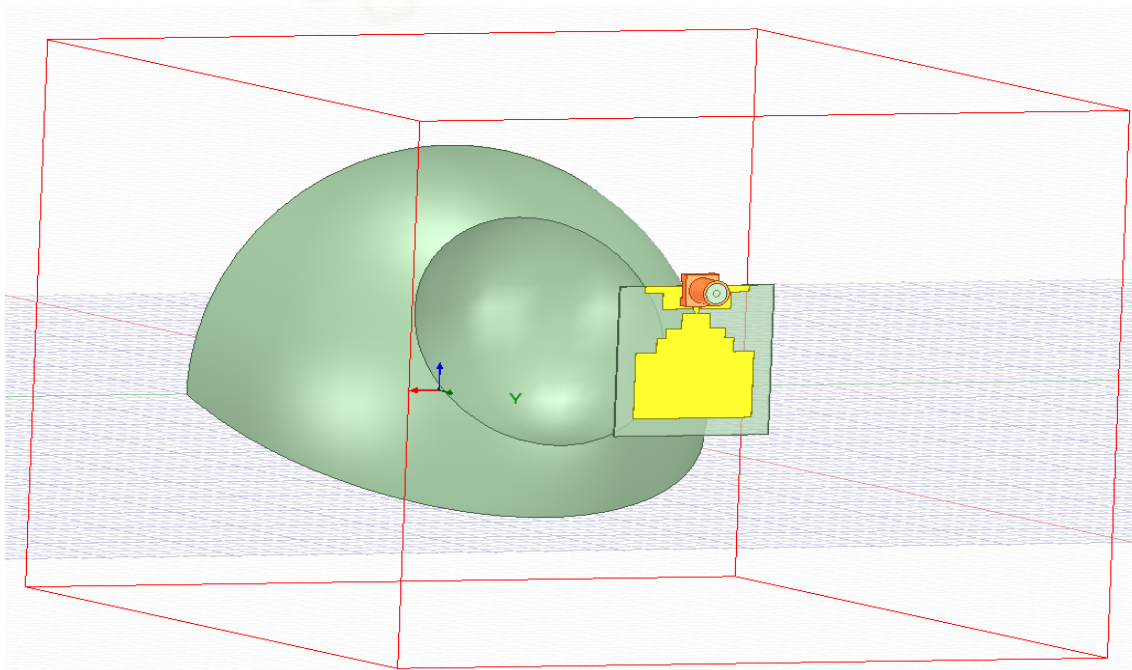


Figura 13: Antena frente a modelo cerebral con deformación de 25 mm.

Finalmente, la Figura 14 muestra la deformación grave de 35 mm, representando un desplazamiento más significativo del tejido. Este caso permite analizar el fenómeno del *brain-shift*, también el comportamiento del sistema ante una alteración más significativa del tejido y su influencia en la propagación electromagnética.

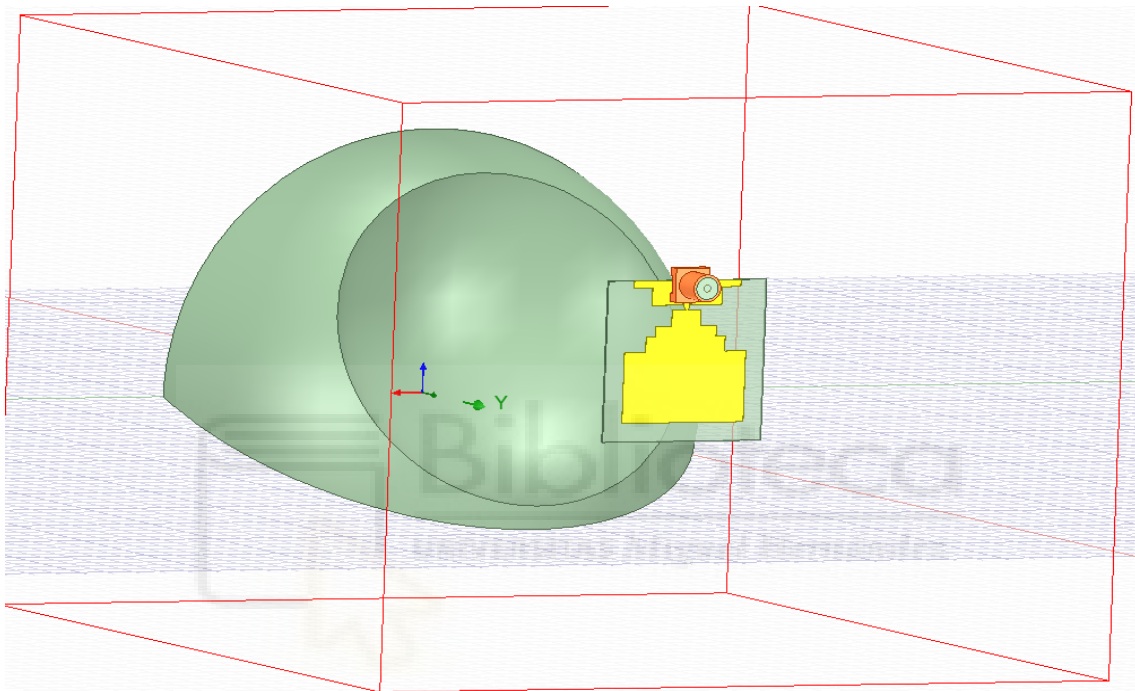


Figura 14: Antena frente a modelo cerebral con deformación de 35 mm.

3.3 SIMULACIÓN EN EL PROGRAMA ADVANCED DESIGN SYSTEM ADS.

Advanced Design System (ADS), desarrollado por Keysight Technologies, es una plataforma líder en automatización del diseño electrónico (EDA) especializada en simulaciones de circuitos de radiofrecuencia (RF), microondas y comunicaciones de alta

velocidad [27]. ADS emplea modelos de circuito y análisis de redes, centrándose en parámetros S, para evaluar ondas incidentes y reflejadas.

Una vez obtenidos los parámetros S de Ansys HFSS, los exportamos a ADS para un análisis más detallado. Definimos un barrido de 5001 puntos, en lugar de los 200 utilizados en Ansys HFSS (Figura 15), con el objetivo de generar una señal con mayor resolución y reconstruir posteriormente el pulso en el dominio del tiempo mediante la transformada inversa de Fourier (IFFT).

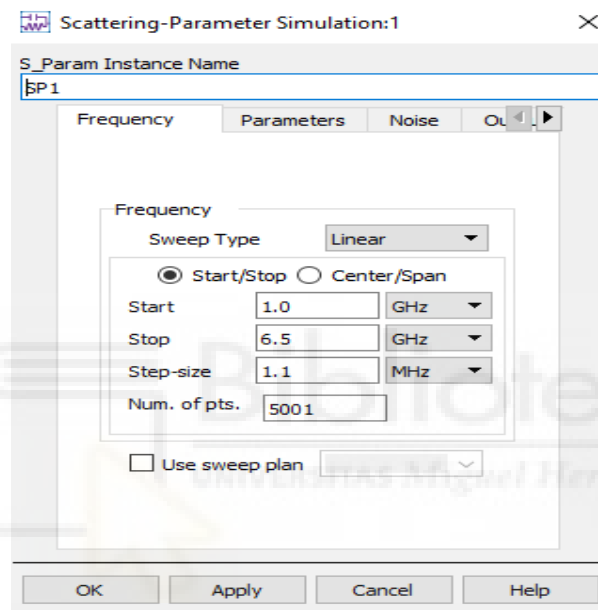


Figura 15: Parámetros S con el barrido de 5001 puntos.

En ADS, el diseño se realizó importando los parámetros S obtenidos previamente en Ansys HFSS. Para ello, se utilizó un bloque *S-Parameters* (SP1), que define la señal en el rango de frecuencias entre 1 a 6.5 GHz con 5001 puntos, lo que permite generar la señal con alta resolución en frecuencia durante la simulación. Además, se incluyó un terminal (Term1) con una impedancia de 50 Ω , que simula la conexión del sistema de medida al circuito. Asimismo, se empleó un bloque S1P (SNP1) para cargar el archivo generado en Ansys HFSS (.s1p) correspondiente al puerto único de la antena, lo que permite analizar su comportamiento en términos de reflexión en el dominio de la frecuencia.

Con esta configuración (Figura 16) se consigue generar la señal con la resolución deseada y aplicar los Parámetros S obtenidos en Ansys HFSS (SNP1), facilitando así el estudio del comportamiento de la antena.

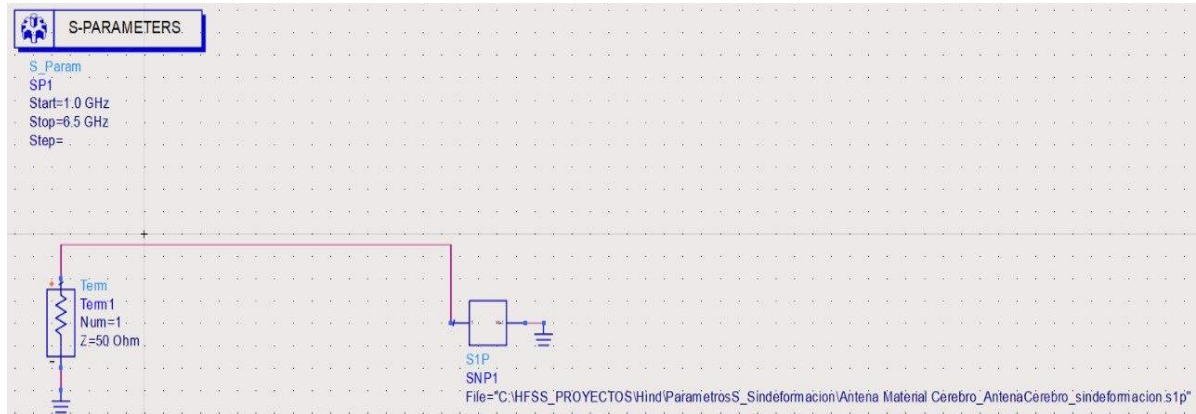


Figura 16: El circuito en Advanced Design System.

3.4 PYTHON.

Para el análisis de los resultados se utilizó el entorno Spyder de Python, empleando librerías como NumPy, SciPy, Matplotlib y scikit-rf (skrf), que permiten el procesamiento de parámetros S obtenidos en formato (.s1p) a partir de ADS. Para ello, adaptamos un código base [28], ajustando las rutas de los archivos y los parámetros de calibración a las simulaciones realizadas en este trabajo.

En primer lugar, se empleó la antena sola (en vacío), que se utilizó como referencia inicial del sistema (Figura 17). A continuación, se analizaron los parámetros S correspondientes a la antena situada frente a una plancha metálica, considerando distintas separaciones entre la antena y dicha plancha.

Posteriormente, se incorporaron materiales dieléctricos entre la antena y la plancha metálica, estudiando tanto un material no dispersivo como un material dispersivo, con el objetivo de analizar cómo las propiedades del medio influyen en la señal reflejada. Finalmente, se analiza la antena frente a un modelo cerebral, tomando como referencia el caso sin deformación y comparándolo con situaciones de deformación leve, media y

grave, para evaluar si se producen desplazamientos apreciables en el pulso reflejado que puedan asociarse a un posible desplazamiento cerebral (*brain-shift*).

