

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS DE
TELECOMUNICACIÓN



UNIVERSITAS
Miguel Hernández

" DISEÑO Y CARACTERIZACIÓN DE
MATERIALES SINTÉTICOS
BIOCOMPATIBLES Y ANÁLISIS DE LA
PERMITIVIDAD RELATIVA DE MODELOS
BIOLÓGICOS EN SISTEMAS DE IMAGEN
MÉDICA POR MICROONDAS "

TRABAJO FIN DE GRADO

Junio -2024

AUTOR: Maya Moreno Payá

DIRECTOR/ES: Ernesto Ávila Navarro

Julia Arias Rodríguez

AGRADECIMIENTOS

Me gustaría agradecer este trabajo a mi tutor Ernesto Ávila Navarro por todo su apoyo y colaboración durante este periodo de duración. Ha sido un pilar fundamental y sin el este trabajo no habría sido posible.

Además, me gustaría dar las gracias a Julia Arias Rodríguez por su ayuda en varios estudios del trabajo y por enseñarme multitud de conceptos y conocimientos muy importantes, sin ella este trabajo tampoco habría sido posible.

Por último, quiero dar las gracias a mi familia y a mis amigos por estar a mi lado siempre y confiar en mí.



RESUMEN Y PALABRAS CLAVE

Durante todo el trabajo se abarcarán estudios basados en los nuevos sistemas de detección de cáncer de mama mediante las microondas. Las grandes ventajas y facilidades que presentan estos sistemas como la rapidez y bajos costes, además de no ser invasivos ni ionizantes, han dado lugar al uso de estos en muchos ámbitos, como es nuestro caso, en el ámbito de la medicina.

La permitividad compleja es una propiedad física muy importante, que permite obtener información de los materiales cuando interactúan con un campo eléctrico, y que estará presente en todo el trabajo. Esta propiedad se analiza en varios estudios para determinar la degradación de materiales sintéticos biocompatibles, que previamente serán diseñados mediante mezclas y disoluciones, además de poder distinguir el tipo de material o tejido biológico presente, debido al cambio de esta propiedad física, lo que utilizaremos como base de nuestro trabajo para poder diferenciar tejido y tumor. Otro objetivo de este trabajo es poder determinar la permitividad relativa mediante los resultados obtenidos en simulaciones diseñadas simulando de manera simple el sistema de detección de cáncer de mama que está construido en el laboratorio de investigación del departamento de ciencia de los materiales, óptica y electrónica.

Finalmente, este trabajo pretende afirmar que este tipo de sistemas basados en las microondas son efectivos y presentan un gran potencial con resultados acertados y precisos frente a los sistemas de la actualidad.

Palabras clave: microondas, permitividad relativa, electromagnetismo, propiedades dieléctricas, antenas, caracterización de materiales, detección de tumores, cáncer de mama.

ABSTRACT

During the work, we take on different studies that are based on the new breast cancer detection systems using microwaves. These systems present lots of advantages and eases, like the speedy and low costs. Apart from that, they are not invasive and have no ionizing characteristics, which has given rise to the use of these systems in lots of fields, although in our case we are applying it in field of medicine.

Complex permittivity is a very important physics property, it allows get information about materials with an electric camp interaction and it will be present during all work. With it, different studies will can be determined to demonstrate the degradation of biocompatible synthetic materials, which will previously be designed through mixtures and solutions, furthermore the type of the material or the biologic tissue can be differentiate because of the permittivity variation, this quality can determine the difference between tissue and malignant tissue and it will be the basis of the entire work. The other objective is the possibility of determining the relative permittivity through the obtained results in simulations in the simple system for breast cancer detection which is designed in the research laboratory of the department of materials science, optics and electronics.

Finally, this work pretends to affirm the effectiveness of microwave systems and the high, accurate, and precise results compared to modern systems.

Key Words: microwave, relative permittivity, electromagnetism, dielectric properties, antennas, material characterization, tumour detection, breast cancer.

ÍNDICE

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS	15
1.1 CONTEXTUALIZACIÓN.....	15
1.2 INTRODUCCIÓN	18
1.2.1 IMPORTANCIA DE LA PERMITIVIDAD RELATIVA.....	19
1.2.2 IMPORTANCIA DEL DISEÑO DE MATERIALES SINTÉTICOS	21
1.2.3 SONDA COAXIAL DE EXTREMO ABIERTO	22
1.2.4 GEMELO DIGITAL.....	22
1.3 OBJETIVOS.....	23
1.4 CONTENIDO DE LA MEMORIA.....	24
CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE	25
2.1 CONCEPTOS BÁSICOS DE LA PERMITIVIDAD COMPLEJA.....	25
2.2 PROPIEDADES DIELECTRICAS DE LOS MATERIALES BIOLÓGICOS.....	30
2.3 SISTEMAS DE IMÁGEN MÉDICA POR MICROONDAS	32
2.4 IMPORTANCIA DE LOS GEMELOS DIGITALES	37
2.5 OBTENCIÓN DE LA PERMITIVIDAD RELATIVA.....	39
CAPÍTULO 3: MATERIALES Y MÉTODOS	43
3.1 MATERIALES SINTÉTICOS	43
3.2 EQUIPO DE MEDIDA CON SONDA COAXIAL	46
3.3 PROGRAMA ANSYS HFSS	49
CAPÍTULO 4: RESULTADOS	57
4.1 DEGRADACIÓN DE LOS MATERIALES BIOCOMPATIBLES	57
4.2 ESTUDIO DEL CONTROL DE LA CONDUCTIVIDAD	60
4.3 SIMULACIONES EN EL GEMELO DIGITAL.....	63
4.4 OBTENCIÓN DE LA PERMITIVIDAD MEDIANTE SIMULACIONES EN HFSS.....	74
CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	83
CAPÍTULO 6: BIBLIOGRAFÍA	87
ANEXO	91

ÍNDICE DE FIGURAS

- [1] Sistema experimental completo.
- [2] Sonda coaxial de extremo abierto, Keysight N1501A, Slim probe.
- [3] Diagrama vectorial de la permitividad compleja.
- [4] Representación de la ecuación de Debye para un dieléctrico perfecto.
- [5] Espectro electromagnético.
- [6] Primera radiografía de Roentgen a la mano de su mujer.
- [7] Técnica de Ecografía.
- [8] Sistema de resonancia magnética.
- [9] Sistema de TAC/PET.
- [10] Materiales utilizados en el diseño de las muestras.
- [11] Mezcla en agitador magnético sin temperatura.
- [12] Recipientes de polipropileno con un tapón de rosca hermético.
- [13] Sonda coaxial de extremo abierto, Keysight N1501A, Slim probe.
- [14] Analizador de redes Keysight, modelo P9371A.
- [15] Bloque de cortocircuito.
- [16] Herramientas de diseño.
- [17] Propiedades de la estructura.
- [18] Asignación de campos electromagnéticos.
- [19] Simulación antena sola en HFSS.
- [20] Simulación antenas enfrentadas en HFSS.
- [21] Simulación antenas enfrentadas con objeto en medio en HFSS.
- [22] Manual parámetros de simulación.
- [23] Diseño de los cuatro modelos de cada material biocompatible.
- [24] Medida promediada temporalmente en función de la frecuencia para a) tumor, b) alta densidad, c) media densidad y d) baja densidad, mostrando la permitividad relativa (parte real en panel superior y parte imaginaria en panel inferior).
- [25] Resultados soluciones acuosas con distintos porcentajes de NaCl.
- [26] Resultados mezcla tumor con porcentajes de NaCl.
- [27] Simulación de una antena tipo parche con conector SMA.
- [28] Representación del parámetro S (1,1) de la antena tipo parche.
- [29] Ganancia de una antena tipo parche.

- [30] Simulación diagramas de radiación, a la izquierda se observa el plano E y a la derecha el plano H.
- [31] Simulación antenas gemelas enfrentadas.
- [32] Representación de los parámetros S (1,1) y S (2,1) de dos antenas enfrentadas.
- [33] Resultados del retardo de grupo para una distancia de 30 cm.
- [34] Pulso gaussiano.
- [35] Pulso derivada del pulso Gaussiano.
- [36] Pulso derivada del pulso Gaussiano en frecuencia.
- [37] Pulso transmitido multiplicado por el pulso derivada.
- [38] Resultado pulso transmitido.
- [39] Comparativa de las simulaciones con las distintas distancias asignadas.
- [40] Simulación de dos antenas enfrentadas con material entre ellas con permitividad relativa de 30.
- [41] Simulación de los resultados de retardo de grupo.
- [42] Esquemático en ADS de dos antenas enfrentadas con material en medio con permitividad relativa de 30.
- [43] Representación de parámetros S (1,1), S (2,1), fase (S (2,1)) y retardo de grupo.
- [44] Pulsos transmitidos según el tipo de material asignado entre las antenas enfrentadas.
- [45] Comparativa pulsos transmitidos antenas enfrentadas con objeto en medio.
- [46] Comparativa de los pulsos transmitidos para las permitividades dieléctricas hasta 60.

ÍNDICE DE TABLAS

- [1] Cantidades para el diseño de las mezclas de los tejidos sintéticos biocompatibles.
- [2] Cantidades ajustadas a 60ml.
- [3] Parámetros obtenidos mediante la expresión de Cole-Cole para soluciones acuosas.
- [4] Parámetros obtenidos mediante la expresión de Cole-Cole para mezcla de tumor.
- [5] Obtención de la distancia entre dos antenas gemelas mediante el retardo de grupo de la simulación.
- [6] Obtención de la distancia entre dos antenas gemelas con retardo de grupo real y porcentaje de error.
- [7] Media del retardo de grupo para ϵ igual a 10, 20 y 30.
- [8] Obtención de la permitividad relativa para ϵ igual a 10, 20 y 30.
- [9] Valores de la permitividad dieléctrica para cada tipo de material.





CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN Y OBJETIVOS

1.1 CONTEXTUALIZACIÓN

Se ha demostrado que las propiedades específicas de la propagación de ondas electromagnéticas a frecuencias de microondas son de interés para aplicaciones biomédicas, ya que este rango de frecuencias de las microondas cubre los procesos de relajación más relevantes de los sistemas acuosos y biológicos, permitiendo la detección, caracterización y seguimiento de una gran cantidad de fenómenos. Además, las profundidades de penetración alcanzables con la radiación de microondas en los tejidos biológicos van desde unos pocos cientos de micras hasta algunos centímetros. De manera que hacen que estas técnicas sean adecuadas para muchas aplicaciones biomédicas si se seleccionan las configuraciones y las frecuencias correctas. Todas estas características, además de la dependencia de la propagación de las microondas sobre la permitividad de los tejidos, que cambia en sanos y en malignos, sumado a la capacidad no invasiva y no ionizante, han llevado a la consideración de las técnicas de microondas para contextos de imágenes médicas [1].

Teniendo en cuenta los sistemas habituales de imágenes médicas por microondas, generalmente se basan en técnicas de tomografía por microondas o en técnicas de radar. Cuando se va a generar una imagen con sistemas de tomografía de microondas, las señales de dispersión obtenidas se invierten para crear un mapa de conductividad y permitividad para los materiales a través de los cuales viajan las microondas [2]. Por el contrario, los sistemas basados en radar hacen uso del retorno de ondas provenientes de los reflejos de los diferentes objetos para construir las imágenes. El rango de frecuencia de funcionamiento de estos sistemas suele estar comprendido entre 1 y 10 GHz, lo que supone un buen equilibrio entre una precisión aceptable y una penetración de energía suficiente en el tejido biológico. Mientras que las técnicas de

tomografía pueden lograr una precisión notable, el procesamiento de la generación de imágenes suele requerir un tiempo considerable, incluso decenas de minutos [3]. Las técnicas de radar, por el contrario, pueden producir las imágenes de una manera más rápida con una precisión similar, aunque requieren técnicas de calibración sofisticadas, generalmente realizadas con medidas en el laboratorio de tejidos biológicos.

Desde hace varios años, el Grupo de Laboratorio de Microondas de Elche, perteneciente al Instituto de Investigación en Ingeniería de Elche de la UMH, viene desarrollando una nueva solución de bajo coste basada en un sistema de microondas para la detección de tumores en cáncer de mama. Esta solución está motivada en las investigaciones a llevar a cabo a analizar las desventajas presentes en los métodos de detección de tumores en cáncer de mama actuales, principalmente generar un sistema no invasivo y no ionizante para los pacientes.

En el comienzo de dicha investigación se diseñó e implementó un sistema de adquisición de datos. El hardware de este sistema está compuesto por componentes de alta frecuencia (antenas, interruptores y cables), un microcontrolador, un analizador de redes vectorial (VNA) utilizado como instrumento de medida y un ordenador dedicado al control y automatización del funcionamiento del sistema (Figura 1a). Se trata de 16 antenas gemelas tipo parche de banda ancha y pequeño tamaño situadas en un contenedor semiesférico (Figura 1b). Las antenas se encargan de emitir y recibir señales de microondas desde y hacia el VNA y que están gestionadas a través de una red de conmutación compuesta de cinco interruptores de alta frecuencia. En cuanto, al sistema de software, el ordenador ejecuta un script de Phyton, el cual se encarga de controlar y automatizar todas las etapas requeridas para la adquisición de datos, desde la inicialización del sistema hardware hasta la realización y almacenamiento de las medidas. Un algoritmo de procesado de señal se encarga finalmente de reconstruir las imágenes médicas a partir de las medidas.

En esta construcción de imágenes se hace uso del llamado algoritmo mejorado de retardo y suma (IDAS) [4], con técnicas de promediado para eliminar ruido y efectos no deseados (generadas por el propio sistema) y un

filtrado con ventana Hamming con el fin de evitar discontinuidades introducidas al analizar solo una fracción de la señal [5].



Figura 1: Sistema experimental completo a) sistema físico más VNA, b) antenas montadas en el contenedor y molde interior.

Hay una gran diferencia entre la respuesta a la propagación de ondas electromagnéticas que produce un tejido sano y la respuesta que produce un tumor maligno. Esto principalmente es debido a la gran cantidad de agua que contienen los tumores malignos, lo que permite la detección basada en microondas, debido a que el agua presenta una constante dieléctrica elevada. Esta diferencia se reduce en los tejidos de alta densidad, que presentan poca grasa, como pasa con los tumores tempranos, disminuyendo la detección. Esta es la situación habitual para los pacientes de menos de 40 años, en los que la mamografía muestra poca efectividad [6].

Para poder validar los resultados que se obtienen con el sistema desarrollado es necesario ponerlo a prueba en diferentes escenarios. Se trata de poder detectar tumores en mamas de diferentes densidades. Para ello, se deben diseñar de forma fiable modelos de mama humana y modelos de tumores que repliquen las propiedades dieléctricas de los tejidos reales.

Este trabajo propone continuar con el sistema de detección médica por microondas basado en las tecnologías de radar. El sistema completo tiene como objetivo la localización y detección de tumores simulando los casos de cáncer de

mama. Además de proporcionar un sistema de imagen rápida no ionizante para la detección precoz del cáncer de mama, se hará un estudio para determinar el límite de detección del sistema mediante la creación de diferentes modelos de densidades con respecto a los tejidos mamarios, así simulando el problema de la detección del cáncer de mama denso para el modelo de alta densidad.

1.2 INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es el mayor cáncer diagnosticado entre la población femenina, ya que los casos que afectan a los hombres son tan solo del 1%. En 2022 fallecieron 670000 personas por cáncer de mama en todo el mundo [7].

Además, en estos últimos años ha crecido de forma considerable la investigación sobre el uso de tecnologías en detección del cáncer de mama [8].

Actualmente, el método más utilizado para la detección del cáncer de mama es la mamografía de rayos X. Sin embargo, esta técnica presenta varios inconvenientes, como la necesidad de una compresión mamaria incómoda y dolorosa, el uso de ondas ionizantes, la consideración de falsos positivos especialmente en pacientes jóvenes debido a la densidad de la mama, etc [9].

Otras técnicas actuales también muestran inconvenientes significativos, como el elevado coste de las imágenes por resonancia magnética (RM), lo que dificulta su uso para detección precoz, o la necesidad de que el paciente tome compuestos radiactivos para la generación adecuada de la imagen como en la tomografía por emisión de positrones.

Estas desventajas han motivado a los científicos e investigadores para encontrar una nueva técnica de detección de cáncer de mama contando con las ventajas de ser no ionizante, no invasivo y a un bajo coste.

En los últimos años se han estudiado algunas tecnologías novedosas para tal fin, como la tomografía fotoacústica (PAT), la tomografía óptica difusa (DOT) o el diagnóstico por imágenes en el rango de las microondas (MWI). Estas técnicas muestran las ventajas comunes comentadas y la no necesidad de comprimir la mama de la paciente (como ocurre con la mamografía de rayos X), mejorando así la experiencia y la comodidad del paciente.

Además, se pueden utilizar imágenes basadas en microondas para la detección y caracterización de materiales biológicos, proporcionando así interesante información adicional [10].

1.2.1 IMPORTANCIA DE LA PERMITIVIDAD RELATIVA

Este trabajo se basa en la interacción entre los materiales y las ondas electromagnéticas, centrándose en la caracterización de materiales biológicos en el rango de frecuencias de microondas con el fin de determinar la permitividad compleja de estos para posteriormente, ser usada en la generación del diseño de un gemelo digital. Se debe tener en cuenta que estas interacciones de las propiedades electromagnéticas no solo son fundamentales para los materiales biológicos, sino que también desempeñan una gran importancia en una gran variedad de aplicaciones y en áreas como la teledetección por microondas, tratamientos médicos, bioingeniería, etc.

Los materiales electromagnéticos nos permiten la ventaja de comprender su comportamiento y de determinar y analizar cómo pueden ser utilizados. Es importante estudiar las propiedades físicas fundamentales que rigen la respuesta de los materiales ante campos eléctricos y magnéticos.

Dentro de estas propiedades clave encontramos la permitividad y la permeabilidad magnética. Estas, determinan cómo los materiales interactúan con las ondas electromagnéticas. La permitividad se refiere a la capacidad de un material para responder y polarizarse ante la existencia de un campo eléctrico externo, mientras que la permeabilidad se refiere a la capacidad que tienen los conductores de afectar y ser afectados por los campos magnéticos, así como la capacidad de crear fuentes de estos sin necesidad de corrientes externas.

Normalmente, se encuentran varios términos referidos a la permitividad, como la permitividad compleja, permitividad relativa, permitividad imaginaria y constante dieléctrica, pero todos estos están relacionados entre sí, su significado específico dependerá del contexto en que se utilicen, según el medio y el tipo de material: lineal, si es proporcional ante el efecto de dos magnitudes relacionadas por una característica física, homogéneo, si las propiedades del material en una dirección particular son iguales en todos los puntos del cuerpo, e isotrópico, si

las propiedades no varían con la dirección, es decir, si sus propiedades son idénticas para todas sus direcciones.

Centrándonos en el trabajo, la permitividad estará presente en todos los apartados, en primer lugar, tras el diseño y creación de los materiales sintéticos biocompatibles se realizará una medida y caracterización de estos mediante una sonda coaxial, con la finalidad de determinar el valor de la permitividad real e imaginaria y así poder obtener los distintos resultados para las distintas réplicas de tejido mamario, observando así la degradación de los materiales. Este proceso se detallará y se comentará más a fondo en el apartado 3.2. “EQUIPO TECNOLÓGICO VNA Y SONDA COAXIAL” y en el capítulo 4 de resultados, concretamente en el apartado 4.1. “DEGRADACIÓN DE LOS MATERIALES BIOCOPATIBLES”.

Sumado a lo comentado, la permitividad estará presente en la parte del diseño del gemelo digital, debido a que tras realizar las simulaciones obtendremos gráficas de los resultados dónde se representan una variedad de parámetros y características importantes de las antenas que nos darán información de esta. Habrá dos tipos de simulaciones, dos antenas enfrentadas a distintas distancias y estas a una distancia determinada con un material entre ellas variando el tipo de este, dónde se determinará la permitividad relativa. Esto será posible gracias a los parámetros proporcionados en las gráficas de los resultados de las simulaciones. Esto se desarrollará de manera completa en el capítulo 2, de manera teórica, en el apartado 2.5 “OBTENCIÓN DE LA PERMITIVIDAD RELATIVA” y en el capítulo 4, mediante los resultados obtenidos, en concreto en el apartado 4.3” SIMULACIONES EN EL GEMELO DIGITAL” y 4.4. “OBTENCIÓN DE LA PERMITIVIDAD RELATIVA MEDIANTE SIMULACIONES EN HFSS”.

1.2.2 IMPORTANCIA DEL DISEÑO DE MATERIALES SINTÉTICOS

Como se ha ido comentando en este capítulo, es necesaria la creación de materiales sintéticos que sean biocompatibles¹ con las distintas densidades mamarias que podemos encontrar en una mama, para así poder utilizar estas muestras como prueba en nuestra investigación.

Este diseño de los materiales es importante debido a la ventaja de poder realizar pruebas físicas con muestras similares a la mama natural, representando distintos rangos de edades que hacen que la mama este en un estado de mayor o menor densidad mamaria. Además, nos permite realizar el estudio de comprobación de resultados y estimar el límite de detección de cáncer de mama para las personas jóvenes, ya que este caso es el más complejo por la presencia de mayor cantidad de agua, no realizando así tanto contraste con el tumor y quedando este escondido en la mayoría de las tecnologías de detección de tumores de mama, dando lugar a los falsos negativos.

Actualmente, se hallan documentadas las recetas y el proceso de elaboración de los tres tipos de tejido mamario que simulan mamas de baja densidad, (pacientes mayores), mamas de densidad media (pacientes de mediana edad), mamas de alta densidad, con bajo contenido en grasa (pacientes jóvenes) [11]. También se dispone de recetas para modelos de tumor. Para la validación de las diferentes recetas, se tomaron como valores de referencia los valores de permitividad de diferentes tejidos mamarios proporcionados por la fundación IT'IS, The *Foundation* for Research on Information Technologies in Society. [12].

Es crucial poder replicar de forma fiable los modelos de diferentes mamas a partir de las recetas y el protocolo de elaboración, porque ello contribuirá a realizar estudios y pruebas del sistema de medida de forma sistemática. En ese sentido, también es importante conocer cuál es la vida útil de los modelos fabricados, por lo que se hace conveniente realizar un estudio de su degradación a lo largo del tiempo.

¹ En el contexto del presente trabajo, el término “biocompatible” aplicado a un material hará referencia siempre a un material que posea propiedades dieléctricas semejantes a un tejido biológico.

1.2.3 SONDA COAXIAL DE EXTREMO ABIERTO

En este trabajo nos centraremos en la sonda coaxial de extremo abierto para la caracterización de los materiales sintéticos biocompatibles. Consiste en una línea coaxial estándar con un extremo que se deja abierto, para así interactuar con la muestra. El funcionamiento de ésta se basa en que los campos en el extremo de la sonda se expanden más allá de la apertura cambiando al entrar en contacto con la muestra de prueba, de manera que la señal reflejada varía según sea la permitividad de aquella. De esta manera, la información proporcionada por la medida del coeficiente de reflexión nos permite obtener información sobre las propiedades dieléctricas del material [13].

La elección de esta sonda es debida a la necesidad de una sonda con altas características para su fiabilidad en los resultados y así determinar las propiedades dieléctricas de las muestras. Durante mi incorporación se adquirió la sonda de Keysight Technologies. Anteriormente, se trabajaba con una sonda coaxial fabricada durante la investigación.

El kit de sonda dieléctrica que se utiliza en este trabajo es el N1501A de Keysight Technologies, Inc, figura 2, determina las propiedades dieléctricas, o permitividad compleja, de muchos materiales entre 10 MHz y 50 GHz.



Figura 2: Sonda coaxial de extremo abierto, Keysight N1501A, Slim probe.

