

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS DE
TELECOMUNICACIÓN



DETECCIÓN DE ANOMALÍAS EN UN
MODELO CRANEAL MEDIANTE LA
GENERACIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS
USANDO ANTENAS DE MICROONDAS

TRABAJO FIN DE GRADO

Septiembre – 2024

AUTOR: Leonardo Josue Mendoza Ochoa

DIRECTORES: Ernesto Ávila Navarro

Andrea Martínez Lozano

UNIVERSIDAD MIGUEL HERNÁNDEZ DE ELCHE

ESCUELA POLITÉCNICA SUPERIOR DE ELCHE

GRADO EN INGENIERÍA DE TECNOLOGÍAS DE
TELECOMUNICACIÓN



Biblioteca

DETECCIÓN DE ANOMALÍAS EN UN
MODELO CRANEAL MEDIANTE LA
GENERACIÓN DE IMÁGENES MÉDICAS
USANDO ANTENAS DE MICROONDAS

TRABAJO FIN DE GRADO

Septiembre – 2024

AUTOR: Leonardo Josue Mendoza Ochoa

DIRECTORES: Ernesto Ávila Navarro

Andrea Martínez Lozano

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo está dedicado a mis padres, Javier y Livia, por su incondicional apoyo en cada paso de mi crecimiento personal y profesional. A mis hermanos, Alejandra, Paulo y Antonella, quienes fueron mi sostén emocional durante todo este proceso. A mis amigos, tanto dentro como fuera de la universidad, con un especial agradecimiento a mi amigo Óscar, cuya vocación fue una fuente de inspiración para mí. A mis queridas mascotas, Morgan, Michelin y Micho, quienes han estado siempre a mi lado y han aportado alegría y compañía durante este viaje.

Quiero expresar mi gratitud también a mis tutores, Ernesto Ávila y Andrea Martínez, por su constante guía y acompañamiento a lo largo de este proyecto.

Este trabajo es para ustedes. Gracias de corazón.

ÍNDICE

1	CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN	1
1.1	INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN	1
1.2	OBJETIVOS.....	3
1.2.1	OBJETIVO PRINCIPAL.....	3
1.2.2	OBJETIVOS SECUNDARIOS.....	4
1.2.3	ESTRUCTURA DE LA MEMORIA	4
2	CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE.....	7
2.1	SISTEMAS ACTUALES DE DETECCIÓN DE TUMORES CEREBRALES.....	7
2.1.1	IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA.....	7
2.1.2	TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA	9
2.1.3	TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES.....	11
2.2	SISTEMA DE DETECCIÓN DE TUMORES CEREBRALES UTILIZANDO MICROONDAS	12
2.2.1	TOMOGRAFÍA DE MICROONDAS (MWT).....	13
2.2.2	SISTEMAS DE IMÁGEN POR MICROONDAS DE UN SOLO PLAN	13
2.2.3	MONITORES DE MICROONDAS PARA NEUROCIRUGÍA	14
2.2.4	DISPOSITIVOS PORTÁTILES DE MICROONDAS	14
3	CAPÍTULO 3: FUNDAMENTOS TEÓRICOS	7
3.1	ONDAS DE MICROONDAS Y RADIOFRECUENCIA	7
3.2	TECNOLOGÍA MICROONDAS.....	8
3.3	FUNDAMENTO DE RADIACIÓN ANTENAS OMNIDIRECCIONALES.....	10
3.4	PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE LAS ANTENAS RADAR	12
3.5	PARÁMETROS S EN SISTEMAS DE MICROONDAS.....	14
4	CAPÍTULO 4: DISEÑO DEL HARDWARE.....	25

4.1	ANALIZADOR DE REDES VECTORIALES	26
4.2	KIT DE CALIBRACION DEL VNA	27
4.3	CABLES RF	28
4.4	ADAPTADORES RF	29
4.5	CONECTORES RF	30
4.6	ANTENAS OMNIDIRECCIONALES UWB	30
4.7	CRÁNEO <i>PHANTOM</i>	31
4.8	MODELOS DE TUMOR	32
4.9	SOPORTE DE ANTENAS Y BASE PARA PHANTOM.....	33
4.10	ORDENADOR PORTÁTIL CON SOFTWARE DE PROGRAMACIÓN Y USB	34
5	CAPÍTULO 5: METODOLOGÍA Y EXPERIMENTOS	60
5.1	PROCESAMIENTO DE DATOS	60
5.1.1	CÓDIGO PARA LA OBTENCIÓN DE LA SEÑAL DISTANCIA (SD)	61
5.1.2	CÓDIGO PARA LA GENERACION DE IMAGEN MÉDICA Y RECONSTRUCCIÓN 3D	63
5.2	MEDICIÓN DE DISTANCIAS UTILIZANDO ANTENAS VIVALDI	67
5.3	IMPLEMENTACIÓN ANTENAS UWB.....	70
5.3.1	DISEÑO DE LA ANTENA.....	70
5.3.2	FABRICACIÓN DE LA ANTENA.....	74
5.4	MEDICIÓN DE DISTANCIAS UTILIZANDO ANTENAS OMNIDIRECCIONALES.....	77
5.5	AJUSTE Y CALIBRACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN.....	80
6	CAPÍTULO 6: RESULTADOS Y DISCUSIÓN	61
6.1	DETECCIÓN DE <i>BRAIN-SHIFT</i>	61
6.1.1	EXPERIMENTO 1	62
6.1.2	EXPERIMENTO 2	64
6.1.3	EXPERIMENTO 3	66
6.2	VISUALIZACIÓN DE EL TAMAÑO DE DIFERENTES MODELOS DE TUMOR	68
6.2.1	MODELO 1	69

6.2.2	MODELO 2	70
6.2.3	MODELO 3	71
6.2.4	MODELO 4	73
6.3	DETECCIÓN Y VISUALIZACIÓN DE UN MODELO DE TUMOR EN EL <i>PHANTOM</i>	74
6.3.1	EXPERIMENTO 1	75
6.3.2	EXPERIMENTO 2	77
7	CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	81
7.1	CONCLUSIONES.....	81
7.2	RECOMENDACIONES	82
7.3	LÍNEAS FUTURAS	83
8	BIBLIOGRAFÍA:.....	81
9	ANEXOS	81
9.1.1	ANEXO I: PRESUPUESTO	83
9.1.2	ANEXO II: EXTRACTO DEL CÓDIGO 1 UTILIZADO PARA LA OBTENCIÓN DE LA SEÑAL DISTANCIA (SD)	87
9.1.3	ANEXO III: EXTRACTOS DEL CODIGO 2 UTILIZADO PARA LA GENERACIÓN DE IMAGEN MÉDICA Y RECONSTRUCCIÓN 3D	91

ÍNDICE DE FIGURAS

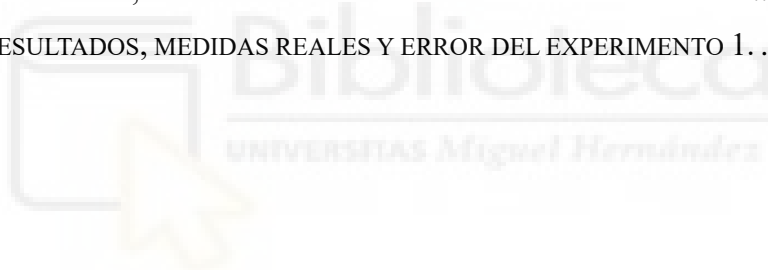
FIGURA 1.1 EFECTO BRAIN-SHIFT POR PERTURBACIÓN EN LA CORTEZA DURAMADRE [6]...	3
FIGURA 2.1 EQUIPO DE RESONANCIA MAGNÉTICA [8].	8
FIGURA 2.2 IRM DE UN PACIENTE CON UN LINFOMA PRIMARIO DEL SNC PARIETAL IZQUIERDO [9].	9
FIGURA 2.3 SISTEMA DE TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA [11].....	10
FIGURA 2.4 TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA CEREBRAL CORTES AXIALES [12].....	11
FIGURA 2.5 TOMÓGRAFO PET [13].....	12
FIGURA 2.6 TOMOGRAFÍA DE MICROONDAS EN TEJIDO MAMARIO [16].....	13
FIGURA 3.1 ESPECTRO RADIOELÉCTRICO [20].....	8
FIGURA 3.2 A) LÍNEA MICROSTRIP, B) LÍNEA STRIPLINE [23].....	9
FIGURA 3.3 DIAGRAMA DE RADIACIÓN DE UNA ANTENA OMNIDIRECCIONAL IDEAL Y PLANOS XY Y XZ [24].	11
FIGURA 3.4 DIAGRAMA DE SISTEMAS RADAR. A) MONOESTÁTICO. B) BIESTÁTICO [27]..	13
FIGURA 3.5 PARÁMETROS S DE UN SISTEMA DE DOS PUERTOS [28].	14
FIGURA 4.1 ESQUEMA DEL SISTEMA.....	26
FIGURA 4.2 ANALIZADOR DE REDES VECTORIALES.....	27
FIGURA 4.3 KIT ZV-Z135 [30].....	28
FIGURA 4.4 CABLES RF [31].....	29
FIGURA 4.5 ADAPTADORES RF [32].....	30
FIGURA 4.6 CONECTORES RF [33].	30
FIGURA 4.7 ANTENAS OMNIDIRECCIONALES UWB.....	31
FIGURA 4.8 PHANTOM	32
FIGURA 4.9 MODELO DE TUMOR COMPARADO CON UNA MONEDA DE UN EURO.	33
FIGURA 4.10 SOPORTE PARA LAS ANTENAS.	34
FIGURA 4.11 BASE PARA PHANTOM Y PARA EL SOPORTE DE ANTENAS.	34
FIGURA 5.1 ESQUEMA DEL PRIMER CÓDIGO.	62
FIGURA 5.2 EJEMPLO DE RESULTADOS DEL PRIMER CÓDIGO.....	63
FIGURA 5.3 ZONA 2D LIBRE DE OBSTÁCULOS.	64
FIGURA 5.4 COALICIÓN DE ZONAS ESFÉRICAS LIBRES DE OBSTÁCULOS.	64

FIGURA 5.5. POLIEDRO TRIDIMENSIONAL DELIMITADO POR LAS ANTENAS.	65
FIGURA 5.6 CORTES TRANSVERSALES DEL POLIEDRO.....	65
FIGURA 5.7. CORTE SAGITAL DEL POLIEDRO.	66
FIGURA 5.8 REPRESENTACIÓN 2D IMAGEN MÉDICA.	66
FIGURA 5.9 REPRESENTACIÓN 3D DE LA ZONA ACOTADA DONDE SE ENCUENTRA EL OBJETO MEDIDO.	67
FIGURA 5.10 MEDIDAS OBTENIDAS CON LA ANTENA VIVALDI.....	69
FIGURA 5.11 SIMULACIÓN EN EL PROGRAMA EMPRO DE LA ANTENA UWB.	71
FIGURA 5.12 PARÁMETRO S_{11} DE LA ANTENA UWB SIMULADA.	72
FIGURA 5.13 DIAGRAMAS DE RADIACIÓN EN SIMULACIÓN. A) PLANO E. B) PLANO H.	73
FIGURA 5.14 DISTRIBUCIÓN DE CORRIENTE DE LA ANTENA UWB. A) 5GHZ. B) 10GHZ C)15GHZ. D)20GHZ.....	74
FIGURA 5.15 ANTENAS UWB IMPRESAS.....	75
FIGURA 5.16 COMPARACIÓN DEL PARÁMETRO S_{11} EN LAS ANTENAS ANTES Y DESPUÉS DE SOLDAR EL CONECTOR RF.....	76
FIGURA 5.17 SISTEMA MONTADO CON LAS ANTENAS UWB.	77
FIGURA 5.18 MONTAJE DE UNA ANTENA UWB PARA EL EXPERIMENTO DE MEDICIONES DE 0 A 100 CM.....	77
FIGURA 5.19 SEÑALES OBTENIDAS POR LA ANTENA UWB EN EL RANGO DE 0 A 100 CM. .	78
FIGURA 5.20 SEÑALES OBTENIDAS POR LA ANTENA 2.....	79
FIGURA 5.21 SEÑALES OBTENIDAS POR LA ANTENA 3.....	79
FIGURA 6.1 POSICIÓN DEL PHANTOM EN LA BASE. A) EXPERIMENTO 1. B) EXPERIMENTO 2. C)EXPERIMENTO 3.	62
FIGURA 6.2 GRÁFICA DE LA SEÑAL DISTANCIA (SD) DE LAS DOCE ANTENAS EN EL EXPERIMENTO 1.	63
FIGURA 6.3 VISUALIZACIÓN DE CORTES TRANSVERSALES AL POLIEDRO.	64
FIGURA 6.4 CORTES TRANSVERSALES DEL EXPERIMENTO 1.	64
FIGURA 6.5 GRÁFICA DE LA SEÑAL DISTANCIA (SD) DE LAS DOCE ANTENAS EN EL EXPERIMENTO 2	65
FIGURA 6.6 CORTES TRANSVERSALES DEL EXPERIMENTO 2	66
FIGURA 6.7 GRÁFICA DE LA SEÑAL DISTANCIA (SD) DE LAS DOCE ANTENAS EN EL EXPERIMENTO 3	67
FIGURA 6.8. CORTES TRANSVERSALES DEL EXPERIMENTO 3	68

FIGURA 6.9. MODELOS DE TUMOR. A) MODELO 1. B) MODELO 2. C) MODELO 3. D) MODELO 4.	69
FIGURA 6.10 VISUALIZACIÓN DE CORTE SAGITAL DEL POLIEDRO	69
FIGURA 6.11. CORTE SAGITAL CON EL MODELO DE TUMOR 1.....	70
FIGURA 6.12. RECONSTRUCCIÓN 3D DE LA ZONA ACOTADA DONDE SE ENCUENTRA EL MODELO DE TUMOR 1.....	70
FIGURA 6.13 CORTE SAGITAL CON EL MODELO DE TUMOR 2	71
FIGURA 6.14 RECONSTRUCCIÓN 3D DE LA ZONA ACOTADA DONDE SE ENCUENTRA EL MODELO DE TUMOR 2.....	71
FIGURA 6.15. CORTE SAGITAL CON EL MODELO DE TUMOR 3	72
FIGURA 6.16. RECONSTRUCCIÓN 3D DE LA ZONA ACOTADA DONDE SE ENCUENTRA EL MODELO DE TUMOR 3.....	72
FIGURA 6.17. CORTE SAGITAL CON EL MODELO DE TUMOR 4	73
FIGURA 6.18. RECONSTRUCCIÓN 3D DE LA ZONA ACOTADA DONDE SE ENCUENTRA EL MODELO DE TUMOR 4.....	73
FIGURA 6.19. POSICION DEL MODELO DE TUMOR EN EL PHANTOM. A) EXPERIMENTO 1. B) EXPERIMENTO 2.....	74
FIGURA 6.20. GRÁFICA DE LA SEÑAL DISTANCIA (SD) DE LAS 12 ANTENAS EN EL EXPERIMENTO 1	75
FIGURA 6.21. CORTES TRANSVERSALES DEL EXPERIMENTO 1.	76
FIGURA 6.22. RECONSTRUCCIÓN 3D DE LA ZONA ACOTADA DONDE SE ENCUENTRA EL MODELO DE TUMOR DEL EXPERIMENTO 1.....	76
FIGURA 6.23. GRÁFICA DE LA SEÑAL DISTANCIA (SD) DE LAS 12 ANTENAS EN EL EXPERIMENTO 1.	77
FIGURA 6.24. CORTES TRANSVERSALES DEL EXPERIMENTO 2.	78
FIGURA 6.25. RECONSTRUCCIÓN 3D DE LA ZONA ACOTADA DONDE SE ENCUENTRA EL MODELO DE TUMOR DEL EXPERIMENTO 2.....	78

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 5.1 RESULTADOS, MEDIDAS REALES Y ERROR DEL EXPERIMENTO CON ANTENAS	
VIVALDI.....	69
TABLA 5.2 DISTRIBUCIÓN DE LAS ANTENAS.....	77
TABLA 5.3 RESULTADOS, MEDIDAS REALES Y ERROR DE LAS ANTENAS 2 Y 3	80
TABLA 6.1 RECORDATORIO DE LA DISTRIBUCIÓN DE ANTENAS EN EL SISTEMA	62
TABLA 6.2 RESULTADOS, MEDIDAS REALES Y ERROR DEL EXPERIMENTO 1	63
TABLA 6.3 RESULTADOS, MEDIDAS REALES Y ERROR DEL EXPERIMENTO 2	65
TABLA 6.4 RESULTADOS, MEDIDAS REALES Y ERROR DEL EXPERIMENTO 3	67
TABLA 6.5. CARACTERÍSTICAS DE LOS MODELOS DE TUMOR	69
TABLA 6.6. RESULTADOS, MEDIDAS REALES Y ERROR DEL EXPERIMENTO 1.	75
TABLA 6.7.. RESULTADOS, MEDIDAS REALES Y ERROR DEL EXPERIMENTO 1.	77





1 CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

1.1 INTRODUCCIÓN Y MOTIVACIÓN

El cáncer es una de las principales causas de muerte a nivel mundial [1], representando una de las mayores amenazas para la salud pública. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en el año 2020, aproximadamente una sexta parte de las defunciones anuales a nivel global fueron causadas por diversos tipos de cáncer, sumando una cifra alarmante de 10 millones de muertes. Entre los diferentes tipos de cáncer, el más común es el cáncer de mama, mientras que el cáncer de pulmón es el que provoca el mayor número de fallecimientos. Aunque el cáncer cerebral no figura entre los tipos más frecuentes, presenta una tasa de mortalidad significativa; los datos registrados en 2020 muestran que el 2,5 % de las muertes por cáncer fueron atribuibles a tumores cerebrales, lo que equivale aproximadamente a un cuarto de millón de personas [2].

El cáncer cerebral se caracteriza por la formación de tumores malignos en el cerebro, que provocan un aumento de la presión intracraneal. Esta presión adicional puede generar síntomas graves en los pacientes, como dolores de cabeza intensos, vómitos, náuseas y, en los casos más avanzados, incluso llevar al coma. Además, estos tumores pueden afectar otras funciones cerebrales, causando problemas de memoria, alteración del lenguaje, pérdida parcial o total de la visión, disminución de la fuerza y pérdida del equilibrio. Muchos de estos síntomas pueden no resolverse completamente, incluso después de la extracción del tumor [3].

Los tumores cerebrales se clasifican en dos categorías principales: tumores primarios y tumores secundarios. Los tumores primarios son aquellos que se originan directamente en el cerebro, mientras que los tumores secundarios son metastásicos, es

decir, se originan en otras partes del cuerpo, como el riñón, la mama, el pulmón o la vejiga, y luego se diseminan al cerebro. También pueden derivar de enfermedades como la leucemia [4]. La capacidad de estos cánceres para diseminarse al cerebro y formar tumores secundarios subraya la complejidad y gravedad del cáncer cerebral.

Uno de los desafíos más importantes en el tratamiento del cáncer cerebral es la dificultad de diagnóstico debido a la ubicación de los tumores dentro del cráneo. La estructura ósea del cráneo actúa como una barrera natural, limitando el uso de métodos de detección comunes en otros tipos de cáncer, como la palpación directa (utilizada en la detección del cáncer de mama), las endoscopias y las biopsias (para el cáncer rectal y de cuello uterino), o los análisis de sangre (para la leucemia) [5].