En la primera parte del código, representada en la Figura 17, se incluyeron tanto los parámetros S de la antena sola (vacío) como de la antena frente a plancha metálica. En este segundo caso, se consideraron separaciones de 10 mm a 90 mm. Esta variación de distancias se realizó con el objetivo de analizar el comportamiento del pulso reflejado para cada separación y determinar, mediante un análisis comparativo de Excel, en que distancia se obtiene el menor error, permitiendo así seleccionar una distancia adecuada de calibración para el resto de los casos estudiados.

```

1 import os
2 import skrf as rf
3 import numpy as np
4 from scipy import signal
5 from US_SSP import GaussPulseFilter
6 import matplotlib.pyplot as plt
7 import MW_ToolBox as MWF
8 import US_Functions as US
9
10 # Leemos los datos de referencia
11 filename = r'C:\HFSS_PROYECTOS\Hind\ParametrosS_planchametalica\PSVacio\Antenaconplancha_Vacio.s1p'
12 network = rf.Network(filename)
13 frecuencia = network.f
14
15 # Leemos los datos plancha a una distancia
16 filename_2 =
17     r'C:\HFSS_PROYECTOS\Hind\ParametrosS_planchametalica\PSgrande10mm\Antenaconplancha_Simulacionconplancha
18     grande10mm.s1p'
19 network_2 = rf.Network(filename_2)
20

```

Figura 17: Archivos. S1p en Spyder.

El código calcula la posición para cada configuración, la posición del máximo de reflexión del pulso, tanto en distancias (cm) como en tiempo (ns) tal y como se muestra en la Figura 18. Tomando como referencia el caso de 50 mm, ya que fue la que presentó el menor error en el análisis previo, resultando el más adecuado para realizar la calibración del sistema, aspecto que se analiza con mayor detalle en el apartado de Resultados.

```

Posición del máximo de la plancha (en cm): 634.9354433391666
Posición del máximo de la plancha (en ns): 21.179166666666664
In [11]:

```

Figura 18: Posiciones del máximo de reflexión.

La calibración se realizó mediante el cálculo de dos parámetros de ajuste de desplazamiento temporal (*Offset_time*) y el desplazamiento espacial (*Offset_dist*). El parámetro *Offset_time* se utilizó para ajustar el eje temporal de la señal, desplazando el pulso reflejado de manera que su máximo coincidiera con el instante correspondiente a la distancia de referencia (50 mm). Este ajuste permite compensar pequeños desalineamientos temporales debidos al procesado de la señal y a la propia simulación. A partir de este ajuste temporal se obtuvo el parámetro *Offset_dist*, que traduce dicha corrección al dominio espacial. De este modo, ambos parámetros permiten expresar el mismo ajuste tanto en tiempo como en distancia, facilitando la interpretación física de la posición del máximo del pulso reflejado y asegurando su correcta alineación con el caso de referencia. Una vez realizada la calibración, el mismo procedimiento se aplicó al resto de configuraciones simuladas.

El análisis permitió observar cambios tanto en la posición temporal como en la amplitud de los pulsos reflejados, lo que permitió identificar la influencia del material y su geometría en la propagación de las ondas electromagnéticas. Las gráficas obtenidas muestran la señal original junto con su envolvente, calculada mediante la transformada de Hilbert, lo que facilita la identificación precisa de los ecos reflejados y las diferencias entre configuraciones.

3.5 ANALIZADOR VECTORIAL DE REDES (VNA).

Un analizador vectorial de redes (VNA) (Figura 19), es un instrumento electrónico de medición utilizado principalmente para caracterizar el comportamiento de componentes, circuitos y sistemas de radio (RF) y microondas desde unos pocos MHz hasta GHz. El VNA mide principalmente los parámetros S o parámetros de dispersión, que describen como una señal se transmite y refleja dentro de un dispositivo. Estos

3. MATERIALES Y MÉTODOS

parámetros son esenciales para evaluar características como la ganancia, las pérdidas y la impedancia, lo que permite determinar si un componente está bien adaptado y cuanta energía transmite, refleja o pierde [29]. El equipo que hemos utilizado para estas mediciones es un VNA de la marca Keysight, modelo P9371A a un rango de frecuencia de 300 KHz a 6.5 GHz.



Figura 19: Analizador vectorial de redes (VNA) [29].

EL VNA se controla desde un ordenador del laboratorio (Figura 20), como el VNA no tiene pantalla propia, se conecta al ordenador a través de un puerto USB, utilizando un programa de gestión llamado keysight connection Expert, Network Analyzer, que permite controlar y supervisar el equipo directamente desde el software.

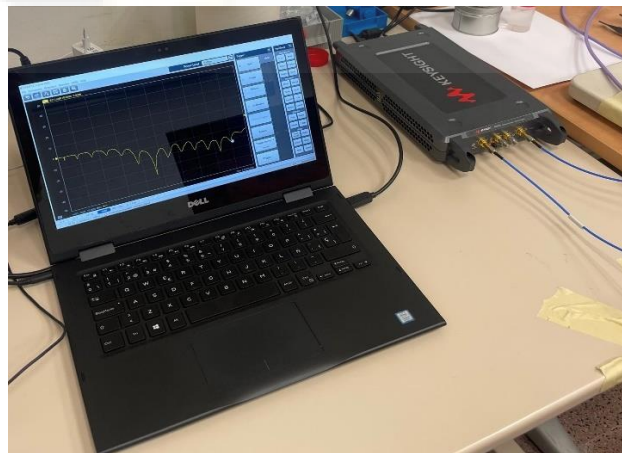


Figura 20: El VNA conectado al ordenador del laboratorio.

En nuestro caso, lo utilizamos para realizar las mediciones de la antena frente a la plancha metálica como se muestra en la Figura 21. Para ello, probamos distintas separaciones entre la antena y la plancha, desde 1 cm hasta 9 cm, y registramos los

3. MATERIALES Y MÉTODOS

parámetros S o de dispersión y exportamos los datos en archivos (.s1p) o (.s2p), según el número de puertos. luego, analizamos estos datos con nuestro código en Spyder.



Figura 21: VNA conectado a la antena frente la plancha metálica.

Antes de empezar con las medidas, es muy importante calibrar correctamente el sistema para asegurar la precisión de las medidas. Para ello, usamos un calibrador especializado de *Keysight Cal Kit 85521A*, Type-3.5 mm (f) 50 Ω , DC a 26.5 GHz (Figura 22) que corrige errores comunes, como desajustes en la impedancia o pérdidas en cables y conectores. Este calibrador incluye varios estándares fundamentales que utilizamos:

Open: un conector abierto.

Short: un conector en cortocircuito.

Load: una resistencia estándar, generalmente de 50 ohmios.

Through: una conexión directa entre los puertos del equipo.



Figura 22: Calibrador.

CAPÍTULO 4: RESULTADOS

4.1 ANÁLISIS DE LA SIMULACIÓN CON PLANCHA METÁLICA.

En esta sección se presentan los resultados obtenidos mediante la simulación de la antena frente a una plancha metálica, utilizando el código explicado en el capítulo anterior. El objetivo es analizar el comportamiento de la señal reflejada en función de la distancia entre la antena y la plancha, y determinar la separación óptima que permite calibrar el sistema con el menor error posible. Esta calibración es fundamental para aplicaciones posteriores orientadas a la detección de deformaciones en modelos biológicos, como el *brain-shift*.

Para ello, se importaron al código los parámetros S tanto de la antena sola (en vacío) como de la antena frente a la plancha metálica a distintas separaciones, desde 1 cm hasta 9 cm. Estos parámetros S, obtenidos mediante simulación en Ansys HFSS e interpolados en ADS, se procesaron en el programa de Python y se transformaron al dominio del tiempo mediante la transformada inversa de Fourier. De este modo, cada pulso obtenido representa la respuesta temporal de la antena, donde los máximos observados corresponden a las reflexiones producidas en la plancha metálica, tal y como se mostrará más adelante en este capítulo.

Una vez obtenidas las señales temporales, se procedió a analizar el desplazamiento del pulso reflejado para cada una de las distancias simuladas. calculamos el desplazamiento tanto en distancia como en tiempo, siguiendo el procedimiento descrito previamente. En primer lugar, se obtuvo el valor de *Offset_dist*, expresado en milímetros, definido como la diferencia entre la respuesta de la antena sola (en vacío) y

la de la antena frente a la plancha metálica, considerando inicialmente que no hay corrección inicial ($\text{offset} = 0$) y corrigiendo posteriormente según la separación real de cada caso (1 cm, 2 cm, etc.).

A partir de este desplazamiento espacial, se calculó el correspondiente desplazamiento temporal *Offset_time* (ecuación 15), que permite expresar el mismo desfase en el dominio del tiempo.

Donde *Offset_dist* representa el desplazamiento espacial obtenido a partir de la simulación, expresado en milímetros, y *speed* es la velocidad de propagación de la señal electromagnética en el medio, expresada en mm/ns. El factor 2 tiene en cuenta el recorrido de ida y vuelta de la onda reflejada, mientras que el factor 10^6 convierte el resultado final en nanosegundos.

A partir de este procedimiento, se simularon distintas separaciones entre la antena y la plancha metálica, de 10 mm a 90 mm, y para cada una de ellas se calculó la posición del máximo del pulso reflejado tanto en distancia como en tiempo. El objetivo de este análisis no era únicamente obtener el desplazamiento del pulso, sino evaluar en que distancia el método presenta el menor error, de forma que pueda utilizarse como referencia de calibración para el resto de simulaciones.

Los valores obtenidos para cada separación entre la antena y la plancha metálica se exportaron a Excel, donde se comparó la distancia real simulada con la distancia estimada a partir del procesado de la señal. En la Tabla 2 se recogen los resultados de distancia obtenidos para todas las distancias simuladas, desde 1 cm hasta 9 cm, lo que permitió analizar de forma global el comportamiento del método en función de la separación antena-plancha.

$$\text{Offset_time(ns)} = \frac{\text{offset_dist}}{\text{speed}} \times 2 \times 10^6 \quad (15)$$

Ajustes (cm)	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	0,99	2,13	3,25	4,49	5,49	5,37	6,5	7,99	9,36
2	0,88	2	3,13	4,38	5,37	5,25	6,38	7,87	9,25
3	0,75	1,88	2,99	4,25	5,26	5,12	6,25	7,75	9,11
4	0,5	1,63	2,75	3,99	4,99	4,87	5,99	7,49	8,87
5	0,51	1,62	2,75	4	5	4,87	5,99	7,49	8,87
6	1,62	2,75	3,87	5,12	6,12	6	7,12	8,63	9,99
7	1,5	2,63	3,75	5	6	5,87	6,99	8,49	9,87
8	1	2,12	3,25	4,5	5,5	5,73	6,5	8	9,37
9	1,36	2,48	3,6	4,85	5,85	5,73	6,86	8,35	9,73

Tabla 2. Resultados de las distancias.

A partir de los resultados de la Tabla 2, se calcularon los errores absolutos y relativos asociados a cada distancia simulada. Tras comparar todos los casos, se observó que la separación de 5 cm era la que presentaba el menor error, por lo que se seleccionó como la distancia más adecuada para realizar la calibración del sistema. En la Tabla 3 se muestran únicamente los errores correspondientes a esta distancia, a modo de ejemplo representativo del mejor caso obtenido, mientras que en la Figura 23 se ilustran los ajustes del offset para cada distancia simulada.