1.2.4 GEMELO DIGITAL

Hoy en día la rapidez y simplicidad a la hora de realizar pruebas es de gran importancia, por ello se realizará el diseño de un gemelo digital de la investigación. Esto nos facilita la realización de diferentes medidas y observación de resultados de manera rápida en comparación con la realización de este en el sistema físico, simular mayor número de veces, con variaciones y cambios que,

en pruebas físicas, ya que sería más costoso. Lo que se traduce a un ahorro de tiempo en medidas, coste y materiales.

Para el diseño del gemelo digital nos basaremos en el programa ANSYS HFSS, es un software de simulación electromagnética (EM) 3D para diseñar y simular productos electrónicos de alta frecuencia como antenas, conjuntos de antenas, componentes de RF (radiofrecuencia) o microondas, interconexiones de alta velocidad, filtros, conectores, paquetes de circuitos integrados y placas de circuito impreso.

En el capítulo 3 “MATERIALES Y MÉTODOS”, concretamente en el apartado 3.3. “PROGRAMA ANSYS HFSS” se explicará el procedimiento del funcionamiento del programa con sus herramientas, opciones de uso y visualizado de resultados.

1.3 OBJETIVOS

Durante el trabajo se intentará alcanzar una serie de objetivos que ayudarán al desarrollo y avance de la investigación llevada a cabo por el Laboratorio de Microondas de Elche. Estos objetivos son:

- Diseño e implementación de materiales sintéticos biocompatibles de tejidos mamarios: Crear réplicas de los diferentes tejidos mamarios y tumor. Estos materiales serán analizados utilizando una sonda coaxial y sus propiedades dieléctricas, así obtenidas, serán comparadas con las propiedades de los tejidos mamarios reales, permitiendo comprobar la similitud y el error de las réplicas.
- Estudio del envejecimiento y control de la conductividad de los materiales sintéticos biocompatibles: Este estudio permitirá determinar el rango de utilidad de las muestras y ajustar su conductividad según nuestro interés.
- Implementación de un modelo digital en simulación: Desarrollar un gemelo digital para el estudio de materiales biocompatibles en sistemas de antenas que facilite la realización de pruebas y obtención

de resultados de manera más rápida en comparación con la realización de estas pruebas en sistemas físicos en el laboratorio.

- Obtención de la permitividad de materiales biocompatibles a partir de la transmisión de pulsos: Utilizar el gemelo digital para determinar la permitividad de los materiales que se sitúen entre las antenas en las simulaciones. Mediante la transmisión de pulsos podremos observar el retardo de grupo y los parámetros S o los coeficientes de transmisión y reflexión.

1.4 CONTENIDO DE LA MEMORIA

El contenido de la memoria se estructurará en 6 capítulos, el primero ya comentado engloba la introducción y los objetivos del trabajo realizado, el segundo capítulo “ESTADO DEL ARTE” se descompone en cinco apartados en los que se detallará de manera teórica los conceptos de permitividad compleja, propiedades dieléctricas de los materiales, sistemas de imagen médica por microondas, los simuladores digitales y como obtener la permitividad relativa de los materiales. En el tercer capítulo “MATERIALES Y MÉTODOS” tendremos tres apartados donde se comentarán los materiales utilizados para los procesos necesarios del desglose del trabajo y los métodos que se han llevado a cabo en cada apartado (diseño de materiales sintéticos biocompatibles, equipo tecnológico VNA y sonda coaxial y el programa ANSYS HFSS). Seguido, en el capítulo 4 “RESULTADOS” habrá cuatro apartados comentando los resultados obtenidos en cada estudio, la degradación de los materiales biocompatibles, el control de la conductividad, en las simulaciones en el gemelo digital y en la obtención de la permitividad relativa mediante simulaciones en HFSS. Finalmente, el trabajo concluirá con los apartados 5 “CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS”, y 6 “BIBLIOGRAFÍA”, dónde se explicará de forma resumida las conclusiones del trabajo y si existen líneas futuras de este y las referencias del trabajo para contrastar información.

CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

2.1 CONCEPTOS BÁSICOS DE LA PERMITIVIDAD COMPLEJA

Los tejidos biológicos presentan una serie de propiedades físicas que los caracterizan. Entre estas propiedades nos centraremos en las propiedades eléctricas, como la conductividad (σ) y la permitividad (ϵ), puesto que nos proporcionarán información sobre la composición del tejido y así poder caracterizarlo. La permitividad eléctrica es un parámetro físico de los materiales que describe cuánto de afectados son por un campo eléctrico, mientras que la conductividad es una medida de la capacidad de las cargas dentro del material para moverse cuando se aplica un campo eléctrico. Otra magnitud a tener en cuenta es la permeabilidad, siendo esta la que indica la capacidad de ciertos materiales a magnetizarse en presencia de un campo magnético. Estas propiedades físicas son, en general, cantidades complejas, compuestas por una parte real y una imaginaria. En este trabajo se considera que los tejidos biológicos no presentan ningún tipo de variación ante campos magnéticos, por lo que la permeabilidad se tomará como la del vacío, $\mu = \mu_0 = 4\pi \times 10^{-7}$ H/m.

Para la mayoría de los materiales, estas propiedades no son constantes, sino que varían con la frecuencia de la señal aplicada. La conductividad y la permitividad son dependientes de la frecuencia, fenómeno conocido como dispersión.

En los materiales dieléctricos, la parte real de la permitividad eléctrica, como se ha comentado anteriormente, indica la capacidad del medio para soportar un campo eléctrico y se expresa en faradios por metro (F/m). Por ejemplo, un campo eléctrico se puede generar al aplicar una diferencia de potencial entre dos conductores separados por un medio dieléctrico. Entonces, si el medio es el vacío, la permitividad será ϵ_0 (8.85×10^{-12} F/m), pero si el medio es cualquier

otro, la permitividad esta tendrá otro valor que podrá expresarse de forma relativa a ϵ_0 . El factor de proporcionalidad será la constante dieléctrica del medio ϵ_r . Así, la parte real de la permitividad, ϵ' , como el producto de la constante dieléctrica por la permitividad del vacío:

$$\epsilon' = \epsilon_r \cdot \epsilon_0 \quad (1)$$

La permitividad compleja, ϵ^* , consta de una parte real (ϵ'), que indica una medida de cuánta energía de un campo eléctrico externo se almacena en un material, y una parte imaginaria (ϵ'') que se refiere a las pérdidas del material, indicando cómo de disipativo es para un campo eléctrico externo [14].

$$\epsilon^* = \epsilon' + j\epsilon'' \quad (2)$$

La permitividad compleja puede representarse en un diagrama vectorial, como se muestra en la figura 3, donde sus componentes están desfasadas 90° y su suma vectorial forma un ángulo δ con el eje real [15]. Este ángulo se relaciona con la pérdida relativa de un material, es decir, la relación entre la energía perdida y la energía almacenada, y la tangente de pérdidas se define como la relación entre la parte imaginaria y la parte real de la constante dieléctrica:

$$\tan \delta = \epsilon''/\epsilon' \quad (3)$$

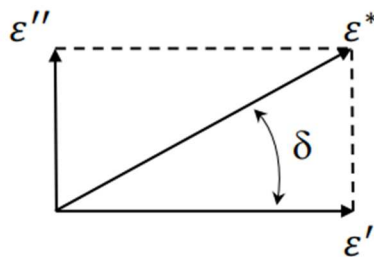


Figura 3: Diagrama vectorial de la permitividad compleja [16].

La conductividad tiene una parte independiente de la frecuencia, debida a la conducción iónica, y una parte dependiente de la frecuencia, causada por la relajación dieléctrica. Así, la parte imaginaria de la permitividad refleja la parte dependiente de la frecuencia de la conductividad:

$$\sigma = 2\pi f \epsilon_0 \epsilon'' \quad (4)$$

Además, se puede asociar la conductividad de un material con la permitividad relativa:

$$\varepsilon^* = \varepsilon' - \frac{j\sigma}{\omega\varepsilon_0} \quad (5)$$

La conductividad se expresa Siemens por metro, S/m, y su valor es inverso al de la resistividad [17].

Estas propiedades (permitividad, permeabilidad y conductividad) determinan el comportamiento de los materiales bajo la influencia de campos electromagnéticos. Las ecuaciones constitutivas del medio, que describen cómo el material responde a estos campos, son fundamentales para entender su comportamiento. Estas ecuaciones son [18]:

$$D = \varepsilon \cdot E \quad (6)$$

$$J = \sigma \cdot E \quad (7)$$

$$B = \mu \cdot H \quad (8)$$

donde D es el vector desplazamiento eléctrico, J la densidad de corriente, B la densidad de flujo magnético, E el campo eléctrico, H el campo magnético. Estas relaciones fundamentales nos permiten comprender y predecir el comportamiento de los materiales cuando interactúan con campos eléctricos y magnéticos, proporcionando una base sólida para la caracterización de los tejidos biológicos en este estudio.

En general, ε , σ y μ son tensores si el material es anisótropo, es decir, dependiente de la orientación de los campos. En la caracterización de tejidos biológicos, consideraremos que los medios son isotrópicos. Esto significa que estas propiedades eléctricas son uniformes en todas las direcciones. En medios isotrópicos, estos parámetros se describen como escalares en lugar de tensores, simplificando así el análisis y el modelado del comportamiento eléctrico de los tejidos biológicos. Esta simplificación es válida para muchas aplicaciones prácticas donde las variaciones direccionales de las propiedades eléctricas son mínimas o pueden despreciarse sin afectar significativamente los resultados.

Como bien se ha comentado anteriormente, hay materiales como los tejidos biológicos en los que no existe cambio ante la presencia del campo magnético y por lo tanto la permeabilidad relativa de los materiales será igual a 1. Por el contrario, sí existe cambio ante la presencia de un campo eléctrico y, por ello, en nuestro trabajo nos centraremos en el estudio de los parámetros físicos de la permitividad y la conductividad. Además, los materiales sintéticos biocompatibles diseñados en nuestro trabajo se tomarán como homogéneos e isotrópicos.

Se debe tener en cuenta que, para los materiales dispersivos, es decir, aquellos cuya respuesta varía con la frecuencia, es necesaria una ecuación que pueda determinar su comportamiento.

Cuando a un medio dieléctrico se le aplica un campo eléctrico, se produce en su interior una reordenación de carga que da lugar a la aparición de dipolos eléctricos. La aparición de estos dipolos se puede producir mediante distintos tipos de mecanismos, llamados polarización y se pueden diferenciar dos tipos dentro de los materiales mediante la existencia de un campo eléctrico, la polarización electrónica o atómica y la de orientación. Con la polarización electrónica o atómica se asocia un efecto resonante, mientras que a la polarización por orientación se le vincula con un efecto de relajación [19].

El fenómeno de resonancia es producido en un sistema oscilante cuando la frecuencia de conducción pasa a ser igual a la frecuencia natural y en este punto, la amplitud del movimiento se convierte en un máximo, en cambio el efecto de relajación indica la facilidad de las moléculas en un material para volver a su estado de equilibrio después de ser desplazadas por un campo eléctrico. A frecuencias por debajo de la frecuencia de relajación el campo eléctrico alternante es lo suficientemente lento como para que los dipolos puedan mantenerse al ritmo de las variaciones del campo. A medida que la frecuencia aumenta la parte imaginaria de la permitividad aumenta, pero la capacidad de almacenamiento disminuye debido al desfase entre la alineación del dipolo y el campo eléctrico. Por encima de la frecuencia de relajación, tanto la parte real como la parte imaginaria de la permitividad relativa comienzan a disminuir, esto es debido a que el campo eléctrico es demasiado rápido para influir en la rotación del dipolo y la polarización por orientación desaparece [14].

La ecuación de Debye es la ecuación base para predecir el comportamiento de los materiales dispersivos y en los que predomina la polarización dipolar. El ejemplo más claro es el del agua pura. A partir de esta ecuación se han ido creando nuevas ecuaciones que abarcan nuevos términos que influyen en el comportamiento de ciertos materiales, como la ecuación de Cole-Cole, abarcando materiales que presentan múltiples constantes de tiempo de relajación. En el caso específico de los tejidos biológicos, el contenido de agua juega un papel muy importante en su comportamiento dispersivo. En este trabajo, para el estudio de la conductividad de los materiales sintéticos biocompatibles, se hará uso de la ecuación de Cole-Cole, debido a la composición del tejido y su característica dispersiva.

Los materiales que presentan una única constante de tiempo de relajación pueden modelarse mediante la relación de Debye, que se presenta como una respuesta en la permitividad en función de la frecuencia:

$$\varepsilon^* = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (9)$$

donde, ε_∞ es la permitividad relativa en el límite de alta frecuencia, ε_s es la permitividad relativa de baja frecuencia o estática y τ es el tiempo de relajación.

En la figura 4 observamos dos representaciones mediante diagramas de Bode y Nyquist, de la ecuación de Debye para un dieléctrico perfecto, mostrando en la parte izquierda la permitividad relativa frente al logaritmo de la frecuencia y en la parte derecha la parte imaginaria de la permitividad relativa frente a la parte real de esta [18].

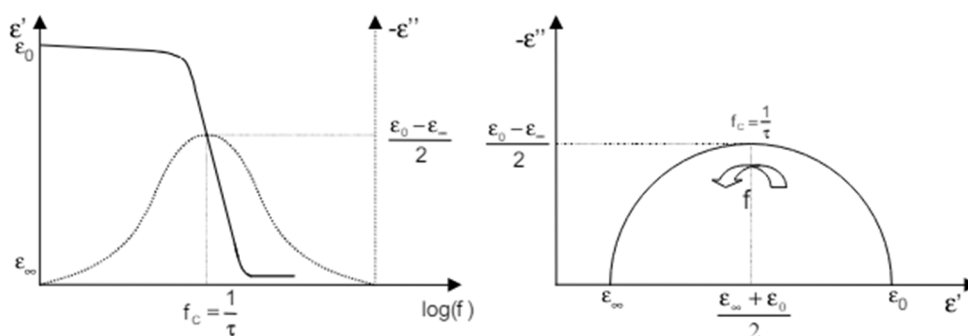


Figura 4: Representación de la ecuación de Debye para un dieléctrico perfecto [18].

En este modelo se ha hecho la aproximación de dieléctrico perfecto. Si existieran corrientes de conducción para $\omega = 0$, sería necesario añadir el efecto de la conductividad estática. Existen diversas variantes de la ecuación de Debye que se utilizan para modelar la respuesta dieléctrica de los materiales en función de la frecuencia del campo eléctrico cuando los materiales presentan más de una constante de efecto de relajación, como la ecuación de Cole–Davidson, Cole-Cole y la aproximación Djordjevic-Sarkar, entre otras.

En nuestro caso utilizaremos la ecuación empírica de Cole-Cole, extendida con el término de conductividad iónica σ_i [18]:

$$\varepsilon^* = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}} - \frac{j\sigma_i}{\omega\varepsilon_0} \quad (10)$$

El parámetro α indica el grado de dispersión de la constante de tiempo relacionada a la relajación dieléctrica. Si esta es igual a cero, nos dice que sólo hay una constante de tiempo y la expresión compleja de la permitividad coincide con la ecuación de Debye.

En este trabajo haremos uso de la ecuación (10) para determinar la conductividad estática o iónica y realizar el estudio de variación de esta mediante adición de cloruro de sodio en los materiales sintéticos diseñados y en mezclas de H₂O.

2.2 PROPIEDADES DIELECTRICAS DE LOS MATERIALES BIOLÓGICOS

Es de vital importancia saber que en los tejidos biológicos la constante dieléctrica compleja varía de forma significativa según el tipo de tejido presente y según la frecuencia de la señal electromagnética aplicada. La mayoría de los materiales, incluidos los tejidos biológicos, muestran características tanto de aislantes como de conductores debido a que contienen dipolos, así como cargas que pueden moverse, aunque de manera restringida.

Gracias a la interacción de la corriente eléctrica con los tejidos biológicos podemos definir sus propiedades eléctricas, relacionando el tipo de tejido, su estructura y la frecuencia de la señal, determinando si un material es conductor o si es dieléctrico [20].

Cuando un material dieléctrico se expone a un campo eléctrico, se llevan a cabo procesos físicos y químicos que se describen mediante las propiedades fundamentales de la conductividad y la permitividad eléctricas. Estos parámetros proporcionan la capacidad para permitir el movimiento de portadores de carga y una medida de su polarizabilidad.

Además, el tejido es un material heterogéneo que contiene agua, moléculas orgánicas disueltas, macromoléculas, iones y materia insoluble. Los iones interactúan con el campo eléctrico proporcionando medios para la conducción iónica y efectos de polarización [19].

Aunque los tejidos biológicos sean materiales heterogéneos, como se ha comentado anteriormente, en la realización de nuestro trabajo se tomarán las muestras diseñadas como regiones homogéneas.

En cuanto a la respuesta de la materia ante una onda electromagnética se describe mediante las ecuaciones de Maxwell, teniendo en cuenta que dependen de los parámetros intrínsecos de la materia, como son la permeabilidad, la permitividad y la conductividad. Una gran cantidad de la materia biológica tiene una permeabilidad magnética similar a la del vacío, además estos son dependientes de la frecuencia, los valores de estos parámetros varían con el cambio de la frecuencia de la señal electromagnética a la que se exponen, de manera que los tejidos se comportan como sistemas no lineales.

Para los medios isotrópicos con respuesta independiente del tiempo y del medio, estas dos propiedades se tratan como valores escalares dependientes de la frecuencia y se expresan como números complejos.

En nuestro trabajo en cuanto a las propiedades dieléctricas de los materiales sintéticos biocompatibles que se pretende diseñar, se hará uso del foro de la página "it is foundation", como se comentó en el capítulo 1, y del artículo "Tissue-

mimicking materials for breast phantoms up to 50GHz” [11] [12], con el fin de replicar los valores de la permitividad compleja en cada uno de nuestros modelos de distintas densidades y el modelo de tumor.

2.3 SISTEMAS DE IMÁGEN MÉDICA POR MICROONDAS

Actualmente, hay distintos tipos de técnicas de imagen médica para la detección de distintos tipos de enfermedades. Las más relevantes son la radiografía, la ecografía, la resonancia magnética y la tomografía axial computarizada, TAC.

Hoy en día, las radiografías son la técnica principal que se utiliza para la detección del cáncer de mama [21], aunque las demás también pueden hacer seguimiento de este tipo de cáncer y detectarlo.

El proceso para seguir en las radiografías que se realizan para el diagnóstico médico utiliza la emisión de radiación de rayos X, ubicada dentro del espectro electromagnético (figura 5), en torno al orden de 10^{18} Hz, con longitudes de onda entorno de 10^{-10} m. Este tipo de radiación es de alta energía o ionizante, lo que significa que tiene energía y longitud de onda adecuadas para afectar de forma molecular a los tejidos biológicos.

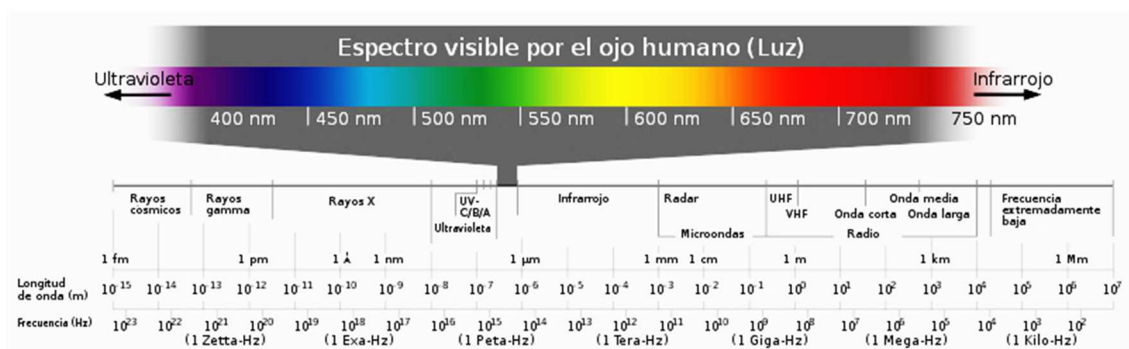


Figura 5: Espectro electromagnético [22].

El primer científico en documentar por primera vez, en 1895, los rayos X fue Wilhelm Conrad Roentgen, científico alemán que realizó imágenes sobre sí mismo, de esta forma los rayos atravesaban su cuerpo mediante una fuente de

rayos X y una película sensible a estos. Así, el contraste de las distintas densidades de los tejidos permite crear las imágenes detalladas, debido a la capacidad de absorción de rayos X. La alta densidad de los huesos debido a la gran cantidad de calcio que poseen permite la fácil absorción de estos rayos creando un color blanco en la imagen, al contrario, ocurre con los tejidos menos densos como la piel, la grasa o el músculo, donde los rayos X los atraviesa y en el detector dan lugar a colores oscuros.

En la figura 6 se muestra la primera radiografía que le hizo Roentgen a la mano de su mujer. Tras la publicación del descubrimiento y su demostración, en el año 1901 Roentgen ganó el primer Premio Nobel de física de la historia [23].



Figura 6: Primera radiografía de Roentgen a la mano de su mujer [23].

Por otra parte, la técnica de la ecografía [24] utiliza los ultrasonidos para explorar los órganos internos del cuerpo, su sistema consta de una fuente, transductor, que envía una onda sonora a una frecuencia de ultrasonidos alta, en el rango de los MHz, que viaja a través del cuerpo, así llegando al receptor para la creación de la imagen a partir de los diferentes ecos recibidos (figura 7). Los ecos de la señal original se verán afectados según la composición del tejido, observándose en la velocidad a la que se ha recorrido cada tejido.



Figura 7: Técnica de Ecografía [25].

Como este sistema no es invasivo, se utiliza especialmente en la detección de cáncer de mama en mujeres embarazadas y para la detección en mamas densas, como ocurre con las pacientes jóvenes. En cambio, el reducido campo de visión que tiene el ecógrafo y el elevado tiempo de realización de la prueba hacen que pierda efectividad.

Otra técnica es la resonancia magnética [26] que utiliza el campo electromagnético para la generación de las imágenes. Esta técnica se basa en imanes muy potentes que generan un campo magnético para producir la alineación de los protones de los tejidos del cuerpo con el campo (figura 8), además se envía un pulso de radiofrecuencia que perturba esta alineación y al apagar la fuente que emite el pulso, los protones se realinean con el campo magnético, de manera que emiten energía electromagnética y con esta se permite diferenciar los tejidos del cuerpo basándose en la velocidad de liberación de energía.



Figura 8: Sistema de resonancia magnética [23].

Como inconveniente de la resonancia magnética tenemos la inmovilidad completa del paciente durante el proceso de imagen y la duración elevada de esta, estando entre 20 y 60 minutos según la parte del cuerpo a tratar, además, aunque no es ionizante utiliza el campo magnético para ejercer fuerzas elevadas. Por otra parte, es bastante útil para detectar el cáncer de mama en pacientes con tejido mamario denso, pacientes con prótesis de silicona o con condiciones genéticas específicas.

Como última técnica tenemos la tomografía computarizada (TAC) [27], es una técnica radiológica, basada en generar imágenes en 3D. El sistema está compuesto por un escáner de rayos X con forma circular que gira alrededor de la camilla donde se ubica el paciente (figura 9). Este tipo de técnica se suele realizar de la mano de la tomografía por emisión de positrones (PET), basada en el uso de una sustancia radiactiva administrada por vía intravenosa para identificar los tumores asociados al cáncer que con una resonancia magnética o con una tomografía computarizada sin PET no es posible detectar.



Figura 9: Sistema de TAC/PET [28].

En el caso de cáncer de mama esta técnica se utiliza para descartar el efecto por la distancia en otros órganos, como pueden ser en los pulmones, hígado, ganglios, huesos, etcétera.