Actualmente, los métodos más utilizados para la detección de tumores cerebrales son la Imagen por Resonancia Magnética (IRM), la Tomografía Axial Computarizada (TAC) y la Tomografía por Emisión de Positrones (PET). Estos métodos no invasivos permiten obtener imágenes de alta precisión del cerebro y, en el caso de la PET, incluso distinguir entre tumores benignos y malignos. Sin embargo, estos métodos presentan ciertas limitaciones, como el gran tamaño de los equipos, que dificulta su transporte y movilidad, la necesidad de un entorno libre de objetos metálicos debido al uso de potentes campos magnéticos, la exposición del paciente a componentes radioactivos (en el caso de la PET) y el alto costo por imagen, lo que los hace inaccesibles para una gran parte de la población mundial [6].

En este contexto, la tecnología de imágenes por microondas emerge como una alternativa prometedora. Las microondas son ondas electromagnéticas de alta frecuencia que, a diferencia de otros métodos, son inocuas para el ser humano. Además, los equipos basados en esta tecnología podrían tener un tamaño y un costo de implementación considerablemente inferior al de los métodos convencionales, haciendo que las imágenes por microondas sean una opción más accesible y práctica. Esta tecnología tiene el potencial de complementar los métodos existentes y mejorar la detección temprana de tumores cerebrales, así como su uso intraoperatorio, lo que podría ser crucial en la lucha contra el *brain-shift*

El fenómeno del *brain-shift* se refiere al cambio geométrico que sufre el cerebro durante una intervención quirúrgica, cuando se atraviesa la duramadre, una membrana gruesa que recubre y protege el cerebro. Este cambio de presión intracraneal y la pérdida

de líquido cefalorraquídeo pueden causar un desplazamiento de la estructura cerebral, complicando la intervención quirúrgica. Actualmente, el *brain-shift* es considerado uno de los principales factores de fracaso en la neurocirugía



Figura 1.1 Efecto *brain-shift* por perturbación en la corteza duramadre [6].

El *brain-shift* es combatido en la actualidad mediante el uso de equipos de imagen médica basados en resonancia magnética intraoperatoria. Sin embargo, esta técnica presenta dos desafíos importantes. Primero, aunque la resonancia magnética es generalmente considerada no invasiva, la exposición directa del tejido cerebral a ondas electromagnéticas puede presentar riesgos en ciertos contextos. Segundo, la implementación de este tipo de imágenes requiere de una infraestructura quirúrgica especializada, con aislamiento magnético y de radiofrecuencia, lo que incrementa significativamente el costo y limita su disponibilidad.

Por estas razones, existe una motivación clara para investigar y desarrollar nuevas tecnologías de diagnóstico y monitoreo intraoperatorio que sean menos invasivas, más accesibles y capaces de integrarse fácilmente en el entorno quirúrgico. El desarrollo de un sistema de imágenes por microondas para la detección de tumores cerebrales podría representar un avance significativo en este campo, proporcionando a los neurocirujanos una herramienta adicional que podría mejorar los resultados quirúrgicos y reducir la tasa de complicaciones.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 OBJETIVO PRINCIPAL

El objetivo principal de este proyecto es comprobar la viabilidad de la implementación de un sistema relativamente económico, capaz de detectar tumores cerebrales y *brain-shift* utilizando antenas de microondas.

Para cumplir con este objetivo, se implementará un sistema basado en tecnología de microondas y se realizarán múltiples experimentos y mediciones sobre un modelo de tumor y un modelo *phantom* con características eléctricas similares a los tumores cerebrales y a la estructura del cráneo humano, respectivamente. Los experimentos simularán escenarios de *brain-shift* y presencia de tumores cerebrales en distintas ubicaciones del cráneo y con tamaños variados.

1.2.2 OBJETIVOS SECUNDARIOS

Durante el desarrollo del proyecto, deberán cumplirse los siguientes objetivos puntuales:

- Comprobar el principio de funcionamiento de las antenas radar.
- Describir y analizar las antenas UWB.
- Comprobar el principio de funcionamiento de las antenas radar junto con las antenas UWB.
- Evaluar el funcionamiento del sistema radar con antenas UWB en diferentes experimentos.
- Desarrollar un algoritmo que permita obtener y visualizar las mediciones obtenidas por el sistema.
- Comparar las mediciones reales de cada experimento con las obtenidas por el sistema.
- Obtener la precisión del sistema.

1.2.3 ESTRUCTURA DE LA MEMORIA

Este trabajo se divide en seis capítulos, y adicionalmente, al final de la memoria se encuentran la bibliografía utilizada y los anexos.

- Capítulo 1: Explica la motivación que dio lugar a esta investigación, estadísticas globales sobre tumores cerebrales y la importancia del desarrollo de un nuevo

método que apoye en la detección temprana del cáncer de cerebro y el brain-shift, además de los objetivos del Trabajo de Fin de Grado.

- Capítulo 2: Estado del arte de los sistemas de obtención de imagen médica actuales, comenzando por sistemas generales y luego abordando los sistemas y proyectos basados en tecnología de microondas. También incluye la experimentación sobre el principio de funcionamiento de los sistemas radar utilizando antenas Vivaldi.
- Capítulo 3: Fundamentos teóricos que sustentan la investigación y el desarrollo de este proyecto. Se inicia con los conceptos básicos de ondas de microondas, radiofrecuencia y tecnología de microondas; luego, se aborda el concepto de radiación de antenas y los parámetros S; y finalmente, se explica el principio de funcionamiento de las antenas radar.
- Capítulo 4: Descripción, diseño, simulación y/o fabricación de cada componente físico del sistema. Este capítulo explica la función de cada elemento e incluye un diagrama del sistema hardware completo.
- Capítulo 5: Experimentación, toma de medidas e implementación del software. Se detalla cada método y algoritmo utilizados para obtener las mediciones.
- Capítulo 6: Presentación de los resultados finales de cada uno de los experimentos realizados en el capítulo anterior y comparativa de las distancias obtenidas con las distancias reales.
- Capítulo 7: Discusión sobre los objetivos alcanzados, conclusiones del proyecto y análisis de posibles mejoras y líneas a futuro del sistema.
- Bibliografía y anexos: En los anexos se incluyen elementos como el presupuesto referencial del sistema, parte del código implementado para el software, enlaces y artículos revisados como documentación del proyecto.



2 CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

2.1 SISTEMAS ACTUALES DE DETECCIÓN DE TUMORES CEREBRALES

La imagen médica (IM) ha adquirido una importancia crítica en la medicina moderna debido a su capacidad para proporcionar información no invasiva sobre las estructuras internas del cuerpo humano y los procesos fisiológicos que ocurren en tiempo real. En particular, en la detección de tumores cerebrales, la IM es una herramienta esencial que permite a los profesionales de la salud diagnosticar y tratar diversas patologías con un alto nivel de precisión y detalle.

El principal objetivo de la IM en el contexto de los tumores cerebrales es la identificación de masas anómalas, como los tumores, y la evaluación de la actividad cerebral para detectar cualquier disfunción. Dado que los tumores cerebrales pueden ser extremadamente difíciles de localizar debido a la naturaleza compleja y densa del tejido cerebral, las técnicas avanzadas de IM son indispensables para el diagnóstico y la planificación del tratamiento.

Las tres técnicas de obtención de imagen médica más utilizadas en la detección de tumores cerebrales son la Imagen por Resonancia Magnética (IRM), la Tomografía Axial Computarizada (TAC) y la Tomografía por Emisión de Positrones (PET). A continuación, se describen estas tecnologías en detalle.

2.1.1 IMAGEN POR RESONANCIA MAGNÉTICA

La Imagen por Resonancia Magnética (IRM) es una técnica de diagnóstico no invasiva que ha revolucionado la capacidad de los médicos para visualizar el interior del

cuerpo humano, especialmente en la detección de tumores cerebrales. Este método utiliza un potente campo magnético generado por un imán superconductor para alinear los protones en los tejidos del cuerpo. Posteriormente, se aplican pulsos de radiofrecuencia (RF) que perturban esta alineación, provocando que los protones emitan señales de RF. Estas señales son capturadas por antenas especializadas y procesadas para generar imágenes detalladas de alta resolución, permitiendo diferenciar entre tejidos con distintas composiciones [7].

El sistema de IRM está compuesto por varios elementos, entre ellos el imán principal, que genera el campo magnético; bobinas de gradiente, que permiten la variación controlada del campo magnético para obtener imágenes tridimensionales; y las antenas de radiofrecuencia, que transmiten y reciben las señales de los protones.

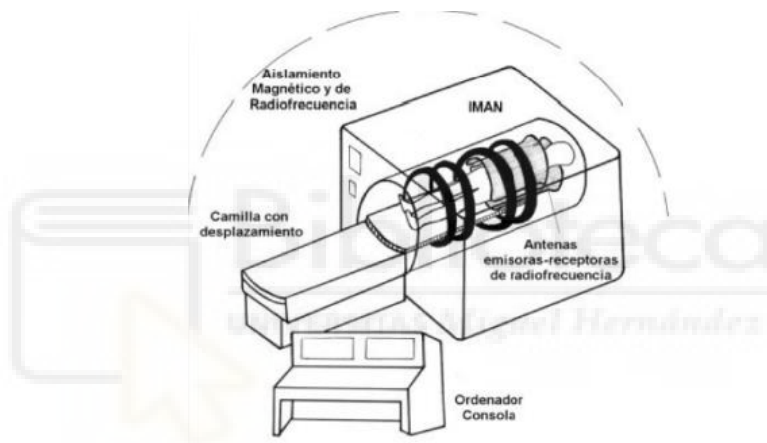


Figura 2.1 Equipo de resonancia magnética [8].

La calidad de las imágenes depende en gran medida de la precisión de las antenas y del sistema de procesamiento de datos, que reconstruye las imágenes en función de la energía emitida por los diferentes tejidos. Aunque la IRM es altamente sensible para la detección de tumores cerebrales, su capacidad para distinguir entre tipos de tumores o determinar si una anomalía es benigna o maligna es limitada.

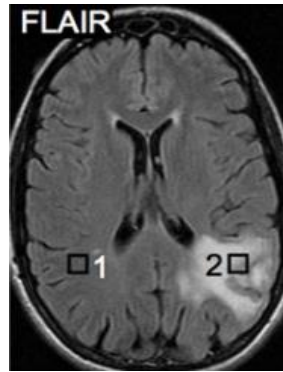


Figura 2.2 IRM de un paciente con un linfoma primario del SNC parietal izquierdo [9].

Además, los equipos de IRM son costosos, requieren mantenimiento especializado y la infraestructura necesaria para su operación, como el aislamiento magnético y el enfriamiento de los imanes, restringe su disponibilidad a grandes centros médicos. A pesar de estas limitaciones, la IRM sigue siendo fundamental en la neuroimagen, especialmente para la identificación y localización de tumores cerebrales, así como para la planificación preoperatoria en neurocirugía [7, 10].

2.1.2 TOMOGRAFÍA AXIAL COMPUTARIZADA

La Tomografía Axial Computarizada (TAC) es una técnica avanzada de obtención de imágenes médicas que se basa en el uso de rayos X para proporcionar una visión detallada del interior del cuerpo. A diferencia de una radiografía convencional, que solo ofrece una imagen bidimensional, la TAC utiliza un haz delgado de rayos X que se emite desde diferentes ángulos alrededor del paciente. Estos rayos X atraviesan el cuerpo y son capturados por detectores que generan señales que se procesan para crear imágenes en blanco y negro de cortes transversales del cuerpo. Posteriormente, estos cortes se ensamblan digitalmente para formar una imagen tridimensional del área examinada, permitiendo una visualización más completa y detallada de las estructuras internas.



Figura 2.3 Sistema de Tomografía Axial Computarizada [11].

En la detección de tumores cerebrales, la TAC es especialmente útil para determinar la existencia de un tumor, su localización exacta y su volumen. Esta capacidad es crucial para la planificación y evaluación del tratamiento, ya que permite a los médicos visualizar y explorar cada parte del cerebro sin necesidad de procedimientos quirúrgicos invasivos, una técnica conocida como endoscopia virtual. Gracias a la capacidad de la TAC para diferenciar entre tejidos blandos y estructuras más densas, se obtiene una imagen precisa de las características del tumor.

Sin embargo, el uso de rayos X en la TAC plantea preocupaciones significativas debido a su potencial para causar daño. Los rayos X tienen suficiente energía, en promedio 20 kilo electronvoltios, para penetrar los tejidos humanos y provocar reacciones ionizantes que pueden dañar el ADN de las células, aumentando el riesgo de cáncer radiogénico. La probabilidad de desarrollar este tipo de cáncer está relacionada con la cantidad y la intensidad de la exposición a las radiaciones. Por esta razón, se recomienda limitar la exposición a rayos X y establecer una ventana de al menos seis meses entre las sesiones de TAC para minimizar el riesgo.

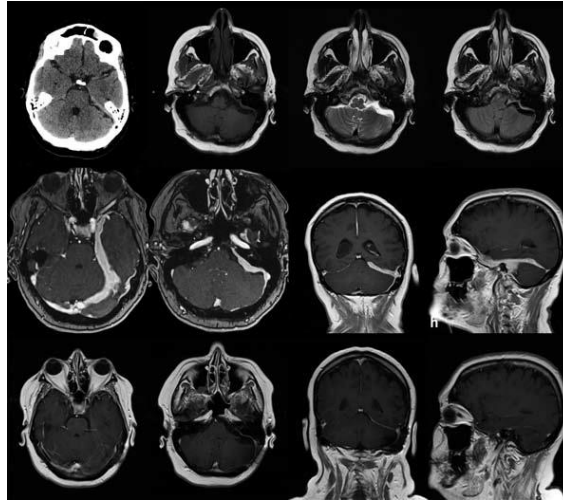


Figura 2.4 Tomografía computarizada cerebral cortes axiales [12].

A pesar de estas preocupaciones, la TAC sigue siendo una herramienta valiosa en la medicina moderna, proporcionando información esencial para el diagnóstico y tratamiento de diversas condiciones, incluyendo tumores cerebrales. Su capacidad para ofrecer imágenes detalladas y tridimensionales la hace indispensable en la práctica clínica, aunque siempre se debe considerar cuidadosamente el balance entre sus beneficios y riesgos.

2.1.3 TOMOGRAFÍA POR EMISIÓN DE POSITRONES

El primer Tomógrafo por Emisión de Positrones (PET, por sus siglas en inglés) para estudios en seres humanos fue fabricado en 1974. La PET es una técnica no invasiva de imágenes dinámicas moleculares basada en radiofármacos. Permite observar procesos bioquímicos y biológicos, así como estudiar la actividad molecular en un determinado período de tiempo.

La imagen se produce al detectar dos fotones gamma como producto de la aniquilación positrón-electrón en la zona estimulada.

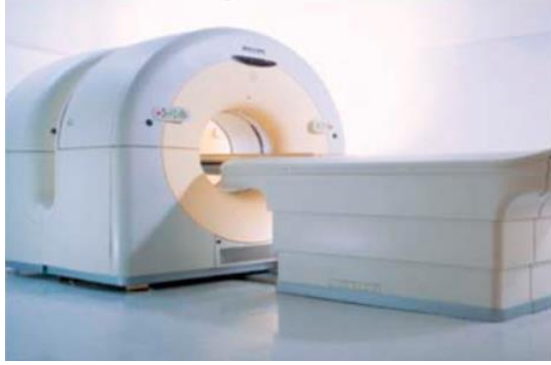


Figura 2.5 Tomógrafo PET [13].

El inicio de toda enfermedad, incluyendo el cáncer, se produce a nivel molecular. Con la PET, se pueden detectar desde un principio las alteraciones moleculares. La PET tiene muchas utilidades en relación con el cáncer. En primer lugar, sirve para la detección temprana de tumores; en una fase más avanzada, permite localizar y determinar el tumor, su grado, y si es maligno o benigno. Finalmente, cuando el paciente ya se encuentra bajo un tratamiento de radioterapia o quimioterapia, la PET indicará si el tratamiento está haciendo efecto o si ya ha hecho todo su efecto.

Además, existen equipos denominados tomógrafos PET/CT que combinan la radiación X y los fotones gamma. Estos sistemas son completos y permiten la observación y análisis de la zona a nivel molecular y anatómico. La baja resolución de imagen propia del sistema PET es compensada por la resolución del sistema CT [13].

2.2 SISTEMA DE DETECCIÓN DE TUMORES CEREBRALES UTILIZANDO MICROONDAS

La tecnología de microondas está emergiendo como una alternativa prometedora en la detección de tumores cerebrales, introduciendo innovaciones significativas en el campo de la imagen médica [14]. A diferencia de las técnicas de imagen tradicionales, como la Resonancia Magnética (IRM) y la Tomografía Axial Computarizada (TAC), los sistemas basados en microondas utilizan ondas electromagnéticas en el rango de gigahercios (GHz) para examinar los tejidos cerebrales. Estos sistemas aprovechan las diferencias en las propiedades dieléctricas de los tejidos para proporcionar información detallada sobre la presencia y características de los tumores.

2.2.1 TOMOGRAFÍA DE MICROONDAS (MWT)

La Tomografía de Microondas representa uno de los avances más prometedores en la detección de tumores cerebrales mediante microondas [15]. Este método utiliza un array de antenas distribuidas alrededor del área de interés para emitir y recibir señales de microondas que atraviesan el tejido cerebral. Las señales reflejadas y transmitidas se procesan para reconstruir imágenes tridimensionales del cerebro, lo que permite una identificación precisa de anomalías. La capacidad de la Tomografía de Microondas para diferenciar entre tejido sano y tumoral se basa en las variaciones en la permitividad dieléctrica de los tejidos, que son distintivas para los tumores debido a su diferente composición bioquímica. Además de su alta resolución y capacidad de detección en tiempo real, la Tomografía de Microondas se está adaptando para su uso en entornos clínicos y quirúrgicos, proporcionando a los neurocirujanos herramientas para la visualización intraoperatoria y la toma de decisiones durante las intervenciones quirúrgicas.

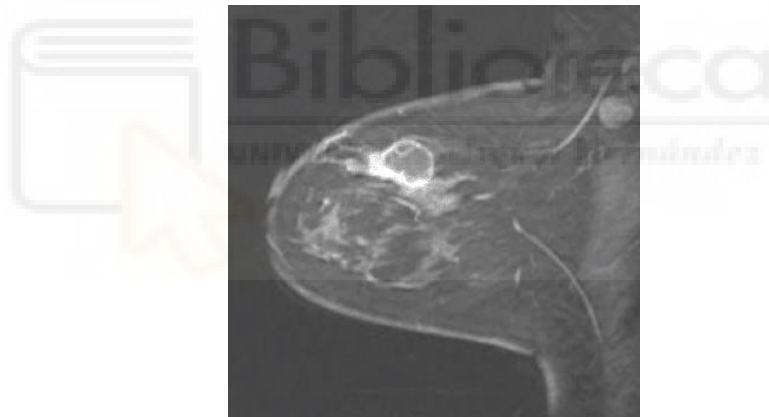


Figura 2.6 Tomografía de microondas en tejido mamario [16].

2.2.2 SISTEMAS DE IMÁGEN POR MICROONDAS DE UN SOLO PLANO

Los sistemas de imagen por microondas de un solo plano representan una solución más accesible y económica para la detección de tumores cerebrales. Estos sistemas utilizan un único conjunto de antenas para obtener imágenes bidimensionales del cerebro. Aunque son menos complejos y costosos en comparación con la Tomografía de Microondas, los sistemas de un solo plano aún permiten una detección eficaz de tumores mediante la identificación de diferencias en las características dieléctricas [17]. La

simplicidad de estos sistemas los convierte en herramientas útiles para la investigación preliminar y las pruebas clínicas, y podrían desempeñar un papel crucial en el monitoreo y diagnóstico temprano de tumores cerebrales, ofreciendo una solución de bajo costo y relativamente sencilla para entornos de atención médica.