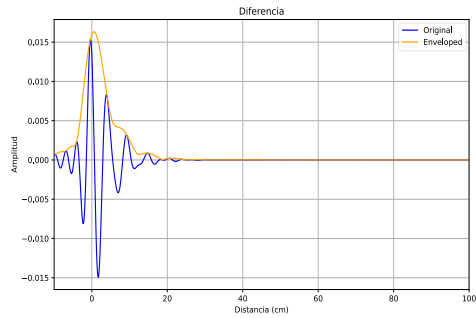
```
# # Ajuste a 10mm
# Offset_dist = 6294.385564691667 #mm Grande
# Offset_time = 41.99162051 #ns 40.9
# Ajuste a 20mm
# Offset_dist = 6295.627781866667 #mm Grande
# Offset_time = 41.9999077 #ns 40.9
# Ajuste a 30mm
# Offset_dist = 6296.879999041667 #mm Grande
# Offset_time = 42.00825292 #ns 40.9
# Ajuste a 40mm
# Offset_dist = 6299.371351458333 #mm Grande
# Offset_time = 42.0248821 #ns 40.9
# Ajuste a 50mm
Offset_dist = 6299.354433391666 #mm Grande
Offset_time = 42.02476924 #ns 40.9
```

Figura 23: Ajustes del offset en cada distancia simulada.

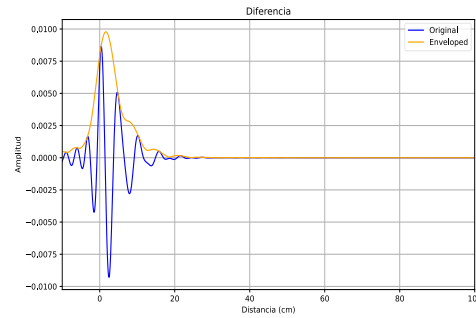
Distancia Real (cm)	Distancia estimada (cm)	Error Absoluto	Error relativo (%)
1	0,5	0,5	50,0
2	1,62	0,38	19,0
3	2,75	0,25	8,3
4	4	0	0
5	5	0	0
6	4,87	1,13	18,8
7	5,99	1,01	14,4
8	7,49	0,51	6,4
9	8,87	0,13	1,4

Tabla 3. Errores de estimación de distancia para la calibración de la antena frente a la plancha metálica a 5 cm.

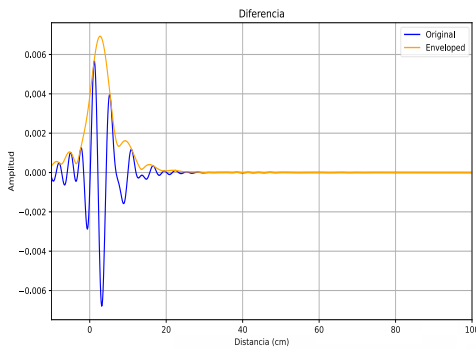
Cuando la antena se encuentra muy cerca de la plancha metálica, a distancias de 1 cm, 2 cm y 3 cm (Figura 24), la señal empieza a deformarse debido al fuerte acoplamiento electromagnético. En estas distancias, el pulso presenta más oscilaciones, sobre todo a 1 cm, lo que dificulta identificar con precisión el pico máximo y aumenta los errores. Tal como se muestra en la Tabla 3 (por ejemplo, un 50% a 1 cm y un 19% a 2 cm), ya que la proximidad afecta a la impedancia de la antena de manera no lineal.



(a) Plancha a 1 cm



(b) Plancha a 2 cm



(c) Plancha a 3 cm

Figura 24: Variación de distancia en simulación frente a plancha metálica.

En el rango de 4 cm y 5 cm (Figura 25), la señal se vuelve más limpia y la forma del pulso es mucho más estable. En estas distancias, la envolvente se ajusta correctamente al contorno de la señal, facilitando localizar el máximo con precisión. Esto se refleja en los errores mucho más bajos de la tabla 3, donde la distancia estimada coincide con la real, en el caso de 5 cm.

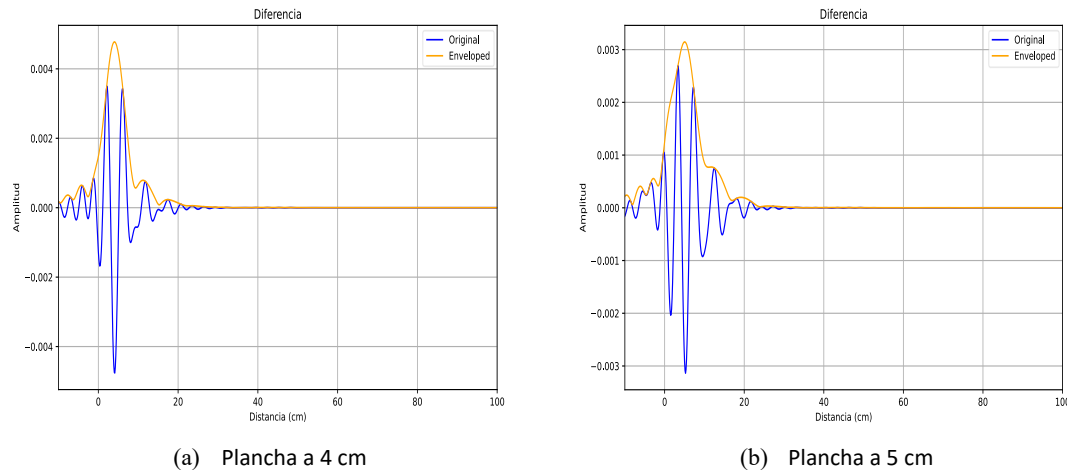


Figura 25: Variación de distancia en simulación frente a plancha metálica.

A medida que la plancha se aleja de la antena, en distancias de 6 cm a 9 cm (Figura 26), el pulso reflejado experimente un ligero desplazamiento hacia la derecha en el eje de distancia, dado que el tiempo de propagación aumenta con la separación. Sin embargo, este cambio no se aprecia de forma clara en las gráficas, ya que los desplazamientos reales son muy pequeños y difíciles de apreciar por la escala utilizada y por la propia anchura del pulso. Aun así, el código si detecta internamente ese desplazamiento, como se observa en las estimaciones de la Tabla 2.

Por otro lado, al aumentar la distancia, la amplitud del pulso disminuye debido a la atenuación natural de la señal y aparece algo más de ruido, lo que incrementa los errores relativos en algunos casos (por ejemplo 18.8% a 6 cm). En la Tabla 3, a distancias mayores, el error relativo se reduce porque el impacto del error absoluto es menor, alcanzando valores muy bajos como (1.4 % a 9 cm).

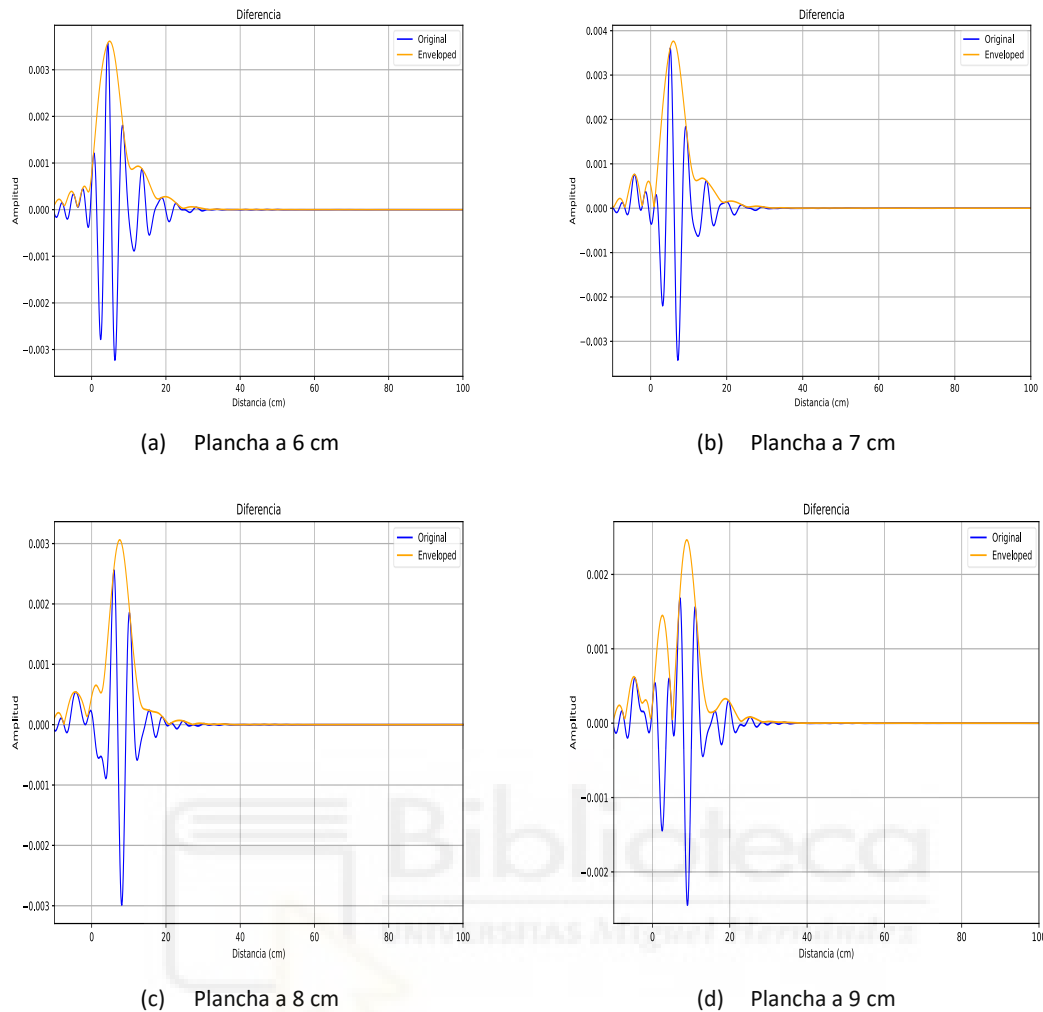


Figura 26: Variación de distancia en simulación frente a plancha metálica.

4.2 ANÁLISIS DE LAS MEDIDAS DE LABORATORIO CON PLANCHA METÁLICA.

Una vez completado el análisis por simulación, realizamos una validación experimental para verificar si los resultados obtenidos coinciden con el comportamiento real de la antena frente a la plancha metálica en un entorno físico. El objetivo principal de esta fase es analizar los pulsos reflejados que fueron medidos en el laboratorio

utilizando el VNA y compararlos con los pulsos simulados, evaluando sus similitudes, diferencias y posibles fuentes de error.

Para ello, medimos los parámetros S de la antena colocada frente a la plancha metálica a distintas distancias, desde 1 cm hasta 9 cm. tras realizar la calibración del VNA. Posteriormente, los parámetros S medidos se transformaron al dominio del tiempo mediante la transformada inversa de Fourier, siguiendo exactamente el mismo procedimiento aplicado a los datos simulados. De esta manera, cada pulso experimental representa la respuesta temporal real de la antena frente a la reflexión en la plancha.

La siguiente Tabla 4 muestra los valores reales de la distancia, junto con la distancia estimada a partir del análisis del pulso temporal.

Distancia real (cm)	Distancia estimada (cm)
1	1,75
2	2,63
3	3
4	4
5	5
6	5,87
7	7,12
8	8,12
9	8,99

Tabla 4. Errores de estimación de distancia de la antena frente a la plancha metálica.