Los inconvenientes de esta técnica vienen dados por el uso de los rayos X y el uso de los agentes radiactivos al utilizar la técnica PET, además de la inmovilización y del elevado tiempo durante la prueba debido a la necesidad de que el agente radiactivo haga su efecto.

Para abordar los problemas comentados en las anteriores técnicas se están desarrollando sistemas de imagen médica mediante otro tipo de tecnologías como la Tomografía Fotoacústica (PAT) que utiliza haces de luz de pulsos, la Tomografía de Óptica Difusa (DOT), también basadas en la absorción y dispersión de la luz, y técnicas del diagnóstico por imágenes en el rango de las microondas (MWI). Las técnicas basadas en PAT hacen uso de haces de luz de pulso corto para iluminar los objetos mientras que las ondas fotoacústicas, excitadas por la expansión termo elástica de los tejidos inducida por la absorción óptica, son registradas por transductores de ultrasonido de banda ancha. A pesar de contar con una buena resolución espacial y profundidades de imagen, las técnicas PAT tienen la desventaja de ser solo útil para la detección de objetivos de ciertos tamaños, y la dificultad para determinar el coeficiente de dispersión tisular da lugar a una limitación importante en el caso de la detección de tumores de mama [29].

En cuanto a las técnicas DOT, se basan en la creación de mapas de concentración de los principales absorbentes intrínsecos de la mama, como algunos de los cuales se cree que están relacionados con la existencia de tumores de mama [30].

Este método tiene la limitación de la baja resolución espacial, que dificulta la detección de tumores en condiciones tempranas, y una velocidad relativamente baja de procesamiento de datos y creación de imágenes.

Las técnicas MWI se basan en la detección de la dispersión y absorción de ondas electromagnéticas a frecuencias de microondas mientras viajan a través de los diferentes tejidos en la mama, con especial atención a la gran diferencia que se encuentra entre los tejidos sanos y los tejidos tumorales. Además de las ventajas comunes mencionadas anteriormente, los métodos MWI muestran otros beneficios, como la resolución espacial y la profundidad de imagen adecuadas para la mama, detección de tumores, la posibilidad de detección precoz y la detección de tumores en mamas densas (especialmente necesario para pacientes jóvenes), costo relativamente bajo y tiempos reducidos de procesamiento de medida y generación de imágenes. Por lo que, los sistemas

de imagen médica basados en las señales con frecuencias de microondas están aumentando [10].

Con los sistemas de imagen médica por microondas se abordan todos estos inconvenientes comentados anteriormente y se obtienen imágenes muy claras para la detección de tejido biológico, debido a la diferencia de las propiedades dieléctricas de los tejidos. Son sistemas más rápidos y que se adaptan mejor a la morfología del cuerpo, lo que mejora la atención sanitaria. Además, es importante destacar la gran diferencia en los costes debidos al desarrollo e implantación de este tipo de sistemas en entornos sanitarios comparados con las actuales técnicas.

Los sistemas de detección de cáncer basados en microondas basan su funcionamiento en el conocimiento de las propiedades dieléctricas de los tejidos que las ondas encuentran a su paso. Con esta información se diferencia si el tejido atravesado por la onda es maligno o no. Esto se puede realizar ya que hay una notable diferencia entre los tejidos sanos, y los tejidos malignos, debido a la gran cantidad de agua que contienen los tumores, lo que permite a los sistemas de microondas obtener imágenes médicas con resultados muy precisos en ubicación y tamaño del tumor.

2.4 IMPORTANCIA DE LOS GEMELOS DIGITALES

Estos últimos años ha ido tomando gran importancia como modelo educativo el uso de los simuladores digitales [30]. Esto es debido al avance de adquisición de conocimientos mediante la experiencia práctica que nos permiten los simuladores al replicar entornos reales, de manera controlada, segura y eficaz.

Gracias a los simuladores digitales podemos poner solución a problemáticas de situaciones reales abarcando la gran ventaja de reducir los tiempos de montajes experimentales, y los costes que esto conlleva. Además, estos simuladores presentan ventajas como la reducción de riesgos ante la realización de pruebas físicas, como la reducción de costes y tiempos y la seguridad y efectividad de estas nuevas herramientas. Otra ventaja a tener en cuenta es la

agilización de toma de contacto en prácticas, metodologías de trabajo o ambientes más profesionales.

Existen distintos tipos de simuladores digitales que abarcan una gran diversidad de ámbitos, desde los simuladores de vuelo, de tráfico aéreo, simuladores de conducción, de negocios, de guerra, de construcción, hasta los simuladores de procesos químicos, robótica, realidad virtual, etc.

Aunque los simuladores presenten muchas ventajas, se debe tener en cuenta los inconvenientes, puesto que existe la necesidad de tecnologías como computadoras con memorias y discos óptimos para la simulación, esto se traduce en costes por la necesidad de compra de herramientas potentes que nos permitan poder realizar las simulaciones que queremos.

En relación con el trabajo a realizar, los simuladores digitales nos van a permitir la agilidad y rapidez en términos de tiempo, costes y montajes experimentales para la realización de multitud de pruebas. Utilizaremos el software de Ansys HFSS como solucionador de métodos de elementos finitos para estructuras electromagnéticas.

Las pruebas por generar y posteriormente evaluar estarán basadas en el modelo de la investigación que está en marcha, comenzando por pruebas de funcionamiento de una única antena de las 16 que forman el sistema, seguido de dos antenas enfrentadas a distintas distancias de separación, así podremos comentar los cambios y comprobar mediante los parámetros obtenidos en los resultados que mediante ecuaciones matemáticas se puede determinar la distancia a la que se encuentran estas antenas. Finalmente, se realizarán pruebas añadiendo un material rectangular entre estas dos antenas enfrentadas de las simulaciones anteriores a una única distancia de separación, en este caso lo que variará será la permitividad relativa del material puesto entre las antenas, con el fin de determinar esta vez la permitividad del material mediante ecuaciones matemáticas y los parámetros de los resultados como hemos comentado anteriormente.

2.5 OBTENCIÓN DE LA PERMITIVIDAD RELATIVA

En materiales dieléctricos, la velocidad de la onda electromagnética que los atraviesa es menor que en el espacio libre. Esto viene determinado por los factores de permitividad y permeabilidad relativas:

$$v = \frac{c}{\sqrt{\epsilon_r \mu_r}} \quad (11)$$

Es decir, cuando no estamos en el vacío y existen materiales dieléctricos, estos presentan una permitividad dieléctrica que se opone al paso de las ondas. La facilidad o dificultad de transmisión de la onda varía según el material, siendo mayor la dificultad a mayor permitividad y viceversa. La reflexión de la onda también proporciona información sobre la permitividad, observable a través de la amplitud de la onda reflejada.

Los tejidos biológicos, como grasa, piel y glándula mamaria, (en este trabajo simulados por baja, mediana y alta densidad, respectivamente) presentan una permitividad diferenciada, haciendo que la propagación de las ondas se modifique según sea el tejido atravesado. Estos tejidos se diferencian por la permitividad que poseen, siendo mayor a mayor densidad. Aunque estas diferencias no representan un cambio demasiado brusco, como ocurre cuando hay presencia de tumores. Como se comentó anteriormente, esto ocurre porque el tumor tiene un gran contenido de agua, con una constante dieléctrica en torno a 80, facilitando su detección por el gran cambio de permitividad.

Para nuestro trabajo, se hará una media de las permitividades de estos tres tejidos biológicos para tener un valor estimado de permitividad, ya que cada persona presenta una cantidad distinta de cada tipo de tejido, y así nos centraremos en detectar el cambio de constante dieléctrica debido al tumor.

Un problema a abordar es el cambio brusco del aire al primer tejido y la distancia de separación entre la antena y el primer tejido ya que, si esta distancia es muy elevada, en los resultados se generará un pulso con muchas replicas y puede afectar al estudio de lo que realmente queremos encontrar, afectando así a la resolución de la imagen médica [22].

Para la obtención de la permitividad relativa tenemos varios modos de detección, siendo el primero y el más efectivo la sonda coaxial, esto es debido a que permite la caracterización de la permitividad para cada frecuencia, es decir, presenta un gran ancho de banda, lo que permite obtener la permitividad en un mayor rango de frecuencias. Otro modo de obtener la permitividad es mediante antenas, resonadores, etc, aunque se debe tener en cuenta que esta caracterización se basa en un ancho de banda estrecho y no permite obtener la permitividad para cada frecuencia, sino que se obtiene una media de esta en el rango de la banda de funcionamiento.

En este trabajo utilizaremos ambos métodos. Primeramente, se empleará la sonda para caracterizar los materiales y obtener la permitividad de cada uno a cada frecuencia. Posteriormente, se hará uso de simulaciones con antenas para obtener una media de la permitividad para el rango de frecuencias de funcionamiento de nuestra antena.

Para la obtención de la permitividad dieléctrica de los materiales mediante simulación se realizarán varias pruebas en el software HFSS, haciendo uso de dos antenas enfrentadas a distintas distancias entre las cuales se sitúa equidistante una lámina del material dieléctrico bajo prueba. La idea es obtener la velocidad de fase, v , y usar la expresión (12) para obtener la constante dieléctrica de la lámina. De la fase del parámetro S_{21} (ϕ_{21}) se puede calcular el retardo de grupo de la transmisión como:

$$t_g = - \frac{d\phi_{21}}{d\omega} \quad (12)$$

El retardo de grupo está relacionado con la distancia, l , que recorre un pulso o un paquete de ondas y la velocidad de grupo, v_g , según la expresión:

$$t_g = \frac{l}{v_g} \quad (13a)$$

En un medio homogéneo no dispersivo, la velocidad de grupo es igual a la velocidad de fase ($v_g = v$) para todas las frecuencias, por lo tanto, el retardo de grupo es constante y no depende de la frecuencia. Esto quiere decir que, si no

se sitúa ninguna lámina entre las antenas, la velocidad de grupo será c y el retardo de grupo obtenido con la expresión (12) deberá coincidir con:

$$t_g = \frac{l}{c} \quad (13b)$$

De hecho, si no coincide es, en parte, porque la expresión (12) también incluye la contribución al retardo de las propias antenas y conectores. Por ejemplo, aplicando la expresión (13b), a una distancia entre antenas de 30 cm le corresponde un retardo de 1 ns. Si del parámetro S_{21} obtenido en las simulaciones se obtiene un retardo de grupo de 1.29 ns, esto significa que 0.29 ns es el retardo que introducen los dos conectores y las dos antenas, t_{con} , y que se debe eliminar en el resto de las medidas para tener el retardo de grupo real de la transmisión.

Cuando se sitúe entre las antenas una lámina de espesor d de un medio homogéneo no dispersivo con constante dieléctrica ϵ_r , cabe pensar que el pulso transmitido habrá recorrido una distancia d en material dieléctrico y una distancia $l - d$ en aire. Entonces, el retardo de grupo (una vez corregido el retardo de conectores y antenas), t_{g_corr} , se podrá descomponer en dos contribuciones: el retardo debido a la propagación por aire, t_{ga} , y el retardo debido a la propagación por el material, t_{gm} :

$$t_{g_corr} = t_{ga} + t_{gm} = \frac{l - d}{c} + \frac{d}{v} \quad (14)$$

Por tanto, en principio, se podría estimar la constante dieléctrica de la lámina como:

$$\epsilon_r = \left[\frac{c}{d} (t_g - t_{con}) - \frac{l - d}{d} \right]^2 \quad (15)$$

Por ejemplo, siguiendo con el ejemplo, si el espesor de la lámina es de 1 cm y las antenas están separadas 30 cm, el retardo de grupo que se obtendría sería:

$$t_g = t_{con} + t_{ga} + t_{gm} = 0.29 \text{ ns} + \frac{0.29 \text{ m}}{3 \cdot 10^8 \frac{\text{m}}{\text{s}}} + \frac{0.01 \text{ m} \sqrt{\epsilon_r}}{3 \cdot 10^8 \frac{\text{m}}{\text{s}}}$$

Y, por tanto, la constante dieléctrica de la lámina se calcularía como:

$$\varepsilon_r = [3 \cdot 10^{10}(t_g - 0.29 \text{ ns}) - 29]^2$$



CAPÍTULO 3: MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 MATERIALES SINTÉTICOS

Para el diseño de las distintas muestras de los materiales sintéticos se han usado como materiales principales para su elaboración el aceite de girasol, agua destilada, detergente líquido y gelatina (#G9382 Sigma Aldrich).

Se han creado cuatro tipos de modelos siguiendo las recetas y el procedimiento recogidos en la Tesis Doctoral [23]. Los resultados de la tesis corresponden a los tres tipos de composición media que se pueden encontrar en una mama, lo que hace referencia a la piel, grasa y glándula mamaria, más un modelo de tumor. Estos tres tipos se diferencian por su distinta densidad y contenido adiposo, de manera que cada uno tendrá unas cantidades de los materiales usados distintas en la mezcla y así se conseguirá una permitividad dieléctrica para cada caso. Los distintos tipos de modelos son comparables con distintos tipos de mujeres según su edad, el de densidad alta es comparable con los de las mujeres jóvenes, el de media densidad con mujeres de mediana edad y de baja densidad con mujeres de edad más avanzada.

En cuanto a la realización de estos modelos, se midieron los volúmenes de líquidos utilizando probetas y pipetas graduadas mostradas en la figura 10a, y se utilizó una báscula de alta precisión reflejada en la figura 10b, para pesar la gelatina, finalmente se utilizaron agitadores magnéticos para poder mezclar los líquidos y darles temperatura (figura 10c).

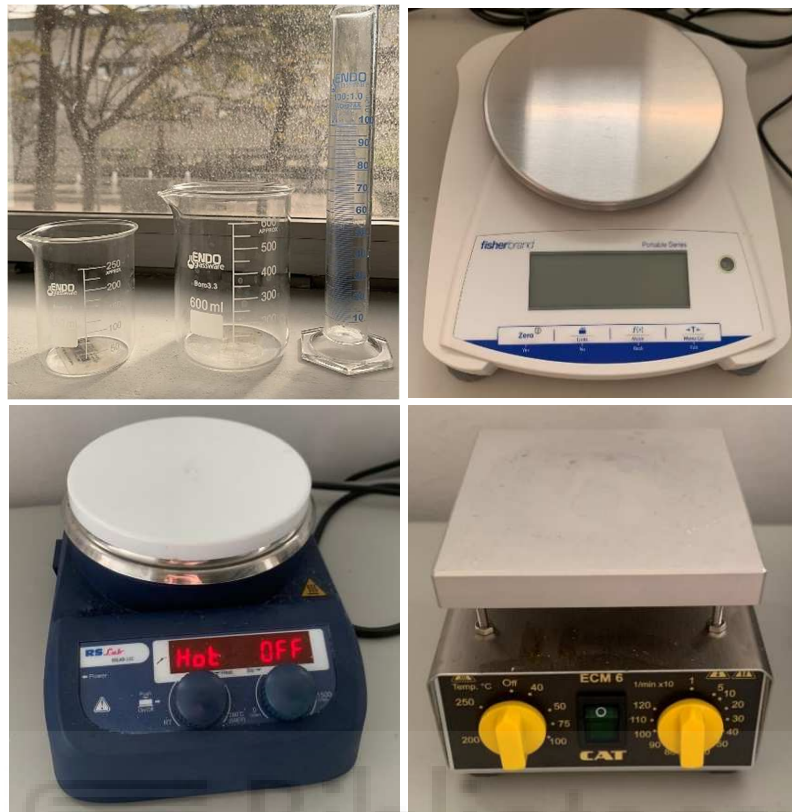


Figura 10: Materiales utilizados en el diseño de las muestras: a) Arriba izquierda: Probetas y pipetas graduadas b) Arriba derecha: Báscula de precisión c) Abajo: Agitadores magnéticos

El procedimiento que se ha seguido para la realización de las mezclas fue el siguiente: se calentaba el agua destilada lentamente con el agitador magnético a unas 200 revoluciones y una temperatura de 130°, se iba mezclando poco a poco con la gelatina hasta que esta mezcla quedará integrada totalmente y se cubría con papel aluminio para evitar la evaporación del agua, hasta conseguir una temperatura de 85°C que se controlaba con el uso de un termómetro. Tras conseguir esta temperatura, se pasaba a un agitador magnético sin temperatura, pero con revoluciones para conseguir disminuir la temperatura de 85° a una temperatura de 65°C. A su vez, se ponía a calentar el aceite en otra placa calefactora con agitador hasta los 65°C. Cuando ambos recipientes tenían 65°C se vertía el aceite y el detergente líquido a la vez, para evitar que no se quedará homogénea la mezcla, en la mezcla de agua y gelatina. Finalmente, la mezcla siguió en agitación, pero sin temperatura hasta que esta disminuyera a unos 30° (figura 11), una vez conseguida esta temperatura se colocaba en frascos de

polipropileno con un tapón de rosca hermético (figura 12), para su conservación en la nevera durante unas horas, con el fin de endurecer la mezcla y conseguir homogeneidad.

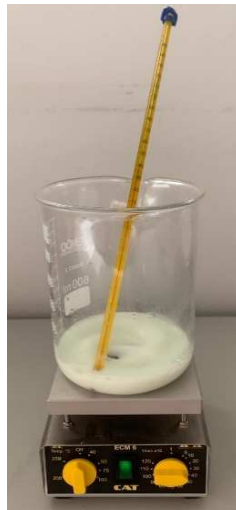


Figura 11: Mezcla en agitador magnético sin temperatura.



Figura 12: Recipientes de polipropileno con un tapón de rosca hermético.

En cuanto a las cantidades utilizadas para el diseño de cada material según cada mezcla se ha seguido la tabla 1, aunque se ha hecho un ajuste debido al uso de los recipientes de polipropileno de 60ml, mostrados en la tabla 2.

Tejido emulado	Baja densidad	Media densidad	Alta densidad	Tumor
Agua (ml)	68	68	68	68
Gelatina (g)	6.8	6.8	6.8	6.8
Aceite (ml)	136	68	34	17
Detergente (ml)	3.8	3.8	3.8	3.8

Tabla 1: Cantidades para el diseño de las mezclas de los tejidos sintéticos biocompatibles [32].

La cantidad de aceite es el material que varía mientras que los demás están fijos para cada mezcla, esto es debido a que el aceite modifica la densidad del material, es decir, a mayor cantidad de aceite menos densidad obtendremos en nuestra mezcla y a menos cantidad de aceite más densidad, dando lugar así a

los distintos tipos de densidades que necesitamos replicar, esto es debido a la baja propiedad dieléctrica que presenta, al contrario que ocurre con el agua.

Tejido emulado	Baja densidad	Media densidad	Alta densidad	Tumor
Agua (ml)	30	30	40	48
Gelatina (g)	2	3	4	4,8
Aceite (ml)	40	30	20	12
Detergente (ml)	1,117	1,676	2,235	2,68

Tabla 2: Cantidades ajustadas a 60ml.

Como bien se observa en la tabla 2 para los modelos de alta densidad y tumor se deberá tener una mayor permitividad dieléctrica debido a la alta cantidad de agua y la baja cantidad de aceite que presentan, al contrario, ocurrirá con baja y media densidad.

3.2 EQUIPO DE MEDIDA CON SONDA COAXIAL

Para la caracterización de la permitividad relativa compleja, ϵ , de las mezclas se ha llevado a cabo mediante un analizador vectorial de redes (VNA) (Keysight, modelo P9371A), junto con una sonda coaxial de extremo abierto (Kit de sonda dieléctrica Keysight N1501A, Slim probe), y una plataforma móvil para elevar la muestra hasta el extremo de la sonda.

La sonda coaxial mostrada en la figura 13, la usaremos para medidas de material dieléctrico, que nos permite la determinación de las propiedades electromagnéticas esenciales con un analizador de redes vectoriales, VNA.

El sistema completo se basa en un analizador de redes vectorial, que mide la respuesta del material a la energía de RF o microondas. La sonda transmite una señal al material bajo prueba (MUT). Dependiendo del analizador Keysight y de la sonda utilizados, las frecuencias pueden extenderse desde 10 MHz hasta 50 GHz. En nuestro caso el analizador de redes vectoriales P9371A que tenemos

en el laboratorio funciona en el rango de 300 kHz hasta 6.5 GHz. Por lo que el estudio se realizará hasta los 6.5GHz, aunque el rango de funcionamiento de las antenas sea mayor.

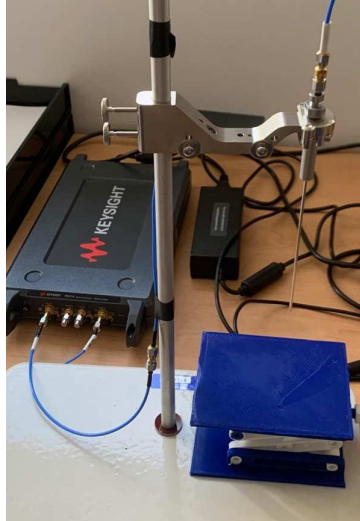


Figura 13: Sonda coaxial de extremo abierto, Keysight N1501A, Slim probe.

El VNA es un equipo electrónico (figura 14), capaz de emitir señales a lo largo de un amplio rango de frecuencias. Se basa en medir la señal que sale del puerto del VNA, y cualquier reflexión provocada. También puede medir una señal que ingresa por un puerto separado [31].



Figura 14: Analizador de redes Keysight, modelo P9371A.

El VNA está controlado por ordenador, usando el software de medida de materiales N1500A de Keysight que proporciona los valores de la parte real ϵ' y de la parte imaginaria ϵ'' , de la permitividad relativa. Este equipo cuenta con un programa de gestión que se conecta mediante USB al ordenador del laboratorio llamado Keysight Connection Expert, Network Analyzer, debido a que el VNA no

tiene pantalla. Las medidas se han llevado a cabo en un rango de frecuencias de 10MHz a 6.5GHz, con un total de 101 puntos, aunque el fabricante indica que la frecuencia mínima confiable es de 500MHz para este tipo de sistema de medida. Esta sonda soporta un amplio rango de temperatura de $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $+200\text{ }^{\circ}\text{C}$, lo que permite realizar medidas en función de la frecuencia y la temperatura.

A la hora de proceder a las medidas, cada una de las cuatro mezclas fue caracterizada casi a diario durante un periodo entre 25 y 30 días. Primero, las muestras guardadas en la nevera se sacaban y se dejaban atemperar hasta conseguir la temperatura ambiente de dicho día, ya que la temperatura es un factor muy importante en cuanto a la obtención de los resultados. Seguido, se procedía a abrir el programa de gestión del VNA y asignar la calibración de la sonda, asignando el rango de frecuencia de estudio (10MHz a 6.5GHz), los puntos intermedios (101), la potencia (-5dBm) y la entrada IF (300Hz). A continuación, se abre el programa de la sonda y se ajusta el tipo de calibración (Slim probe), y la temperatura de la sala. Se procede a calibrar la sonda utilizando tres estándares de calibración, agua destilada, aire y un bloque de cortocircuito proporcionado en el kit de la sonda coaxial como se observa en la figura 15.



Figura 15: Bloque de cortocircuito.

Una vez calibrada la sonda, se procedía a la medida de los materiales, la muestra se dejaba en la plataforma móvil y se elevaba con el fin de tomar medidas en tres profundidades distintas, para así calcular el promedio de las tres.

Se debe tener en cuenta que hay errores en las medidas debidas a varios efectos, como la propia calibración, la temperatura, el proceso de medida, y el propio error de la sonda que nos dice el fabricante de un $\pm 10\%$, por lo que se intentarán reducir en la medida de lo posible, por ejemplo, con la función de actualización de calibración electrónica automatizada recalibra el sistema automáticamente, en segundos, justo antes de realizar cada medida. Esto prácticamente elimina la inestabilidad del cable y los errores de deriva del sistema. Además, la sonda viene en un kit con un corto de calibración y, según el kit de sonda, algunos pequeños accesorios que nos permiten ajustar una mejor calibración inicial, junto con los líquidos de referencia (agua, acetona) y aire.