2.2.3 MONITORES DE MICROONDAS PARA NEUROCIRUGÍA

Los monitores de microondas están diseñados específicamente para su uso durante la neurocirugía, proporcionando a los neurocirujanos una capacidad crucial para observar el tejido cerebral en tiempo real. Estos dispositivos emiten microondas y capturan las señales reflejadas para crear imágenes del cerebro durante la intervención quirúrgica [18]. Una de las principales ventajas de estos monitores es su capacidad para ayudar a los cirujanos a identificar y localizar tumores que pueden haber cambiado de posición debido al fenómeno conocido como *brain-shift*. Este fenómeno se refiere al desplazamiento del cerebro durante la cirugía debido a factores como la pérdida de líquido cerebrospinal, y los monitores de microondas permiten una visualización continua que mejora la precisión y efectividad de la cirugía.

2.2.4 DISPOSITIVOS PORTÁTILES DE MICROONDAS

La evolución de la tecnología de microondas también ha llevado al desarrollo de dispositivos portátiles para la detección y monitoreo de tumores cerebrales. Estos dispositivos compactos están diseñados para ofrecer una solución accesible y de bajo costo para la detección temprana y el seguimiento de tumores cerebrales en entornos clínicos menos convencionales [19]. La portabilidad de estos dispositivos representa una ventaja significativa, ya que permite realizar estudios en ubicaciones remotas o en entornos con recursos limitados. Aunque estos sistemas aún están en fases de desarrollo y prueba, su potencial para democratizar el acceso a la tecnología de detección de tumores cerebrales y mejorar la eficiencia en el diagnóstico es considerable.

3 CAPÍTULO 3: FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Este capítulo explora los principios fundamentales que sustentan la tecnología empleada en la detección de tumores cerebrales mediante microondas. Iniciaremos con una revisión detallada de las ondas electromagnéticas, incluyendo sus propiedades y el espectro en el que se encuentran las microondas. A continuación, nos enfocaremos en la tecnología de microondas, abordando su evolución, aplicaciones y relevancia en el contexto médico. Posteriormente, discutiremos el fundamento de radiación de las antenas omnidireccionales y el principio de funcionamiento de las antenas radar, elementos clave en la captura y análisis de señales electromagnéticas. Finalmente, examinaremos los parámetros S, que son esenciales para comprender la interacción de las microondas con los sistemas de antenas. Este capítulo proporciona el conocimiento teórico necesario para comprender las técnicas utilizadas en la creación de imagen médica y su aplicación en la detección de tumores cerebrales.

3.1 ONDAS DE MICROONDAS Y RADIOFRECUENCIA

Una onda electromagnética es aquella que se propaga a través del espacio transportando energía, con campos eléctricos y magnéticos oscilantes que se generan mutuamente en un ciclo. Estas ondas son producidas por cargas eléctricas en movimiento, como electrones en circuitos o antenas.

El rango de frecuencias en el cual se generan estas ondas se denomina radiofrecuencia (RF) y abarca un amplio espectro, desde 3 kHz hasta 300 GHz, conocido como el espectro radioeléctrico. Este espectro está dividido en varias bandas, cada una con características específicas de propagación, interacción con la materia y aplicaciones.

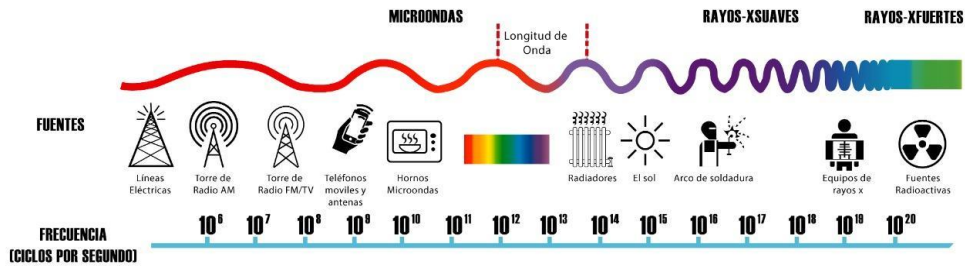


Figura 3.1 Espectro Radioeléctrico [20].

Dentro del espectro radioeléctrico, las ondas de microondas se ubican en el rango de frecuencias que va desde los 0.3 GHz (300 MHz) hasta los 30 GHz. Las longitudes de onda correspondientes a las microondas varían entre 1 cm y 100 cm, lo que las distingue de otros tipos de ondas electromagnéticas. Una característica crucial de las microondas es que los sistemas que las soportan (como las antenas o guías de onda) tienen dimensiones físicas comparables a sus longitudes de onda. Esta relación introduce complejidades en el cálculo y análisis matemático de sus parámetros, particularmente en sistemas de transmisión, pero ofrece ventajas al reducir problemas asociados con las líneas de transmisión convencionales.

Las microondas tienen múltiples aplicaciones, como los sistemas de radar (donde se utilizan para detectar objetos y medir distancias), telecomunicaciones (transmisión de datos a larga distancia), aplicaciones médicas (como la generación de imágenes para diagnóstico no invasivo) y hornos microondas (donde la energía electromagnética calienta los alimentos) [21]. En general, las ondas de microondas desempeñan un papel crucial en las tecnologías modernas debido a su capacidad para transmitir grandes cantidades de información y su interacción específica con materiales y estructuras.

3.2 TECNOLOGÍA MICROONDAS

Se denomina tecnología de microondas al estudio, investigación e implementación de circuitos que operan en el rango de frecuencias correspondiente a las microondas, que va desde los 300 MHz hasta los 300 GHz. Esta tecnología comenzó a desarrollarse intensivamente durante la Segunda Guerra Mundial para la implementación de sistemas de radar, y en ese contexto dominaron las guías de onda rectangulares como el método de transmisión de señales a esas frecuencias. Las guías de onda permitían una

conducción eficiente de las señales electromagnéticas, pero tenían limitaciones en cuanto a su ancho de banda y la portabilidad de los sistemas [22].

Con el final de la guerra, los científicos buscaron nuevas formas de mejorar el rendimiento de las guías de onda, centrándose en proporcionar mayor ancho de banda y flexibilidad en las aplicaciones. Esto llevó al desarrollo de la guía de onda circular y, eventualmente, al cable coaxial, que mejoraba algunos aspectos de las guías de onda. Sin embargo, el cable coaxial presentaba desafíos en cuanto a la fabricación y la complejidad de su diseño. Como respuesta a estos inconvenientes, se introdujeron nuevos modelos de líneas de transmisión.

Uno de estos desarrollos fue la línea de transmisión de tira o stripline, que resultó de aplanar el conductor central de la guía de onda circular y convertir el conductor externo en una caja conductora, eliminando las paredes laterales. Esto proporcionó una línea de transmisión más manejable. Al mismo tiempo, otro desarrollo notable fue la línea de microcinta o microstrip, que se simplificó aún más al eliminar la pared conductora superior y el dieléctrico entre los conductores, resultando en una estructura de transmisión más fácil de fabricar [23].

Actualmente, tanto la línea stripline como la línea microstrip siguen siendo utilizadas ampliamente en aplicaciones de microondas. La stripline ofrece menor acoplamiento de señales y mejor aislamiento en comparación con la microstrip, lo que la hace adecuada para aplicaciones que requieren minimizar la interferencia entre señales. Por otro lado, la línea microstrip es más económica y flexible en el diseño, lo que la convierte en la opción preferida en muchos sistemas de alta frecuencia, incluidas las telecomunicaciones y los sistemas de radar.

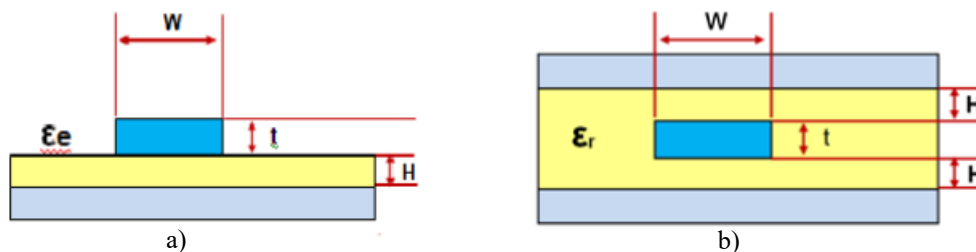


Figura 3.2 a) Línea microstrip, b) Línea stripline [23].

La línea microstrip es particularmente adecuada para aplicaciones de alta frecuencia debido a la capacidad de ajustar su impedancia característica según el diseño del conductor superior, el plano de tierra y las propiedades del sustrato dieléctrico. Las

impedancias más comunes de las líneas microstrip son 50 y 75 ohmios, valores ideales para la adaptación de impedancias en sistemas de radiofrecuencia y microondas. Las dimensiones físicas críticas en una línea microstrip son la anchura del conductor (W), el espesor del conductor (t) y el espesor del sustrato dieléctrico (H). La constante dieléctrica del sustrato, que afecta directamente las características de transmisión de la línea, depende del material utilizado. Los sustratos más comunes incluyen cerámicas de alta constante dieléctrica y el ampliamente utilizado FR-4, un material económico y versátil.

El desarrollo de líneas de transmisión de microondas ha permitido la creación de sistemas más compactos y eficientes para el manejo de señales a altas frecuencias, facilitando avances en una gran variedad de áreas, desde las telecomunicaciones hasta las aplicaciones médicas y los sistemas de radar.

3.3 FUNDAMENTO DE RADIACIÓN ANTENAS OMNIDIRECCIONALES

En el vasto mundo de las telecomunicaciones y la tecnología de radar, las antenas juegan un papel fundamental al permitir la transmisión y recepción de ondas electromagnéticas. Para entender cómo funcionan estas antenas, especialmente las omnidireccionales, es esencial explorar primero los principios básicos de la teoría electromagnética, fundamentados en las ecuaciones de Maxwell.

Las ecuaciones de Maxwell, formuladas por el físico James Clerk Maxwell en el siglo XIX, describen el comportamiento de los campos eléctricos y magnéticos. Estas leyes revelan cómo las corrientes eléctricas fluctuantes y las cargas aceleradas generan campos electromagnéticos que se propagan a través del espacio en forma de ondas. En esencia, cuando una corriente eléctrica oscila o una carga se mueve rápidamente, crea un campo electromagnético que transporta energía a través del vacío o de otros medios.

Este campo electromagnético consta de dos componentes: el campo eléctrico y el campo magnético, los cuales oscilan en ángulo recto entre sí y en dirección perpendicular a la propagación de la onda. Este fenómeno es la base de la transmisión de señales de radio y microondas, que son esenciales para la comunicación moderna y la tecnología de imagen.

Para visualizar cómo las antenas interactúan con estas ondas, se utiliza el concepto de diagrama de radiación. Este diagrama es una representación gráfica que muestra cómo varía la intensidad de la radiación en diferentes direcciones alrededor de la antena. Para una antena idealmente omnidireccional, el diagrama de radiación se presenta como una esfera perfecta en el plano horizontal. Esto significa que la antena emite o recibe ondas electromagnéticas con igual intensidad en todas las direcciones horizontales, proporcionando una cobertura uniforme. [24]

En la práctica, una antena omnidireccional no es una esfera perfecta, sino que típicamente exhibe un patrón de radiación que se asemeja a un donut o una figura circular en el plano horizontal. Este patrón indica que la antena emite o recibe señales de manera uniforme en todas las direcciones horizontales, aunque su rendimiento puede disminuir en el plano vertical, es decir, en la dirección perpendicular a la antena.

Este diseño es particularmente útil en aplicaciones donde se necesita una cobertura completa en todas las direcciones horizontales, como en las redes Wi-Fi, radios de banda ciudadana y sistemas de comunicación móvil [25]. La capacidad de una antena omnidireccional para proporcionar una cobertura uniforme hace que sea una herramienta invaluable en muchos campos de la tecnología [26].

En contraste, las antenas direccionales, que concentran la radiación en una dirección específica, tienen un diagrama de radiación más enfocado y estrecho. Estas antenas son útiles en situaciones donde se requiere una mayor cobertura y alcance en una dirección particular, como en enlaces de comunicación a larga distancia y en sistemas de radar.

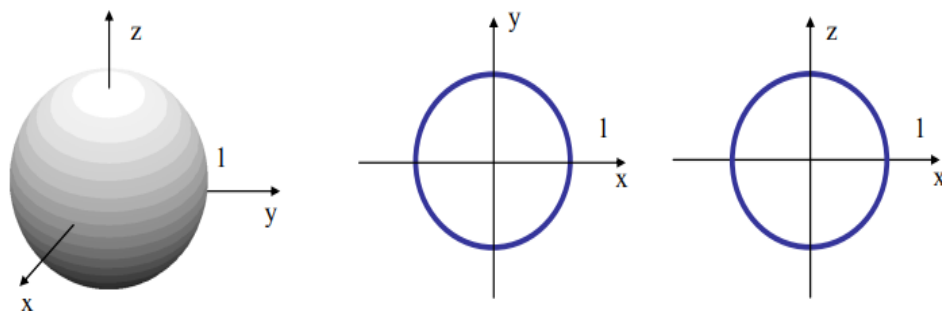


Figura 3.3 Diagrama de radiación de una antena omnidireccional ideal y planos xy y xz [24].

Existen varios tipos de antenas que se pueden fabricar utilizando tecnología de microondas para lograr radiación omnidireccional:

- **Antenas Dipolo:** Son uno de los tipos más simples y comunes en la tecnología de microondas. Un dipolo consiste en dos elementos conductores rectos y delgados, con una fuente de alimentación en su centro. Este tipo de antena genera un patrón de radiación omnidireccional en el plano perpendicular a su eje, lo que proporciona una cobertura uniforme en todas las direcciones alrededor de la antena en dicho plano. Las antenas dipolo son ampliamente utilizadas en aplicaciones de comunicación, tanto para transmisión como para recepción, debido a su simplicidad y eficacia.
- **Antenas de Parche:** También conocidas como antenas microstrip, son muy populares en aplicaciones de microondas por su bajo perfil y tamaño compacto. Estas antenas consisten en un parche conductor plano, generalmente rectangular o circular, montado sobre un sustrato dieléctrico con un plano de tierra en el lado opuesto. Las antenas de parche son fáciles de integrar en superficies planas, lo que las hace especialmente adecuadas para dispositivos portátiles y sistemas médicos. Aunque su diagrama de radiación no es omnidireccional en todos los planos, ofrecen un buen rendimiento en aplicaciones donde se requiere una emisión controlada en ciertas direcciones.

Ambos tipos de antenas se utilizan ampliamente en aplicaciones de microondas, desde sistemas de comunicación hasta detección médica, y juegan un papel crucial en el desarrollo de dispositivos compactos y eficientes en la transmisión de señales electromagnéticas.

3.4 PRINCIPIO DE FUNCIONAMIENTO DE LAS ANTENAS RADAR

El principio fundamental de un radar se basa en la emisión de ondas electromagnéticas hacia un objeto y la posterior recepción del eco o la onda reflejada. A partir de la información contenida en la onda reflejada, los sistemas radar son capaces de medir distancias, alturas, velocidades e incluso la dirección de objetos en movimiento, utilizando para ello el efecto Doppler, que permite detectar cambios en la frecuencia de la señal reflejada debido al movimiento relativo entre el radar y el objeto.

Existen distintos tipos de sistemas radar, que se clasifican en función de la disposición de las antenas emisoras y receptoras:

- Radar monoestático: La misma antena se utiliza tanto para la transmisión como para la recepción de las ondas reflejadas. Este es uno de los tipos más comunes de sistemas radar.
- Radar biestático: Tiene dos antenas separadas, una para la emisión de ondas electromagnéticas y otra para la recepción del eco reflejado.
- Radar multiestático: Utiliza múltiples antenas receptoras distribuidas en diferentes ubicaciones, lo que permite obtener más información sobre el objeto observado al recibir el eco desde varios puntos.

En el contexto de este proyecto, aunque utilizamos múltiples antenas, cada una operará de manera independiente, desempeñando simultáneamente los roles de emisora y receptora. Por lo tanto, el sistema que empleamos se clasifica como un radar monoestático.

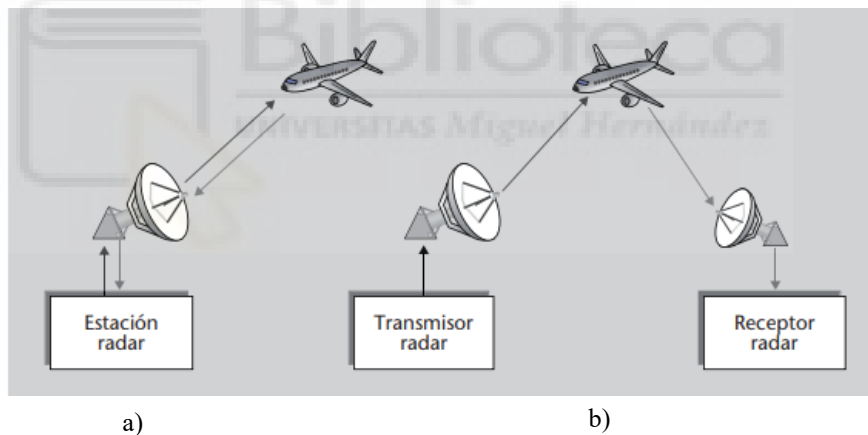


Figura 3.4 Diagrama de sistemas radar. a) monoestático. b) Biestático [27].

Uno de los conceptos clave de un radar monoestático es que el tiempo de vuelo de la onda electromagnética, es decir, el tiempo que tarda en viajar desde la antena al objetivo y de vuelta al receptor, es igual en ambos trayectos, dado que la onda recorre el mismo camino de ida y vuelta. Este principio es esencial para calcular la distancia al objetivo, ya que la velocidad de propagación de la onda es constante (la velocidad de la luz en el medio), y conociendo el tiempo transcurrido se puede determinar con precisión la distancia. En este proyecto, este concepto se implementará en el desarrollo del software que analizará los datos reflejados por las antenas y calculará las distancias de los objetos detectados [27].

3.5 PARÁMETROS S EN SISTEMAS DE MICROONDAS

Los parámetros S, también conocidos como parámetros de dispersión, son fundamentales para la caracterización de redes de radiofrecuencia y sistemas de microondas, como antenas, filtros y líneas de transmisión. Estos parámetros son coeficientes complejos que describen el comportamiento de un sistema lineal en términos de las ondas electromagnéticas que entran, salen y se reflejan dentro del sistema. Este enfoque es crucial en el diseño y análisis de circuitos de alta frecuencia, ya que permite evaluar la respuesta de un sistema sin necesidad de conocer todos sus componentes internos [28].

En un sistema de microondas, los parámetros S miden las relaciones entre las ondas incidentes y reflejadas en cada puerto del sistema. Estas relaciones se organizan en una matriz S, que facilita el análisis de cómo se comporta una red ante la propagación de señales. Por ejemplo:

- S_{11} : Representa la relación entre la onda reflejada y la onda incidente en el puerto 1, es decir, la cantidad de energía que se refleja en ese puerto en relación con la energía que ingresa.
- S_{21} : Mide la transmisión de energía desde el puerto 1 al puerto 2, indicando cuánta energía se transfiere a través del sistema.

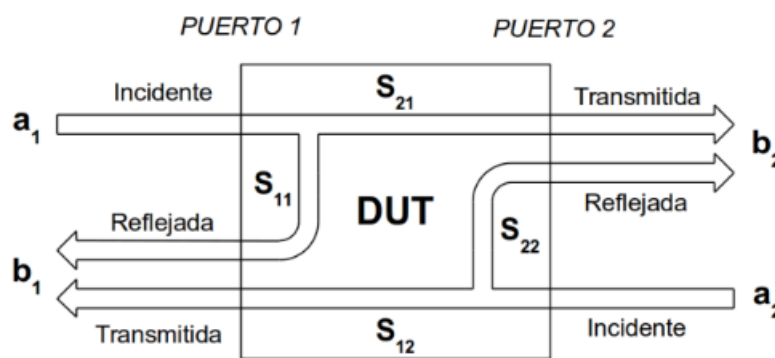


Figura 3.5 Parámetros S de un sistema de dos puertos [28].