En distancias cortas (Figura 27), los pulsos presentan una mayor variabilidad y nivel de ruido, lo que se debe al fuerte acoplamiento electromagnético entre la antena y la plancha metálica. A diferencia de los pulsos simulados, que se observan limpios y bien definidos, en las medidas reales aparecen reflexiones adicionales provocadas por los cables, conectores, soportes y el propio VNA, aun cuando se haya eliminado la contribución del sistema de medida mediante la resta de la antena sola (en vacío). No obstante, los pulsos siguen mostrando un máximo principal bien definido, cuya amplitud es mayor que en distancias medias, debido a la mayor intensidad de la energía reflejada.

Sin embargo, la fuerte interacción antena-plancha introduce no linealidades que se traducen en errores mayores en la estimación de la distancia, tal y como se ve en los resultados de la Tabla 4.

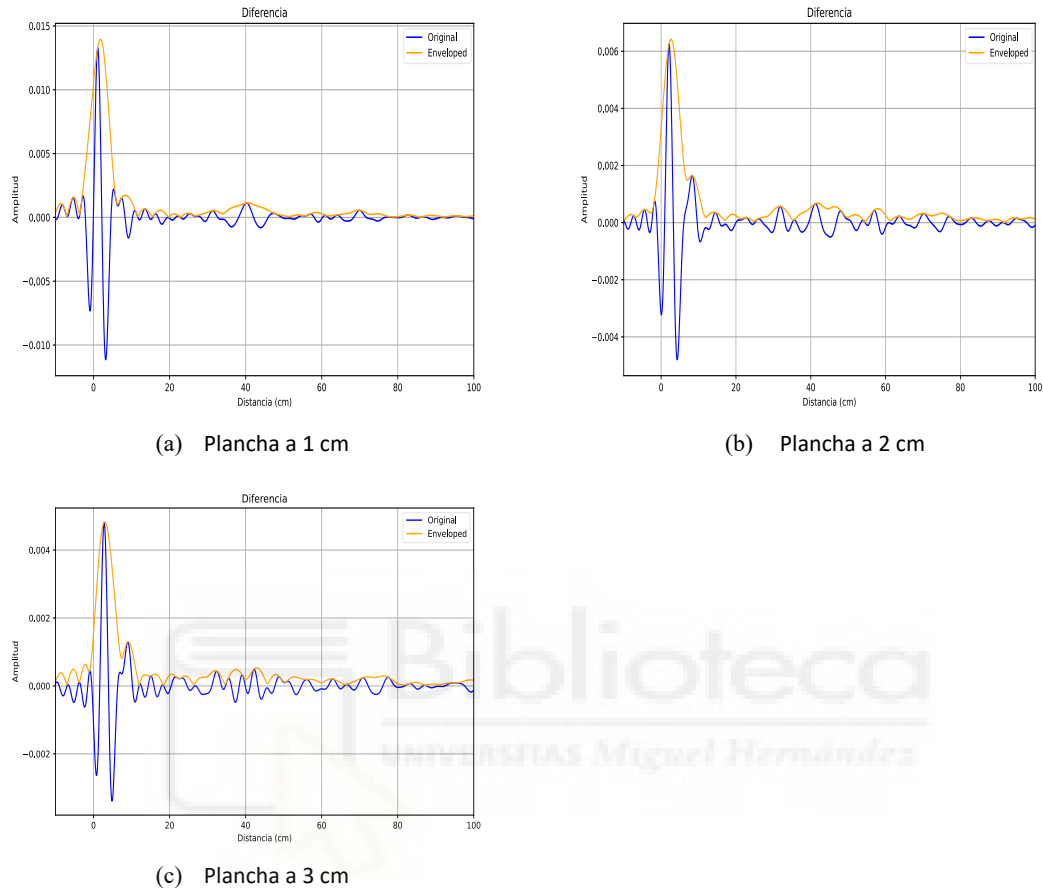


Figura 27: Variación de distancia en las medidas con plancha metálica.

En el rango de 4 cm y 5 cm (Figura 28), donde las simulaciones mostraban señales más limpias y estables, las medidas experimentales confirman este comportamiento, el pulso reflejado tiene una forma más cercana a la simulación. Aunque la amplitud es menor debido a las pérdidas del sistema, la forma del pulso y la posición del máximo coinciden bien con la simulación. Esto valida la elección de 5 cm como distancia de calibración óptima.

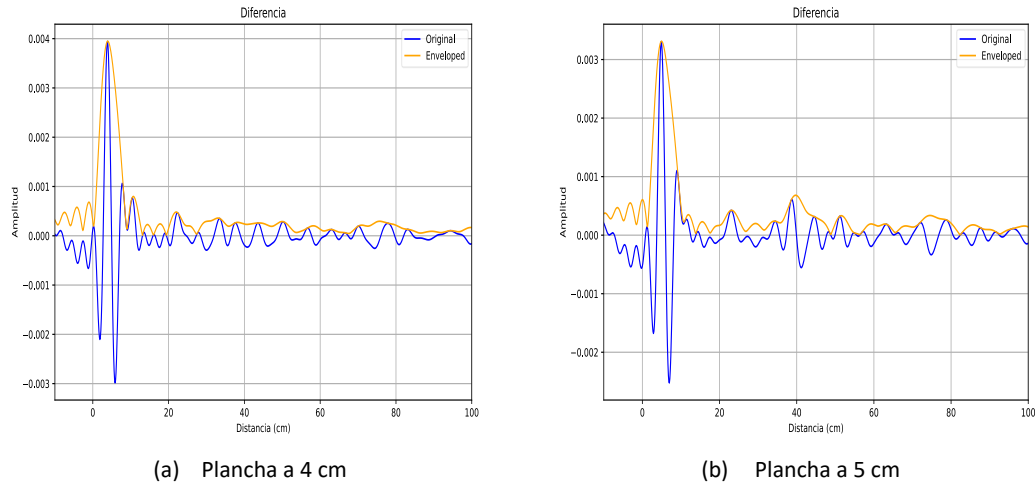


Figura 28: Variación de distancia en las medidas con plancha metálica.

En distancias de 6 cm a 9cm (Figura 29), los pulsos muestran una disminución progresiva de amplitud, más ruido y oscilaciones finales más visibles. Esto es completamente normal, ya que la atenuación real es más elevada que en un entorno ideal de simulación. Además, se puede observar que el desplazamiento temporal del pulso coincide claramente con el aumento de la distancia, lo que confirma que el sistema detecta correctamente el retardo asociado a la separación antena-plancha.

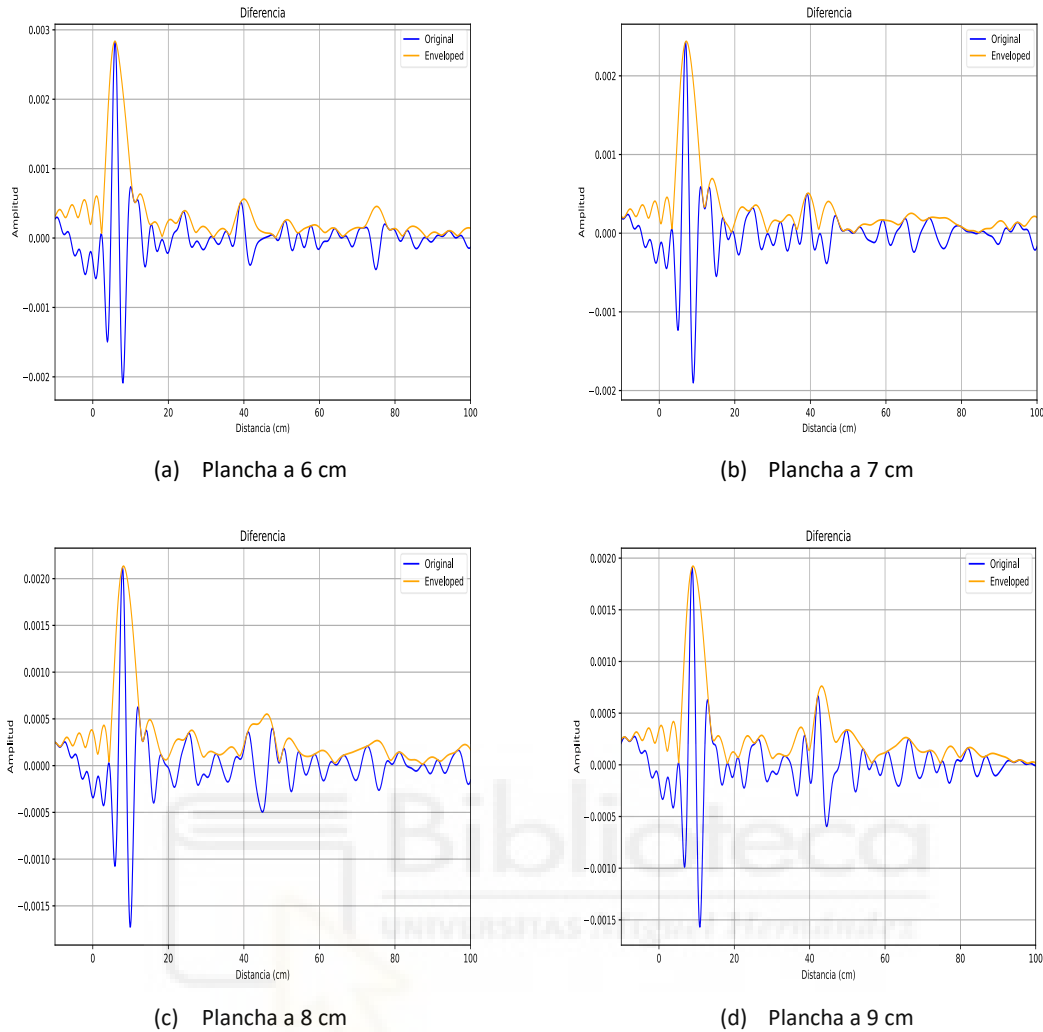


Figura 29: Variación de distancia en las medidas con plancha metálica.

En la Figura 30 se compara el pulso obtenido mediante simulación y el pulso medido experimentalmente en laboratorio cuando la antena se sitúa frente a una plancha metálica. Esta comparación permite comprobar si el comportamiento observado en el entorno simulado se mantiene cuando el sistema se lleva a una situación real de medida.

Al analizar ambas señales, se observa que el pulso reflejado aparece prácticamente en la misma posición temporal en los dos casos. Este resultado es coherente con el hecho de que, tanto en simulación como en la medida experimental, la antena se encuentra situada a una distancia de 6 cm del reflector. De este modo, el retardo temporal asociado a la reflexión es similar, lo que indica que la relación entre la distancia y el tiempo de llegada está bien representada en el modelo empleado.

No obstante, al observar con más detalle la señal medida, se aprecia que no es tan uniforme como la simulada y que presenta pequeñas oscilaciones adicionales. Estas diferencias son razonables, ya que en el laboratorio intervienen factores que no están incluidos en el modelo ideal, como posibles reflexiones del entorno o pérdidas introducidas por cables y conectores. Aun así, el pulso reflejado puede identificarse sin dificultad y mantiene su forma general, lo que indica que la reflexión principal sigue estando bien definida incluso en presencia de estas pequeñas variaciones.