Es fundamental realizar una limpieza meticulosa y desinfección de la sonda después de cada medida, tanto para prevenir la contaminación entre diferentes materiales. Para ello se ha hecho uso de alcohol isopropílico. Adicionalmente, cada vez que se cambiaba de muestra, se realizaba una comprobación de la medida del aire para asegurar el buen funcionamiento de la sonda y así evitar errores debidos a restos del material en la sonda.

Finalmente, la muestra se guardaba en la nevera hasta la siguiente medida. Se intentaba no repetir la medida en las posiciones ya medidas anteriormente, debido a posibles errores de medida por burbujas de aire.

3.3 PROGRAMA ANSYS HFSS

ANSYS HFSS es un solucionador de campo electromagnético de onda completa 3D para diseños de componentes electrónicos de alta frecuencia y velocidad [32]. HFSS utiliza un solucionador de campo del Método de elementos finitos (FEM) de onda completa 3D para calcular el comportamiento eléctrico de componentes complejos de forma arbitraria y propiedades del material definidas por el usuario.

El método de elementos finitos transforma un cuerpo de naturaleza continua en modelo discreto aproximado, lo que se conoce como discretización del modelo. Este fenómeno sucede en el interior del cuerpo aproximado mediante la

interpolación de los valores conocidos en los nodos, el cuerpo continuo se divide en un número finito de partes, llamadas elementos [33].

Los pasos para seguir en el cálculo del FEM son tres, el primero se basa en el pre-procesador, realización de operaciones del dibujo del modelo, selección de elementos a usar, mallado de los componentes, asignación de propiedades de materiales, aplicación de las cargas exteriores y aplicación de las condiciones de contorno. Seguido tenemos el calculador como segundo paso, se basa en la elección del cálculo (análisis transitorio, régimen armónico, estático, etc) y en la configuración de los parámetros del cálculo (selección de intervalos de tiempo, norma del error, número de iteraciones, etc). Finalmente, como último paso tenemos el post-procesador, representación gráfica de los resultados (parámetros S, retardo de grupo, fase, ganancia, eficiencia, etc) [34].

El programa HFSS utiliza ecuaciones internas para obtener las soluciones necesarias a partir del pre-procesador. Estas ecuaciones rigen el comportamiento de los campos electromagnéticos y son las conocidas 4 ecuaciones de Maxwell:

$$\nabla \cdot D = \rho_v \quad (16)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (17)$$

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (18)$$

$$\nabla \times H = \frac{\partial D}{\partial t} + J \quad (19)$$

Las ecuaciones empleadas en el método son más complejas, pero parten de las cuatro anteriores.

Además, durante la fase de pre-procesador se define el mallado a utilizar de manera que se permitirá una rápida simulación de grandes sistemas electromagnéticos, ayudando a extraer los parámetros S del sistema completo en cuestión de minutos frente a horas. Se puede establecer la longitud de onda para que HFSS refine el mallado y mediante el FEM se calculará el mallado,

teniendo en cuenta que depende de su estructura. La discretización y el muestreo de la función hace una división en puntos o celdas según el rango o intervalo de frecuencia establecido a lo largo de su longitud con el fin del cálculo de error (ΔS), dónde si el error es mayor aumenta el mallado, es decir, aumenta la división de las celdas con el objetivo de aumentar así la precisión y comparar para observar si el error es menor al establecido en el pre-procesador.

A continuación, se comentarán las funciones del programa para el uso de este ante un nuevo diseño de una estructura y su posterior simulación, para ello se comentarán las herramientas básicas del programa para diseñar las estructuras y bloques, además de las asignaciones de los tipos de materiales y dimensionado de cada uno. Se comentarán los pasos a seguir para la asignación de herramientas para el estudio del comportamiento electromagnético y finalmente se mostrarán unos ejemplos.

TOOLBARS

Para crear el diseño del modelo utilizamos las herramientas básicas del programa que se muestran en la figura 16.

En la parte de la izquierda tenemos las opciones para guardar, archivar, copiar, pegar y mover o rotar la vista del diseño. En color verde observamos los polígonos, cajas, esferas, líneas, planos y regiones para el diseño de las estructuras. Seguido tenemos opciones de rotación, mover, unir, intersectar, duplicar, etc, que pueden utilizarse para modificar los objetos. En la parte final de la derecha de la figura nos encontramos con opciones de medida con un desplegable que nos permite medir posición, bordes, caras y objetos. Grid nos permite cambiar los ejes de coordenadas (XY, YZ, XZ) y las dimensiones (3D, plano, fuera de plano, eje X, eje Y, eje Z). Finalmente, encontramos la opción de cambiar el tipo del modelo y su material.

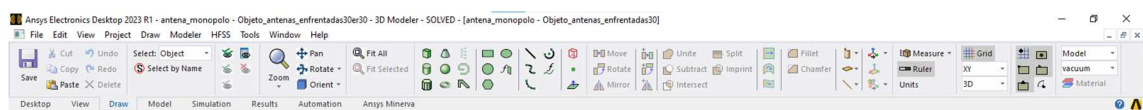


Figura 16: Herramientas de diseño.

MODELADO

Una vez conocidas las herramientas básicas se pueden crear las estructuras y bloques para el diseño de nuestra antena.

Al agregar un objeto al diseño ya se pueden añadir sus propiedades (nombre, material, orientación, color, transparencia, dimensiones, etc) como se observa en la figura 17. Dentro de "Model" se dividen en sólidos (box, región, cone, sphere, etc) o planos (rectangle, elipse, circle, polygon, etc).

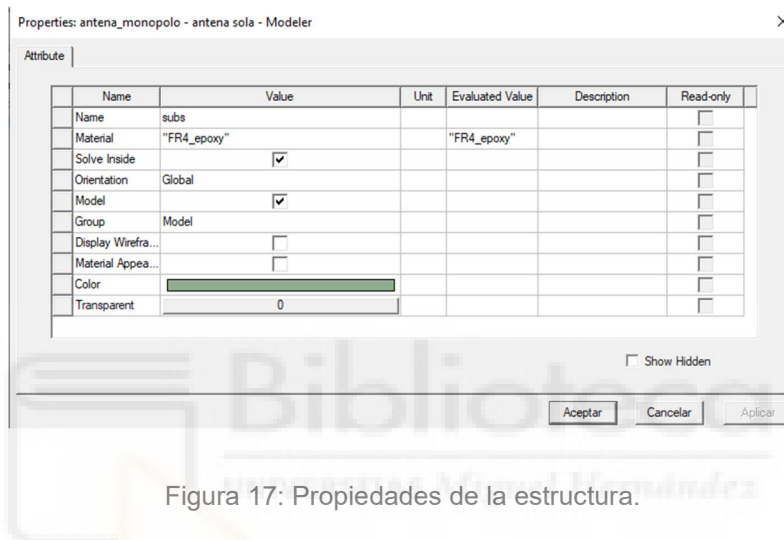


Figura 17: Propiedades de la estructura.

Tras la creación del diseño físico podemos insertar componentes para estudiar el comportamiento electromagnético, como excitaciones, límites y campos electromagnéticos como se muestra en la figura 18.

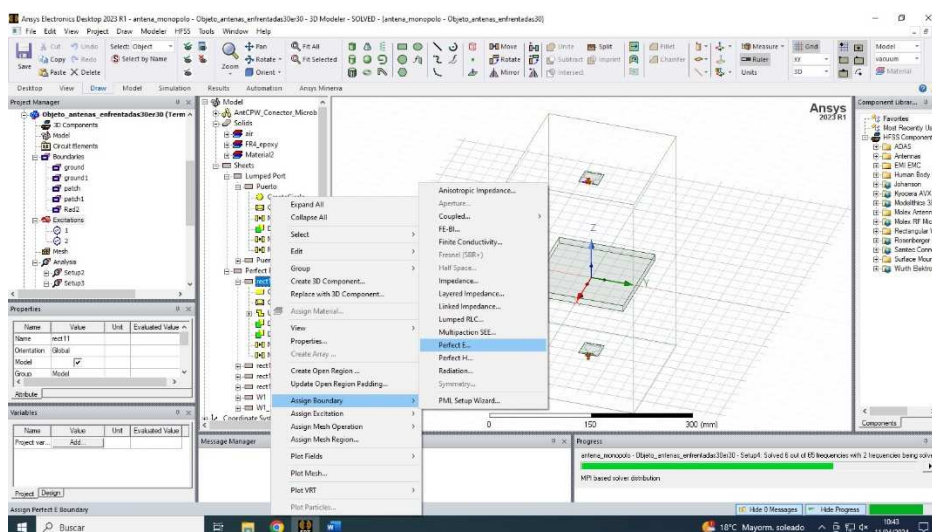


Figura 18: Asignación de campos electromagnéticos.

Como se observa en la figura 18 en la opción de “Assign Boundary” aparecen una variedad de opciones donde se pueden asignar y realizar estudios de los campos electromagnéticos, estudios de las radiaciones, impedancias, finite conductivity, etc. En este trabajo se ha asignado material conductor perfecto, perfect E, al parche y la tierra de la antena, además de una excitación tipo puerto localizado, lumped port, en el conector SMA, con una impedancia de 50 Ohmios.

A continuación, se mostrarán unos ejemplos de diseños hechos durante el trabajo. Comenzando por una antena de tipo parche y posteriormente dos antenas enfrentadas, realizando varias pruebas a distintas distancias de separación (10cm, 20cm, 30cm, 40cm, 50cm, 60cm y la distancia real de la mama fabricada en el laboratorio con impresión 3D, siendo la distancia de 12,6cm). En las imágenes 19 y 20 observamos los dos casos.

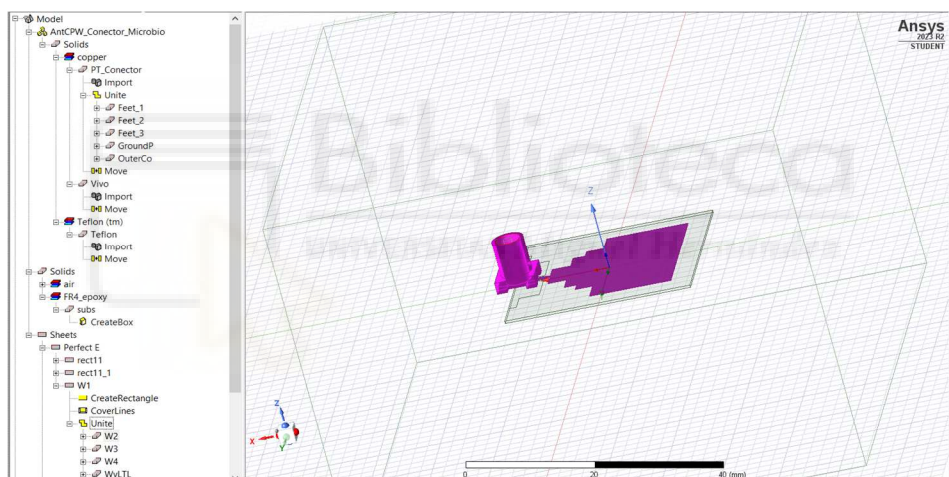


Figura 19: Simulación antena sola en HFSS.

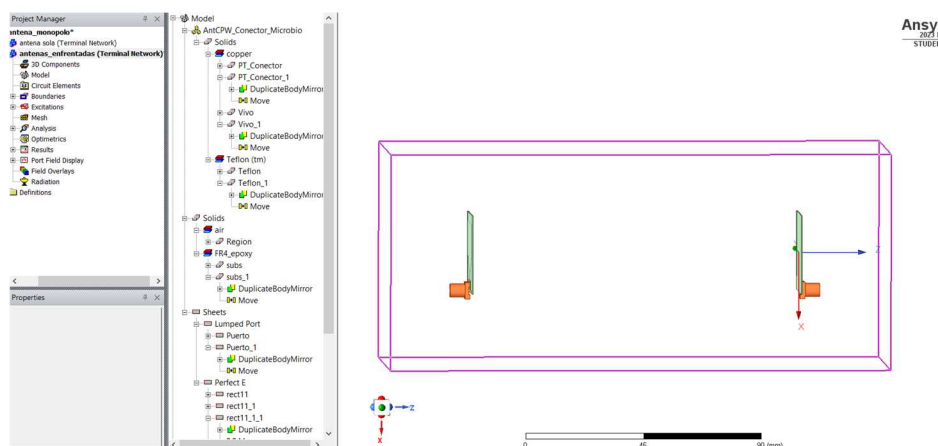


Figura 20: Simulación antenas enfrentadas en HFSS.

Posteriormente, se ha diseñado un objeto entre ambas antenas enfrentadas a 30 cm de distancia con dimensiones (en cm) de 15x15x1 con distintas pruebas variando la ϵ del material (10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 y 80). En la figura 21 se muestra el modelado del diseño con ϵ igual a 20.

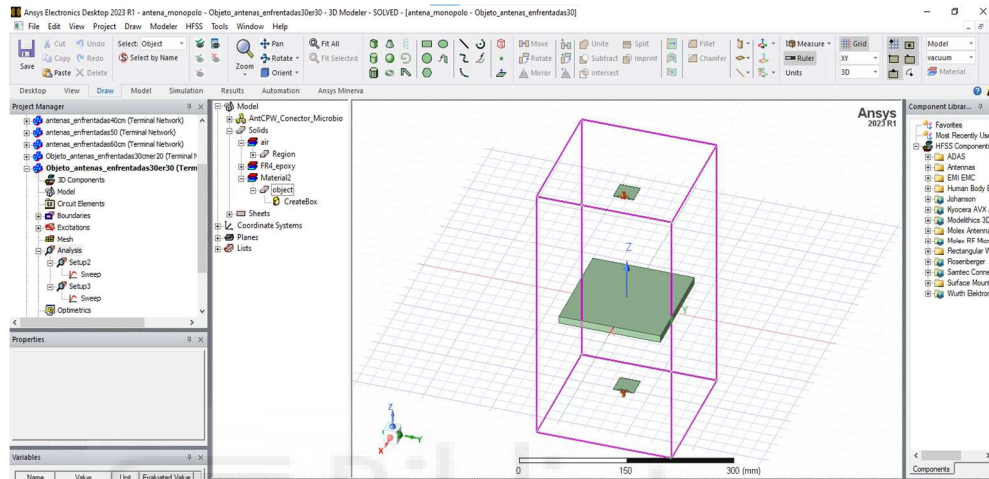


Figura 21: Simulación antenas enfrentadas con objeto en medio en HFSS.

ANÁLISIS

Para definir un análisis en HFSS abrimos la ventana “Solution Setup”, donde también definimos la optimización de recursos del programa. Existen dos opciones de análisis, auto análisis (auto) o avanzado (advanced), en nuestro caso utilizamos el avanzado para poder asignarle el número de pasos de iteraciones, el delta S (error máximo permitido) y la solución en frecuencia (single, multi-frequencies o broadband). Además, se tiene que asignar el tipo de barrido de frecuencias (discrete, interpolating o fast), considerando para fast la frecuencia máxima y para los dos primeros, discrete e interpolating, la frecuencia media.

El modo discreto hace un barrido de 65 puntos desde la frecuencia de inicio hasta la frecuencia final asignada con los pasos establecidos por nosotros mismos, en cambio el modo interpolado hace un barrido de 65 puntos desde la frecuencia de inicio hasta la frecuencia final asignada cogiendo al azar los puntos

intermedios y realizando una interpolación entre los valores no evaluados. El modo fast elige puntos críticos y los interpola.

En nuestro trabajo nos centraremos en el modo discreto, debido a que los resultados obtenidos en otros modos no ofrecen la validación y aproximación que este tipo de modo.

El rango de frecuencias se puede definir como LinearStep, LinearCount, LogScale. Estos se diferencian en la asignación del intervalo de frecuencias, utilizando tamaño de los pasos intermedios, número de puntos de interpolación y número de muestras intermedias. Además, se pueden guardar los campos en 3D para la posterior representación en los planos E y H, la interfaz que se ha utilizado en este trabajo se muestra en la figura 22.

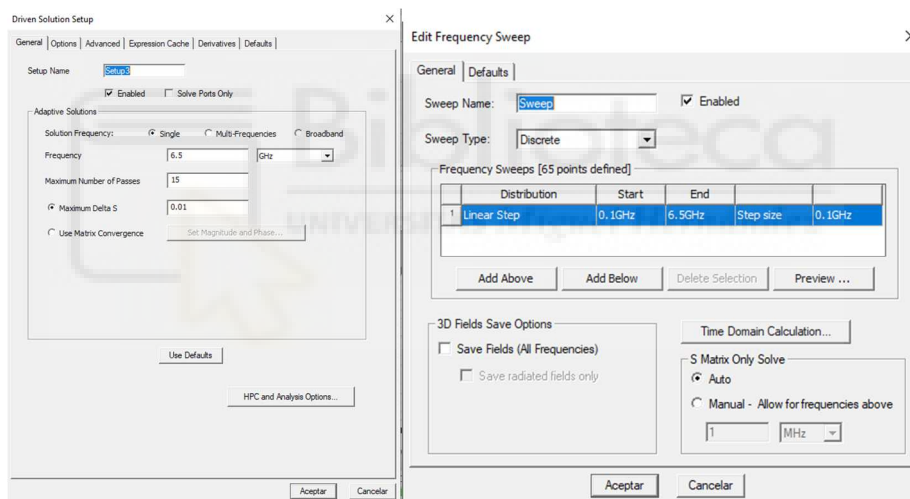


Figura 22: Manual parámetros de simulación.



CAPÍTULO 4: RESULTADOS

4.1 DEGRADACIÓN DE LOS MATERIALES BIOCOMPATIBLES

En este apartado se mostrarán los resultados obtenidos mediante la caracterización de las muestras diseñadas replicando los materiales sintéticos biocompatibles durante un periodo de 30 días. Este trabajo ha sido aceptado para su presentación en el XXXIX Simposio Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio (URSI 2024), con el título “Análisis de la estabilidad dieléctrica y modulación de la conductividad iónica en mezclas simuladoras de tejidos mamarios” [34].

Se han replicado dos muestras de cada modelo biocompatible, baja, media, alta densidad y tumor, para comprobar así su comportamiento. En la figura 23 se pueden observar los distintos modelos sintéticos fabricados para su posterior caracterización.



Figura 23: Diseño de los cuatro modelos de cada material biocompatible.

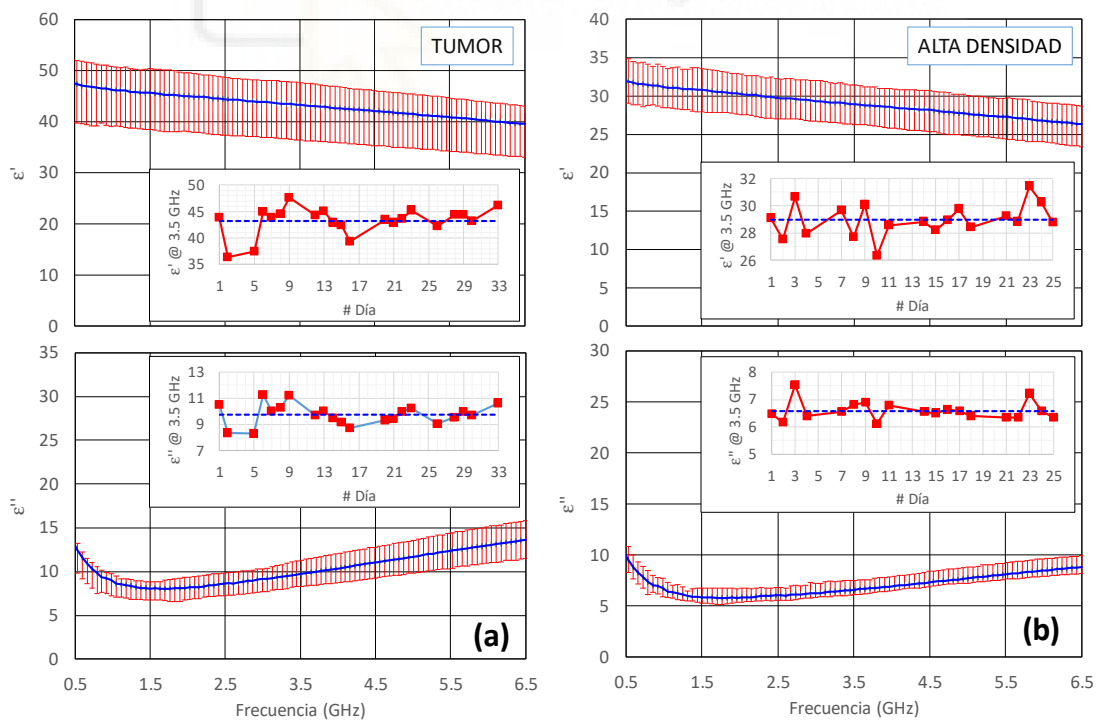
Para la caracterización de estos modelos se ha utilizado la sonda coaxial Slim Probe de Keysight, como se ha comentado anteriormente. Además, se ha hecho uso del software Keysight Materials Measurement Suit 2020, para poder representar los resultados de las medidas de la sonda. Este software permite guardar los resultados del cálculo de la parte real y de la parte imaginaria de la permitividad relativa en un archivo con formato .csv, el cual será utilizado para

exportar los datos a otros programas con el fin de realizar un análisis de los mismos.

Este software también permite guardar los resultados de las medidas de los parámetros de scattering S_{11} en archivos Touchstone (s1p). No obstante, aquí no se hará uso de esa característica del software.

En cuanto al estudio del deterioro de los materiales biocompatibles diseñados utilizaremos los datos con extensión csv para representar la permitividad compleja (parte real y parte imaginaria), hacer una media de las tres medidas tomadas con la sonda cada día a distintas profundidades y representarlo en una gráfica.

A continuación, se mostrará el promedio temporal de la permitividad relativa en función de la frecuencia, figura 24 [34]. Las barras de error representan el margen de variación máximo y mínimo de los valores temporales a lo largo de los días respecto al valor promedio. Estos márgenes se encuentran dentro del error de medida especificado por el fabricante para esta sonda, que es del $\pm 10\%$ (relativo al valor del módulo de la permitividad relativa compleja).



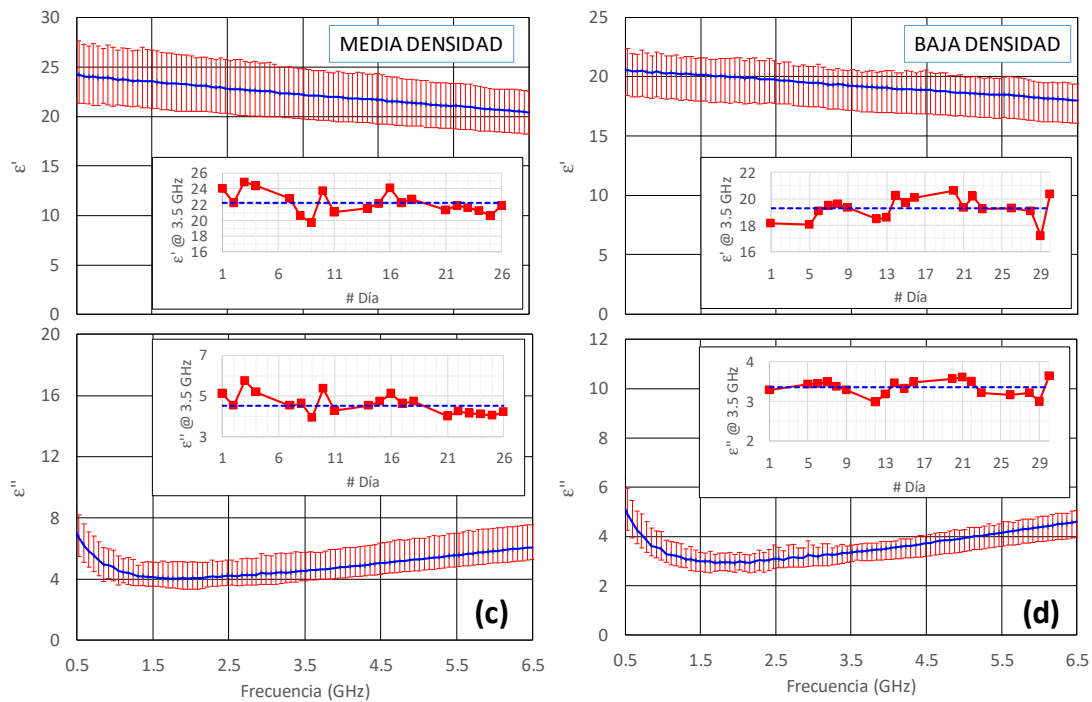


Figura 24: Medida promediada temporalmente en función de la frecuencia para a) tumor, b) alta densidad, c) media densidad y d) baja densidad, mostrando la permitividad relativa (parte real en panel superior y parte imaginaria en panel inferior) [34].