En el caso específico de las antenas que utilizamos, estamos ante sistemas de un solo puerto, por lo que el parámetro de interés es el S_{11} . Este parámetro describe la relación entre la onda reflejada (b_1) y la onda incidente (a_1) en ese único puerto:

$$S_{11} = \frac{b_1}{a_1}$$

Este valor de S_{11} proporciona información crucial sobre la adaptación de impedancias entre la antena y el medio de transmisión. Si S_{11} es cercano a cero, significa que hay poca energía reflejada y la mayor parte de la energía es radiada o absorbida, indicando una buena adaptación. En cambio, si S_{11} es cercano a uno, la energía se refleja casi por completo, sugiriendo una mala adaptación [28].

Este análisis es esencial para el diseño de antenas y otros componentes de microondas, permitiendo optimizar la eficiencia y el rendimiento de los sistemas de radiofrecuencia en desarrollo.





4 CAPÍTULO 4: DISEÑO DEL HARDWARE

El sistema que utilizaremos en este proyecto está compuesto por varios elementos esenciales, cada uno con características, funcionamiento e importancia específicos para el desarrollo del trabajo. Primero, abordaremos las características de las antenas omnidireccionales UWB, que son fundamentales para la emisión y recepción de señales de microondas en nuestro sistema. Luego, se detallará el cráneo *phantom* y el modelo de tumor, los cuales son cruciales para simular las condiciones reales de detección y evaluación.

A continuación, se describirán los equipos necesarios para la toma de medidas, incluyendo el Analizador de Redes Vectoriales (VNA), los cables RF, los adaptadores RF y el calibrador. Estos componentes permiten la conexión y calibración precisa de los elementos del sistema, garantizando la exactitud de las mediciones realizadas.

Finalmente, se mencionarán los programas que deben estar instalados en el ordenador portátil para el desarrollo del software. Estos programas son necesarios para el procesamiento y análisis de los datos, y se explicarán en detalle en el capítulo siguiente.

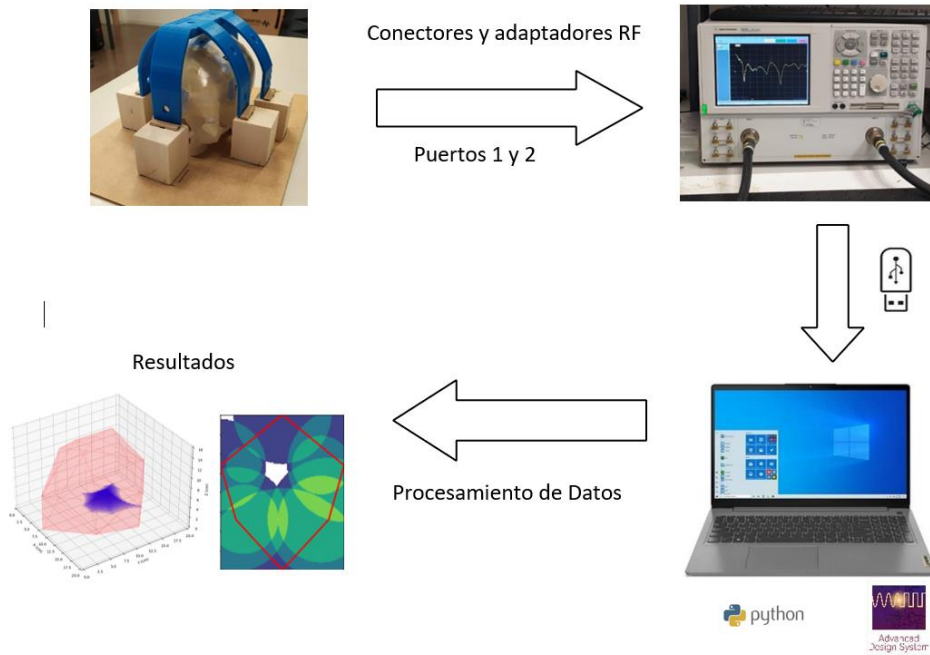


Figura 4.1 Esquema del sistema.

4.1 ANALIZADOR DE REDES VECTORIALES

Un Analizador de Redes Vectoriales es un instrumento esencial para el análisis de redes eléctricas, especialmente en términos de la magnitud y fase de las señales de radiofrecuencia (RF) que atraviesan una red de dos puertos. Este dispositivo mide los parámetros de dispersión (parámetros S), que son fundamentales para evaluar el comportamiento de una red en diferentes frecuencias. Los VNAs pueden medir los parámetros de dispersión S_{11} , S_{12} , S_{21} y S_{22} , que describen cómo se refleja y transmite la energía a través de la red.

Operando en un amplio rango de frecuencias, desde unos pocos kilohertzios hasta varios gigahercios, los VNAs permiten su uso en una variedad de aplicaciones. Estos instrumentos ofrecen mediciones precisas tanto de la magnitud como de la fase, lo cual es crucial para el diseño y análisis de sistemas de RF. Además, incorporan técnicas avanzadas de calibración y corrección para minimizar errores y mejorar la exactitud de las mediciones. Los VNAs modernos cuentan con interfaces de usuario intuitivas, pantallas táctiles, software avanzado para el análisis de datos y conectividad para la transferencia de datos.

El propósito principal de un VNA es caracterizar dispositivos y componentes RF, como antenas, filtros, amplificadores y mezcladores. Al medir los parámetros S, el VNA permite determinar cómo se comporta el dispositivo bajo prueba (DUT) en diferentes condiciones de frecuencia, lo cual es crucial para su diseño y optimización.

En nuestro proyecto, que se centra en la detección de material biológico basado en tecnología de microondas utilizando el principio radar, el VNA juega un papel fundamental. Utilizamos el VNA para caracterizar las antenas UWB, asegurándonos de que operen eficientemente en el rango de frecuencias deseado y que sus parámetros S sean adecuados para la aplicación de radar. Además, el VNA nos permite medir y tomar muestras precisas de nuestro sistema para ajustar y optimizar su rendimiento.

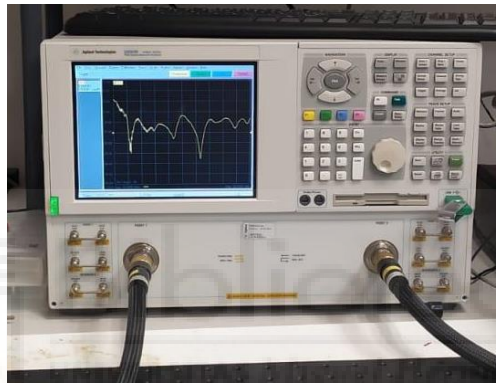


Figura 4.2 Analizador de Redes Vectoriales.

4.2 KIT DE CALIBRACION DEL VNA

El kit de calibración del VNA ZV-Z135 es un componente esencial en el laboratorio para garantizar mediciones precisas y confiables de dispositivos y componentes de radiofrecuencia (RF). Este kit incluye estándares diseñados específicamente, como cortocircuitos, circuitos abiertos, cargas y líneas de transmisión, que son fundamentales para establecer condiciones de referencia precisas durante las mediciones. Su diseño permite una calibración de alta precisión, asegurando que el VNA pueda medir con exactitud los parámetros S (parámetros de dispersión) en una amplia gama de frecuencias [29].

En el contexto de nuestro proyecto el kit de calibración ZV-Z135 juega un papel crucial. Utilizamos este kit para calibrar nuestro VNA antes de realizar mediciones con las antenas UWB y otros componentes del sistema. Una calibración precisa es esencial

para garantizar la fiabilidad y exactitud de las mediciones de los parámetros S, lo cual es fundamental para validar el rendimiento del sistema en la detección precisa de material biológico a corta distancia.

La capacidad del kit ZV-Z135 para proporcionar estándares de calibración precisos y consistentes es clave para optimizar la precisión del sistema, identificar posibles errores en las mediciones y asegurar la consistencia en los resultados obtenidos durante las pruebas y experimentos del proyecto [29].



Figura 4.3 Kit ZV-Z135 [30].

4.3 CABLES RF

Los cables de RF son componentes fundamentales en sistemas de comunicación y medición de radiofrecuencia (RF), caracterizados por su baja atenuación y una impedancia característica de 50 ohmios. Esta impedancia estándar es crucial para asegurar la transferencia eficiente de señales RF entre dispositivos y componentes sin pérdidas significativas de señal. La baja atenuación de estos cables permite mantener la integridad de la señal a lo largo de distancias relativamente largas, minimizando la degradación durante la transmisión.

En el proyecto se requieren un total de 14 cables de RF. Dos de estos cables están destinados a la conexión directa con el Analizador de Redes Vectoriales, permitiendo la medición precisa de los parámetros S de los dispositivos bajo prueba, como las antenas UWB. Los otros 12 cables están diseñados para conectar cada una de las antenas al

sistema, asegurando una transmisión eficiente y sin pérdidas de las señales de microondas utilizadas en el proceso de detección.

La elección de cables de RF con una impedancia característica de 50 ohmios y baja atenuación es fundamental para garantizar la exactitud y la eficacia del sistema en la detección de material biológico. Estos cables facilitan una transferencia de señal estable y confiable entre los componentes del sistema, asegurando que las mediciones y las operaciones de radar se realicen con precisión y consistencia.



Figura 4.4 Cables RF [31].

4.4 ADAPTADORES RF

Se emplean adaptadores de RF SMA hembra en ambos extremos para establecer conexiones entre los cables coaxiales que se conectan al VNA y los cables que van hacia cada una de las antenas UWB del sistema.

Los adaptadores SMA hembra son conocidos por su robustez y fiabilidad en aplicaciones de alta frecuencia. Están diseñados para soportar frecuencias de hasta varios gigahertzios, lo que los hace ideales para aplicaciones de microondas. Proporcionan una conexión segura y de baja pérdida entre los componentes del sistema, asegurando una transferencia eficiente de señales de RF.

Estos adaptadores permiten una integración eficiente del VNA con las antenas UWB, facilitando mediciones precisas de los parámetros S durante la calibración y prueba del sistema de radar, y optimizando así el rendimiento y la precisión en la detección de material biológico a corta distancia.



Figura 4.5 Adaptadores RF [32].

4.5 CONECTORES RF

Se utilizarán un total de 12 conectores RF SMA hembra, uno para cada antena UWB del sistema. Estos conectores son esenciales para asegurar una conexión robusta y confiable entre los cables coaxiales y las antenas, garantizando así una transmisión eficiente de señales de radiofrecuencia (RF).

Los conectores SMA hembra son ampliamente reconocidos por su capacidad para operar en frecuencias de microondas y su diseño que permite una conexión segura y resistente. Esto es crucial para minimizar la pérdida de señal y mantener la integridad de las mediciones de los parámetros S durante las pruebas y calibraciones del sistema utilizando el VNA.

La elección de conectores SMA hembra asegura una integración fluida de cada antena UWB en el sistema, optimizando así el rendimiento en la detección de objetos.



Figura 4.6 Conectores RF [33].

4.6 ANTENAS OMNIDIRECCIONALES UWB

Las antenas UWB (Ultra Wideband o Banda Ultra Ancha) operan en un amplio espectro de frecuencias, generalmente superior a 500 MHz. A diferencia de las antenas

convencionales que operan en bandas de frecuencia estrechas, las antenas UWB transmiten y reciben señales en un rango de frecuencias extremadamente amplio, lo que les permite soportar aplicaciones de alta velocidad de datos y baja potencia. Con un ancho de banda mayor a 500 MHz, estas antenas pueden transmitir grandes cantidades de datos en cortos períodos de tiempo, mejorando la resolución temporal y espacial de las señales. Funcionan con niveles de potencia relativamente bajos, siendo ideales para aplicaciones con consumo de energía reducido, como en dispositivos portátiles y sensores inalámbricos. Gracias a su amplio ancho de banda, proporcionan una precisión de localización muy alta, con errores de medición de distancia de apenas unos pocos centímetros. Esto es fundamental para aplicaciones como el rastreo de objetos y la navegación en interiores. Las señales UWB pueden coexistir con otras tecnologías de comunicación debido a su baja densidad espectral de potencia, reduciendo la posibilidad de interferencia con otros sistemas. Además, las señales UWB tienen una buena capacidad de penetración a través de obstáculos como paredes y muebles, lo que las hace útiles en entornos complejos.

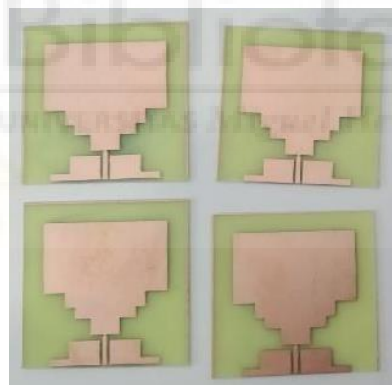


Figura 4.7 Antenas Omnidireccionales UWB.

4.7 CRÁNEO PHANTOM

Se emplea un Cráneo *Phantom* diseñado por el departamento de diseño e impresión 3D de la universidad. Este Cráneo *Phantom*, construido con PLC en una impresora 3D, tiene la forma anatómica de un cráneo humano y presenta características dieléctricas similares a las del tejido biológico. Cuenta con una parte superior removible, lo que permite insertar modelos de tumores dentro de la estructura.

El Cráneo *Phantom* es esencial para simular con precisión las propiedades electromagnéticas del tejido biológico que se investiga, facilitando pruebas y calibraciones realistas del sistema de detección. Su diseño removible permite ajustar modelos de tumores para simular diferentes escenarios de detección, lo cual es clave para validar la eficacia del sistema.

Este componente proporciona un entorno controlado y reproducible para las pruebas, asegurando que el sistema de radar pueda detectar con precisión el material biológico objetivo en condiciones que imitan situaciones reales.

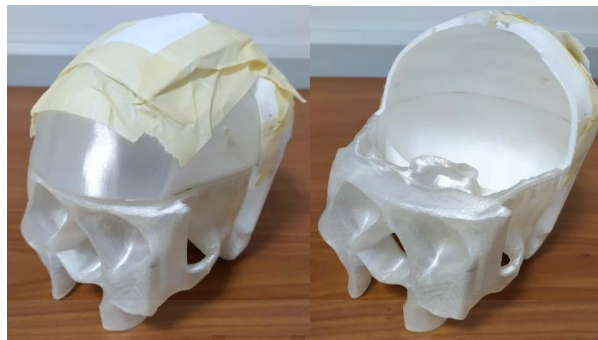


Figura 4.8 *Phantom*

4.8 MODELOS DE TUMOR

Se utilizarán modelos de tumores elaborados con papel aluminio, material seleccionado por su alta capacidad de reflexión de ondas emitidas, lo que facilita el estudio y la observación del comportamiento del sistema de radar. El papel aluminio permite crear modelos de tumores en diversos tamaños, proporcionando una representación controlada y reproducible de las condiciones de detección.

En comparación con otros tejidos circundantes, los tumores reales presentan un alto nivel de dispersión de microondas, resultando en una mayor reflectividad del tejido cancerígeno. Esto significa que la mayor parte de la onda reflejada durante las pruebas provendrá del modelo de tumor, replicando así las condiciones electromagnéticas relevantes para la investigación.

Estos modelos son cruciales para validar y optimizar el sistema de radar, permitiendo realizar pruebas exhaustivas y ajustes necesarios para mejorar la precisión y sensibilidad en la detección de material biológico mediante tecnología de microondas.



Figura 4.9 Modelo de tumor comparado con una moneda de un euro.

4.9 SOPORTE DE ANTENAS Y BASE PARA *PHANTOM*

Se ha diseñado un soporte para las antenas y una base para el *Phantom*, ambos cumpliendo funciones específicas para la estabilidad y efectividad del sistema.

El soporte para las antenas está fabricado con el mismo material que el modelo de cráneo *Phantom*, garantizando consistencia en las propiedades dieléctricas y permitiendo pruebas precisas. Este soporte incluye doce aperturas estratégicamente ubicadas para permitir la salida de los conectores RF de las antenas UWB. Esta disposición facilita una conexión ordenada y minimiza posibles interferencias que podrían afectar las mediciones durante los experimentos.

La base para el *Phantom*, construida en madera, está diseñada para encajar perfectamente con el soporte de las antenas. Proporciona estabilidad al sistema, asegurando que el soporte permanezca estático y sin perturbaciones durante las pruebas. La capacidad de retirar fácilmente el soporte del *Phantom* es fundamental, ya que permite realizar múltiples experimentos sin alterar la calibración del sistema, garantizando la consistencia y precisión de las mediciones en cada sesión experimental.

Este diseño integrado del soporte para antenas y la base para el *Phantom* optimiza la operatividad del sistema de radar, asegurando condiciones estables y controladas para la investigación y desarrollo de la tecnología de detección.

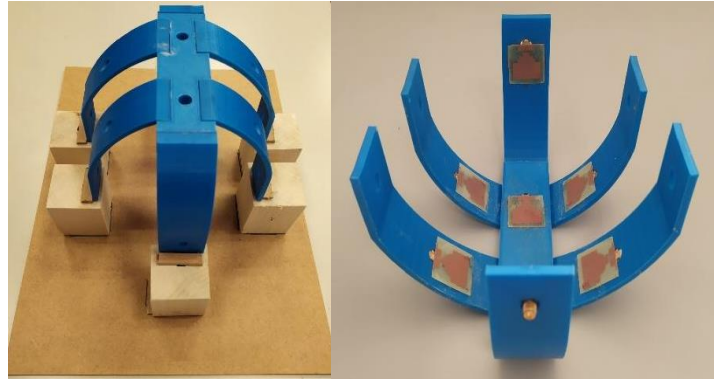


Figura 4.10 Soporte para las Antenas.



Figura 4.11 Base para *Phantom* y para el soporte de antenas.

4.10 ORDENADOR PORTÁTIL CON SOFTWARE DE PROGRAMACIÓN Y USB

Se emplea un ordenador portátil equipado con software especializado para el diseño, simulación y análisis de antenas UWB, así como para el procesamiento de datos obtenidos del VNA.

El ordenador portátil es esencial para ejecutar los siguientes programas:

- **Advanced Design System (ADS):** Desarrollado por Keysight Electronics, ADS es un software integral para la simulación y diseño de antenas UWB. También permite visualizar y analizar las mediciones obtenidas con el VNA, asegurando que las antenas funcionen de manera eficiente en el rango de frecuencias deseado.
- **Electromagnetic Professional (EMPro):** Otro software de Keysight Electronics, EMPro se usa para el estudio detallado de elementos

electromagnéticos, incluyendo antenas UWB. Facilita el análisis de aspectos como la distribución de corriente y los planos de campo eléctrico o magnético, proporcionando información clave para la optimización del diseño de antenas.

- Anaconda-Python: Se utiliza Anaconda, una distribución de Python, como plataforma principal para desarrollar el software. Python es empleado para el procesamiento de datos, la implementación de algoritmos de detección y la visualización de resultados. Ofrece flexibilidad significativa y herramientas robustas para manejar datos en el contexto del sistema de radar basado en microondas.

Además del ordenador portátil, se usa un dispositivo de almacenamiento portátil (USB) para guardar las medidas obtenidas con el VNA, asegurando la disponibilidad y seguridad de los datos recolectados durante las pruebas y experimentos.