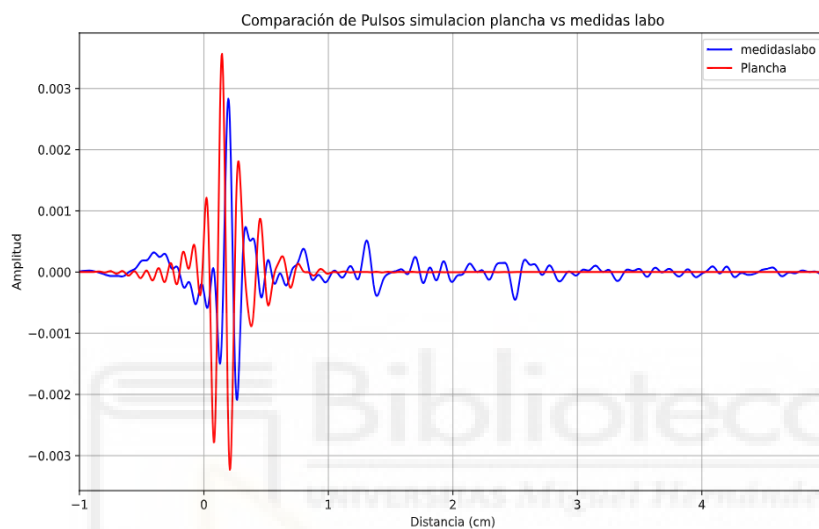


Figura 30: Comparación de pulso reflejado en plancha metálica entre simulación y medida experimental a 6 cm.

4.3 ANÁLISIS CON MATERIAL CEREBRAL DE PROPIEDADES DIELECTRICAS NO DISPERSIVAS.

El objetivo de esta simulación es analizar cómo cambia la señal reflejada al introducir un medio biológico con propiedades dieléctricas no dispersivas, y cómo estos cambios afectan a la propagación del pulso en el dominio del tiempo. Para mantener la coherencia en la estimación de distancias, aplicamos la calibración de 5 cm.

Al introducir el material dieléctrico, se observó un cambio notable en la fase de la señal reflejada (Figura 31). La forma del pulso cambia de manera significativa, el máximo

positivo que se identificaba en el caso de la plancha metálica pasa a convertirse en un mínimo negativo mucho más pronunciado. Esta inversión indica que la reflexión se produce con un cambio de fase, asociado a las propiedades electromagnéticas del tejido biológico.

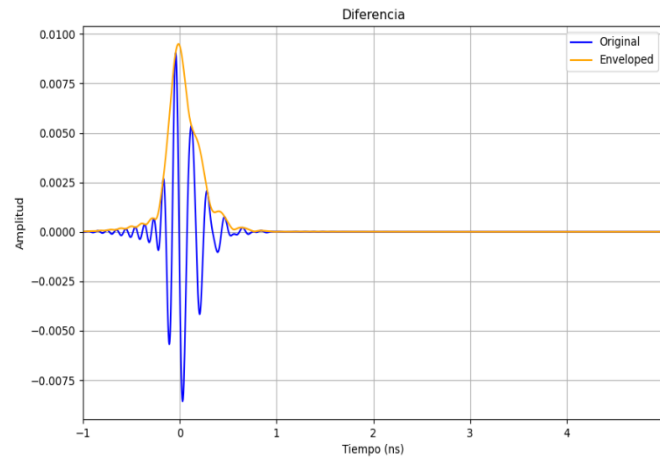


Figura 31: El pulso reflejado utilizando el máximo de la señal.

Dado este comportamiento, el análisis del pulso reflejado se adaptó para identificar correctamente su posición temporal en presencia del medio dieléctrico. De este modo, se obtuvo la estimación de las distancias reflejadas para todas las separaciones consideradas, manteniendo la calibración a 5 cm. Los valores se recogen en la Tabla 5.

Ajustes (cm)	Distancia estimada (mínimo)
1	1,25
2	2
3	2,75
4	3,62
5	5
6	5,87
7	6,74
8	7,74
9	8,62

Tabla 5. Distancias estimadas con material cerebral (calibración a 5 cm).

En distancias cortas, como 1 cm, 2 cm y 3 cm (Figura 32), la señal reflejada presenta un pulso limpio y bien definido. El pulso principal mantiene una amplitud estable y una forma similar en todos los casos, sin solapamientos significativos con las oscilaciones posteriores. Esto permite localizar con precisión la reflexión asociada a la plancha metálica y obtener estimaciones muy próximas a las distancias reales.

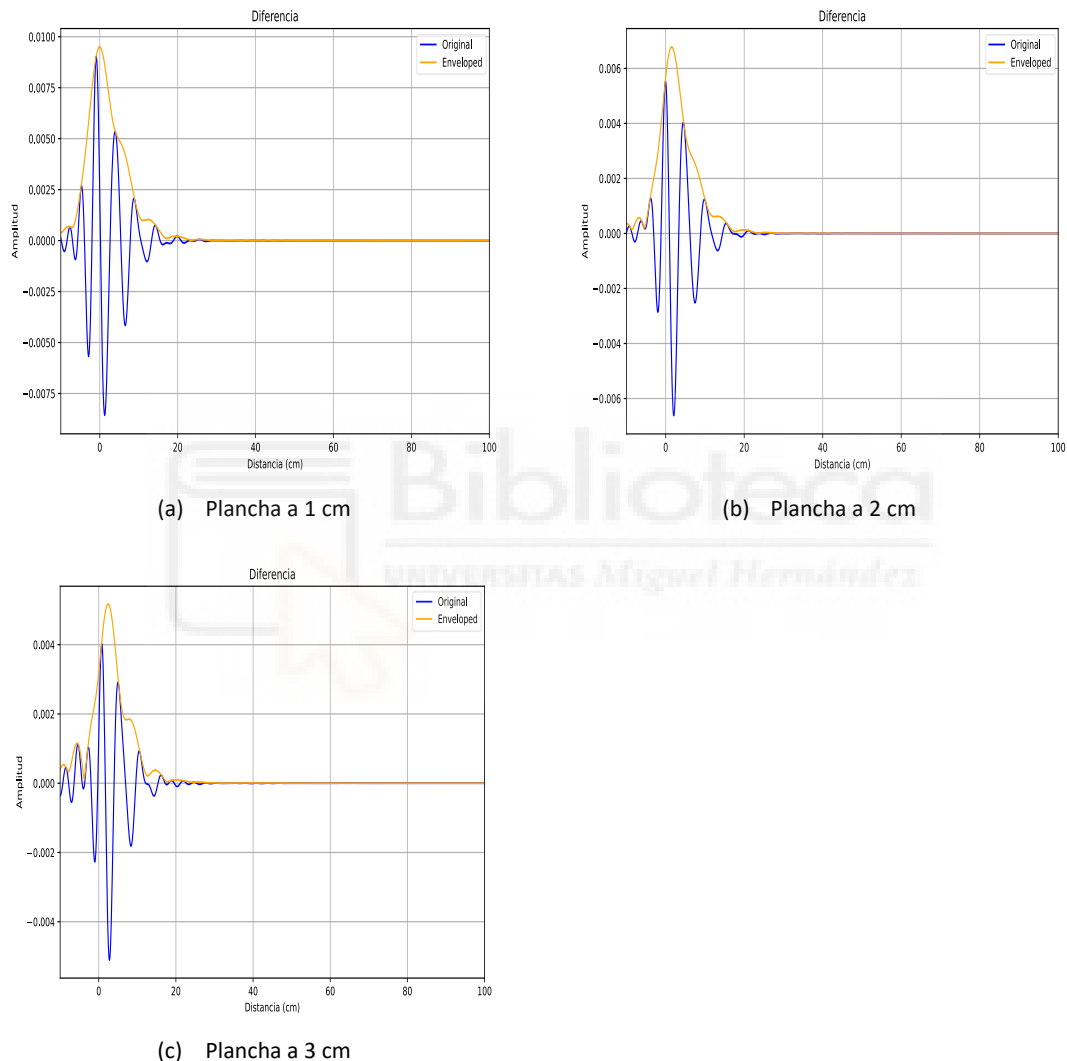


Figura 32: Variación de distancia con propiedades dieléctricas no dispersivas.

En el rango de distancias medias a 4 cm y 5 cm (Figura 33), la forma del pulso se mantiene prácticamente idéntica a la observada en distancias más pequeñas. La señal conserva una estructura estable y el desplazamiento temporal del pulso es coherente

con el aumento de la distancia. Aunque la amplitud del pulso es ligeramente menor debido a la mayor separación entre antena y la plancha, el pulso continúa siendo claramente identificable, lo que confirma la fiabilidad de la calibración seleccionada para el análisis.

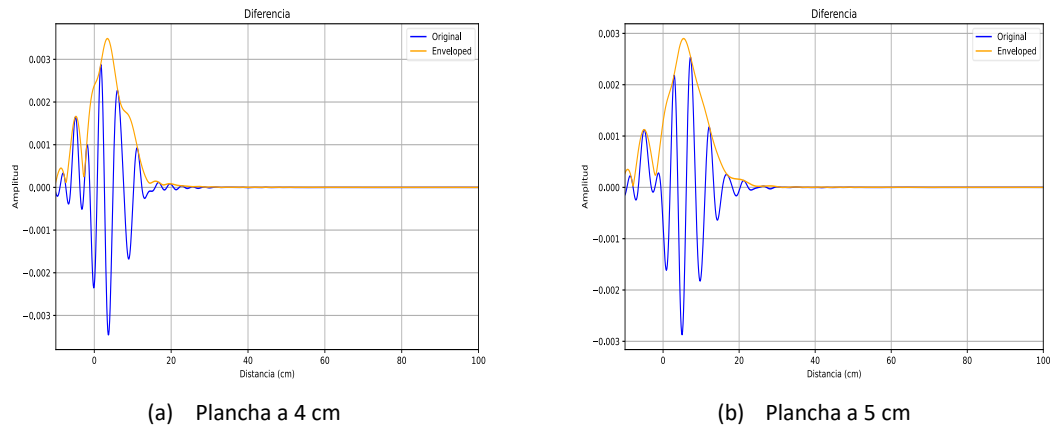


Figura 33: Variación de distancia con propiedades dieléctricas no dispersivas.

En distancias mayores, entre 6 cm y 9 cm (Figura 34), se observa una disminución progresiva de la amplitud del pulso reflejado a medida que aumenta la separación entre la antena y la plancha metálica. Las oscilaciones posteriores al pulso principal son más visibles, pero este sigue siendo identificable y su posición temporal continúa desplazándose de forma consistente con la distancia. Este comportamiento es esperable, ya que la energía reflejada que regresa a la antena disminuye conforme aumenta la separación.