En los insertos de las figuras se muestra la variación de los valores de permitividad a lo largo de los días para la frecuencia central del intervalo (3.5 GHz). Como se puede observar en todos los casos, atendiendo a las gráficas de cada tipo de muestra, hay presente una gran variabilidad de la permitividad, tanto en la parte real como en la imaginaria, pero no es posible concluir una degradación clara de las muestras, al menos durante el periodo de tiempo del estudio analizado. Esto indica que, si las muestras se almacenan en las condiciones adecuadas, es posible su uso y análisis durante un mes.

Además, se ha comprobado que estos modelos tras su caracterización muestran valores que no replican a los tejidos como la piel, grasa y glándula, hecho que asumimos tras el seguimiento de la tesis doctoral [23], debido a la falta de una sonda coaxial y el seguimiento de otros estudios, por lo que se hablará sobre una media de la mama con distintas densidades y una media de una mama con tumor.

4.2 ESTUDIO DEL CONTROL DE LA CONDUCTIVIDAD

Adicionalmente al estudio de la degradación de los materiales, se ha llevado a cabo un estudio sobre el control de la conductividad mediante la adición de cloruro de sodio (NaCl). Este estudio se ha realizado tanto para soluciones acuosas como para el tipo de mezcla tumoral mencionada anteriormente.

Primero, se caracterizaron soluciones acuosas con distintos porcentajes de cloruro de sodio. En la figura 25 se muestra la variación de la permitividad compleja junto con la conductividad, σ , obtenida a partir de la parte imaginaria de la permitividad relativa.

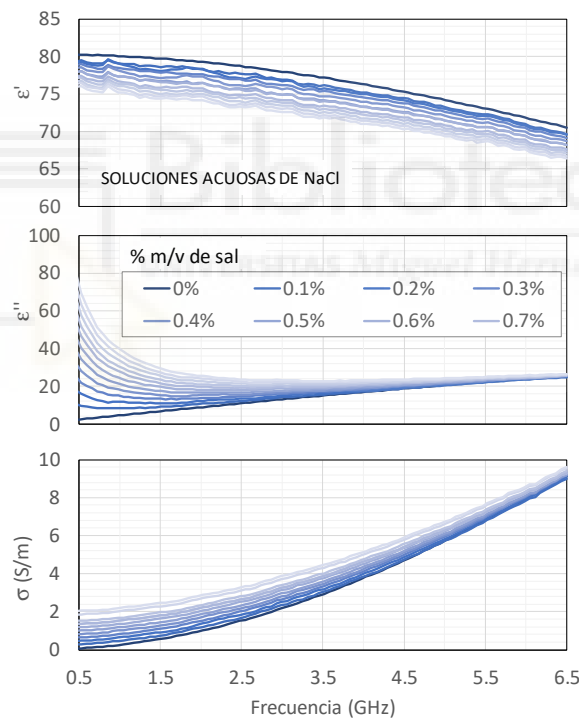


Figura 25: Resultados soluciones acuosas con distintos porcentajes de NaCl [34].

Para este estudio se ha representado tanto la permitividad compleja, parte real y parte imaginaria, como la conductividad, con el objetivo de investigar cómo varía esta última al añadir NaCl. Esto permitirá diseñar mezclas que repliquen tejidos sintéticos en el futuro.

Como se puede observar en la figura 25, las gráficas siguen una tendencia a medida que aumenta la cantidad de NaCl. Se realizaron pruebas con porcentajes de 0%, 0.1%, 0.2%, 0.3%, 0.4%, 0.5%, 0.6% y 0.7% m/v de sal en las soluciones acuosas, evidenciando que tanto la parte imaginaria de la permitividad como la conductividad aumentan proporcionalmente con el incremento del porcentaje de NaCl.

En la tabla 2 se presentan los parámetros de la expresión de Cole-Cole para los ajustes de las curvas obtenidas en las gráficas anteriores, haciendo uso de la aproximación de $\alpha=0$ para todos los casos. Esta aproximación se debe a que en el rango de frecuencias estudiado (0.5 a 6.5 GHz), las constantes de tiempo relevantes están lo suficientemente separadas para no afectar los resultados.

[NaCl] (% m/v)	ϵ_s	ϵ_∞	τ (s)	σ_i (S/m)
0	80.3	5.3	9.49	0.0
0.1	79.1	5.3	9.27	0.2
0.2	78.8	5.3	9.22	0.4
0.3	78.3	5.3	9.16	0.6
0.4	77.7	5.3	9.07	0.8
0.5	77.0	5.3	8.99	0.9
0.6	76.9	5.3	8.92	1.1
0.7	76.1	5.3	8.79	1.3
0.8	75.7	5.3	8.77	1.5
0.9	75.3	5.3	8.69	1.6
1	74.9	5.3	8.66	1.8
1.1	74.4	5.3	8.60	2.0

Tabla 3: Parámetros obtenidos mediante la expresión de Cole-Cole para soluciones acuosas [34].

En el experimento con mezclas de tejido tumoral y distintos porcentajes de NaCl se observa un comportamiento similar: la parte real de la permitividad relativa disminuye insignificativamente con la adición de NaCl, mientras que la parte imaginaria de la permitividad, especialmente a baja frecuencia, aumenta notablemente con la adición de sal. Esto indica un incremento en las pérdidas y

una mayor conductividad del material. Este comportamiento se muestra en la figura 26.

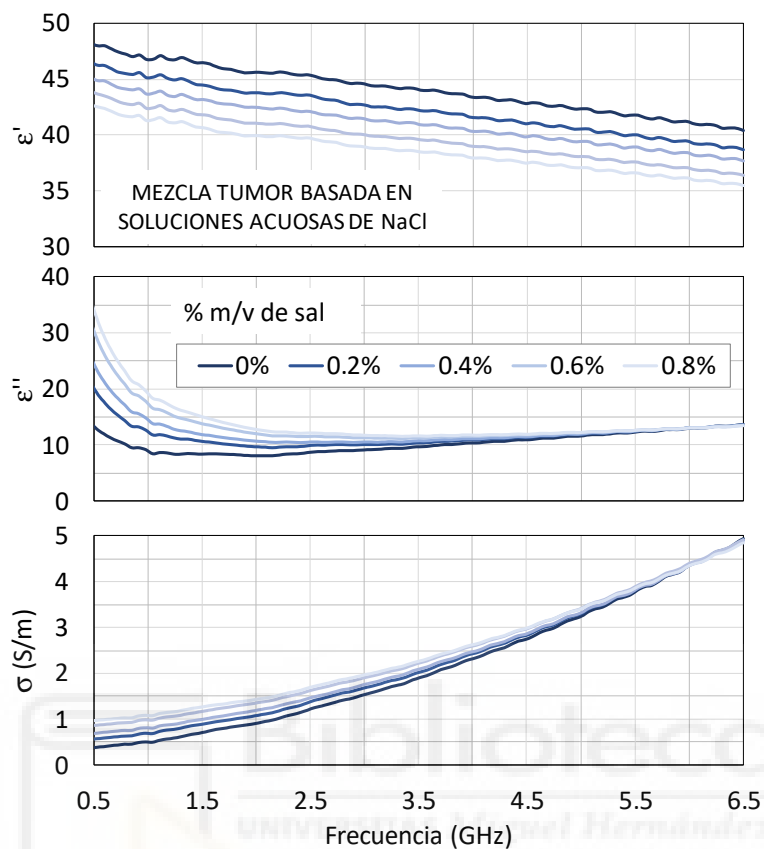


Figura 26: Resultados mezcla tumor con porcentajes de NaCl [34].

En la tabla 3 podemos ver los parámetros de la ecuación de Cole-Cole con los ajustes de las curvas obtenidas para la aproximación de $\alpha = 0$, como en el caso anterior.

[NaCl] (% m/v)	ϵ_s	ϵ_∞	τ (s)	σ_i (S/m)
0	46.9	18.1	13.8	0.366
0.2	44.9	17.5	13.8	0.563
0.4	43.5	16.5	13.3	0.687
0.6	42.1	16.4	13.7	0.859
0.8	40.9	16.2	13.5	0.964

Tabla 4: Parámetros obtenidos mediante la expresión de Cole-Cole para mezcla de tumor [34].

Estos resultados confirman que podemos controlar la conductividad mediante la adición de NaCl. Aunque la parte imaginaria de la permitividad relativa cambiará debido a su relación con la conductividad, el cambio en la parte real de la permitividad es insignificante. Esto se debe a la modificación de la muestra, ya que, al añadir una sustancia, la permitividad relativa cambia ligeramente porque el material ya no es el mismo. Sin embargo, este cambio es menor en comparación con el incremento en la conductividad, permitiendo así controlar la conductividad iónica sin alterar significativamente la permitividad relativa del material. Esto nos permitirá el control de la conductividad iónica, y así poder simular los tejidos mamarios con una alta variación de sus condiciones.

4.3 SIMULACIONES EN EL GEMELO DIGITAL

En este apartado se van a diseñar distintos tipos de estructuras con las antenas comentadas en el capítulo 1 que se diseñaron para la investigación que se está llevando a cabo. Para comenzar con el diseño del gemelo digital se ha simulado una única antena con el fin de obtener sus parámetros más importantes y observar su comportamiento en el programa HFSS que utilizaremos para las simulaciones más avanzadas con dos antenas enfrentadas y poder determinar tanto la distancia que hay entre estas como la permitividad compleja que existe si se inserta un material dieléctrico entre las antenas.

En la figura 27 se observa el diseño de la antena tipo parche con el conector SMA. Se han obtenido varios resultados con la finalidad de caracterizar la antena, observando sus parámetros S, su ganancia y sus diagramas de radiación. La antena presenta un ancho de banda desde 2.98GHz hasta 19.47GHz, BW=16.49GHz. Aunque esta antena aborda un amplio rango de frecuencias, en nuestra investigación nos centraremos en el rango de 0.1GHz a 6.5GHz, debido al rango de utilidad de los aparatos y herramientas que disponemos en el laboratorio.

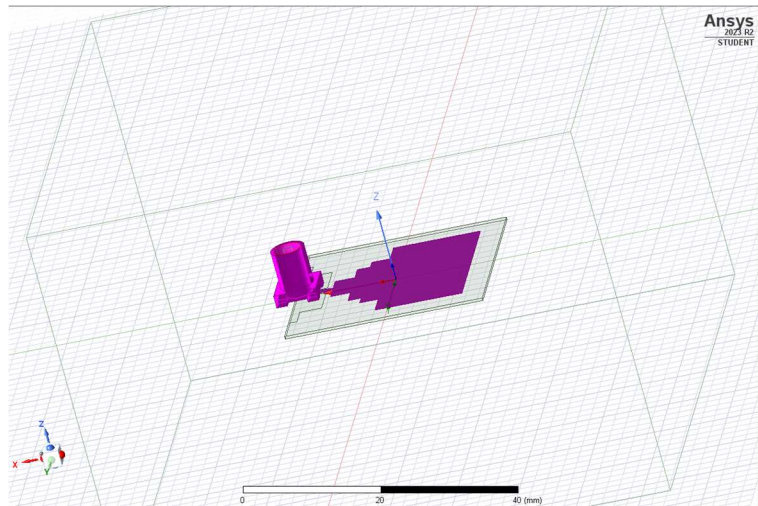


Figura 27: Simulación de una antena tipo parche con conector SMA.

En cuanto a los parámetros de scattering o parámetros S, el parámetro $S(1,1)$ nos indica la potencia que sale por el puerto 1 cuando inyectamos potencia por el puerto 1 y el puerto 2 está adaptado, mientras que el parámetro $S(2,2)$ indica lo contrario, mide la potencia que sale del puerto 2 cuando inyectamos potencia por este mismo y el puerto 1 está adaptado. Estos parámetros son conocidos como coeficientes de reflexión de cada puerto y se toma como antena eficaz a partir de -10dB , debido a que las reflexiones que se producen son inferiores del 10%. El parámetro $S(2,1)$ indica la potencia recibida en el puerto 2 en comparación con la enviada por el puerto 1. A este parámetro se le conoce como “coeficiente de transmisión directa”, mientras que el parámetro $S(1,2)$ se le conoce como “coeficiente de transmisión inversa”. En la figura 28 se representa el parámetro $S(1,1)$ de la antena diseñada, observando el rango de utilización comenzando en el marcador “m1” y terminando en el marcador “m7”, es decir desde 2.98GHz hasta 19.47GHz .

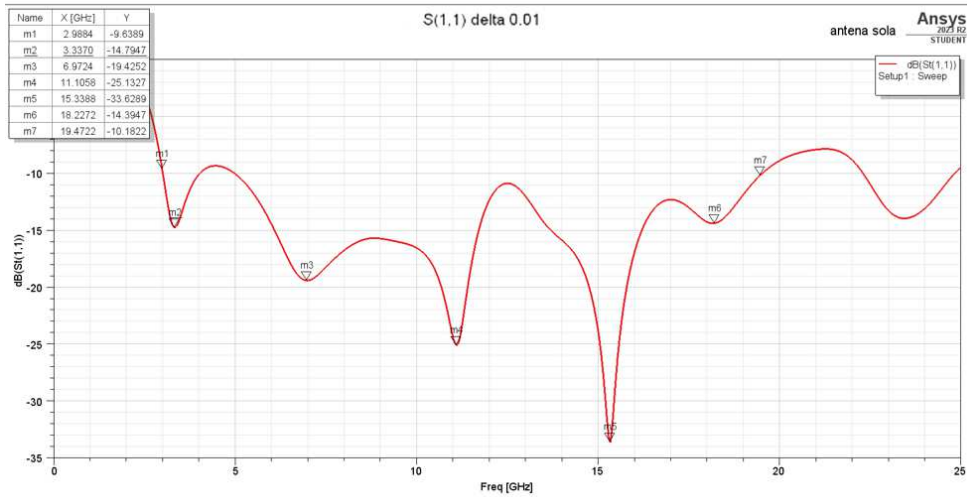


Figura 28: Representación del parámetro S (1,1) de la antena tipo parche.

En la figura 29 se muestra la ganancia de la antena. Esta aporta información sobre cuanto energía se transmite en la dirección de radiación máxima de la de la fuente isotrópica. Se conocen 3dB como el doble de la potencia recibida de lo que sería recibido de una antena isotrópica sin pérdidas con la misma potencia.

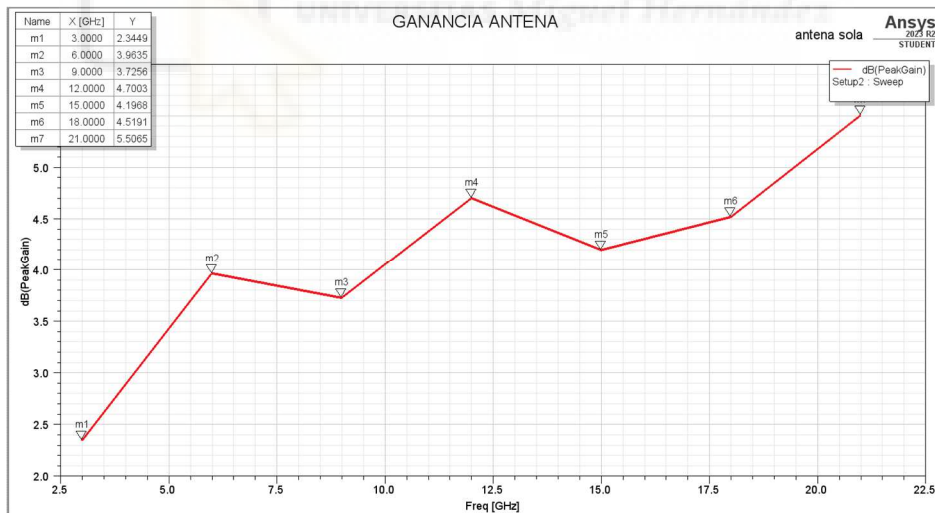


Figura 29: Ganancia de una antena tipo parche.

Se observa que en el rango de utilización comentado anteriormente la ganancia presente es 3dB o más, llegando para 19.47GHz aproximadamente a 5dB. En el rango de estudio de la investigación se llega hasta 6.5GHz obteniendo una ganancia hasta 3.96dB.

Además, se han determinado los diagramas de radiación de la antena, siendo el patrón de radiación el que define la variación de la potencia que emite una antena en función de la dirección de esta. Esta variación de energía en función del ángulo de llegada se observa en el campo lejano [35] y suele darse en 2 dimensiones (plano E y H) (figura 30). Puede radiar en todas las direcciones (360° de área de cobertura), omnidireccional o puede no radiar de forma simétrica en el patrón de radiación, es decir, concentra la energía radiada en una dirección determinada, aumentando así su potencia emitida y evitando interferencias por fuentes no deseadas.

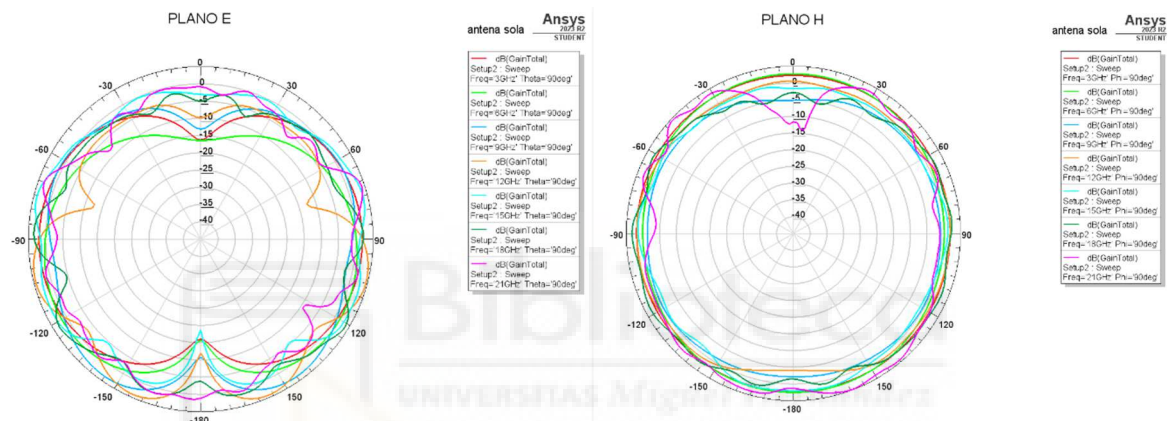


Figura 30: Simulación diagramas de radiación, a la izquierda se observa el plano E y a la derecha el plano H.

Es de vital importancia entender el concepto de polarización, ya que es uno de los aspectos más importantes de la propagación de la energía electromagnética, se basa en la polarización de los campos electromagnéticos producidos por una antena o foco y evaluados en campo lejano. Las antenas cumplen el teorema de la reciprocidad [36], se comunican (transmisión y recepción) con antenas con igual polarización.

La polarización puede ser lineal, horizontal, vertical, circular y elíptica. Se puede calcular el factor de polarización de pérdida con la ecuación:

$$PLF = \cos^2 \theta \quad (20)$$

Siendo θ el ángulo de rotación, si $\theta=0$ no hay pérdida y si $\theta=90$ hay pérdida total.

Tras la caracterización de la antena, se han realizado distintas simulaciones con dos antenas iguales enfrentadas replicando las antenas gemelas de la investigación, con la finalidad de variar sus distancias de separación. En la figura 31 se muestra el caso para una distancia de 30 cm. En nuestro caso las antenas están enfrentadas de forma directa, por lo que el factor de pérdidas de polarización de estas será nulo.

En las diferentes simulaciones realizadas se ha ido variando la distancia de separación de las antenas con 10cm, 20cm, 30cm, 40cm, 50cm, 60cm, y la distancia real de la estructura que tenemos en el laboratorio para la investigación, siendo esta de 12,6cm.



Figura 31: Simulación antenas gemelas enfrentadas.

Observamos los parámetros S (1,1) y S (2,1) obtenidos en la simulación en la figura 32, pero esta vez centrándonos en el rango de frecuencia de utilización del laboratorio, hasta 6.5GHz.

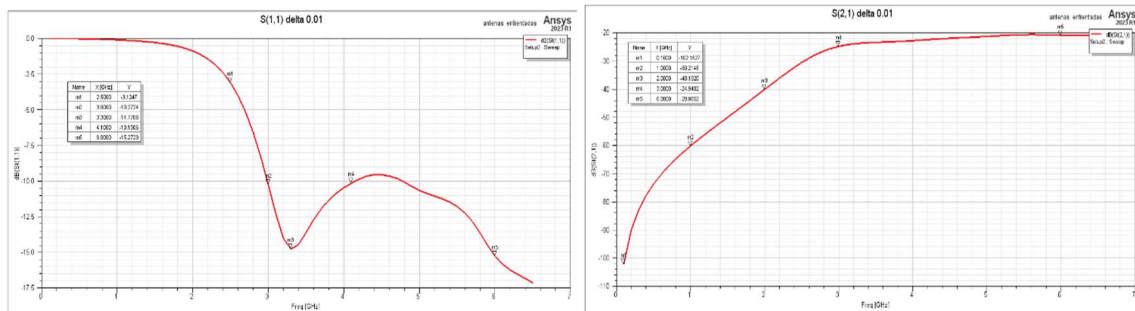


Figura 32: Representación de los parámetros S (1,1) y S (2,1) de dos antenas enfrentadas.

Se observa en la gráfica de la izquierda la reflexión del puerto 1, teniendo en cuenta que la reflexión comienza en 3GHz cuando está a -10dB y en 4.1GHz vuelve a -10dB por lo que sería el rango de buena utilidad de estas antenas enfrentadas. En cuanto al S (2,1) que muestra la transmisión, podemos ver cómo en torno a 3GHz, que es cuando comienza a funcionar la antena, pasa toda la información, ya que en la simulación no tenemos obstáculos entre las antenas.

Una vez conocidos los parámetros S de esta simulación, se abordará el cálculo de la obtención de la distancia que hay de separación entre las antenas. Para ello se hará uso de ecuaciones básicas, como la relación de la distancia con la velocidad y el retardo, $l = v * t$, siendo la velocidad en el aire, $v = c$. El tiempo estará determinado por el retardo de grupo obtenido en las simulaciones realizadas en el programa ADS, en el cual se habrán importado previamente los 101 puntos del cálculo en HFSS (figura 33). Hay que hacer notar, que en ADS se usan 5001 puntos de frecuencia por lo que la determinación del retardo de grupo de esta manera conlleva un proceso de interpolación muy agresivo que podría introducir errores significativos.