5 CAPÍTULO 5: METODOLOGÍA Y EXPERIMENTOS

5.1 PROCESAMIENTO DE DATOS

En esta sección se describirá el procedimiento seguido para analizar los datos obtenidos con el VNA en el sistema de antenas radar, hasta llegar a la obtención de imágenes médicas. Para ello, se desarrollaron dos programas en Python, cada uno con un rol específico dentro del flujo de procesamiento de datos [34].

El primer programa gestiona la etapa inicial del proceso, que abarca desde la lectura de los archivos .S generados por el VNA hasta la obtención de la señal de distancia (SD). Estos archivos contienen los parámetros S de las antenas, los cuales describen cómo las señales de radiofrecuencia interactúan con el objeto a medir. El código extrae y procesa estos datos para calcular la señal SD, la cual representa la distancia mínima entre la antena y el objeto detectado, eliminando el ruido y las interferencias externas.

El segundo programa emplea la señal de distancia SD como base para generar imágenes médicas. A través del procesamiento de señales, este código reconstruye una representación bidimensional (2D) y tridimensional (3D) del objeto medido. Esto permite no solo visualizar el objeto en secciones transversales, simulando imágenes médicas, sino también crear un modelo volumétrico que facilita un análisis más completo y detallado de la estructura interna del objeto [35]. La combinación de ambas etapas ofrece una herramienta eficaz para la detección y reconstrucción de objetos en contextos médicos.

5.1.1 CÓDIGO PARA LA OBTENCIÓN DE LA SEÑAL DISTANCIA (SD)

En la primera parte del código desarrollado en Python, se lleva a cabo la extracción de los datos de los archivos con extensión ‘.s’, que contienen los parámetros S de las antenas. En este caso, se emplean antenas de un solo puerto, lo que implica que únicamente se medirá el parámetro S_{11} para cada una de ellas. No obstante, para optimizar el proceso y aprovechar los dos puertos del VNA, se realizaron mediciones simultáneas de dos antenas. De esta manera, los parámetros S_{11} y S_{22} presentes en los archivos ‘.s2p’ corresponden a mediciones S_{11} de dos antenas distintas, lo que reduce el tiempo requerido para obtener las mediciones de todas las antenas.

Una vez importadas las bibliotecas necesarias, como numpy, matplotlib, scipy.fft y skrf (scikit-rf), el código establece variables y preasigna arreglos para almacenar tanto los datos de las mediciones como los de la referencia. Los datos extraídos de los archivos ‘.s2p’ se almacenan en estos arreglos para facilitar un manejo organizado de la información obtenida.

El código comienza leyendo los parámetros S_{11} y S_{22} de los archivos, correspondientes a las mediciones del objeto y de la referencia, almacenándolos en sus respectivas variables. Posteriormente, estos datos se reorganizan para que coincidan con el orden físico de las antenas, asegurando que las mediciones estén alineadas correctamente con la disposición experimental.

A continuación, el código genera gráficos de la respuesta en frecuencia para cada antena, mostrando la magnitud de la señal en decibelios (dB). Estos gráficos permiten visualizar las diferencias entre las respuestas de las antenas con y sin la presencia del cráneo, proporcionando una primera comparación visual entre ambas mediciones.

Uno de los pasos clave en el procesamiento de los datos es la transformación de las mediciones del dominio de la frecuencia al dominio del tiempo. Para ello, se define una función llamada transformada, que aplica la Transformada Rápida de Fourier Inversa (IFFT) a los datos. Este proceso permite observar la respuesta temporal de las señales captadas por las antenas. Durante la transformación, también se crea un eje temporal correspondiente, que posteriormente se convierte en un eje de distancia utilizando la velocidad de la luz como factor de conversión.

Este procesamiento en el dominio del tiempo se aplica tanto a las mediciones experimentales como a las de referencia. Esto facilita la comparación de las respuestas temporales de ambos conjuntos de datos y permite visualizar cómo los ecos generados por el objeto difieren de aquellos captados en la referencia, la cual incluye solo las reflexiones del entorno sin el objeto en cuestión.

Una vez obtenida la señal en el dominio del tiempo, el código convierte el eje temporal a un eje de distancia utilizando la fórmula:

$$Distancia = \frac{Velocidad\ de\ la\ luz \times Tiempo}{2}$$

El código también incluye una función diseñada para normalizar los datos de los pulsos dentro de un rango específico de distancias. Esta normalización elimina las variaciones indeseadas en la señal, permitiendo centrarse únicamente en la información relevante relacionada con la distancia al objeto de estudio. Además, la función ofrece la posibilidad de visualizar los datos en orden ascendente o según la disposición física original de las antenas en el sistema experimental.

Finalmente, el código utiliza esta función para procesar y generar los gráficos de los resultados finales. Estos gráficos muestran las respuestas normalizadas en función de la distancia, permitiendo comparar las mediciones del objeto con las de la referencia. Esta comparación revela claramente las perturbaciones causadas exclusivamente por la presencia del objeto a medir, eliminando el ruido generado por el entorno.

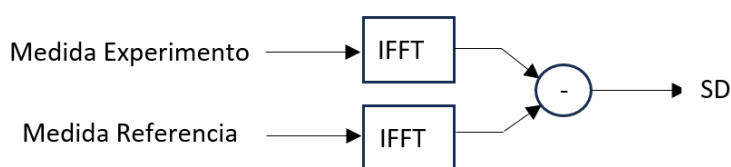


Figura 5.1 Esquema del primer código.

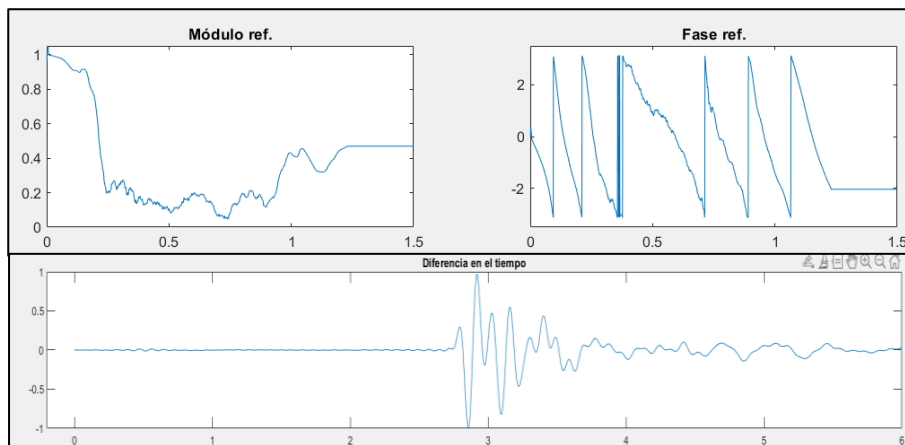


Figura 5.2 Ejemplo de resultados del primer código.

Una vez que hemos determinado la distancia entre las antenas y el objeto de estudio, es posible proceder con la generación de la imagen médica correspondiente.

5.1.2 CÓDIGO PARA LA GENERACION DE IMAGEN MÉDICA Y RECONSTRUCCIÓN 3D

El principio de funcionamiento de las antenas radar implica la emisión de ondas electromagnéticas que viajan por el espacio hasta que encuentran un objeto. Al impactar en este objeto, una parte de la energía de la onda se refleja de vuelta hacia la antena emisora. La cantidad de energía reflejada y el tiempo que tarda en regresar dependen de factores como las características dieléctricas y la geometría del objeto [36].

Por ejemplo, si consideramos un objeto de geometría asimétrica y altamente reflectivo cerca de una antena en un plano 2D, la distancia mínima entre ambos se representa con el vector 'SD'. Aunque la posición exacta del objeto no es conocida, la señal 'SD' permite delimitar una zona libre de obstáculos, que se representa como una circunferencia centrada en la antena con un radio igual a esa distancia.

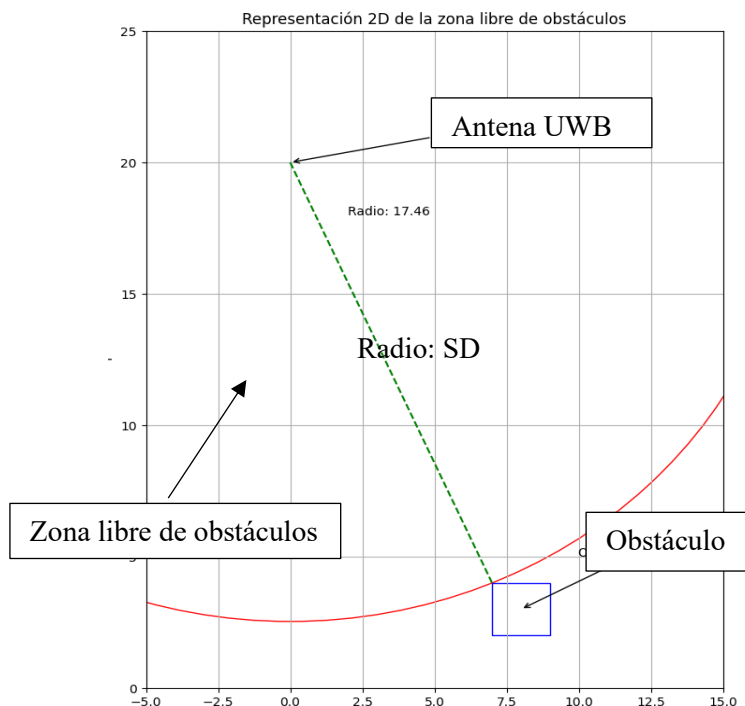


Figura 5.3 Zona 2D libre de obstáculos.

Con una sola antena, solo se puede acotar una zona libre de obstáculos, pero al disponer varias antenas alrededor del volumen a inspeccionar, es posible generar una imagen médica más precisa. En nuestro sistema, colocamos 12 antenas alrededor del cráneo, distribuidas estratégicamente: una al frente, otra en la parte posterior, dos en la parte superior, y cuatro en cada lado. Cada antena genera una zona libre de obstáculos representada por una esfera con radio igual a la distancia medida 'SD(n)' por cada antena.

Las esferas generadas por las antenas se superponen, lo que permite acotar el volumen donde se encuentra el objeto, mejorando la precisión de la imagen generada.

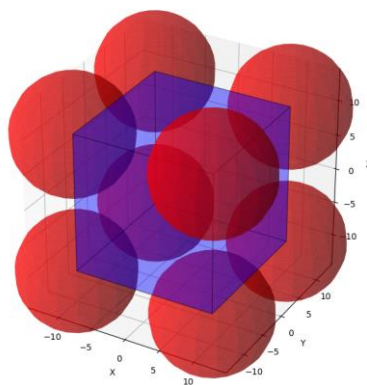


Figura 5.4 Coalición de zonas esféricas libres de obstáculos.

El segundo programa que desarrollamos procesa la señal 'SD' de las antenas para generar imágenes médicas y una reconstrucción tridimensional del objeto. El código

utiliza los centros de las esferas, que coinciden con las posiciones de las antenas, para construir un poliedro tridimensional alrededor del cráneo mediante una técnica de triangulación. Esto permite identificar zonas donde las esferas no se superponen [37].

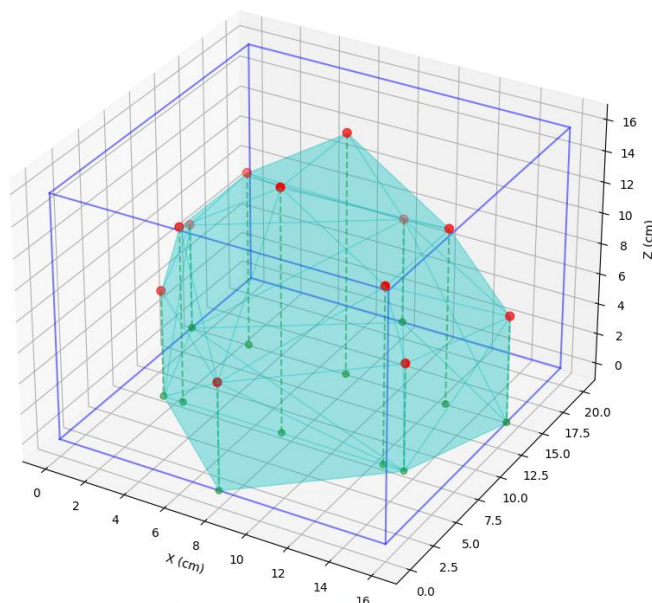


Figura 5.5. Poliedro tridimensional delimitado por las antenas.

Luego, el código genera cortes transversales del volumen delimitado por las antenas en diferentes planos, mostrando las zonas libres de obstáculos y destacando las posibles ubicaciones del objeto. También se pueden realizar cortes sagitales para obtener imágenes más detalladas.

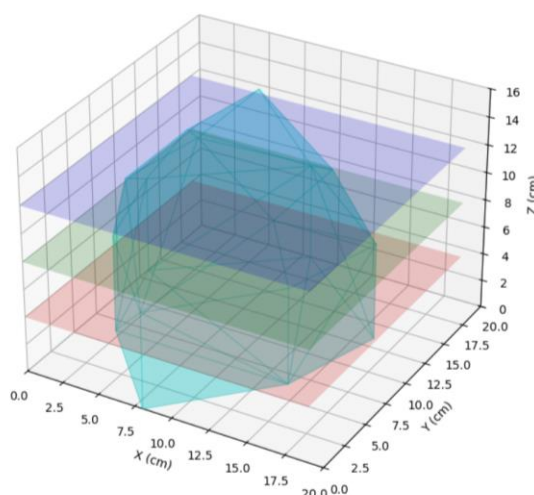


Figura 5.6 Cortes transversales del poliedro.

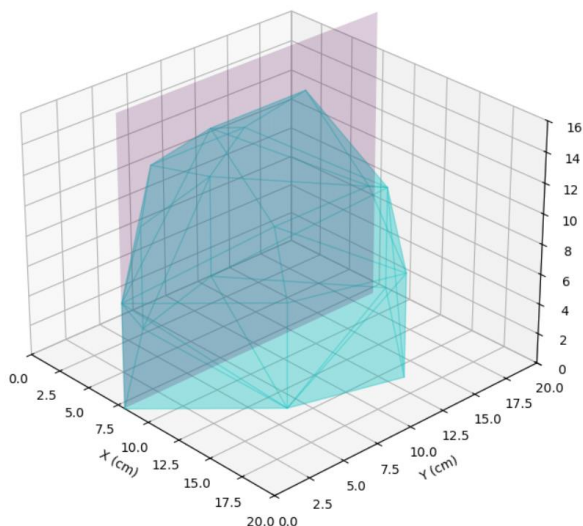


Figura 5.7. Corte sagital del poliedro.

Finalmente, si se solicita, el programa permite reconstruir un modelo tridimensional del espacio interno del poliedro que no interseca con ninguna esfera. Para esto, se crea una malla tridimensional y se visualizan los puntos dentro del poliedro que están fuera de todas las esferas, generando una representación volumétrica del objeto.

Este enfoque, que combina datos de múltiples antenas y el procesamiento de imágenes en 2D y 3D, permite una detección precisa de la ubicación del objeto y proporciona una imagen médica detallada de su estructura interna [38].

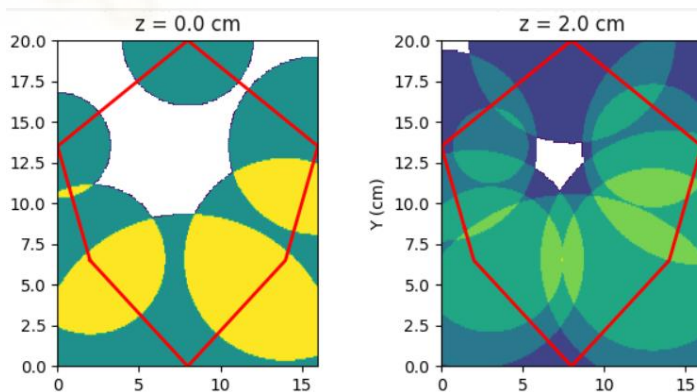


Figura 5.8 Representación 2D imagen médica.

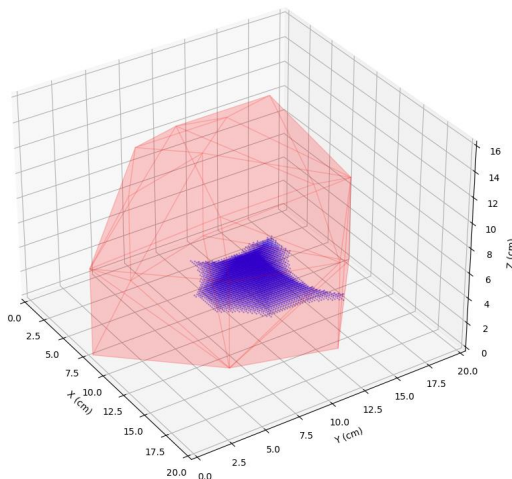


Figura 5.9 Representación 3D de la zona acotada donde se encuentra el objeto medido.

5.2 MEDICIÓN DE DISTANCIAS UTILIZANDO ANTENAS VIVALDI

En este experimento, se busca validar el principio de funcionamiento de las antenas radar utilizando antenas Vivaldi para la medición de distancias. Estas antenas, con su diseño de banda ultra ancha, son ideales para operar en un amplio rango de frecuencias, lo que permite obtener una resolución precisa en la detección de distancias, haciéndolas particularmente adecuadas para aplicaciones de radar.

Las antenas Vivaldi, conocidas por su forma de cuerno que se ensancha progresivamente, son eficientes en la transmisión y recepción de señales de radiofrecuencia. Su diseño les permite mantener un patrón de radiación uniforme y alta directividad a través de un amplio espectro de frecuencias. En este proyecto, se realizaron modificaciones en las antenas para reducir su tamaño y ajustarlas a las limitaciones espaciales, manteniendo su eficiencia. Este proceso fue realizado en el Trabajo de Fin de Grado de Lutfi Kayal [39], bajo la supervisión de Ernesto Ávila y Héctor García. Posteriormente, el profesor Héctor García rediseñó la antena para optimizar su rendimiento, obteniendo un diseño final que abarca un ancho de banda de 3 a 9.7 GHz, con dimensiones de 13 cm de longitud por 8 cm de ancho [40, 41].

Las antenas Vivaldi presentan varias características clave que son relevantes para este experimento:

- UWB: Su capacidad para operar en un amplio rango de frecuencias es esencial para sistemas de radar que requieren alta resolución en la detección y medición de distancias.
- Directividad y Ganancia: Su alta directividad permite concentrar la energía radiada en una dirección específica, mejorando la capacidad de detección a mayores distancias.
- Baja Relación de Onda Estacionaria de Voltaje (VSWR): Las antenas Vivaldi tienen una baja VSWR, lo que minimiza las pérdidas de señal y maximiza la eficiencia en la transmisión y recepción de señales de radar.

Con las antenas optimizadas, se procedió a montar el sistema de medición de distancias, que incluye una antena Vivaldi, un Analizador Vectorial de Redes (VNA), y una placa de cobre de tamaño A3 como objeto de medición. La antena se conectó al VNA mediante un cable de radiofrecuencia de baja pérdida, permitiendo generar y analizar las señales transmitidas y reflejadas para medir las distancias basándose en el tiempo de retardo y la amplitud de las señales recibidas. La antena fue ubicada en el borde de una mesa, apuntando directamente hacia la placa de cobre, que fue montada en un trípode ajustable.

El proceso de medición se llevó a cabo de la siguiente manera:

- Medición de Referencia: Inicialmente, la placa de cobre se colocó a 20 cm de la antena, tomando una medida de referencia. Esta es crucial para las comparaciones posteriores.
- Mediciones Subsiguientes: La placa se movió en intervalos de 10 cm hasta alcanzar una distancia máxima de 250 cm. En cada posición se registraron los parámetros S_{11} y S_{21} .
- Consistencia del Entorno: Se mantuvieron constantes las condiciones ambientales, como temperatura y humedad, para asegurar la precisión de las mediciones.