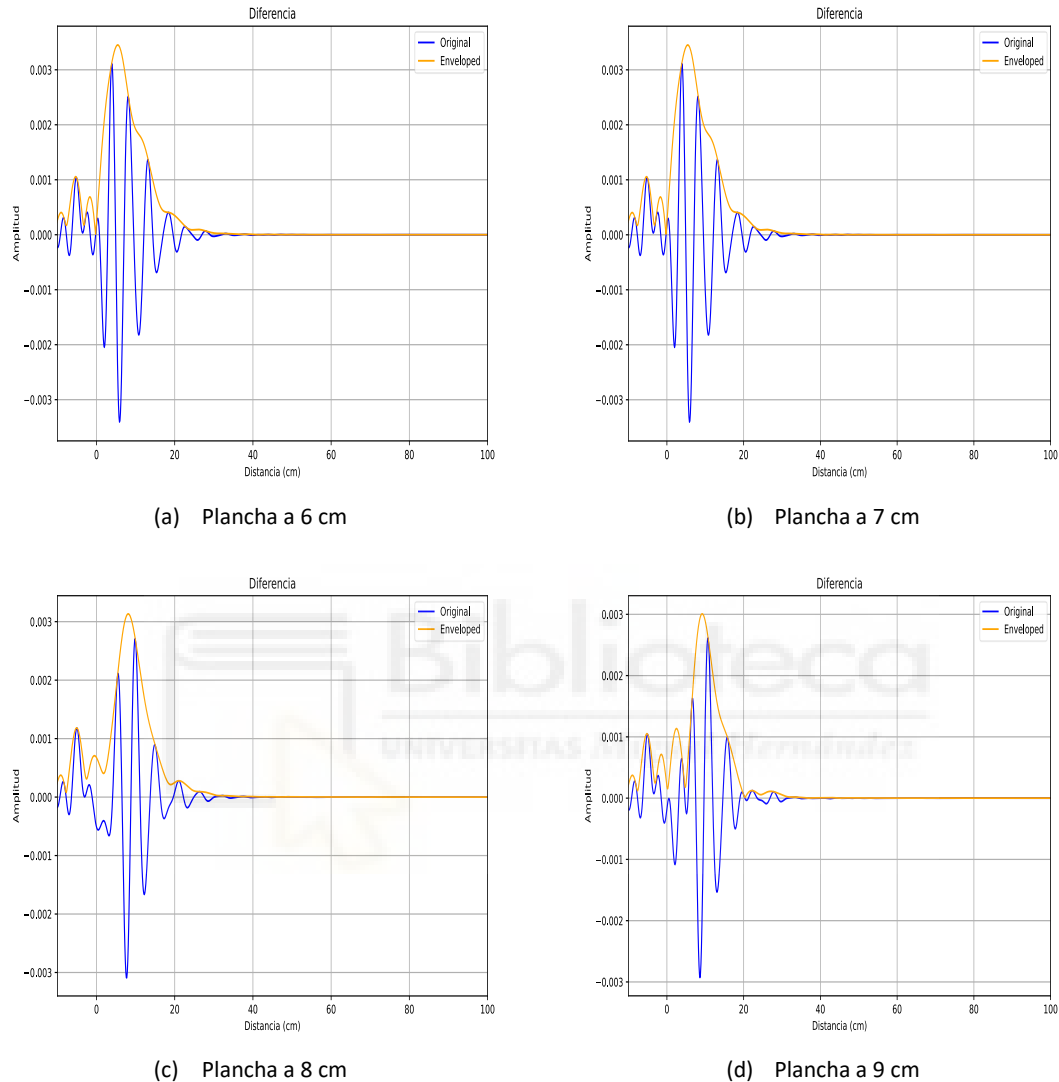


Figura 34: Variación de distancia con propiedades dieléctricas no dispersivas.

La Figura 35 muestra la comparación entre la respuesta de la antena frente a una plancha metálica y frente a un tejido cerebral modelado como un medio con propiedades dieléctricas no dispersivas. Esta comparación permite observar cómo el tipo de medio reflectante influye en la forma y la amplitud del pulso recibido.

Cuando la antena se sitúa frente a la plancha metálica, el pulso reflejado presenta una amplitud elevada y una forma bien definida, con un máximo principal claramente

visible. Este comportamiento es consistente con el carácter altamente conductor del metal, que provoca una reflexión casi total de la onda electromagnética incidente. La energía reflejada retorna hacia la antena sin sufrir pérdidas apreciables, lo que se da lugar a una señal intensa y concentrada en el tiempo.

En cambio, al sustituir la plancha metálica por un tejido no dispersivo, la forma del pulso reflejado cambia de manera apreciable. El tejido no actúa como un reflector perfecto, de modo que parte de la energía se refleja en la interfaz aire-tejido, mientras que otra parte se transmite al interior del medio y se atenúa debido a las pérdidas dieléctricas. El pulso reflejado presenta una menor amplitud y una respuesta temporal más suavizada.

A pesar de esta reducción de amplitud, el máximo principal del pulso se sigue distinguiendo con claridad. Es decir, aunque la señal es menos intensa que en el caso de la plancha metálica, el máximo del pulso continúa siendo identificable en el dominio temporal.

Esto sugiere que, incluso cuando el medio deja de comportarse como un reflector ideal y aparecen pérdidas dentro del tejido, el sistema conserva la capacidad de localizar la interfaz aire-tejido. En consecuencia, sigue siendo posible utilizar ese pulso como referencia para estimar desplazamientos, que es precisamente el objetivo del estudio.

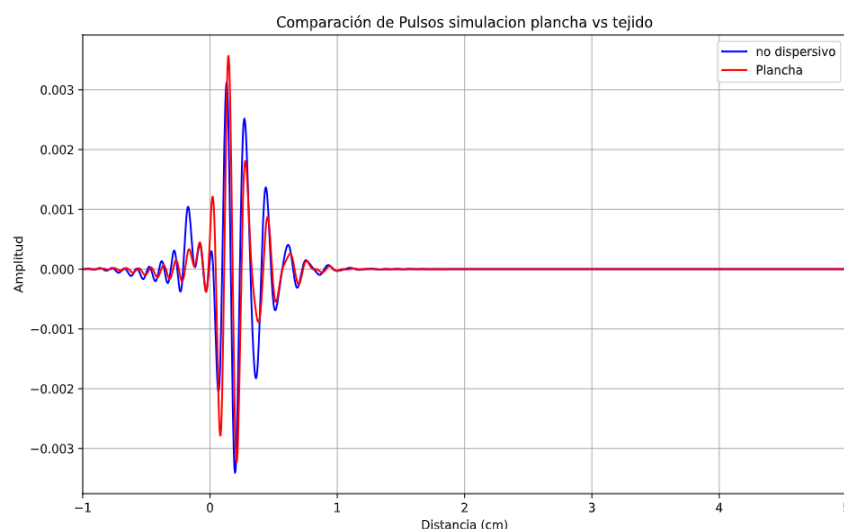


Figura 35: Comparación de pulsos reflejados en plancha metálica y tejido cerebral no dispersivo a 6 cm.

4.4 ANÁLISIS CON MATERIAL CEREBRAL DE PROPIEDADES DIELECTRICAS DISPERSIVAS.

En la parte correspondiente al material cerebral dispersivo se analiza el comportamiento de la antena frente a un modelo cuyas propiedades dieléctricas dependen de la frecuencia. A diferencia del modelo de permitividad no dispersiva, el caso dispersivo considera la variación de la permitividad relativa y de la tangente de pérdidas en el rango de frecuencias comprendidas entre 1 y 6.5 GHz. El objetivo de esta simulación es evaluar si esta dependencia frecuencial introduce cambios apreciables en la forma, la amplitud o la posición temporal del pulso reflejado.

Los resultados muestran que los pulsos obtenidos con el material dispersivo presentan una respuesta temporal prácticamente idéntica a la observada en el caso no dispersivo. El pulso reflejado aparece en la misma posición temporal, con una amplitud muy similar, y el máximo característico utilizado para su identificación se localiza en el mismo instante, tal como se observa en la Figura 36. No se aprecian desplazamientos temporales adicionales ni deformaciones relevantes en la señal que indiquen un efecto dispersivo significativo en la propagación.

Esta coincidencia no representa un error de simulación, sino un comportamiento esperable desde el punto de vista físico. En el rango de frecuencias considerado, tanto la permitividad relativa como la tangente de pérdidas varían de manera suave, de modo que la señal electromagnética experimenta una respuesta efectiva casi constante. Como consecuencia, el material se comporta de forma muy similar a un medio no dispersivo, permitiendo que el pulso conserve su forma y su posición temporal.

En conclusión, el sistema muestra una elevada robustez frente a una dispersión dieléctrica moderada. El pulso reflejado se mantiene estable y la estimación de distancias conserva su precisión incluso cuando se emplean modelos con propiedades dieléctricas dependientes de la frecuencia.

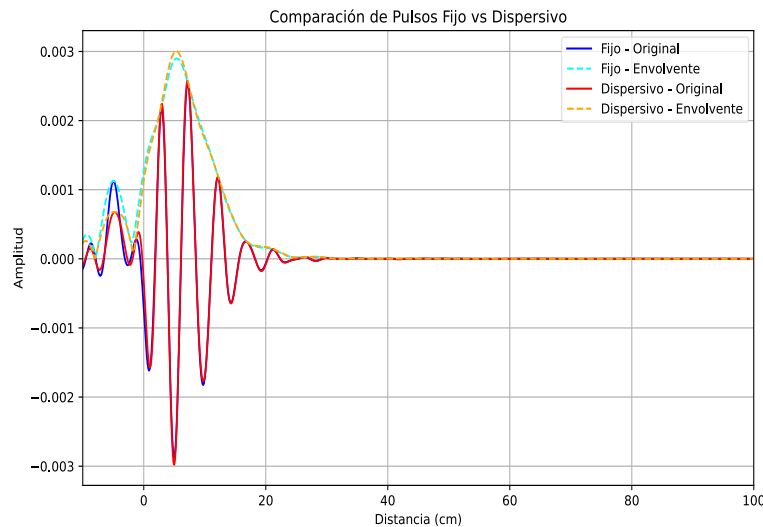


Figura 36: Comparación del pulso dispersivo y el no dispersivo.

4.5 MODELO CEREBRAL DISPERSIVO CON DEFORMACIONES.

El objetivo de esta simulación es evaluar la robustez y sensibilidad del sistema ante cambios geométricos en un medio dieléctrico, que representan el fenómeno de *brain-shift*, el desplazamiento físico del tejido cerebral asociado a variaciones en la presión intracraneal durante una intervención quirúrgica.

El modelo cerebral empleado es el descrito en el capítulo 3, donde se detallan tanto su geometría como sus propiedades dieléctricas dispersivas. En todos los casos analizados, la antena se sitúa a una distancia de 5 cm respecto al modelo cerebral, distancia que se toma como posición de referencia. Esta referencia se mantiene en continuidad con los estudios previos realizados con la plancha metálica y con material cerebral dispersivo y no dispersivo, de forma que cualquier variación observada en la respuesta temporal pueda atribuirse exclusivamente a cambios en la geometría del tejido y no a una modificación de la configuración del sistema.

A partir de esta configuración base, se introducen distintas deformaciones geométricas del tejido para simular diferentes niveles de *brain-shift*. En concreto, se han

considerado cuatro condiciones, un caso sin deformación (sin *brain-shift*) y tres casos con deformaciones de 15 mm, 25 mm y 35 mm, que representan situaciones de *brain-shift* leve, moderado y grave, respectivamente. En la Tabla 6 se recogen las distancias estimadas, correspondientes a la distancia entre el modelo cerebral y la antena que se ha obtenido con el software y el *brain-shift* asociado, expresado en milímetros.

Condición de deformación	Deformación (mm)	Distancia estimada por Software (cm)	<i>Brain-shift</i> (mm)
Sin deformación	0	5	0
Leve	15	5,78	0,78
Moderado	25	6,87	1,87
Grave	35	8,12	3,12

Tabla 6: Distancias estimadas y *brain-shift* detectado.

Al observar la Figura 37, correspondiente al caso sin deformación, el pulso reflejado presenta una forma particular en comparación con los casos deformados. En esta situación, la geometría del modelo es completamente regular y el tejido no presenta desplazamientos. De este modo, el modelo cerebral se encuentra exactamente a 5 cm de la antena, por lo que el tiempo de ida y vuelta de la señal es el mínimo dentro de las configuraciones estudiadas.

En ese mismo intervalo temporal todavía está presente la señal generada por la propia excitación de la antena, así como su interacción inmediata con el medio situado justo delante de ella. Estas contribuciones corresponden a la respuesta inicial del sistema, que aparece inmediatamente después de la emisión del pulso. Como ambas señales llegan prácticamente al mismo tiempo, la reflexión procedente del tejido se superpone parcialmente con esta señal inicial.