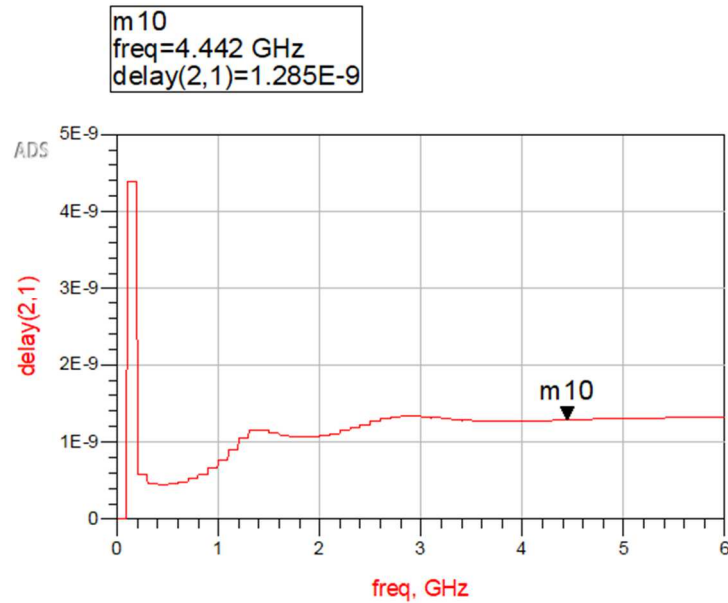


Figura 33: Resultados del retardo de grupo para una distancia de 30 cm.

En la tabla 5 se observan los valores del retardo de grupo obtenido en cada simulación según la distancia marcada y la velocidad de propagación de la onda siendo $v = c$, debido al único factor del aire.

distancia (cm)	t_g (ns)	$l = v * t$ (cm)
10	0.594	17.83
12.5	0.692	20.76
20	0.946	28.36
30	1.285	38.52
40	1.632	48.92
50	1.976	59.23
60	2.317	69.46

Tabla 5: Obtención de la distancia entre dos antenas gemelas mediante el retardo de grupo de la simulación.

Sabiendo que el retardo de grupo dado tiene en cuenta los conectores y una porción de la antena que aún no emite radiación, para obtener el retardo de grupo que necesitamos restamos al retardo de grupo obtenido el tiempo que tarda en transmitir la antena con distancia teórica de 30 cm, siendo este tiempo de 1 ns, ya que $t = c/l$. En la tabla 6 tenemos los resultados y el porcentaje de error de estos.

distancia (cm)	$t_{g_{corr}}$ (ns)	$l = v * t$ (cm)	error (%)
10	0.31	9.3	6.9
12.5	0.408	12.2	2.1
20	0.661	19.8	0.8
30	1	30	0
40	1.347	40.4	1
50	1.691	50.7	1.4
60	2.032	60.9	1.6

Tabla 6: Obtención de la distancia entre dos antenas gemelas con retardo de grupo real y porcentaje de error.

Como bien se observa, se puede estimar la distancia que existe entre la separación de las antenas gemelas con realizar algunas operaciones matemáticas sencillas. Aunque se debe tener en cuenta que hay que eliminar los factores de los conectores y las antenas para poder determinar esta distancia mediante el retardo de grupo, puesto que, sino la aproximación vendrá con un error debido a estos, ya que estos no son de utilidad durante la transmisión de las ondas.

Además, para afirmar este estudio se ha diseñado en el programa ADS un esquemático para determinar la distancia mediante un pulso gaussiano cualquiera, observando su transmisión mediante el parámetro S (2,1). Se utilizará el archivo de la simulación a distancia de 30 cm para comprobar si se obtiene 1 ns de retardo como se espera.

Primero se diseña el pulso gaussiano (figura 34), y se obtiene la derivada de este (figura 35), además se normaliza y se obtiene el pulso en frecuencia (figura 36), normal y normalizado.

Pulso gaussiano

$$\text{Eqn } \text{pulso_m2} = k * \exp(-\text{pow}((\text{time}-t0), 2) / (2 * \text{pow}(\text{sigma}, 2)))$$

$$\text{Eqn } \text{max22} = \max(k * \exp(-\text{pow}((\text{time}-t0), 2) / (2 * \text{pow}(\text{sigma}, 2))))$$

$$\text{Eqn } \text{pulso_m2N} = k * \exp(-\text{pow}((\text{time}-t0), 2) / (2 * \text{pow}(\text{sigma}, 2))) / \text{max22}$$

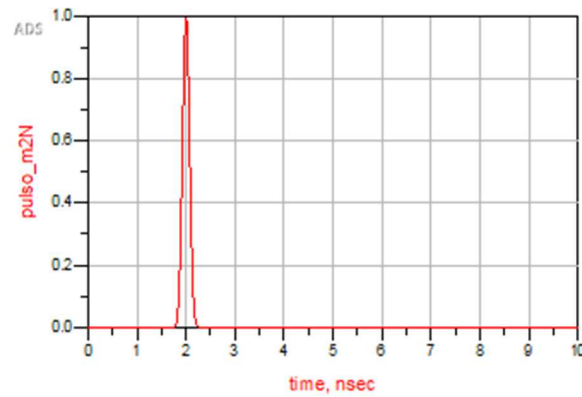


Figura 34: Pulso Gaussiano.

Pulso derivada del pulso gaussiano

$$\text{Eqn } k = 1e12$$

$$\text{Eqn } t0 = 2e-9$$

$$\text{Eqn } \text{sigma} = 7e-11$$

$$\text{Eqn } \text{pulso_m} = k * (\text{time}-t0) * \exp(-\text{pow}((\text{time}-t0), 2) / (2 * \text{pow}(\text{sigma}, 2)))$$

$$\text{Eqn } \text{max1} = \max(k * (\text{time}-t0) * \exp(-\text{pow}((\text{time}-t0), 2) / (2 * \text{pow}(\text{sigma}, 2))))$$

$$\text{Eqn } \text{pulso_mN} = k * (\text{time}-t0) * \exp(-\text{pow}((\text{time}-t0), 2) / (2 * \text{pow}(\text{sigma}, 2))) / \text{max1}$$

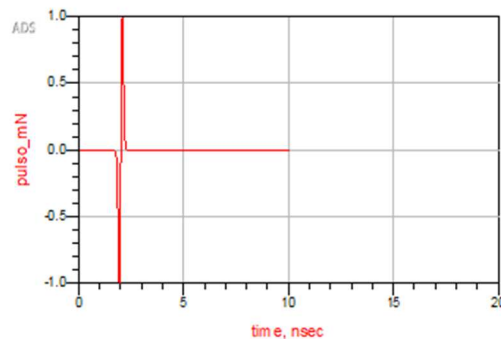


Figura 35: Pulso derivada del pulso Gaussiano.

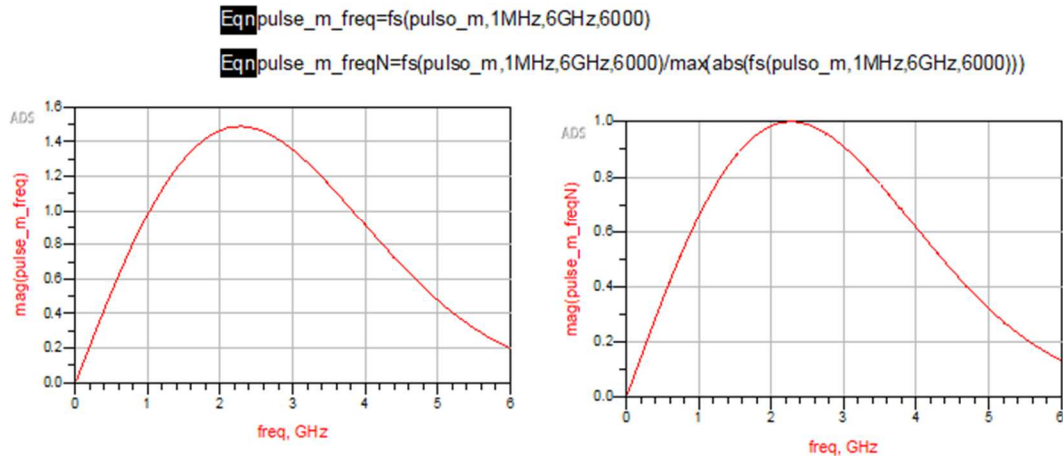


Figura 36: Pulso derivada del pulso Gaussiano en frecuencia.

Seguido se representa el parámetro de transmisión $S(2,1)$ y se multiplica al pulso en frecuencia obtenido, representando este resultado en magnitud y en fase (figura 37).

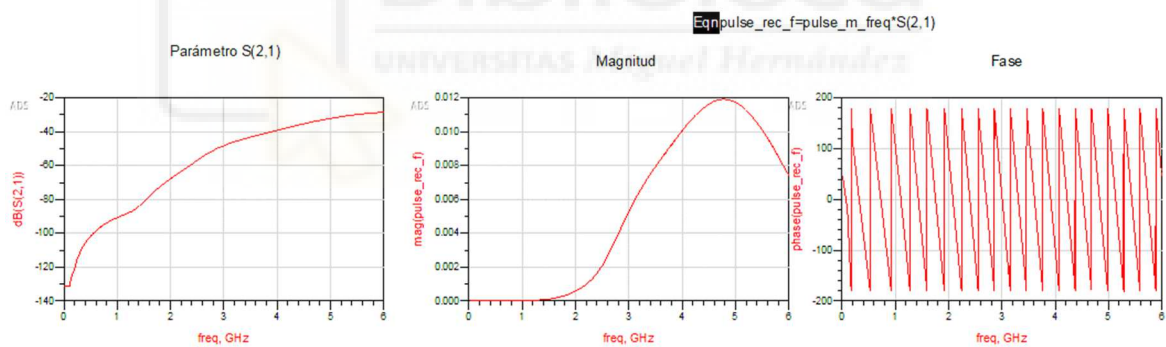


Figura 37: Pulso transmitido multiplicado por el pulso derivada.

Por último, representamos el pulso obtenido haciendo una conversión en tiempo y asignando los parámetros necesarios para esta conversión como el eje de frecuencias con el tiempo inicial y final, el número de puntos intermedios y el tipo de ventana, además se hace una normalización del pulso mostrado en la figura 38.

Resultado pulso transmitido

Eqn pulse_rec_t=ts(pulse_rec_f,0,10n,1001,,2)/max(abs(ts(pulse_rec_f,0,10n,1001,,2)))

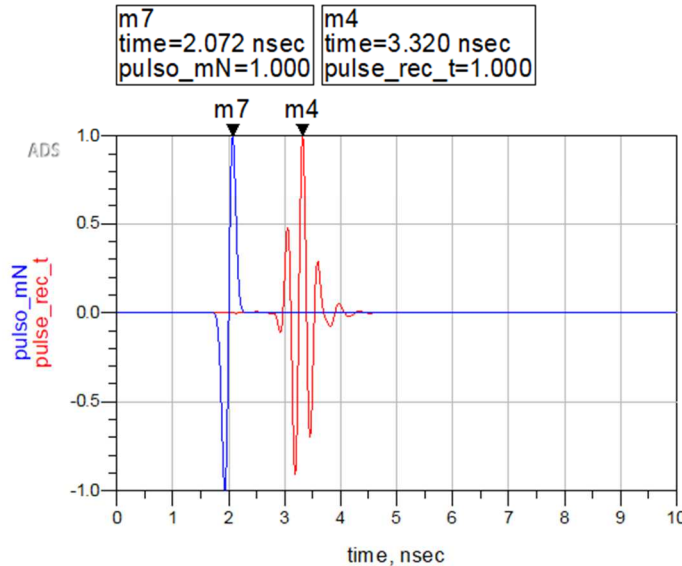


Figura 38: Resultado pulso transmitido.

Como se observa en la figura 38, el retardo entre el pulso incidente (línea azul, marcador m7) y el pulso recibido (línea roja, marcador m4) es

$$t_{pulso} = 3.320 \text{ ns} - 2.072 \text{ ns} = 1.248 \text{ ns}$$

Si eliminamos de este retardo la contribución de los conectores y antenas ($\sim 0.3 \text{ ns}$), nos queda un retardo corregido $t_{pulso_corr} = 1 \text{ ns}$, correspondiente a la propagación en el aire. Estos resultados indican que el retardo t_{pulso} así obtenido es equiparable al retardo de grupo t_g obtenido de la derivada de la fase del coeficiente S_{21} y que el retardo corregido t_{pulso_corr} es equiparable al retardo de grupo corregido t_{g_corr} . En este escenario, en el que no hay lámina de material dieléctrico entre las antenas, queda comprobado que estos métodos son válidos y equivalentes para la determinación de la distancia que existe entre las antenas enfrentadas.

En la figura 39 se presenta una comparativa de todas las simulaciones con las distintas distancias asignadas, de manera que se comprueba que a medida que la distancia aumenta el pulso transmitido se desplaza en tiempo, debido al aumento de distancia a recorrer.

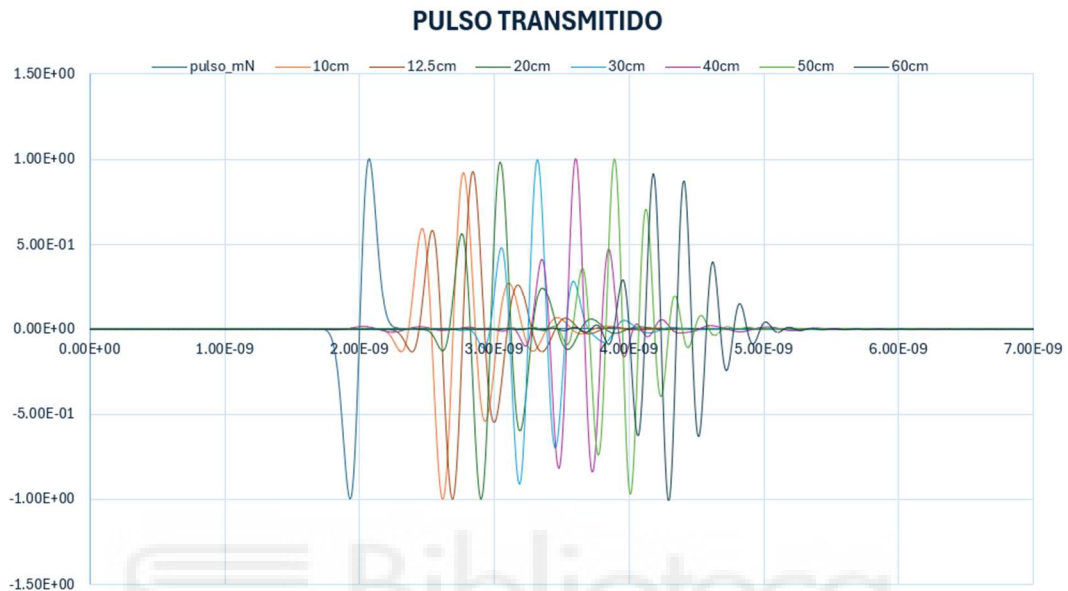


Figura 39: Comparativa de las simulaciones con las distintas distancias asignadas.

4.4 OBTENCIÓN DE LA PERMITIVIDAD MEDIANTE SIMULACIONES EN HFSS

Para este apartado vamos a mostrar las simulaciones de las dos antenas enfrentadas comentadas anteriormente, pero con un material entre estas, de manera que la finalidad será poder determinar la permitividad relativa del material mediante los resultados obtenidos en las distintas simulaciones. Se han diseñado objetos con distintos tipos de material con permitividad relativa de 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 y 80.

A medida que aumenta la permitividad dieléctrica del material las simulaciones se vuelven más complejas y requieren de un mayor cálculo, tiempo y memoria disponible para poder estimar las soluciones. En el caso del ordenador disponible

del laboratorio para realizar las simulaciones en el programa HFSS, los casos de ϵ mayor a 40 no pueden llegar a completarse, de manera que como solución a esto se ha reducido la distancia entre las antenas a $l = 20$ cm y, además, se ha reducido el tamaño del objeto a $10 \times 10 \times 1$ cm ($d = 1$ cm). En la figura 40 se puede ver el diseño de las antenas enfrentadas con el objeto entre ellas con permitividad de 30 y con las características comentadas.

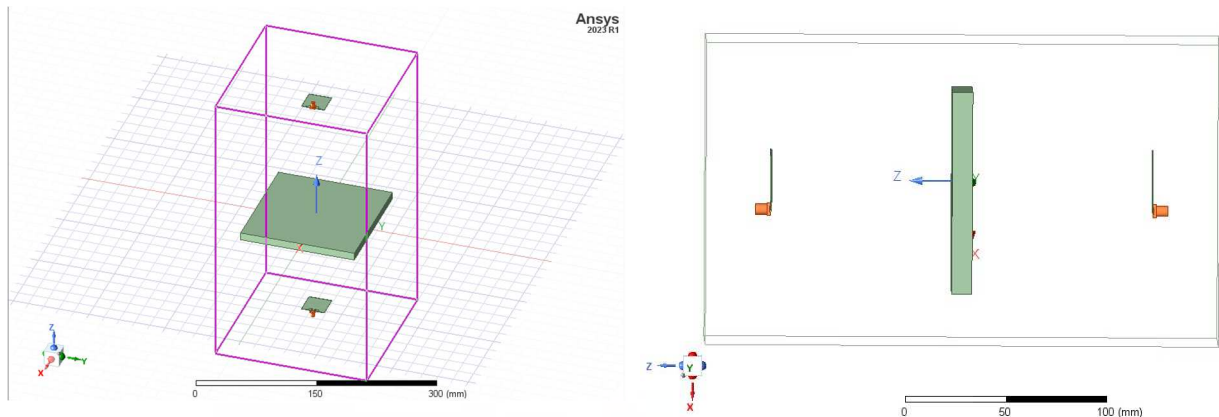


Figura 40: Simulación de dos antenas enfrentadas con material entre ellas con permitividad relativa de 30.

En cuanto a la obtención del retardo de grupo para este tipo de simulaciones se tiene una gran variabilidad de éste (figura 41), por lo que para poder realizar los cálculos con una mejor estimación vamos a proceder a la exportación de los datos simulados y los representaremos en el programa ADS con la finalidad de poder observar el retardo de grupo de una manera más lineal, gracias a la interpolación de 5001 puntos que realizará ADS a partir de los 101 puntos que exportamos del solucionado de HFSS.

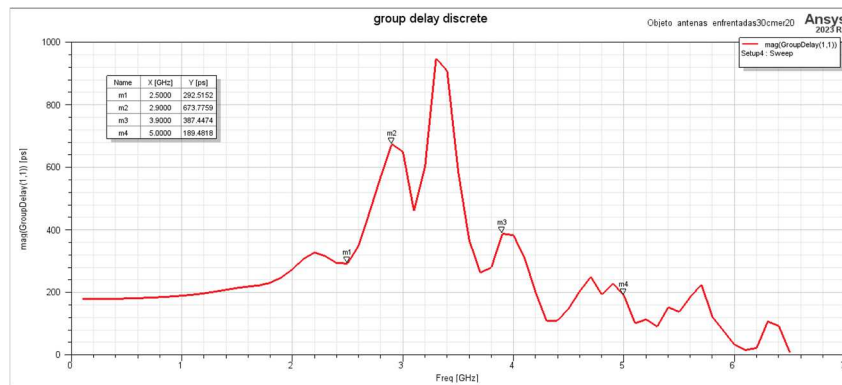


Figura 41: Simulación de los resultados de retardo de grupo.

Se abre el programa ADS y se genera un nuevo esquemático (figura 42), con un bloque s2p para la importación de los parámetros S exportados en HFSS y se realiza un barrido de parámetros S asignando como inicio 10MHz y parada en 6GHz con pasos de 1.198MHz, para conseguir así una totalidad de 5001 puntos y de esta manera generar de manera más efectiva los resultados.

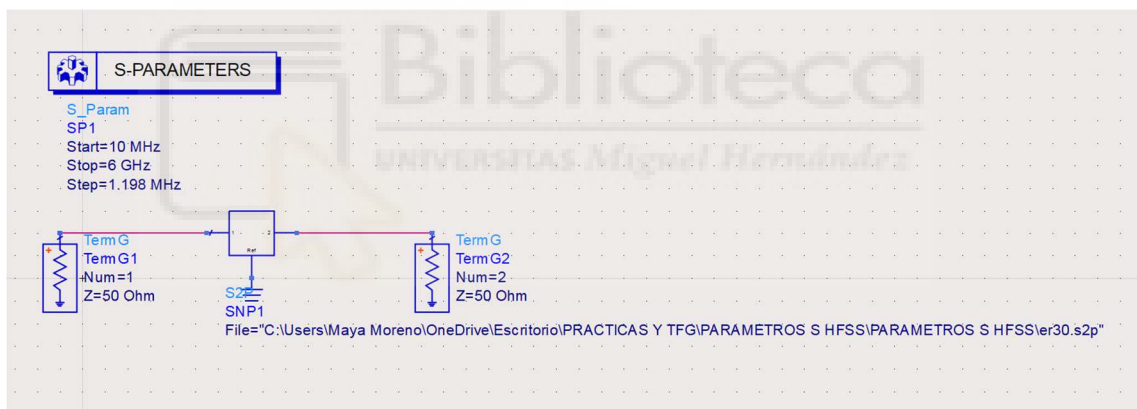


Figura 42: Esquemático en ADS de dos antenas enfrentadas con material en medio con permitividad relativa de 30.

Una vez generado el esquemático procedemos a su simulación y obtenemos tanto los parámetros S como la fase y el retardo de grupo (figura 43).

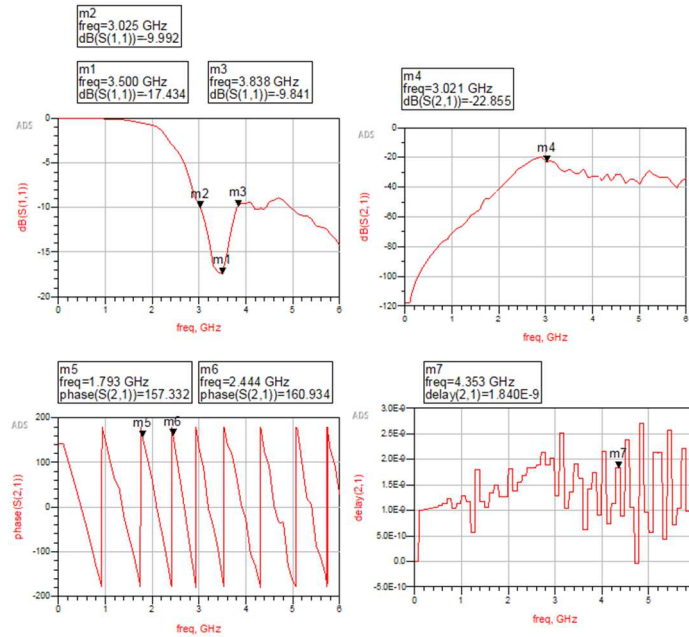


Figura 43: Representación de parámetros S (1,1), S (2,1), fase (S (2,1)) y retardo de grupo.

Como se puede apreciar en la figura 43, el retardo no sale constante, presenta una variación a partir de los 3 GHz en torno a 0.5 ns y 2.5 ns, por lo que si elegimos algún valor al azar entre este rango tendríamos un error significativo en los resultados.

Para ello planteamos dos soluciones. Se podría realizar la media de cuatro valores, dos máximos y dos mínimos y realizar los cálculos para la obtención de la permitividad relativa.

Las operaciones a seguir para la estimación de la permitividad relativa son los siguientes:

- 1) Hacer la media de los cuatro valores del retardo de grupo, dos máximos y dos mínimos.
- 2) Eliminar la parte de los conectores y antenas que están presentes y obtener el retardo de grupo corregido (ecuación 14).
- 3) Despejar la permitividad relativa mediante la ecuación 15.

Para el primer paso se mostrará una tabla, tabla 7, con los valores de la media en las tres primeras simulaciones, según el tipo de material asignado, en estos casos para ϵ igual a 10, 20 y 30.