Con las mediciones completadas, el tiempo de retardo entre la emisión y recepción de las señales reflejadas en la placa de cobre se utilizó para calcular la distancia entre la antena y el objeto, comparando estos resultados con las distancias físicas establecidas para evaluar la precisión del sistema radar.

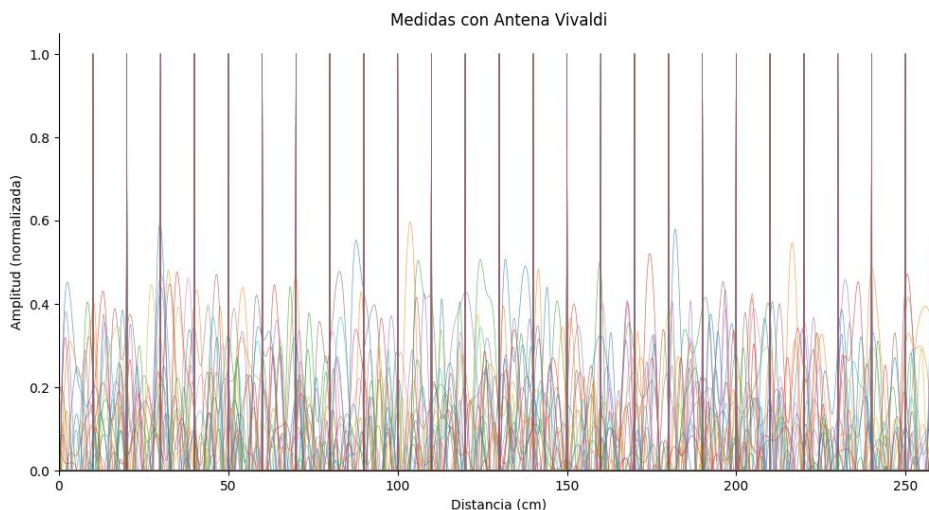


Figura 5.10 Medidas obtenidas con la antena Vivaldi.

Tabla 5.1 Resultados, medidas reales y error del experimento con antenas Vivaldi

Distancia Real	Distancia Medida	Error en cm	Error Porcentual
10,00	12,40	2,40	24,00%
20,00	22,10	2,10	10,50%
30,00	31,10	1,10	3,67%
40,00	39,20	0,80	2,00%
50,00	51,20	1,20	2,40%
60,00	59,50	0,50	0,83%
70,00	70,20	0,20	0,29%
80,00	80,10	0,10	0,12%
90,00	89,60	0,40	0,44%
100,00	99,50	0,50	0,50%
110,00	110,30	0,30	0,27%
120,00	119,00	1,00	0,83%
130,00	130,10	0,10	0,08%
140,00	138,30	1,70	1,21%
150,00	152,20	2,20	1,47%
160,00	160,20	0,20	0,12%
170,00	169,90	0,10	0,06%
180,00	180,50	0,50	0,28%
190,00	191,10	1,10	0,58%
200,00	200,30	0,30	0,15%
210,00	209,80	0,20	0,10%
220,00	221,10	1,10	0,50%
230,00	229,60	0,40	0,17%
240,00	240,20	0,20	0,08%

	250,00	250,10	0,10	0,04%
Error Promedio:			0,75	

La utilización de antenas Vivaldi en este experimento ha demostrado ser ventajosa, principalmente por sus características de alta directividad y ancho de banda ultra amplio, lo que facilita la medición precisa de distancias en un rango considerable. Si se llegaran a detectar discrepancias entre las mediciones teóricas y las experimentales, el sistema ofrece flexibilidad para realizar ajustes en el diseño o la configuración de las antenas, optimizando así su precisión y rendimiento.

El experimento ha confirmado el principio de funcionamiento de las antenas radar utilizando una antena Vivaldi UWB, alcanzando mediciones precisas hasta los 250 cm. El error promedio obtenido en las mediciones fue de 0.75 cm, lo que resalta la alta precisión del sistema y valida la viabilidad de estas antenas para la medición de distancias en aplicaciones de radar.

En las siguientes secciones, se aplicará el mismo principio de medición, pero con antenas de dimensiones físicas más pequeñas, ajustando el rango de medición a distancias menores, que llegarán hasta 20 cm. Este enfoque permitirá explorar nuevas configuraciones más compactas, adaptables a otras aplicaciones donde el espacio es limitado.

5.3 IMPLEMENTACIÓN ANTENAS UWB

Empezaremos con el diseño de la antena y su simulación utilizando los programas EMPro y ADS. Luego, procederemos con la fabricación y validación de la antena. Finalmente, montaremos el sistema necesario para tomar las medidas.

5.3.1 DISEÑO DE LA ANTENA

La antena UWB omnidireccional utilizada en este proyecto es una modificación de la antena desarrollada por Andrea Martínez Lozano en su Trabajo Fin de Máster, titulado “Diseño, simulación y medida de antenas monopolo impresas de banda ancha para la detección de tejido biológico”, defendido en marzo de 2020, la modificación con

el diseño final de la antena se encuentra en el TFM defendido en Julio del 2024 con el nombre “Diseño e implementación de sistemas de medida no invasivos basados en microondas para aplicaciones médicas: detección del desplazamiento cerebral, detección de aneurismas de aorta abdominal y evaluación de las suturas anastomosis intestinal” [42].

Esta antena se caracteriza por su amplio ancho de banda, que puede alcanzar hasta los 25 GHz, lo que la convierte en una opción adecuada tanto para aplicaciones en sistemas de radar como para comunicaciones de banda ancha.

El diseño de esta antena UWB comenzó utilizando el software de simulación electromagnética EMPro, el cual permitió definir con precisión las dimensiones y la geometría de la antena, ajustando así las especificaciones requeridas para operar en banda ancha. En esta etapa, se realizaron diversas simulaciones para optimizar parámetros clave, como la forma del parche, la configuración del plano de tierra y el sistema de alimentación, con el objetivo de mejorar el rendimiento en términos de ancho de banda, ganancia y directividad. EMPro también permitió simular distintos materiales, variando propiedades como la permitividad relativa y la conductividad, lo cual fue útil para realizar pruebas cercanas a condiciones reales. Tras finalizar las simulaciones, se procedió a la fabricación de las antenas.

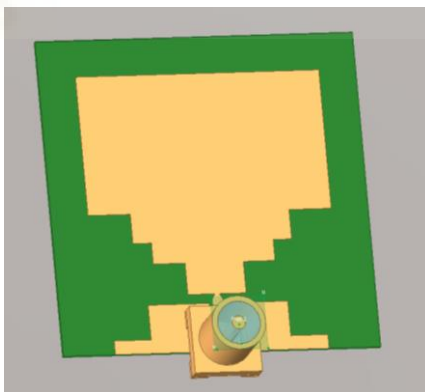


Figura 5.11 Simulación en el programa EMPro de la antena UWB.

Una vez completada la simulación de la antena, el siguiente paso fue medir el parámetro S_{11} en un entorno controlado, libre de interferencias o elementos que pudieran distorsionar el patrón de radiación de la antena. El parámetro S_{11} , también conocido como coeficiente de reflexión de retorno, proporciona información fundamental sobre la cantidad de ondas electromagnéticas que son reflejadas de regreso hacia la antena en comparación con las ondas incidentes. Este parámetro es esencial para evaluar la

eficiencia de la antena, determinando qué porcentaje de la señal se pierde debido a un desajuste entre la antena y la línea de transmisión [43].

Realizar esta medición en un ambiente sin perturbaciones es importante para obtener un modelo preciso del comportamiento de la antena, asegurando que las mediciones reflejen su desempeño real sin la influencia de factores externos que puedan alterar los resultados. Esto permite identificar posibles áreas de mejora en el diseño y optimizar el rendimiento de la antena en aplicaciones futuras.

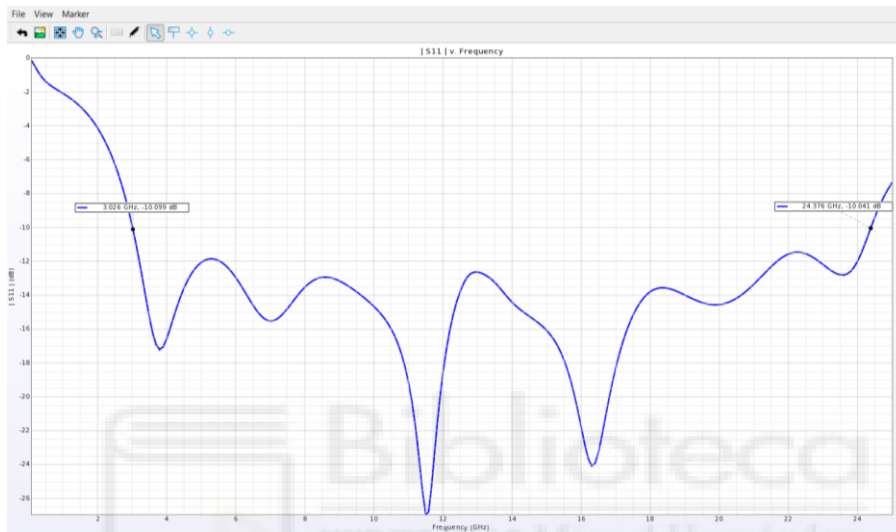


Figura 5.12 Parámetro S_{11} de la antena UWB simulada.

Como se muestra en la figura 5.12, el análisis del parámetro S_{11} nos ofrece una visión detallada del ancho de banda operativo de la antena. En dicha figura, el rango en el que la antena mantiene una relación de retorno por debajo de los -10 dB se delimita mediante dos puntos. Esto nos permite concluir que la antena funciona eficientemente en un rango de frecuencias que va desde aproximadamente 3 GHz hasta 24.3 GHz. Sin embargo, en nuestra configuración experimental, solo es necesario considerar la respuesta de la antena hasta 6 GHz, dado que el VNA puede proporcionar datos hasta ese límite de frecuencia.

Con esta limitación aclarada, el siguiente paso consiste en examinar los diagramas de radiación de la antena, que describen cómo se distribuye la radiación en función de la frecuencia en los diferentes planos: el plano E (plano eléctrico) y el plano H (plano magnético). En la figura 5.13, se presentan estos diagramas para las frecuencias en las que la antena opera por debajo de los -10 dB en el parámetro S_{11} . Los resultados de los

diagramas de radiación indicaron que la antena tiene un patrón omnidireccional en el plano H, irradiando de manera uniforme a 360° dentro del rango de frecuencias especificado. Esto la convierte en una excelente candidata para aplicaciones donde se requiere una cobertura uniforme alrededor de la antena [44].

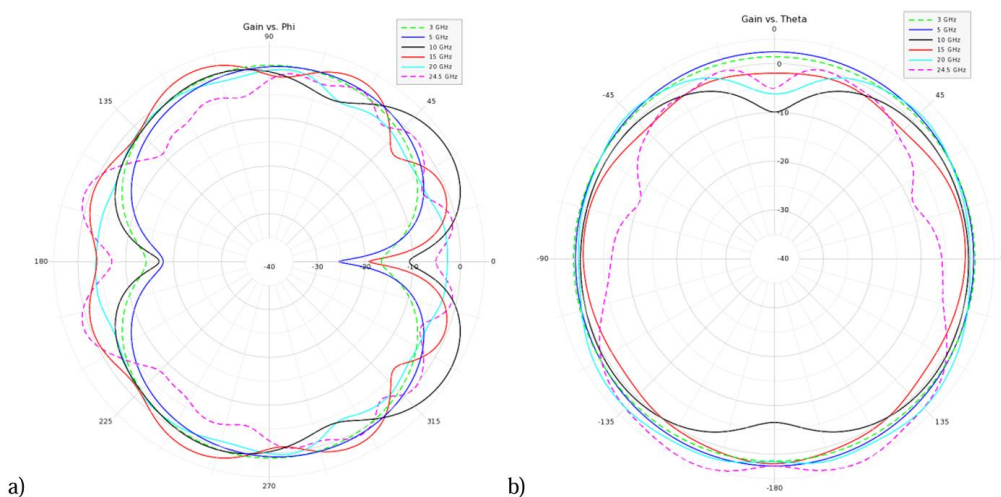


Figura 5.13 Diagramas de radiación en simulación. a) Plano E. b) Plano H.

En relación con la distribución de corrientes en la antena utilizada en este proyecto, se han realizado simulaciones cuyos resultados se presentan en la figura 5.14, estos resultados ofrecen una visión detallada de cómo las corrientes se distribuyen a lo largo de la antena en diferentes frecuencias de operación. Comprender esta distribución ayuda a evaluar el comportamiento de la antena y optimizar su rendimiento, ya que muestra cómo y dónde se concentra la radiación [45].

Las simulaciones indican que, a medida que la frecuencia aumenta, la distribución de la radiación se concentra más en el conector de la antena de banda ancha. Este fenómeno sugiere que, a frecuencias más altas, el conector desempeña un papel significativo en la emisión de la señal, lo que podría influir en la eficiencia y la directividad de la antena.

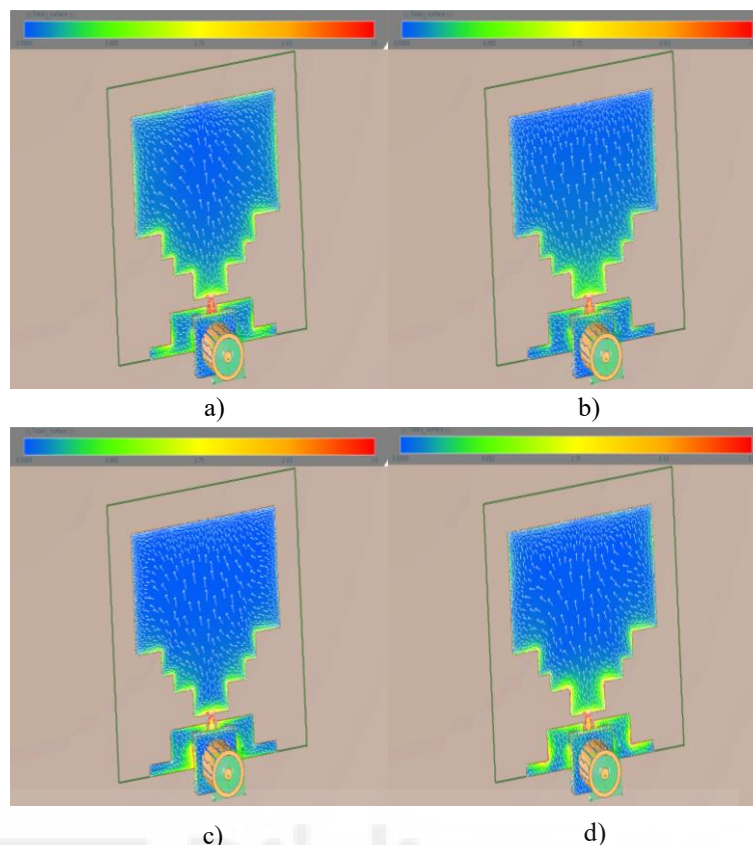


Figura 5.14 Distribución de corriente de la antena UWB. a) 5GHz. b) 10GHz c)15GHz. d)20GHz.

5.3.2 FABRICACIÓN DE LA ANTENA

Una vez finalizado el diseño y simulación, se procedió a la fabricación de la antena en una placa de circuito impreso (PCB). El proceso de fabricación incluyó varios pasos:

- Impresión del Diseño: Se utilizó un archivo Gerber generado desde el software de diseño para transferir el patrón de la antena a una placa de cobre mediante fotolitografía. Una máscara con el diseño fue expuesta a luz ultravioleta para transferir el patrón al material fotosensible de la PCB.
- Revelado y Ataque Químico: La placa se sumergió en un revelador químico que eliminó la porción fotosensible no expuesta, dejando al descubierto el cobre que debía ser retirado. Posteriormente, se sumergió en una solución de cloruro férrico (FeCl_3) para corroer el cobre no protegido, dejando el diseño de la antena en el cobre restante.
- Corte y Perforación: Después del ataque químico, la placa se cortó a las dimensiones finales utilizando una cortadora de precisión. También se

realizaron perforaciones necesarias para los conectores de entrada y otras partes del montaje.

- Lijado y Limpieza: Las antenas fueron lijadas manualmente para suavizar los bordes y eliminar cualquier residuo de cobre o fotosensible. Esto también ayudó a asegurar un buen contacto eléctrico y un acabado uniforme en la superficie de la antena.
- Aplicación de Recubrimiento: Se aplicó un recubrimiento de soldadura (usualmente estaño) o un barniz protector sobre las trazas de cobre para prevenir la oxidación y mejorar la durabilidad de la antena.



Figura 5.15 Antenas UWB impresas.

Una vez fabricadas, las antenas fueron montadas y se les conectaron los correspondientes conectores RF. Estas conexiones se soldaron cuidadosamente para asegurar un buen contacto eléctrico y minimizar las pérdidas de señal.

Las antenas fabricadas fueron sometidas a un proceso de medición y validación utilizando un VNA. Se midieron los parámetros S_{11} para evaluar la respuesta en frecuencia, el retorno de pérdida y la eficiencia de la antena. Estas medidas se realizaron para las 12 antenas, tanto antes como después de soldar el conector RF. Como se muestra en la figura 5.16, el parámetro S_{11} presenta cambios significativos después de la soldadura del conector.

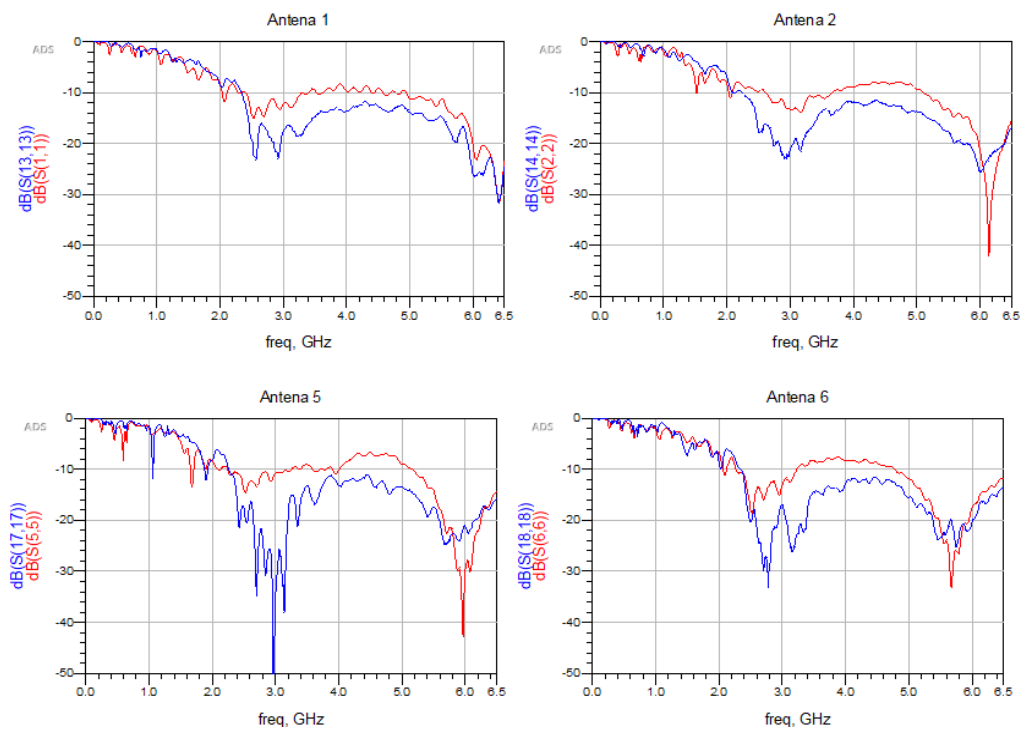


Figura 5.16 Comparación del parámetro S_{11} en las antenas antes y después de soldar el conector RF.