Esta superposición da lugar a un pulso con varias oscilaciones muy próximas entre sí, de modo que el primer máximo no queda claramente separado y la señal resulta visualmente menos definida que en los casos con deformación, donde la reflexión aparece más retrasada y aislada en el tiempo.

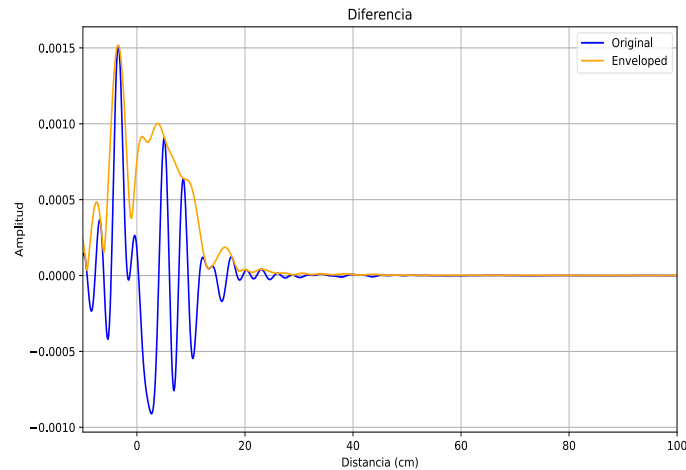
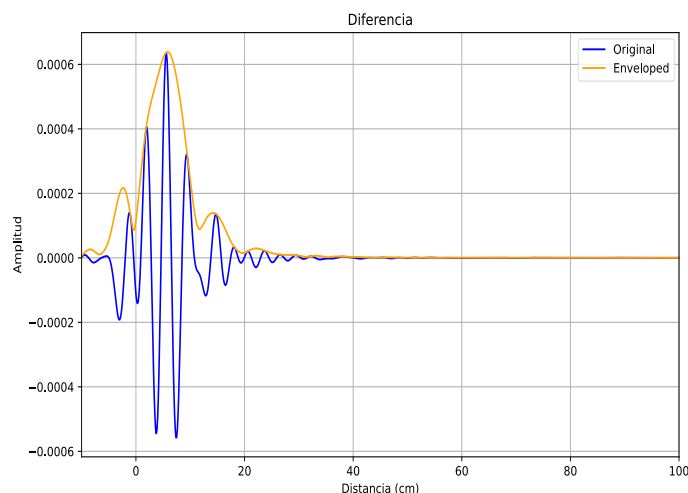


Figura 37: Pulso sin deformación.

En el caso de la deformación leve 15 mm (Figura 38), el pulso reflejado aparece ligeramente desplazado hacia la derecha respecto al caso sin deformación, lo que indica un aumento del tiempo de propagación.

A partir del análisis temporal se obtiene una nueva distancia efectiva entre la antena y el modelo cerebral, que resulta ligeramente superior a la de referencia. La diferencia entre ambas distancias se traduce en un *brain-shift* estimado de 0,78 mm. Este valor no coincide con los 15 mm de deformación aplicada, ya que el sistema no mide directamente el desplazamiento geométrico, sino el retardo temporal del pulso reflejado. Por tanto, el valor obtenido corresponde al desplazamiento electromagnéticamente detectable y no al desplazamiento geométrico total aplicado.

Figura 38: Pulso con una *brain-shift* de 15 mm.

Para la deformación moderada de 25 mm (Figura 39), el desplazamiento temporal del pulso es más evidente. El pulso reflejado se separa claramente del caso de referencia, lo que permite identificar un *brain-shift* de 1.87 mm. La señal mantiene una forma definida, lo que permite una estimación fiable del desplazamiento del tejido.

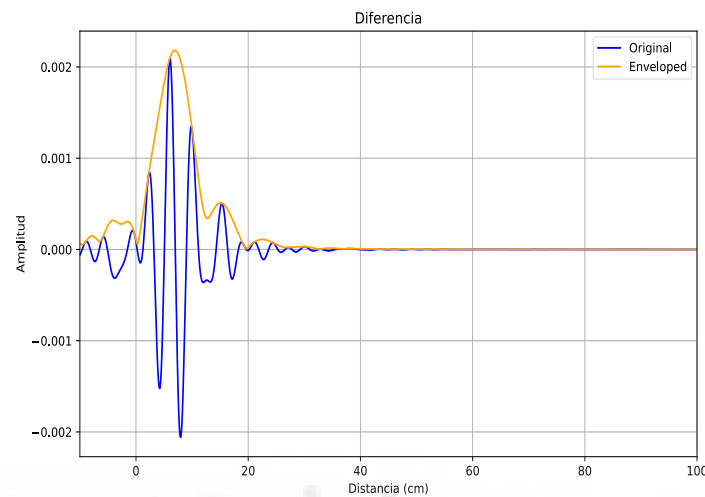


Figura 39: Pulso con un *brain-shift* de 25 mm.

Finalmente, en la Figura 40, correspondiente a una deformación grave de 35 mm, el pulso aparece significativamente desplazado hacia la derecha y presenta una ligera reducción de amplitud. Esta atenuación está asociada al aumento de la separación efectiva entre la antena y la interfaz reflejante, así como a las mayores pérdidas introducidas por el recorrido adicional en el medio. A pesar de ello, el desplazamiento temporal es claramente identificable y se obtiene un *brain-shift* de 3.12 mm, en concordancia con la deformación aplicada al modelo.

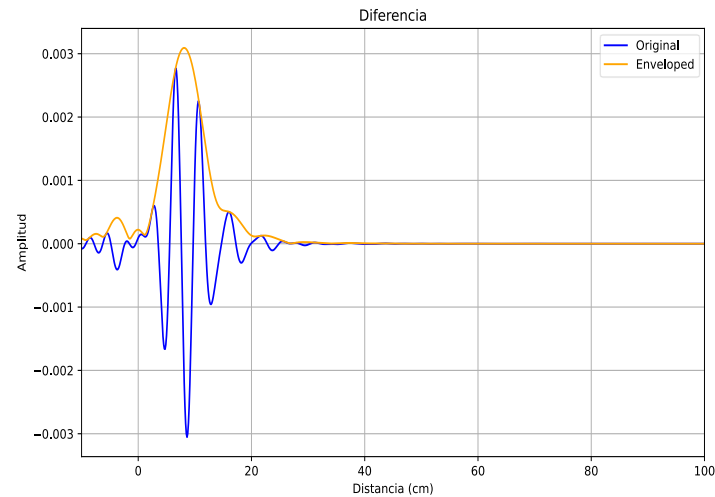


Figura 40: Pulso con un *brain-shift* de 35 mm.

La comparación conjunta de todos los pulsos (Figura 41) permite observar de forma clara cómo los casos con deformación se desplazan progresivamente hacia la derecha respecto al caso sin deformación. Este comportamiento confirma que el sistema es capaz de detectar y cuantificar desplazamientos del tejido cerebral a partir del retardo temporal del pulso reflejado, manteniendo una relación coherente entre el nivel de deformación y el *brain-shift* estimado.

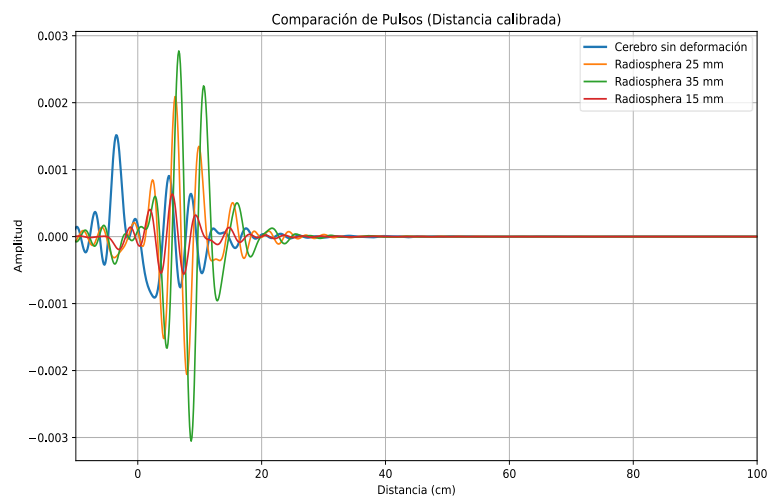


Figura 41: Comparación de todos los pulsos juntos.

4.6 DISCUSIÓN

En los resultados se observa que el sistema responde de forma coherente cuando se introducen desplazamientos del tejido cerebral. Al modificar la posición del tejido en el modelo, el pulso reflejado se desplaza en el tiempo de manera consistente, lo que permite relacionar directamente ese desplazamiento temporal con cambios reales en la posición del tejido.

La capacidad para distinguir estos cambios está ligada a la anchura del pulso y a cómo se propaga la onda en el medio. En las condiciones estudiadas, el pulso presenta una duración lo suficientemente reducida como para diferenciar desplazamientos pequeños, que son precisamente los relevantes en el contexto del *brain-shift*. Esto indica que, dentro del rango analizado, el sistema ofrece una resolución espacial adecuada para el objetivo del estudio.

Aun así, existen limitaciones que conviene tener en cuenta. La presencia del tejido provoca una atenuación clara de la señal reflejada, lo que reduce la amplitud del pulso y hace que su detección y determinación precisa sean más exigentes cuando los desplazamientos son muy pequeños. Además, para distancias cortas entre la antena y el tejido, la reflexión puede mezclarse con las contribuciones iniciales del sistema, dando lugar a pulsos menos definidos y dificultando la localización exacta de su posición temporal.

Por último, el modelo utilizado en la simulación simplifica bastante la realidad. En un entorno clínico el tejido cerebral no es homogéneo, sino que presenta distintas capas e interfaces que pueden generar reflexiones adicionales y alterar la forma del pulso recibido. Aunque estos efectos no se han considerado en este trabajo, pero podrían afectar en la precisión final del sistema.

En conjunto, los resultados muestran que el sistema es capaz de detectar desplazamientos del tejido cerebral de forma consistente dentro de un entorno controlado, esto apoya su posible aplicación, aunque sería necesario seguir profundizando y analizar su comportamiento en condiciones más cercanas a la práctica real.

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

5.1 CONCLUSIONES

A lo largo de este trabajo se ha analizado el comportamiento de una antena de microondas frente a distintos escenarios de propagación con el objetivo de evaluar su capacidad para detectar desplazamientos en un medio biológico, reproduciendo el fenómeno de *brain-shift*. Para ello, se combinaron simulaciones electromagnéticas, el procesamiento de parámetros S y el análisis en el dominio del tiempo y medidas experimentales.

Primero, se analizó la respuesta de la antena frente a una plancha metálica situada a diferentes distancias. Tras transformar los parámetros S al dominio temporal, se observó que la distancia de 5 cm ofrece la respuesta con menor error, por lo que se adoptó como referencia para el resto de simulaciones.

A continuación, se evaluó el comportamiento de la antena frente a un tejido cerebral con propiedades dieléctricas no dispersivas y dispersivas. En el caso no dispersivo, fue necesario definir un criterio de detección concreto para identificar de forma consistente el punto de referencia temporal del pulso reflejado. En el caso dispersivo, los pulsos obtenidos presentaron una forma y una posición temporal muy similares a las del modelo no dispersivo, lo que indica que, en el rango de frecuencias empleado, la dispersión dieléctrica no introduce cambios apreciables en la respuesta temporal. Esto permite considerar el modelo no dispersivo como una aproximación válida para el análisis realizado.