ϵ_r	MAX1	MAX2	MIN1	MIN2	MEDIA
10	1.576	1.860	1.093	1.149	1.419
20	1.660	1.205	1.045	1.943	1.463
30	2.150	2.698	0.972	0.745	1.641

Tabla 7: Media del retardo de grupo para épsilon igual a 10, 20 y 30.

En la tabla 8 se indicará el retardo de grupo obtenido mediante la media y el retardo de grupo corregido una vez eliminada la parte no deseada y los resultados de los cálculos para la obtención de la permitividad relativa.

ϵ_r	t_g (ns)	t_{g_corr} (ns)	ϵ_r	error (%)
10	1.419	1.134	25.172	151.7
20	1.460	1.175	39.017	95.1
30	1.640	1.355	135.550	351.8

Tabla 8: Obtención de la permitividad relativa para épsilon igual a 10, 20 y 30.

Como se puede apreciar, estos resultados no son válidos debido al elevado error que presentan. Esto podría ser debido a la influencia en el retardo de grupo de las múltiples reflexiones, tanto en las caras de la lámina, como internamente, dando lugar a un comportamiento no constante como el de la figura 41.

Por este motivo, se llevará a cabo la otra solución planteada en el dominio del tiempo. Esta es la obtención del retardo de grupo mediante pulsos y transformadas de Fourier. Primeramente, se ha diseñado un pulso de entrada en el dominio del tiempo, pulso gaussiano, y se ha pasado al dominio de la frecuencia para poder trabajar con él. Se utilizará el pequeño procesado que se realizó en el apartado anterior, para observar el pulso transmitido forzando a replicar la forma del pulso diseñado como se ha comentado en el apartado anterior. Esto nos facilita el poder apreciar de mejor manera como aumenta el retardo de transmisión del pulso según el tipo de material que exista entre las antenas enfrentadas.

A medida que la permitividad del material aumenta la transmisión será más lenta debido a la absorción del material. En la figura 44 se observan los distintos

pulsos transmitidos según la permitividad dieléctrica asignada al material, y en la figura 45 se muestra la comparativa de todas las simulaciones.

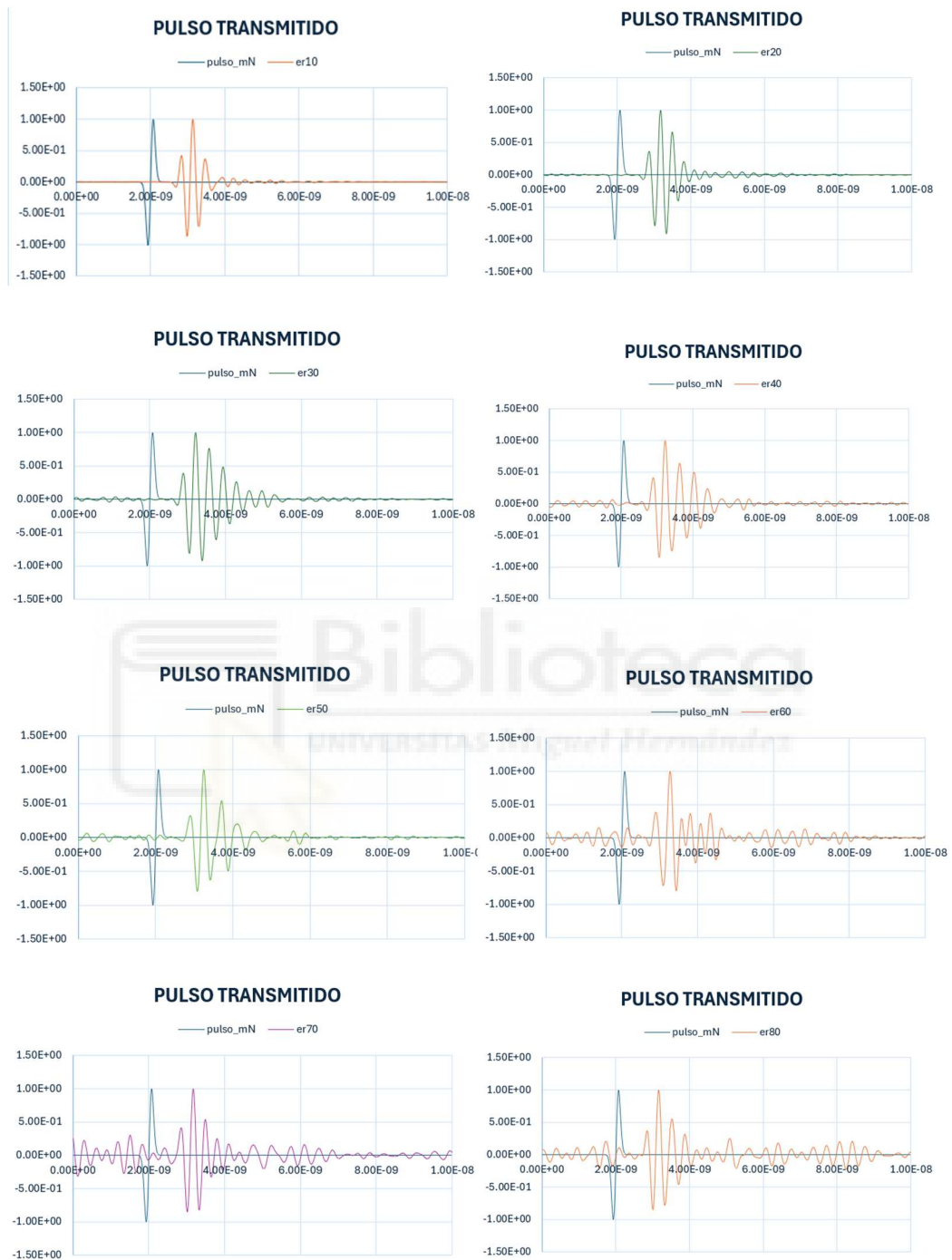


Figura 44: Pulsos transmitidos según el tipo de material asignado entre las antenas enfrentadas.

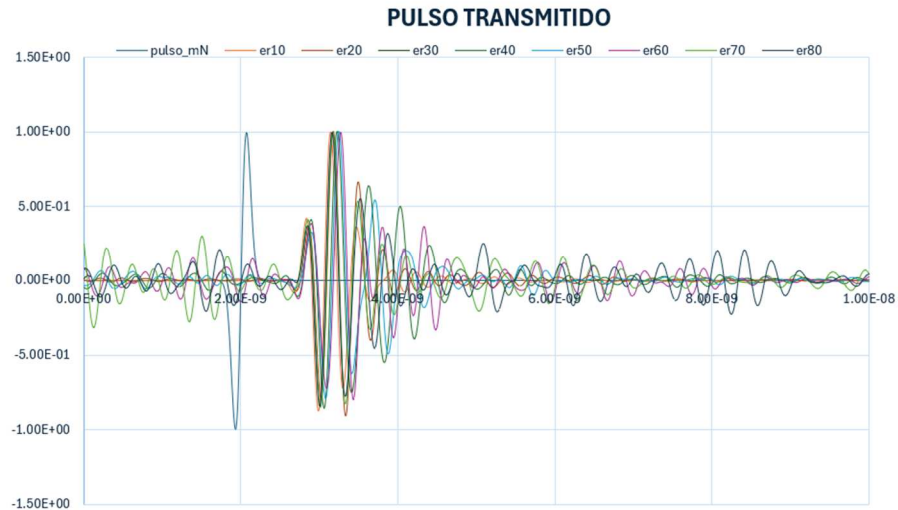


Figura 45: Comparativa pulsos transmitidos antenas enfrentadas con objeto en medio.

En la figura 45 se observa como las simulaciones que presentan una permitividad en el material de 70 y 80 solapan con las demás simulaciones con permitividad dieléctrica menor, esto nos indica que a partir de cierta permitividad el simulador no puede hacer una aproximación válida, posiblemente por la poca información que existe al pasar de 101 puntos extraídos en el programa HFSS a 5001 puntos obtenidos en ADS. Además, se puede observar como para los casos de mayor permitividad se genera un ruido antes del pulso, esto no debería ocurrir ya que la transmisión aún no ha tenido lugar, por lo que afirmamos que el simulador para casos de permitividad dieléctrica elevada no realiza las aproximaciones y soluciones correctas.

Con el fin de observar mejor el retardo de los pulsos, la figura 46 recoge la comparativa de los casos de permitividad más bajos (hasta 60) y hasta un límite de tiempo de 4 ns. Aquí claramente, se aprecia como los pulsos transmitidos siguen el desplazamiento esperado debido al aumento de permitividad en el material que se ubica entre las antenas enfrentadas.

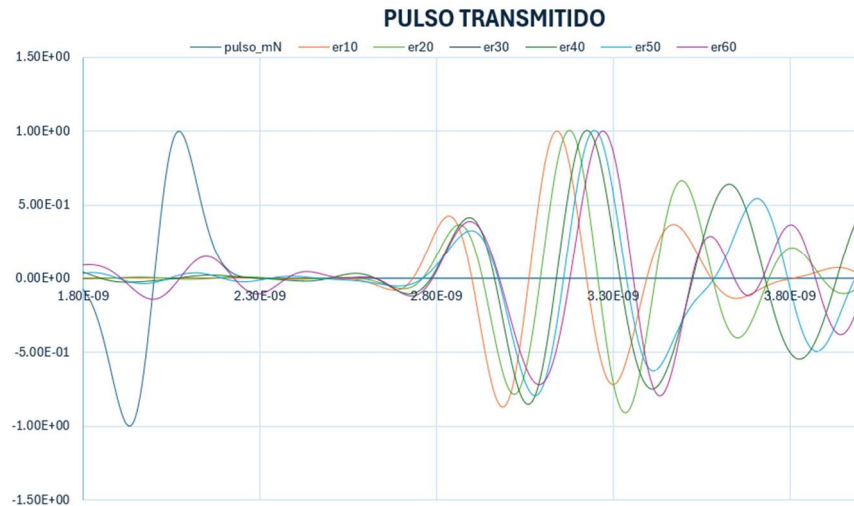


Figura 46: Comparativa de los pulsos transmitidos para las permitividades dieléctricas hasta 60.

A partir de la diferencia entre el pico del pulso recibido y el pulso incidente se han obtenido los tiempos de retardo, t_{pulso} , para las distintas permitividades. Si este retardo se asimila al retardo de grupo y se aplican las ecuaciones (14) y (15) explicadas en el capítulo 2, concretamente en el apartado 2.5, para el cálculo de la permitividad relativa, entonces se obtienen los resultados de la tabla 9.

ϵ_r	t_{pulso} (ns)	t_{pulso_corr} (ns)	ϵ_r	error (%)
10	1.050	0.765	15.6	56.4
20	1.060	0.775	18.1	9.5
30	1.080	0.795	23.6	21.5
40	1.140	0.855	44.3	10.7
50	1.170	0.885	57.0	14.1
60	1.190	0.905	66.5	10.8
70	1.100	0.815	29.7	57.5
80	1.090	0.805	26.6	66.8

Tabla 9: Valores de la permitividad dieléctrica para cada tipo de material.

Se aprecia, en la mayoría de los casos, que el error sigue siendo muy elevado. En particular, para los valores de permitividad relativa de 70 y 80, los resultados

son incoherentes puesto que los valores resultantes de permitividad son incluso más bajos de 30.

Se vuelve a afirmar que para las permitividades dieléctricas elevadas nuestro simulador no puede proporcionar soluciones válidas, en cambio para permitividades más pequeñas, sí que podemos conseguir estimar este valor mediante estas simulaciones de transmisiones de los pulsos y realizando cálculos matemáticos a partir de estas. Por lo que el caso del estudio de detección de cáncer temprano para el caso de mamas densas como es el caso de pacientes jóvenes menores de 40 años podría ser detectado, ya que su media de la densidad de la mama en el 90% de los casos es inferior a una permitividad relativa de en torno a 60. Si se diera el caso en que la media de la mama es superior a esta permitividad se podría seguir detectando que hay anomalías en la mama, aunque no sería tan fácil detectar su posición debido a que, al no determinar la permitividad relativa de esta de una manera tan eficiente, la distancia a la que se encuentra el tumor variaría significativamente, ya que esta distancia viene relacionada con la velocidad y el tiempo. De esta manera, al no tener la determinación exacta de la permitividad, la velocidad de la onda no se obtendría correctamente y así su errónea distancia.

CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

Este trabajo ha afrontado diferentes temas como el diseño de materiales sintéticos biocompatibles mediante mezclas con diferentes proporciones de agua, aceite, detergente y gelatina, con la finalidad de replicar los distintos tipos posibles de mamas, y un tipo de modelo tumoral. Para la creación de estos modelos, se consideraron diferentes densidades de mama (alta, mediana y baja), haciendo referencia a glándula, piel y grasa. Tras la fabricación de estos modelos, se han caracterizado mediante una sonda coaxial de extremo abierto, adquirida y puesta en marcha durante este trabajo de investigación, y mediante un analizador de redes vectorial, VNA, conectado al ordenador del laboratorio, para determinar los parámetros S y la permitividad compleja de cada modelo.

Se ha llevado a cabo un seguimiento durante 30 días de la evolución de las muestras, estudiando así su degradación y la determinación del tiempo de uso efectivo de los materiales una vez fabricados. Sumado a esto, se ha realizado un estudio para determinar si se puede controlar la conductividad mediante la adicción de cloruro de sodio. Se han estudiado dos casos, el cambio en mezclas de soluciones acuosas salinas y en la mezcla de tumor maligno fabricada.

Los resultados obtenidos en los primeros estudios correspondientes con los modelos diseñados y su caracterización han determinado que en el periodo de estudio de 30 días no se observa degradación alguna de estos, por lo que su utilidad sería válida dentro de este periodo. Además, en el estudio del control de la conductividad, en ambos casos se afirma que al añadir cloruro de sodio la conductividad aumenta sin presentar cambios significantes en la parte real de la permitividad.

Por otro lado, este trabajo ha abordado un estudio mediante un gemelo digital del sistema que se diseñó en el comienzo de la investigación, facilitando la realización de múltiples pruebas sin elevados costes, tiempos ni montajes físicos experimentales. Se han diseñado mediante el programa High Frequency Simulation Software, HFSS, con un respaldo en el programa Advance Design System, ADS, para la determinación de la distancia y la permitividad dieléctrica de las simulaciones de dos antenas enfrentadas replicando las antenas enfrentadas en el sistema físico del laboratorio, con una modificación añadiendo un material entre las antenas variando su ϵ .

En cuanto a los resultados de las simulaciones se ha comprobado que se puede determinar la distancia a la que se encuentran las dos antenas enfrentadas mediante el retardo de grupo que se obtiene a partir de la transmisión de las ondas.

Sin embargo, en la determinación de la permitividad dieléctrica, se ha constatado que se puede determinar ésta mediante el uso de antenas y simulaciones, concretamente, del retardo de los pulsos transmitidos. En el trabajo se ha conseguido estimar la permitividad relativa que presenta el material hasta el caso de permitividad relativa igual a 60, lo que engloba a la gran mayoría de pacientes tanto jóvenes como de mediana y alta edad. En el caso que se presente una permitividad mayor a 60 este estudio no afirma su correcta estimación, pero sí la detección de cáncer en la mama. No obstante, se han encontrado numerosos problemas debidos a la limitada capacidad de computación para las dimensiones del gemelo diseñado.

Como líneas futuras de este trabajo se propone seguir con la investigación diseñando nuevos modelos sintéticos biocompatibles con una mayor variedad conductiva y así distintos diseños con distintas condiciones mamarias. Además de simular una estructura con formas similares a la mama en lugar de un objeto rectangular para la comprobación del estudio de la determinación de la permitividad relativa.

También se propone continuar con el uso y refinamiento del gemelo digital para la obtención de la constante dieléctrica de los tejidos mamarios. Además,

se puede plantear algún método alternativo que elimine el efecto de las reflexiones y poder obtener un retardo más constante. En este sentido, una aproximación que se puede plantear para materiales no dispersivos es hacer un ajuste lineal de la fase (desenrollada) del parámetro S_{21} en el rango de frecuencia de interés y obtener un único valor de retardo de grupo asociado a la pendiente de esa recta. Por otro lado, para materiales dispersivos, en los que el retardo de grupo no es constante con la frecuencia, se podría implementar la aproximación anterior haciendo un ajuste lineal por tramos de la fase del S_{21} .





CAPÍTULO 6: BIBLIOGRAFÍA

CAPÍTULO 1

[1] Blanco-Angulo, C.; Martínez-Lozano, A.; Gutiérrez Mazón, R.; Juan, C.G.; García Martínez, H.; Arias-Rodríguez, J.; Sabater-Navarro, J.M.; Ávila Navarro, E. Non-Invasive Microwave-Based Imaging System for Early Detection of Breast Tumours. *Biosensors* 2022, 12, 752.

[2] Kwon, S., & Lee, S. (2018). Corrigendum to “Recent Advances in Microwave Imaging for Breast Cancer Detection”. *International Journal Of - Biomedical Imaging*, 2018,1.

<https://doi.org/10.1155/2018/1657073>

[3] A clinical prototype for active microwaves imaging of the breast. (2000, 1 November). *IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore*.

[4] Klemm, M., Craddock, I., Leendertz, J., Preece, A., & Benjamin, R. (2008). Improved Delay-and-Sum Beamforming Algorithm for Breast Cancer Detection. *International Journal of Antennas And Propagation*, 2008, 1-9.

<https://doi.org/10.1155/2008/761402>.

[5] Low-Cost Additive Manufacturing Techniques Applied to the Design of Planar Microwave Circuits by Fused Deposition Modeling. (2020, 27 agosto). Departamento de la UMH: Ingeniería de Comunicaciones.

[6] Wang, L. Early diagnosis of breast cancer. *Sensors* 2017, 17, 1572.

[7] World Health Organization: WHO & World Health Organization: WHO. (2024, 13 marzo). Cáncer de mama.

<https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/breast-cancer>

[8] Breast Cancer Detection using Thermal Images and Deep Learning. (2020, 1 marzo). *IEEE Conference Publication | IEEE Xplore*.

<https://ieeexplore.ieee.org/document/9083722>

- [9] Martínez-Lozano, A.; Blanco-Angulo, C.; García-Martínez, H.; Gutiérrez-Mazón, R.; Torregrosa-Penalva, G.; Ávila-Navarro, E.; Sabater-Navarro, J.M. UWB-printed rectangular-based monopole antenna for biological tissue analysis. *Electronics* 2021, 10, 304.
- [10] Microwave Breast Imaging: Clinical Advances and Remaining Challenges. (2018, 1 November). IEEE Journals & Magazine | IEEE Xplore. <https://ieeexplore.ieee.org/document/8302576>
- [11] Di Meo, S., Pasotti, L., Iliopoulos, I., Pasian, M., Ettore, M., Zhadobov, M., & Matrone, G. (2019). Tissue-mimicking materials for breast phantoms up to 50 GHz. *Physics in Medicine & Biology*, 64(5), 055006.
- [12] TISSUE DB IT'IS Foundation. (s. f.). <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/>
- [13] Keysight. (2020, 20 octubre). N1501A Dielectric Probe Kit. <https://www.keysight.com/us/en/product/N1501A/dielectric-probe-kit.html>

CAPÍTULO 2

- [14] Y. Salazar. Introducción a la medida de la impedancia eléctrica en tejidos biológicos. (s. f.). [Tesis doctoral, universitat politecnica de Catalunya].
- [15] Karen Tanya Ponce Mendoza. Centro de investigación científica y de educación superior de enseñanza (2010). Determinación de propiedades electromagnéticas de materiales sólidos utilizando guías de onda rectangulares en el rango de frecuencias de 8-12 GHz. [Tesis doctoral, Enseñanza, Baja California, México].
- [16] Cristina Gascón Collado, Julia Arias Rodríguez. Automatización de la medida de permitividad de materiales biológicos en microondas mediante sonda coaxial. [Trabajo fin de Grado, enero, 2024].
- [17] Reblar, B. (2022, 28 marzo). ¿Qué es la conductividad eléctrica? *Ciencia De Los Materiales*. https://materiales.phemycs.com/que-es-la-conductividad-electrica/#google_vignette
- [18] Contribución a la obtención de imágenes paramétricas en tomografía de impedancia eléctrica para la caracterización de los tejidos biológicos. Departamento Ingeniería electrónica (1998). [Tesis doctoral, universitat politecnica de catalunya].

- [19] Grimnes, Sverre and Martinsen, Orjan G. (2008). Bioimpedance and Bioelectricity Basics (2da Ed.). USA: Elsevier.
- [20] Aránzazu, Sanchis O. Aplicación de la Dielectroforesis a la Caracterización Dieléctrica de Células. Ruiz, Miguel S. (dir.). Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Ciencias Físicas, mayo 2008.
- [21] Radiografías, otros estudios radiográficos y el cáncer. (s.f.).
<https://www.cancer.org/es/cancer/diagnostico-y-etapa-del-cancer/pruebas/estudios-por-imagenes/radiografias-y-otros-estudios-radiograficos.html>
- [22] Espectro de frecuencias. (s. f.).
<https://enrmar68.blogspot.com/2015/04/espectro-de-frecuencias-i.html>
- [23] Blanco Angulo, C. (2023). Detección no invasiva mediante microondas de tejido tumoral en estados tempranos en casos de cáncer de mama [Tesis Doctoral, Universidad Miguel Hernández De Elche].
- [24] Ecografía y cáncer (s. f.).
<https://www.cancer.org/es/cancer/diagnostico-y-etapa-del-cancer/pruebas/estudios-por-imagenes/ecografia-y-el-cancer.html>
- [25] Ecografía abdominal – Ecografías Quito Centers. (s.f.).
<https://www.ecografiasquitocenters.com/ecografia-abdominal/>
- [26] Imagen por resonancia magnética (IRM). (s. f.). National Institute Of Biomedical Imaging And Bioengineering.
<https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/imagen-por-resonancia-magn%C3%A9tica-irm>
- [27] Tomografía por computadora y el cáncer. (s. f.).
<https://www.cancer.org/es/cancer/diagnostico-y-etapa-del-cancer/pruebas/estudios-por-imagenes/tomografia-por-computadora-y-el-cancer.html>
- [28] Redacción. (2022, 10 diciembre). Povisa incorpora un PET-TAC de última generación a su área de Medicina Nuclear. Vigo Al Minuto.
<https://www.vigoalminuto.com/2022/12/10/povisa-incorpora-un-pet-tac-de-ultima-generacion-a-su-area-de-medicina-nuclear/>
- [29] GrayGrids. (s. f.). INAOE-Red de Biofotónica.

http://redbiofotonica.inaoep.mx/areas/tomografia_fotoacustica.html

[30] Okawa, S., & Hoshi, Y. (2023). A Review of Image Reconstruction Algorithms for Diffuse Optical Tomography. *Applied Sciences*, 13(8), 5016.

<https://doi.org/10.3390/app13085016>

CAPÍTULO 3

[31] Keysight. (2021, 10 febrero). Technical Suport: P9371A Keysight Streamline USB Vector Network Analyzer, 6.5 GHz.

<https://www.keysight.com/us/en/support/P9371A/streamline-usb-vector-network-analyzer-6-5-ghz.html>

[32] An introduction to HFSS: Fundamental principles, concepts and use, Anasoft LLC, 2009.

[33] Martínez, Á. J. (2024, 18 febrero). MÉTODO DE ELEMENTOS FINITOS (MEF): CONCEPTOS BÁSICOS Y APLICACIONES PRÁCTICAS: ICEMM

<https://www.icemm.com/metodo-elementos-finitos-conceptos-basicos-aplicaciones-practicas>

CAPÍTULO 4

[34] Maya Moreno Paya, Carolina Blanco Angulo, Andrea Martínez Lozano, Germán Torregrosa Penalva, Ernesto Ávila Navarro, Julia Arias Rodríguez. Análisis de la estabilidad dieléctrica y modulación de la conductividad iónica en mezclas simuladoras de tejidos mamarios. Laboratorio de Microondas de Elche (EMwLab). Instituto de Investigación en Ingeniería de Elche. Simposio Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio (URSI 2024).