Las antenas UWB desarrolladas y fabricadas en este proyecto cumplen con los requisitos de banda ancha y ofrecen un rendimiento robusto para las aplicaciones previstas. El proceso de diseño, fabricación y validación asegura que la antena funcione según lo esperado y pueda ser utilizada eficazmente en el sistema propuesto [46].

Finalmente, las antenas se montan en el soporte diseñado para ellas, siguiendo la disposición mostrada en la figura 5.17. y de acuerdo con la distribución especificada en la tabla 5.2. Para asegurar una fijación estable y duradera, las antenas se adhieren al soporte utilizando pegamento. Este método garantiza que las antenas permanezcan en su lugar durante el proceso experimental, minimizando el riesgo de desplazamiento que podría afectar los resultados.

Con las antenas correctamente montadas y fijadas, el sistema está listo para iniciar la fase experimental. Este montaje cuidadoso asegura que el sistema esté en condiciones óptimas para llevar a cabo los experimentos del capítulo 6.

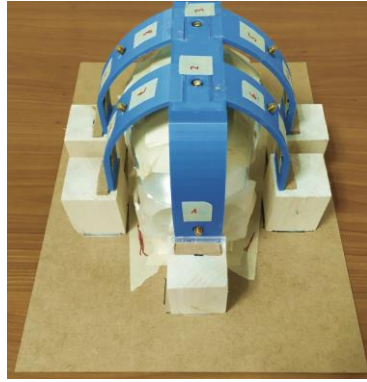


Figura 5.17 Sistema montado con las antenas UWB.

Tabla 5.2 Distribución de las antenas

		A 1		
A 11	A 6	A 2	A 7	A 10
A 12	A 5	A 3	A 8	A 9
		A 4		

5.4 MEDICIÓN DE DISTANCIAS UTILIZANDO ANTENAS OMNIDIRECCIONALES

Ahora que nuestras antenas UWB han sido diseñadas e implementadas, estamos listos para repetir el experimento de medición de distancias realizado previamente con las antenas Vivaldi. En esta ocasión, utilizaremos las antenas UWB y realizaremos mediciones en el rango de 0 a 100 cm. Dado que ya hemos comprobado el funcionamiento de las antenas radar, explicaremos este proceso de manera breve.



Figura 5.18 Montaje de una antena UWB para el experimento de mediciones de 0 a 100 cm.

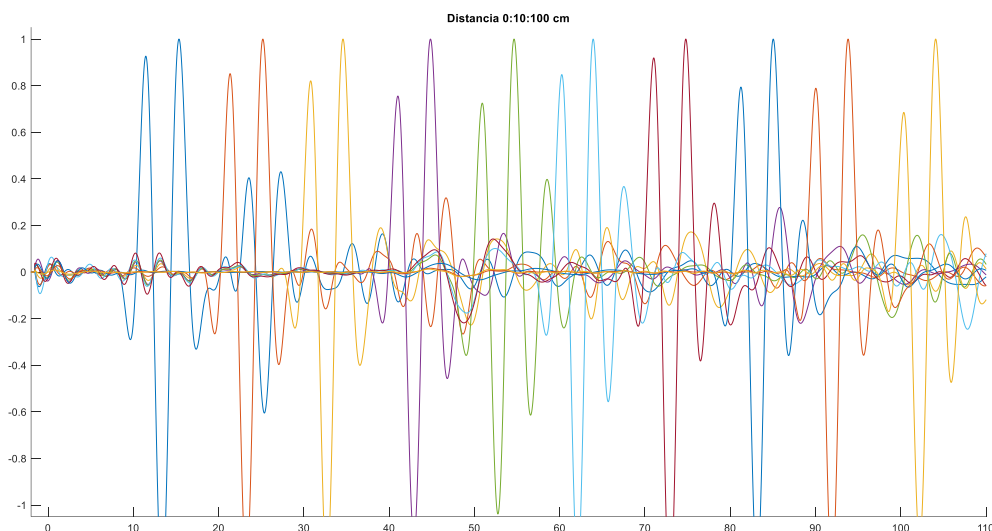


Figura 5.19 Señales obtenidas por la antena UWB en el rango de 0 a 100 cm.

El experimento con las antenas UWB funcionó correctamente, aunque la forma del rebote de la señal difiere de la observada con las antenas Vivaldi. El error en las mediciones alcanzó 2.1 cm. Esta discrepancia se debe a que las antenas omnidireccionales son más susceptibles a las variaciones en su entorno. Por ejemplo, mi presencia al lado del VNA durante la toma de datos afectó la señal de referencia y las señales medidas, resultando en un error mayor.

A continuación, repetiremos el experimento enfocándonos en un rango de distancias más corto, entre el tope del soporte de la antena y la base, que es de 15.8 cm. El objetivo es evaluar la precisión de las nuevas antenas en este rango reducido y comparar el error con el del experimento anterior.

El experimento se realiza utilizando dos antenas UWB omnidireccionales, conocidas por su capacidad de emitir y recibir señales en todas las direcciones. Esta característica es útil para cubrir un amplio campo de visión, pero también aumenta la sensibilidad a las variaciones del entorno, por lo que es fundamental controlar las condiciones durante el experimento.

El procedimiento es el siguiente:

- **Medida de Referencia:** Colocamos las antenas en la parte superior del soporte y tomamos una medida sin ningún objeto de medición presente, solo con el soporte de madera. Esta medida sirve como punto de comparación para las mediciones posteriores.

- Primera Medida: Colocamos una placa de metal de 8 cm x 8 cm en la base del soporte de madera y registramos los datos. Esta placa actúa como el objeto de medición, permitiendo evaluar la precisión de las antenas UWB a corta distancia.
- Segunda Medida: Elevamos la placa de metal a una altura de 4 cm desde la base del soporte utilizando un cubo de madera de 4 cm de lado. Esto permite evaluar la respuesta de las antenas a cambios en la altura del objeto dentro del rango de 15.8 cm.
- Tercera Medida: Elevamos la placa de metal a 8 cm de la base y registramos los datos, proporcionando información sobre la capacidad de las antenas UWB para detectar variaciones mayores en la altura del objeto.

Dado que las antenas UWB son omnidireccionales, es crucial controlar el entorno para obtener mediciones precisas. Las condiciones ambientales, como la disposición de los objetos y la posición de las antenas, deben mantenerse constantes para evitar que cualquier cambio afecte los resultados. Además, es importante ser meticuloso al ajustar manualmente el soporte y el objeto de medición para evitar errores en las mediciones.

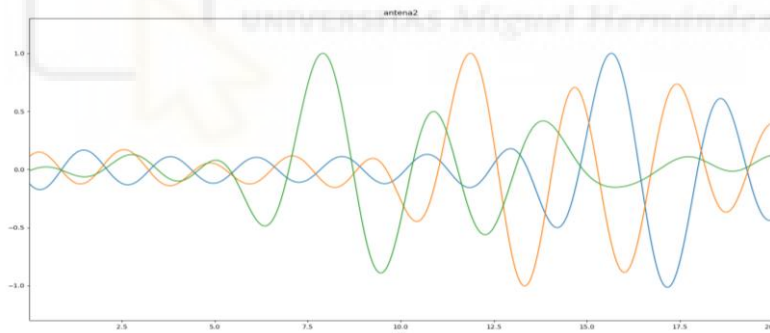


Figura 5.20 Señales obtenidas por la Antena 2.

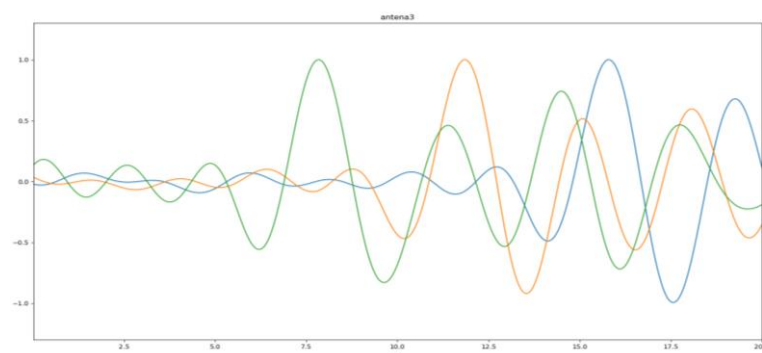


Figura 5.21 Señales obtenidas por la Antena 3.

En las Figuras 5.20 y 5.21 se presentan los resultados obtenidos para cada antena. Cada imagen muestra picos máximos que representan los momentos en que se recibió la mayor cantidad de onda reflejada. Estos picos indican la intensidad de la señal reflejada en diferentes puntos y frecuencias.

El programa de análisis utiliza estos picos para calcular las distancias entre las antenas y los objetos o superficies que se están midiendo. A partir de las mediciones de las ondas reflejadas, se realiza una interpretación precisa de las distancias y posiciones. Los resultados obtenidos para cada antena se resumen en la siguiente tabla, que detalla las distancias calculadas. La tabla incluye también las distancias reales medidas manualmente con una cinta métrica y el error calculado como la diferencia entre la medida real y la medida experimental.

Tabla 5.3 Resultados, medidas reales y error de las antenas 2 y 3

	Medida Real	Antena 2	Error	Antena 3	Error
Plancha	15,80	15,66	0,14	15,80	0,00
1 cubo	4,00	3,79	0,21	3,95	0,05
2 cubos	4,00	3,97	0,03	4,03	0,03
			0,13		0,03

Con este experimento confirmamos el buen funcionamiento de nuestras antenas UWB utilizando el principio radar a una distancia relativamente corta de 15.8 cm. Los resultados muestran que el error en las mediciones es mínimo. Para la antena 2, el error promedio registrado fue de 0.13 cm, mientras que para la antena 3, el error fue de 0.03 cm.

Estos resultados demuestran que las antenas funcionan de manera precisa y confiable a cortas distancias, ya que las perturbaciones en distancias reducidas son más fáciles de controlar.

5.5 AJUSTE Y CALIBRACIÓN DEL SISTEMA DE MEDICIÓN

La calibración del sistema de medición es esencial para garantizar la precisión y confiabilidad de los datos obtenidos. Este proceso se realiza en el puerto de conexión de cada antena con el objetivo de eliminar o minimizar efectos indeseados, como las

reflexiones y pérdidas que ocurren a lo largo del trayecto de la señal desde la antena hasta el analizador. Las reflexiones pueden introducir errores significativos en las mediciones, por lo que una calibración meticulosa es fundamental.

Para la calibración, se emplea un kit de calibración modelo ZV-Z135, descrito en el capítulo anterior. Este kit proporciona una referencia precisa en la medición de señales de radiofrecuencia y consta de cinco puertos, cada uno capaz de simular diferentes condiciones de carga, abierto, corto y camino directo de la señal [47].

En nuestra aplicación, utilizamos un solo puerto del kit, lo que simplifica el proceso. Empleamos el método de calibración OSM (Open, Short, Match) disponible en el VNA que usamos. Este método permite calibrar eficazmente el puerto 1, que es el que utilizamos durante nuestras mediciones.

- **Configuración Inicial:** Conectamos el puerto 1 de la antena al kit de calibración, asegurando que todas las conexiones estén firmemente establecidas para evitar fluctuaciones en la señal durante el proceso.
- **Calibración Abierta (Open):** Medimos la respuesta del sistema con el puerto de la antena desconectado (abierto). Esta medida establece una referencia para las reflexiones mínimas, fundamental para las siguientes etapas de calibración.
- **Calibración Corto (Short):** Conectamos un corto circuito al puerto 1. Este paso mide las reflexiones máximas cuando la señal se encuentra con un circuito cerrado, ajustando la precisión del sistema.
- **Calibración de Carga (Match):** Conectamos una carga de referencia al puerto 1, que corresponde a la impedancia característica del sistema. Este paso asegura que las medidas reflejen con precisión las condiciones reales de operación.

Es importante notar que en nuestro caso solo calibramos el puerto 1 y su cable RF. Cada antena del sistema está conectada a un cable RF independiente y fijo. Durante las mediciones, conectamos manualmente cada cable RF de las antenas al cable RF del puerto 1 del VNA mediante un adaptador RF. Los cables RF de cada antena no están incluidos en la calibración inicial, por lo que pueden introducir ruido en la señal obtenida.

6 CAPÍTULO 6: RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Este capítulo presenta los resultados obtenidos a partir de tres secciones de experimentos, cada una diseñada para cumplir un objetivo específico dentro del proyecto. En la primera sección, se detalla la aplicación del sistema propuesto para detectar el fenómeno del *brain-shift*. La segunda sección se centra en la detección de tumores cerebrales de diferentes tamaños, demostrando la capacidad del sistema para identificar anomalías con precisión. Finalmente, la tercera sección explora los experimentos realizados para localizar la posición del tumor dentro del modelo *phantom*, evaluando la efectividad del sistema en la identificación espacial de los tumores en el cerebro.

6.1 DETECCIÓN DE *BRAIN-SHIFT*

Recordemos que el fenómeno del *brain shift* implica un desplazamiento leve de la masa cerebral tras una apertura en el cráneo. Para comprobar la detección del *brain-shift*, utilizaremos el *phantom* como representación del cerebro, y el cráneo será el poliedro virtual generado con las antenas en la representación 3D. Para simular este comportamiento, realizaremos tres experimentos. En el primer experimento, el *phantom* se desplazará ligeramente hacia la parte anterior derecha, cerca de las antenas 1, 7, 8, 9 y 10. En el segundo experimento, el desplazamiento será hacia la parte frontal izquierda del cráneo, próximo a las antenas 4, 5, 6, 11 y 12. Finalmente, el tercer experimento se llevará a cabo con el *phantom* centrado, representando la condición en la que no ocurre *brain shift*.

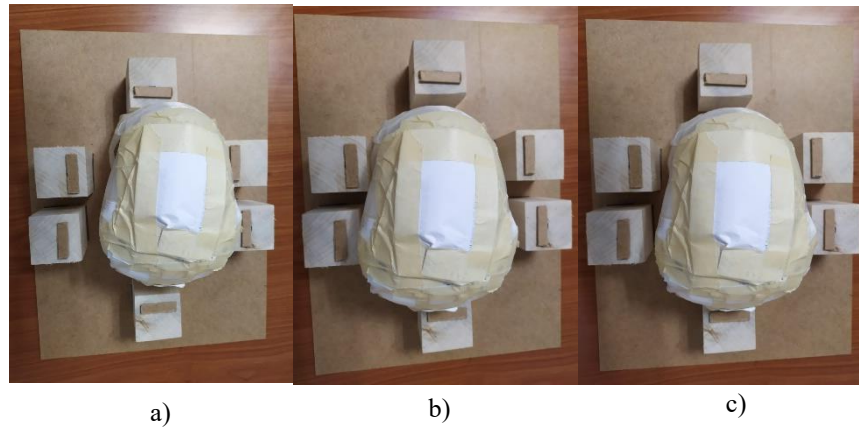


Figura 6.1 Posición del *phantom* en la base. a) Experimento 1. b) Experimento 2. c) Experimento 3.

Tabla 6.1 Recordatorio de la distribución de antenas en el sistema

		A 1		
A 11	A 6	A 2	A 7	A 10
A 12	A 5	A 3	A 8	A 9
		A 4		

6.1.1 EXPERIMENTO 1

Con nuestro programa en Python, obtenemos primero las señales de distancia (SD) de cada una de las 12 antenas, las cuales se muestran en la figura 6.2. La Tabla 6.2 contiene los valores de las señales SD y las distancias reales entre las antenas y el *phantom* desplazado.

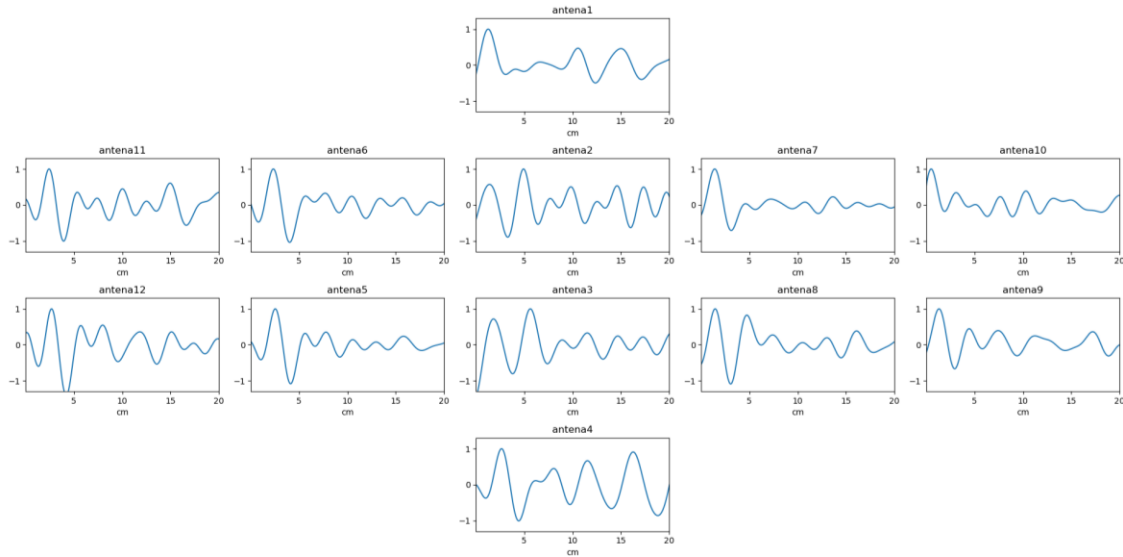


Figura 6.2 Gráfica de la señal distancia (SD) de las doce antenas en el experimento 1.

Tabla 6.2 Resultados, medidas reales y error del experimento 1

	Experimento 1		
	M. Real	M. Sistema	Error
A1	0,55	1,26	0,71
A2	1,10	1,40	0,30
A3	1,80	1,80	0,00
A4	2,10	2,60	0,50
A5	2,30	2,54	0,24
A6	2,20	2,33	0,13
A7	1,10	1,40	0,30
A8	1,20	1,45	0,25
A9	0,70	1,33	0,63
A10	0,50	0,51	0,01
A11	2,5	2,42	0,08
A12	2,6	2,68	0,08
	Media error:		0,27

En la Tabla 6.2, las antenas resaltadas en amarillo muestran valores SD bajos, indicando que el *phantom* está más próximo a ellas. En este experimento, la antena 1 presenta el error más alto con 0.71 cm, mientras que el error promedio de todas las antenas es de 0.27 cm.

Para una mejor visualización, el código de Python generó varios cortes transversales en la zona delimitada por las antenas, para que se entienda mejor los cortes en la figura 6.3. están representados unos planos que cortan transversalmente al poliedro.

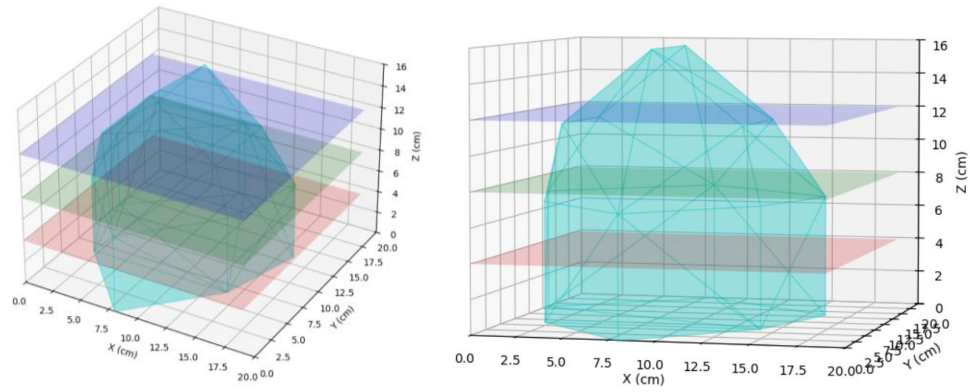


Figura 6.3 Visualización de cortes transversales al poliedro.