Posteriormente, se introdujeron deformaciones controladas en un modelo dispersivo cerebral de geometría esférica para simular el *brain shift*. Se analizaron cuatro casos, sin deformación y con deformaciones de 15 mm, 25 mm y 35 mm. En el caso sin

deformación, se seleccionó como referencia el punto del pulso que presentaba una mayor repetibilidad temporal. En los casos con deformación, se empleó un criterio coherente que permitió identificar el desplazamiento del pulso reflejado asociado a la interfaz del tejido. Los resultados mostraron desplazamientos crecientes y coherentes con las deformaciones aplicadas, obteniéndose estimaciones de *brain-shift* de 0,78 mm, 1,87 mm y 3,12 mm. Estos resultados confirman que el sistema es capaz de relacionar el retardo temporal del pulso reflejado con desplazamientos espaciales del medio simulado.

Por último, se realizaron medidas experimentales de la antena frente a una plancha metálica con el objetivo de comparar los resultados de simulación con un entorno real. Las formas de los pulsos reflejados y las distancias estimadas fueron similares a las obtenidas en simulación, observándose pequeñas diferencias que pueden atribuirse al entorno de medida, a las pérdidas del sistema y al ruido. Esta similitud apoya la coherencia del modelo empleado, si bien la validación experimental del trabajo queda limitada a este escenario sencillo y no incluye todavía medidas en modelos biológicos reales.

En conjunto, el trabajo realizado muestra que, mediante simulaciones electromagnéticas y un procesamiento adecuado en el dominio temporal, es posible detectar desplazamientos internos en un medio biológico idealizado. Aunque el estudio se basa principalmente en simulaciones, los resultados obtenidos permiten sentar una base sólida para futuras investigaciones orientadas al análisis del *brain-shift* mediante técnicas de microondas.

5.2 LÍNEAS FUTURAS

Para poder mejorar los resultados del proyecto se proponen las siguientes líneas futuras. Avanzar hacia modelos más realistas del medio biológico. En este sentido, una primera mejora consistiría en emplear geometrías cerebrales más complejas, basadas en imágenes médicas reales, que permitan reproducir de forma más fiel la anatomía del cerebro. Además, la inclusión de modelos multicapa que consideren piel, cráneo y tejido

cerebral permitiría analizar el efecto de cada interfaz en la propagación de la onda y en la forma del pulso reflejado, aproximando el estudio a un escenario clínico real.

Otra línea de mejora relevante sería la evaluación del sistema utilizando diferentes antenas y configuraciones. El uso de varias antenas, o de arreglos de antenas, permitiría estudiar técnicas de localización más avanzadas y analizar cómo la posición y orientación de las antenas influyen en la detección del desplazamiento del tejido. Esto podría contribuir a mejorar la resolución espacial y la robustez del sistema frente a pequeñas variaciones en la medida.

Asimismo, el procesamiento de señal podría ampliarse mediante la implementación de técnicas más avanzadas, como algoritmos automáticos de detección del pulso reflejado, métodos de correlación temporal o técnicas de filtrado adaptativo. Estas herramientas permitirían reducir la dependencia de criterios manuales y mejorar la precisión en la estimación del retardo temporal, especialmente en escenarios con mayor ruido o con señales más atenuadas.

Desde el punto de vista experimental, sería necesario realizar medidas adicionales empleando modelos biológicos complejos, que reproduzcan de forma más realista las propiedades electromagnéticas de los tejidos. Esto permitiría validar los resultados obtenidos en simulación en condiciones más cercanas a la realidad y analizar las limitaciones prácticas del sistema. Asimismo, el estudio del efecto del cráneo sobre la propagación de la onda sería un paso clave para evaluar la viabilidad del sistema en aplicaciones reales.

Finalmente, se plantea el desarrollo de un prototipo experimental que integre la antena, la electrónica de adquisición y el procesamiento de señal en un único sistema. Este prototipo permitiría realizar estimaciones de desplazamiento en tiempo casi real y sentaría las bases para una futura validación clínica del sistema en entornos controlados.

CAPÍTULO 6: BIBLIOGRAFÍA

- [1] B. Kim, H. Kim, S. Kim, and Y. Hwan kim, "A brief review of non-invasive brain imaging technologies and the near-infrared optical bioimaging," *Applied Microscopy*, vol. 51, no. 1, pp. 1-10, 2021. [Online]. Available: https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8227874/pdf/4269_2021_Article_58.pdf
- [2] Perlove Medical, "Comparación de modalidades de imágenes médicas: rayos X, tomografía computarizada y resonancia magnética en la práctica clínica." [Online]. Available: <https://www.perlove.net/es/Comparación-de-modalidades-de-imágenes-médicas%3A-radiografía--TC-y-RM-en-la-práctica-clínica/>
- [3] S. S. D. Fulari, "A comprehensive review of microwave imaging for brain tumor detection, " *arXiv*, Sep. 2023. [Online]. Available: <https://arxiv.org/abs/2309.13090>
- [4] C. Origlia, D. O. Rodríguez-Duarte, J. A. Tobón Vásquez, J. -C. Bolomey, and F. Vipiana, "Review of microwave near-field sensing and imaging devices in medical applications," *Sensors*, vol. 24, no. 14, 2024, Art. no. 4515. [Online]. Available: <https://www.mdpi.com/1424-8220/24/14/4515>
- [5] K. Correa-Arana, O. A. Vivas-Alban, and J. M. Sabater-Navarro, "Neurosurgery and brain shift: Review of the state of the art and main contributions of robotics," *Tecnológicas*, vol. 20, no. 40, pp. 125-138, 2017.
- [6] D. O. Rodríguez-Duarte, J. A. Tobón Vásquez, R. Scapaticci, G. Turvani, M. Cavagraro, M. R. Casu, L. Crocco, and F. Vipiana, "Experimental validation of a microwave system for brain stroke 3-D imaging," *Diagnostics*, vol. 11, no. 7, jul. 2021, Art. no. 1232. [Online]. Available: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8307256/pdf/diagnostics-11-01232.pdf>

- [7] T. Hartkens, D. L. G. Hill, A. D. Castellano-Smith, D. J. Hawkes, C. R. Maurer Jr., A. J. Martin, W. A. Hall, H. Liu, and C. L. Truwit, "Measurement and analysis of brain deformation during neurosurgery, " IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 22, no. 1, pp. 82-92, 2003. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org/document/1191362>
- [8] A. Goriely, M. G. Geers, G. A. Holzapfel, J. Jayamohan, A. Jerusalem, S. Sivaloganathan, W. Squier, J. A. W. van Dommelen, S. Waters, and E. Kuhl, "Mechanics of the brain: perspectives, challenges, and opportunities, "Biomech. Model. Mechanobiol., vol. 14, no. 5, pp. 931-965, 2015. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25716305/>
- [9] D. M. Pozar, Microwave Engineering, 4th ed. Hoboken, NJ, USA: Wiley, 2012.
- [10] E. A. Navarro, Apuntes de Sistemas Electrónicos de Comunicación. Universidad Miguel Hernández, 2023.
- [11] C. A. Balanis, Antenna Theory: Analysis and Design, 4th ed. Hoboken, NJ, USA: Wiley, 2016.
- [12] M. N. O. Sadiku, Elements of Electromagnetics, 7th ed. Oxford, U.K: Oxford University Press, 2015.
- [13] G. Schmid, G. Neubauer, and P. R. Mazal, "Dielectric properties of human brain tissue measured less than 10 h postmortem at frequencies from 800 to 2450 MHz, " Bio electromagnetics, 2003. [Online]. Available: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12929161/>
- [14] C. Liu, C. Liao, Y. Peng, W. Zhang, B. Wu, and P. Yang, "Microwave sensors and their applications in permittivity measurement, " Sensors, vol. 24, no. 23, 2024, Art. no. 7696. [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/s24237696>
- [15] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature, "Phys. Med. Biol., vol. 41, no. 11, pp. 2231-2249, 1996.
- [16] IT'IS Foundation, "Tissue Properties, " Feb. 2025. [Online]. Available: <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/dielectric-properties/>

- [17] M. A. Mafraji and W. E. Brant, Tomografía computarizada. 2023. [Online]. Available: <https://www.msmanuals.com/es/professional/temas-especiales/principios-de-estudios-por-la-imagen-radiológicas/tomografía-computarizada-tc>
- [18] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, "Medicina Nuclear, "Feb. 2025. [Online]. Available: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/medicina-nuclear>
- [19] "Povisa incorpora un PET-TAC de última generación a su área de Medicina Nuclear, "Vigo al minuto, 10 Dec. 2022. [Online]. Available: <https://www.vigoalminuto.com/2022/12/10/povisa-incorpora-un-pet-tac-de-ultima-generacion-a-su-area-de-medicina-nuclear/>
- [20] National Institute of Biomedical Imaging and Bioengineering, "Imagen por Resonancia Magnética (IRM), "Dec. 2025. [Online]. Available: <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/imagen-por-resonancia-magnética-irm>
- [21] F. Mena, "Ecografía intraoperatoria en cirugía oncológica cerebral y espinal," Rev. Méd. Clínica Las Condes, vol. 28, no. 3, pp. 429-436, 2017. [Online]. Available: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-medica-clinica-las-condes-202-pdf-S0716864017300688>
- [22] L. A. Friedland and A. Morales G., "Sonography programs in California (CAAHEP accredited), "California, Apr. 6, 2024. [Online]. Available: <https://www.grantsformedical.com/sonography-programs-california.html>
- [23] M. Grieves, "The Application of Digital Twins to Biomedical Engineering Products, "Current Trends in Biomedical Engineering & Biosciences, vol.22, no.1, oct. 2023. [Online]. Available: <https://juniperpublishers.com/ctbeb/pdf/CTBEB.MS.ID.556076.pdf>
- [24] A. Martínez-Lozano, C. Blanco-Angulo, C. G. Juan, J. M. Sabater-Navarro, A. Rodríguez-Martínez, H. García-Martínez, and E. Ávila-Navarro, "Toward intraoperative brain-shift detection through microwave imaging system, " IEEE Access, vol. 72, 2023, Art. no. 4011411. [Online]. Available:

<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=10251539>

- [25] "An Introduction to HFSS: Fundamental Principles." [Online]. Available:
<https://athena.ecs.csus.edu/~milica/EEE212/HAND/HFSSintro.pdf>
- [26] A. J. Martínez, FEM-04. Método de Elementos Finitos (MEF): Conceptos Básicos y Aplicaciones Prácticas, 5th ed., Dec. 2023. [Online]. Available:
<https://www.icemm.com/metodo-elementos-finitos-conceptos-basicos-aplicaciones-practicas/>
- [27] Keysight Technologies, "Advanced Design System (ADS)." [Online]. Available:
<https://www.keysight.com/us/en/products/software/pathwave-design-software/pathwave-advanced-design-system.html>
- [28] L. Valls Antón, Procesado y análisis de señales de banda ancha en transmisión y reflexión en el rango de las microondas, Trabajo Fin de Grado, Universidad Miguel Hernández, Elche, España, jun. 2024.
- [29] Keysight Technologies, "Technical Support: P9371A Keysight Streamline USB Vector Network Analyzer, 6.5 GHz, "Feb. 10, 2021. [Online]. Available:
<https://www.keysight.com/us/en/support/P9371A/streamline-usb-vector-network-analyzer-6-5-ghz.html>