[35] Bevelacqua, P. (s. f.). Antenna-Theory.com-Campo de las regiones.

<https://www.antenna-theory.com/spanish/basics/fieldRegions.php>

[36] Apuntes Antenas, Interacción entre antenas. Universitat politècnica de València.

<https://www.upv.es/upl/U0403479.pdf>

ANEXO

Artículo con título “Análisis de la estabilidad dieléctrica y modulación de la conductividad iónica en mezclas simuladoras de tejidos mamarios” aceptado para su publicación por el XXXIX Simposio Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio (URSI 2024).



Análisis de la estabilidad dieléctrica y modulación de la conductividad iónica en mezclas simuladoras de tejidos mamarios

Maya Moreno Paya, Carolina Blanco Angulo, Andrea Martínez Lozano, Germán Torregrosa Penalva, Ernesto Ávila Navarro, Julia Arias Rodríguez.
maya.moreno@goumh.umh.es, carolina.blanco01@goumh.umh.es, andrea.martinezl@umh.es,
gtorregrosa@umh.es, eavila@umh.es, julia.arias@umh.es
Laboratorio de Microondas de Elche (EMwLab). Instituto de Investigación en Ingeniería de Elche.
Universidad Miguel Hernández, Avda. de la Universidad s/n, 03202, Elche

Abstract- This study focuses on the characterization of the dielectric stability of mixtures designed to simulate different levels of breast density and the presence of tumor tissues. These mixtures comprise common ingredients like water, oil, detergent, and gelatin, selected for their ability to emulate the electrical properties of breast tissues. The aim is to investigate whether these mixtures undergo any degradation in their dielectric properties over time, which could affect their usefulness as breast tissue models in medical applications. Results indicate that these mixtures exhibit stable dielectric properties over an observation period of approximately thirty days. Additionally, the study explores the modulation of material conductivity at low frequencies by adding sodium chloride, revealing a linear increase in ionic conductivity with salt concentration. This finding suggests that the conductivity of these mixtures can be adjusted to levels exhibited by mammary tissues, enhancing their versatility in simulating a wider range of breast tissue conditions.

I. INTRODUCCIÓN

Los sistemas de detección de tumores de mama basados en microondas están ganando importancia progresivamente [1], [2]. Estos sistemas ofrecen varias ventajas sobre los sistemas de imagen médica tradicionales, como la mamografía con rayos X, la resonancia magnética y la tomografía computarizada, lo que los hace altamente adecuados para la detección temprana y su uso en campañas de detección poblacional. Sus características más significativas son que no utilizan radiación ionizante, lo que los hace seguros para los pacientes y el personal médico, no requieren modificaciones especiales en la sala, son muy rápidos y rentables, y han demostrado ser eficientes en la detección de tumores en casos de tejido mamario denso, típicamente asociado con pacientes jóvenes [3]. Además, las técnicas de detección de tumores de mama mediante microondas ofrecen la posibilidad de investigar tejidos proporcionando una prueba no invasiva, sin necesidad de comprimir la mama (como se requiere en la mamografía con rayos X), lo que puede aumentar la adherencia de los pacientes a las pruebas de detección. Para desarrollar y probar estos sistemas, se requieren modelos sintéticos que imiten fielmente a los pacientes reales en morfología y propiedades dieléctricas. Esto ha llevado al desarrollo de compuestos con propiedades dieléctricas similares a los tejidos mamarios reales, que deben mantenerse estables a lo largo del tiempo [4].

El presente estudio se enfoca en la caracterización de la estabilidad dieléctrica de mezclas diseñadas para simular

diferentes niveles de densidad mamaria y presencia de tejidos tumorales. Estas mezclas se componen de ingredientes comunes (agua, aceite, detergente y gelatina), seleccionados por su capacidad para emular las propiedades eléctricas de los tejidos mamarios. El objetivo es investigar si estas mezclas experimentan algún tipo de degradación en sus propiedades dieléctricas con el tiempo, lo que podría afectar su utilidad como modelos de tejidos mamarios en aplicaciones médicas.

Además de investigar la estabilidad a largo plazo de las mezclas, también se exploró la posibilidad de controlar la conductividad de los materiales a bajas frecuencias mediante la adición de cloruro de sodio en diferentes cantidades. La conductividad eléctrica es una propiedad importante en la caracterización de tejidos biológicos, ya que puede variar significativamente dependiendo de factores como la composición del tejido y la presencia de patologías. Por lo tanto, la capacidad de controlar la conductividad de las mezclas dieléctricas podría mejorar su capacidad para simular una variedad de condiciones mamarias y aumentar su utilidad en aplicaciones médicas.

La sección II presenta las recetas empleadas para la elaboración de las muestras y el sistema de medida experimental. En la sección III se discuten los resultados obtenidos para cada una de las mezclas. En la sección IV se resumen las conclusiones principales del análisis realizado.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Recetas propuestas

Uno de los diseños más comúnmente empleados para modelos de mama se basa en una combinación de aceite y gelatina [4]. Los materiales utilizados en este estudio incluyen aceite de girasol, agua destilada, detergente líquido y gelatina (#G9382 Sigma Aldrich).

TABLA I
COMPOSICIÓN DE LAS MEZCLAS

Tejido emulado	Baja densidad	Media densidad	Alta densidad	Tumor
Agua (ml)	68	68	68	68
Gelatina (g)	6.8	6.8	6.8	6.8
Aceite (ml)	136	68	34	17
Detergente (ml)	3.8	3.8	3.8	3.8

Para el estudio de la estabilidad dieléctrica, se han fabricado cuatro tipos diferenciados de mezclas sintéticas biocompatibles siguiendo las proporciones expuestas en [4]. Los cuatro tipos de modelos se corresponden con tres tipos de composición media que se puede encontrar en una mama más un modelo de tumor. Estos tres tipos de mama se diferencian por su distinta densidad de glándula mamaria y por su contenido adiposo [4], siendo comparables los modelos de alta densidad con los de mujeres jóvenes, de media densidad con mujeres de mediana edad y de baja densidad con mujeres de edad más avanzada. Las cantidades de componentes utilizados para cada modelo se adjunta en la Tabla I. Como se puede observar el material encargado de variar de forma notable las propiedades dieléctricas del modelo es el aceite de girasol, ya que la cantidad de agua se mantiene constante.

Los volúmenes de líquidos fueron medidos utilizando probetas y pipetas graduadas y se usó una báscula de alta precisión para pesar la gelatina. El procedimiento seguido para cada una de las mezclas fue siguiente: se disolvió la gelatina en el agua calentando lentamente la mezcla hasta 85°C con placa calefactora, agitando continuamente la solución con un agitador magnético. El vaso de vidrio que contenía la solución se cubrió firmemente con papel de aluminio para evitar la evaporación del agua y se usó un termómetro para poder controlar la temperatura de la mezcla. A continuación, se apagó la calefacción sin dejar de agitar y se dejó enfriar esta mezcla hasta aproximadamente 65°C. Paralelamente, se calentó el aceite de girasol a aproximadamente 65°C usando otra placa calefactora con agitador. Cuando ambos líquidos se encontraban a 65°C se vertió el aceite y el detergente líquido sobre la mezcla de agua y gelatina, para formar una emulsión líquida, uniforme y densa. La agitación continuó hasta que la temperatura cayó por debajo de 40 °C. Finalmente, se vertió la mezcla en un frasco de polipropileno con tapón roscado hermético y se guardó en la nevera durante dos horas y media para endurecerlo.

Para el estudio de la conductividad iónica se fabricaron varios modelos de tumor disolviendo previamente en el agua diferentes cantidades de cloruro sódico para formar soluciones salinas con concentraciones desde 0.2 % m/v hasta 0.8 % m/v.

B. Setup experimental

La caracterización de la permitividad relativa compleja, ϵ , de las mezclas se llevó a cabo mediante un analizador vectorial de Redes (VNA) (Keysight, modelo P9371A), junto con una sonda coaxial de extremo abierto (kit de sonda dieléctrica Keysight N1501A, Slim Probe), y una plataforma móvil para elevar la muestra hasta el extremo de la sonda. El VNA está controlado por ordenador, usando el software de medida de materiales N1500A de Keysight, que proporciona los valores de la parte real, ϵ' , y la parte imaginaria, ϵ'' , de la permitividad relativa. Las medidas se llevaron a cabo en un rango de frecuencias de 10 MHz a 6.5 GHz, con un total de 101 puntos. No obstante, el fabricante especifica una frecuencia mínima confiable de 500 MHz para este sistema de medida.

III. RESULTADOS

A. Estabilidad dieléctrica.

Cada una de las cuatro mezclas fue caracterizada casi a diario durante un período de entre 25 y 30 días. En primer lugar, se sacaba la muestra de la nevera y se dejaba atemperar a temperatura ambiente (22 °C). A continuación, se procedía

a calibrar la sonda utilizando agua destilada, aire y un bloque de cortocircuito (proporcionado en el kit de la sonda) como estándares de calibración. Posteriormente, se insertaba la sonda en la muestra y se tomaban medidas en esa misma posición a tres profundidades distintas, tomando el promedio de las tres. Finalmente, se retornaba la muestra a la nevera, asegurándose de cerrarla adecuadamente, hasta el siguiente día de medida. En los días posteriores se evitaba insertar la sonda en el mismo lugar que se hubiera perforado anteriormente para evitar que las pequeñas grietas de aire ya formadas pudieran afectar a la nueva medida.

En la Fig. 1 se muestra el promedio temporal de la permitividad relativa en función de la frecuencia. Las barras de error representan al margen de variación de los valores temporales. Estos márgenes se encuentran dentro del error de medida especificado por el fabricante para esta sonda, que es del $\pm 10\%$ (relativo al valor del módulo de la permitividad relativa compleja). En los insertos de la figura se muestra la variación de los valores de permitividad a lo largo de los días para la frecuencia central del intervalo (3.5 GHz). Como se puede observar en todos los casos, no es posible atribuir la variabilidad de los valores a la degradación de las muestras, al menos durante el período de tiempo analizado. Esto indica que, si las muestras se almacenan en las condiciones adecuadas, es posible utilizarlas durante al menos un mes.

B. Control de la conductividad

En primer lugar, se caracterizaron soluciones acuosas con distintos porcentajes de cloruro de sodio. En la Fig. 2 se muestra la variación de la permitividad compleja (parte real y parte imaginaria) junto con la conductividad σ obtenida a partir de la parte imaginaria de la permitividad relativa como:

$$\sigma = 2\pi f \epsilon_0 \epsilon'' \quad (1)$$

donde f es la frecuencia y ϵ_0 es la permitividad del vacío.

Las soluciones acuosas de cloruro de sodio pueden ser descritas por la ecuación empírica de Cole-Cole, extendida con el término de conductividad iónica [5]:

$$\epsilon = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}} + \frac{\sigma_i}{j\omega\epsilon_0} \quad (2)$$

donde ϵ_∞ es la permitividad relativa en el límite de alta frecuencia, ϵ_s es la permitividad relativa de baja frecuencia o estática, τ es el tiempo de relajación, α es el parámetro de distribución y σ_i es la conductividad eléctrica iónica (a veces también referida como conductividad en dc). Se han ajustado los resultados de la Fig. 2 a la expresión (2) para comprobar el comportamiento. En la Tabla II se muestran los parámetros obtenidos ($\alpha \sim 0$ en todos los casos). Como se puede observar, la permitividad relativa en estática y el tiempo de relajación se reducen al aumentar la concentración de NaCl. No así el parámetro ϵ_∞ , que permanece constante al valor del agua pura. Se comprueba que la conductividad iónica aumenta casi linealmente con la concentración de sal.

La conductividad iónica de los tejidos biológicos se encuentra generalmente por debajo de 2 S/m. Por ejemplo, para los tejidos mamaros sanos se pueden encontrar los valores de 0.398 S/m, 0.148 S/m y 0.0222 S/m para glándula, piel y grasa, respectivamente [6]. Además, los tejidos mamaros cancerosos pueden exhibir mayores conductividades que los correspondientes sanos. Así se han reportado unos valores promedio de conductividad en las regiones de cáncer de mama de 0.89 ± 0.33 S/m. [7]. En cánceres invasivos los valores de conductividad llegan a ser incluso mayores.

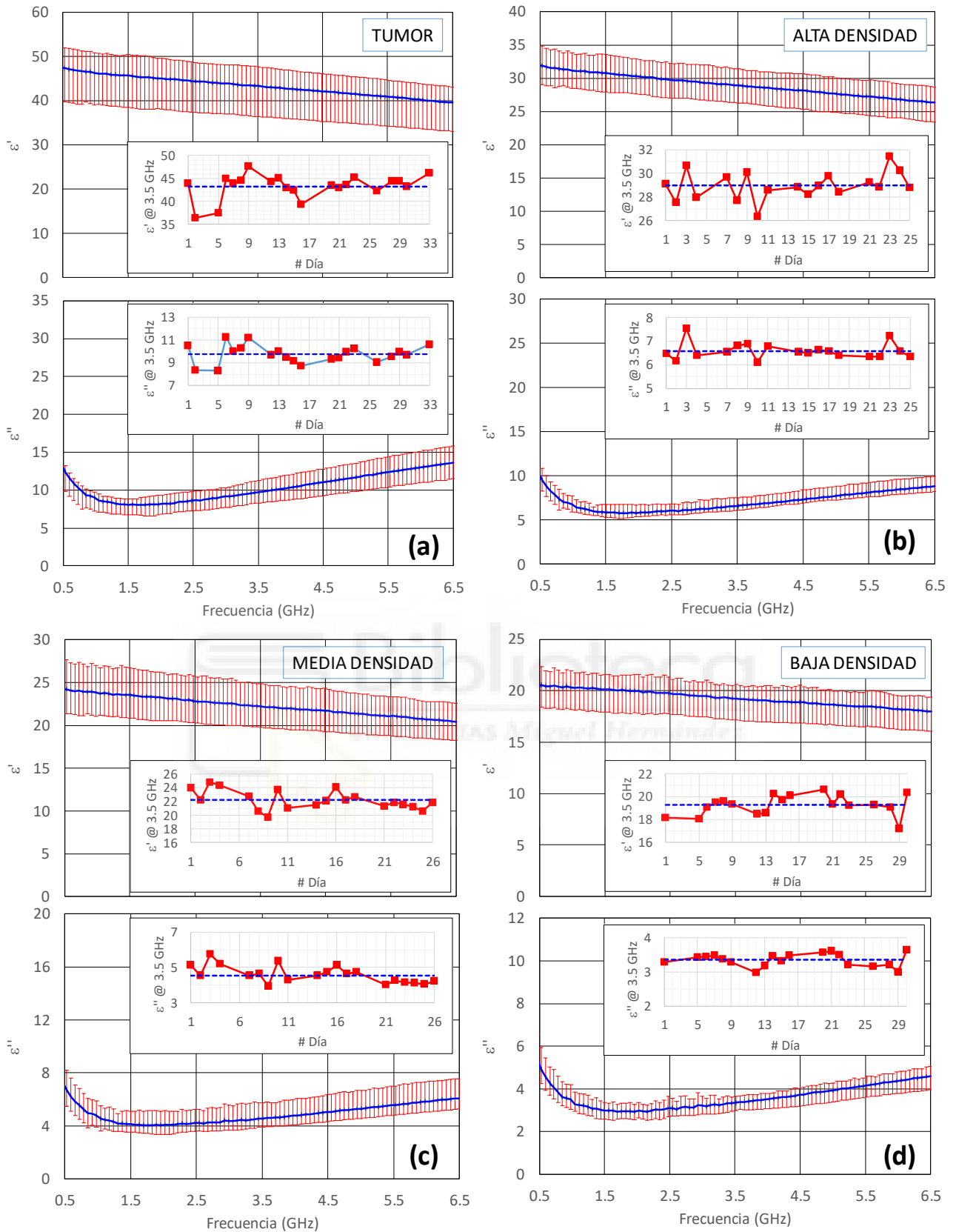


Fig. 1. Permitividad relativa (parte real, panel superior, y parte imaginaria, panel inferior) medida promediada temporalmente en función de la frecuencia para la muestra de (a) tumor, (b) alta densidad, (c) media densidad y (d) baja densidad. Las barras de error indican la desviación máxima y mínima a lo largo de los días respecto del valor promedio. En los insertos se recogen los valores medidos a 3.5 GHz para cada día (no se obtuvieron datos en los días no laborables).

En la Fig. 3 se muestra la permitividad medida de las mezclas de tumor fabricadas con soluciones salinas hasta el 0.8% m/v. Al igual que ocurre con las soluciones acuosas de NaCl, se observa una disminución de la permitividad en

estática a la par que aumentan las pérdidas a baja frecuencia. En la Tabla III se recogen los parámetros de Cole-Cole que se han obtenido del ajuste de las curvas experimentales ($\alpha \sim 0$ en todos los casos).

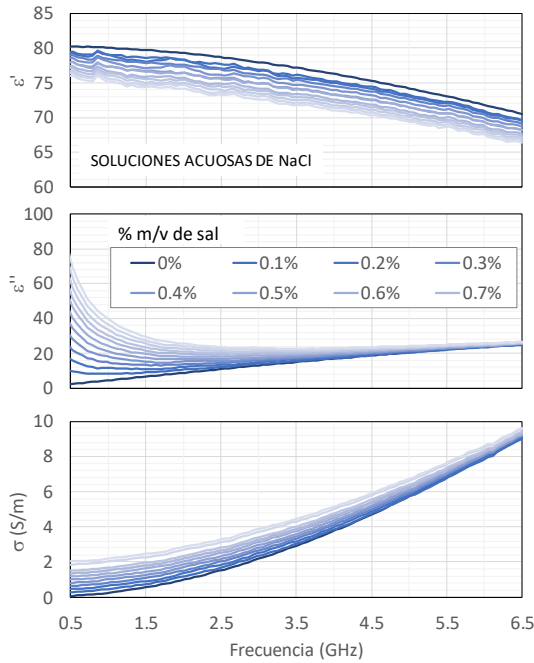


Fig. 2. Parte real (panel superior) y parte imaginaria (panel central) de la permitividad de las soluciones acuosas de cloruro de sodio. El panel inferior se muestra la conductividad calculada según la expresión (1).

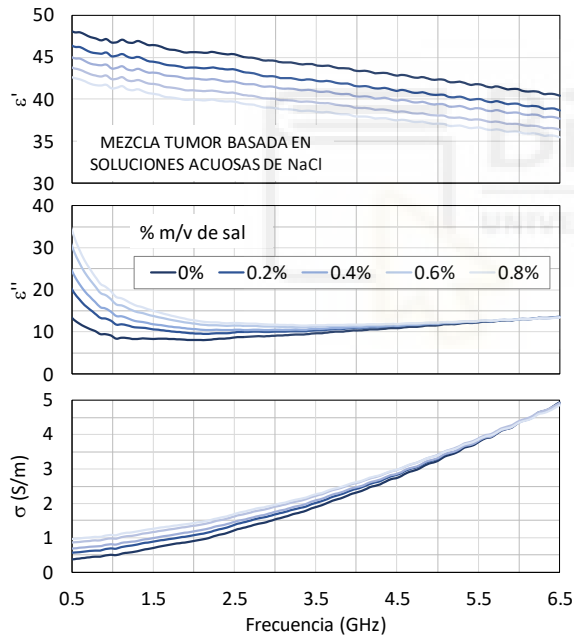


Fig. 3. Parte real (panel superior) y parte imaginaria (panel central) de la permitividad relativa de las mezclas de tumor realizadas a partir de soluciones acuosas de cloruro de sodio. El panel inferior se muestra la conductividad calculada según la expresión (1).

IV. CONCLUSIONES

Este trabajo proporciona evidencia sobre la estabilidad de las propiedades dieléctricas de las mezclas diseñadas para simular tejido mamario y la presencia de tumores. La observación de una estabilidad durante un período de 25 a 30 días sugiere que estas mezclas pueden ser utilizadas con confianza como modelos de tejido mamario en aplicaciones médicas. Además, la capacidad de modular la conductividad iónica de estas mezclas mediante la adición de cloruro de sodio amplía su potencial para simular una amplia gama de condiciones de tejido mamario, lo que las convierte en herramientas valiosas para la investigación y el desarrollo de

TABLA II
PARÁMETROS COLE-COLE DE LAS SOLUCIONES DE NaCl

[NaCl] (% m/v)	ϵ_s	ϵ_∞	τ (s)	σ_i (S/m)
0	80.3	5.3	9.49	0.0
0.1	79.1	5.3	9.27	0.2
0.2	78.8	5.3	9.22	0.4
0.3	78.3	5.3	9.16	0.6
0.4	77.7	5.3	9.07	0.8
0.5	77.0	5.3	8.99	0.9
0.6	76.9	5.3	8.92	1.1
0.7	76.1	5.3	8.79	1.3
0.8	75.7	5.3	8.77	1.5
0.9	75.3	5.3	8.69	1.6
1	74.9	5.3	8.66	1.8
1.1	74.4	5.3	8.60	2.0

TABLA III
PARÁMETROS COLE-COLE DE LAS MEZCLAS DE TUMOR

[NaCl] (% m/v)	ϵ_s	ϵ_∞	τ (s)	σ_i (S/m)
0	46.9	18.1	13.8	0.366
0.2	44.9	17.5	13.8	0.563
0.4	43.5	16.5	13.3	0.687
0.6	42.1	16.4	13.7	0.859
0.8	40.9	16.2	13.5	0.964

técnicas de diagnóstico de cáncer de mama, en particular, los sistemas de imagen médica por microondas, con el objetivo último de mejorar los resultados para los pacientes en la práctica clínica.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo ha sido posible gracias al respaldo financiero parcial del proyecto I+D+i PID2022-139783OB-I00, financiado por MICIU/AEI/10.13039/501100011033 y por "FEDER Una manera de hacer Europa". Además, contó con el respaldo parcial de la Conselleria de Educación, Universidades y Empleo a través del proyecto CIAICO/2022/068.

REFERENCIAS

- [1] L. Wang, "Microwave Imaging and Sensing Techniques for Breast Cancer detection." *Micromachines* 14, no. 7, 1462, Jul. 2023.
- [2] M. Lazebnik, et al., "A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries," *Phys. Med. Biol.*, vol. 52, no. 20, pp. 6093-6115, Oct. 2007.
- [3] C. Blanco-Angulo, A. Martínez-Lozano, R. Gutiérrez-Mazón, C. G. Juan, H. García-Martínez, J. Arias-Rodríguez, J. M. Sabater-Navarro, and E. Ávila-Navarro, "Non-Invasive Microwave-Based Imaging System for Early Detection of Breast Tumours," *Biosensors*, vol. 12, no. 9, p. 752, Sep. 2022.
- [4] S. Di Meo, L. Pasotti, I. Iliopoulos, M. Pasian, M. Ettore, M. Zhadobov, and G. Matrone, "Tissue-mimicking materials for breast phantoms up to 50 GHz," *Phys. Med. Biol.*, vol. 64, no. 5, pp. 1-22, Feb. 2019.
- [5] Peyman, A.; Gabriel, C.; Grant, E.H. Complex Permittivity of Sodium Chloride Solutions at Microwave Frequencies. *Bioelectromagnetics* 2007, 28, 264-274.
- [6] The Foundation for Research on Information Technologies in Society (IT'IS), <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/low-frequency-conductivity/>
- [7] Shin J, Kim MJ, Lee J, Nam Y, Kim MO, Choi N, Kim S, Kim DH. Initial study on in vivo conductivity mapping of breast cancer using MRI. *J Magn Reson Imaging*. 2015 Aug;42(2):371-8. doi: 10.1002/jmri.24803. Epub 2014 Nov 21. PMID: 25413153.