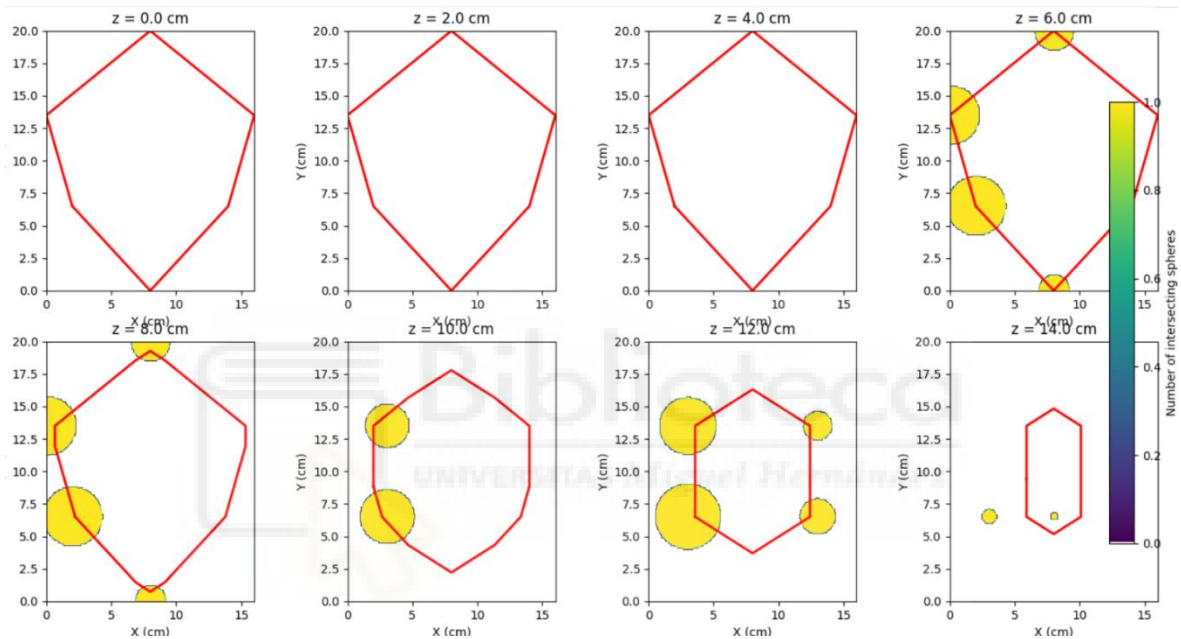


Figura 6.4 Cortes transversales del experimento 1.

En la figura 6.4 se presentan 8 cortes transversales, realizados cada 2 cm. Las zonas amarillas en los cortes representan las esferas centradas en cada antena, basadas en las distancias obtenidas. Estas zonas indican áreas donde no se encuentran objetos, mostrando el desplazamiento que ocurrió en la masa cerebral (*brain-shift*) durante el experimento. Los cortes transversales del poliedro, en rojo, corresponden al cráneo representado por las antenas. Se observa que el *phantom* está desplazado hacia la parte anterior derecha del cráneo.

6.1.2 EXPERIMENTO 2

Repetimos el experimento, esta vez colocando el *Phantom* en otra posición simulando *brain-shift* en dirección opuesta al experimento 1.

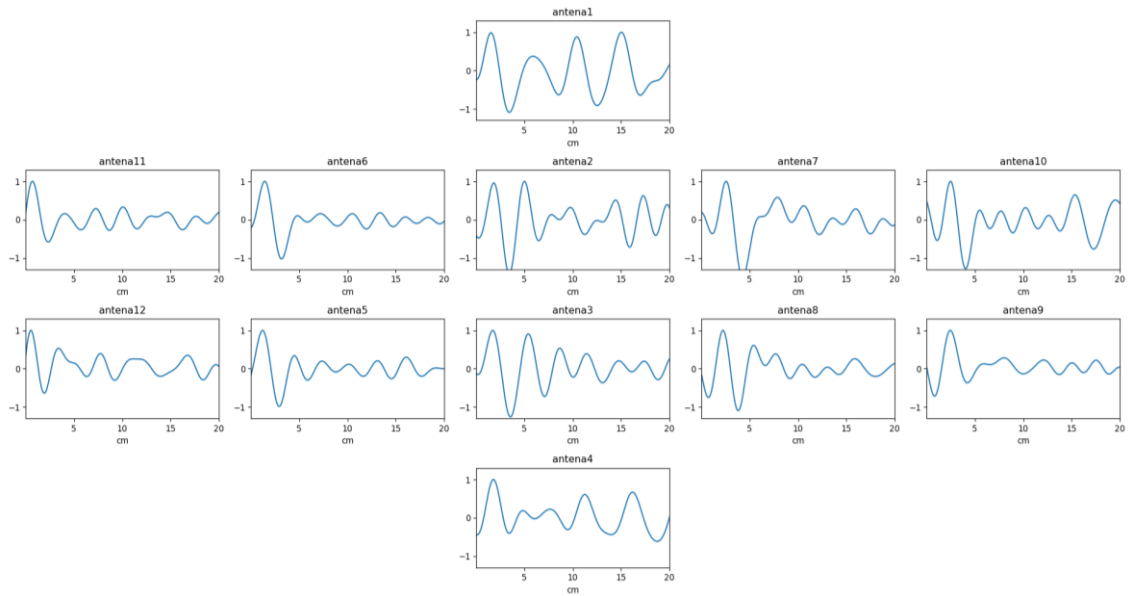


Figura 6.5 Gráfica de la señal distancia (SD) de las doce antenas en el experimento 2

Tabla 6.3 Resultados, medidas reales y error del experimento 2

	Experimento 2		
	M. Real	M. Sistema	Error
A1	1,30	1,54	0,24
A3	1,30	1,82	0,52
A2	1,30	1,72	0,42
A4	1,20	1,80	0,60
A5	0,80	1,21	0,41
A6	1,40	1,44	0,04
A7	2,20	2,56	0,36
A8	2,40	2,24	0,16
A9	2,80	2,46	0,34
A10	2,90	2,48	0,42
A11	1,20	0,71	0,49
A12	0,80	0,55	0,25
Media error:			0,35

En la Tabla 6.3. las antenas resaltadas en amarillo retornaron valores SD bajos, indicando proximidad con el *phantom*, y coinciden con las antenas mencionadas al inicio de la sección. En esta parte, el error más alto se observa en la antena 4, con 0.6 cm, mientras que el error promedio de todas las antenas es de 0.35 cm.

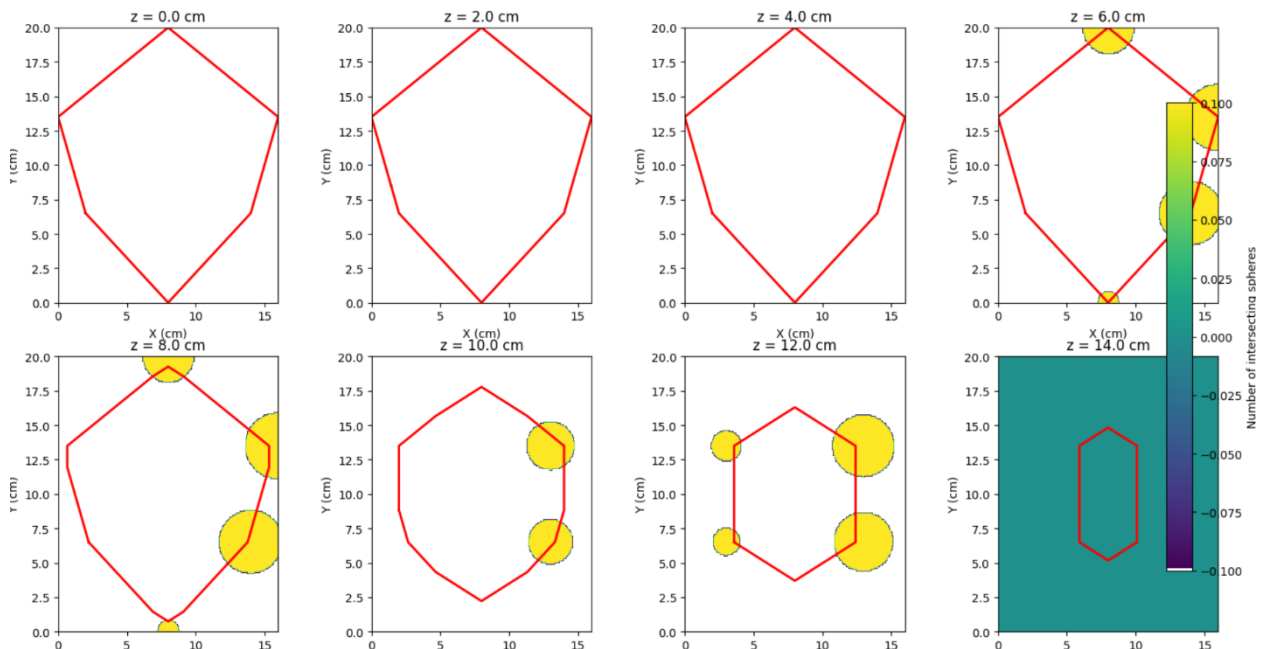


Figura 6.6 Cortes transversales del experimento 2

En la figura 6.6 se observan 8 cortes transversales con intervalos de 2 cm en el eje Z. Al igual que en el caso anterior, los círculos amarillos representan las esferas que indican el desplazamiento de la masa cerebral. En este experimento, el desplazamiento se produjo hacia la parte anterior izquierda del cerebro.

6.1.3 EXPERIMENTO 3

Como último experimento colocamos el *phantom* lo más centrado posible en el soporte para *phantom*. Este experimento representa la masa cerebral en reposo, sin perturbaciones debidas a la apertura del cráneo.

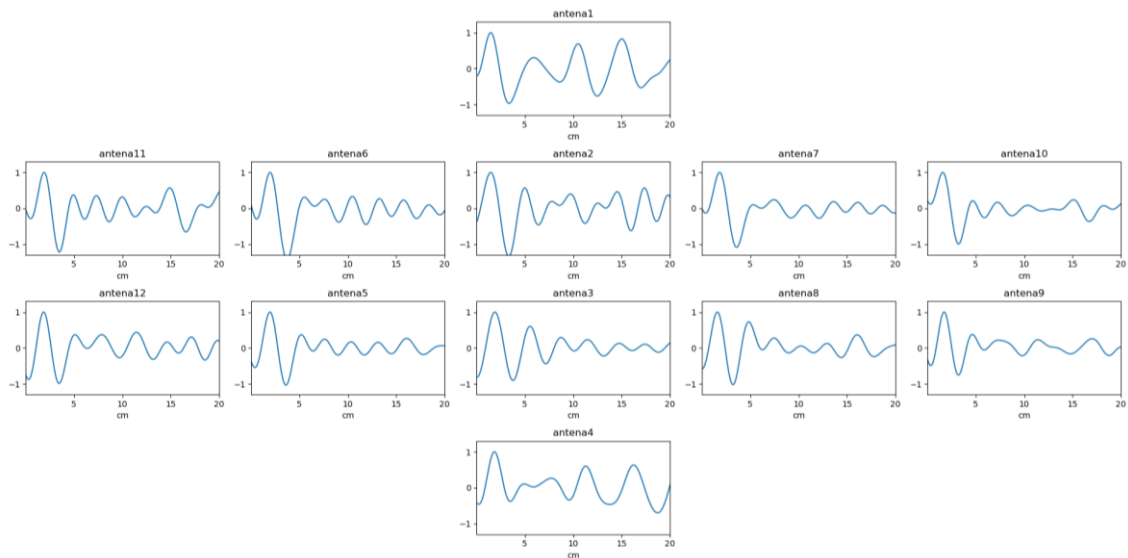


Figura 6.7 Gráfica de la señal distancia (SD) de las doce antenas en el experimento 3

Tabla 6.4 Resultados, medidas reales y error del experimento 3

Experimento 3			
	M. Real	M. Sistema	Error
A1	1,47	1,40	0,07
A3	1,47	1,20	0,27
A2	1,9	1,50	0,40
A4	1,85	1,40	0,45
A5	1,95	1,70	0,25
A6	1,97	2,20	0,23
A7	1,83	1,80	0,03
A8	1,59	1,30	0,29
A9	1,73	1,50	0,23
A10	1,58	1,60	0,02
A11	1,90	1,90	0,00
A12	1,86	2,00	0,14
Media error:			0,19

La antena con mayor error en este experimento es la antena 4 con 0,45 cm y el error promedio es de 0.19 cm.

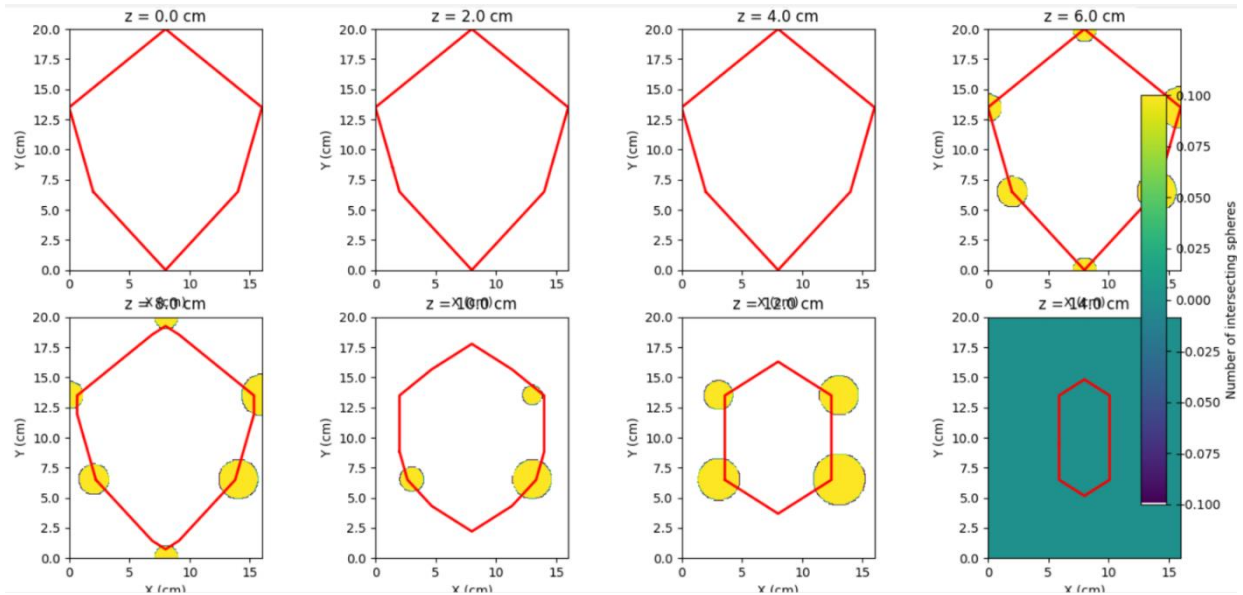


Figura 6.8. Cortes transversales del experimento 3

En la figura 6.8 se observan 8 cortes transversales realizados cada 2 cm. Las zonas amarillas en todas las antenas indican que el *phantom* o masa cerebral está en una posición central, sin desplazamiento dentro del cráneo.

De esta primera parte del experimento, podemos concluir que el sistema detecta correctamente la posición de la masa cerebral y cualquier desplazamiento causado por el fenómeno del *brain shift*. Los errores obtenidos en los tres casos fueron de 0.27 cm, 0.35 cm y 0.19 cm, respectivamente. Comparado con el error de 0.75 cm obtenido en el experimento con la antena Vivaldi, estos resultados indican una muy buena precisión.

6.2 VISUALIZACIÓN DE EL TAMAÑO DE DIFERENTES MODELOS DE TUMOR

El objetivo de esta sección es comprobar que el sistema puede detectar tumores de distintos tamaños. En este caso, no utilizaremos el modelo *phantom*; en su lugar, consideraremos el cráneo como el poliedro virtual creado por las uniones de las antenas en el modelo 3D. Nos enfocaremos en un único plano, el plano sagital, por lo que solo utilizaremos las antenas ubicadas en dicho plano: antenas 1, 2, 3 y 4. Además, realizaremos una reconstrucción 3D de la zona en la que podría encontrarse el tumor. En la figura 6.9. se muestran los cuatro modelos de tumor que utilizamos, y en la tabla 6.5. se presentan sus características.

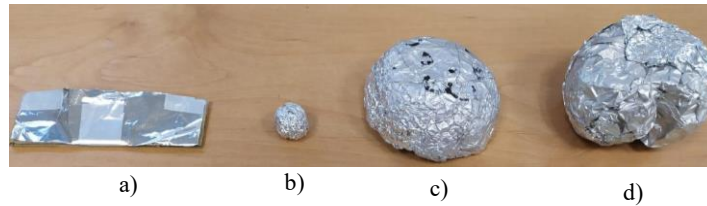


Figura 6.9. Modelos de tumor. a) Modelo 1. b) Modelo 2. c) Modelo 3. d) Modelo 4.

Tabla 6.5. Características de los modelos de tumor

Modelo	Altura (cm)	Superficie
1	0.2 - 1	Irregular
2	1.5	Homogénea
3	3	Homogénea
4	4 - 5	Irregular

En esta sección, nos enfocamos únicamente en las antenas situadas en el centro: antenas 1, 2, 3 y 4. Las imágenes médicas generadas serán cortes sagitales, como se muestra en la figura 6.10.

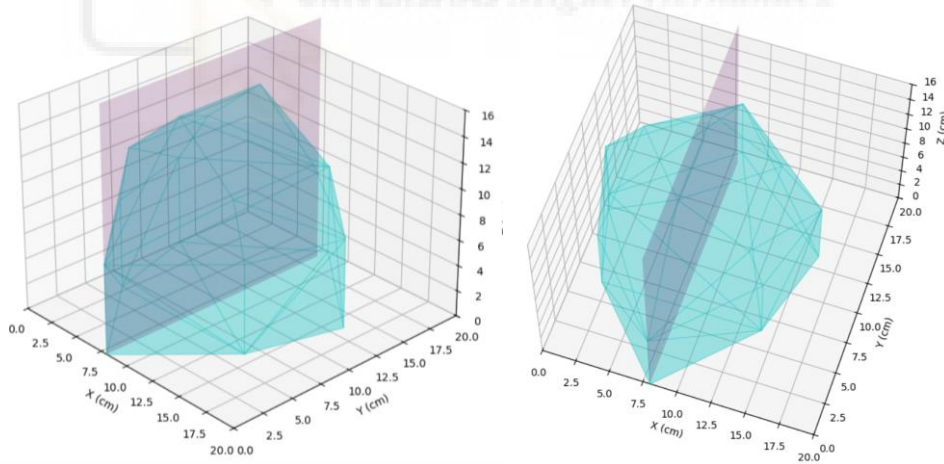


Figura 6.10 Visualización de corte sagital del poliedro

6.2.1 MODELO 1

Observamos en el corte sagital una zona blanca, que es donde se encuentra el modelo de tumor 1, el cual tiene una altura irregular que varía entre 0.2 y 1 cm. La zona acotada está bien delimitada.

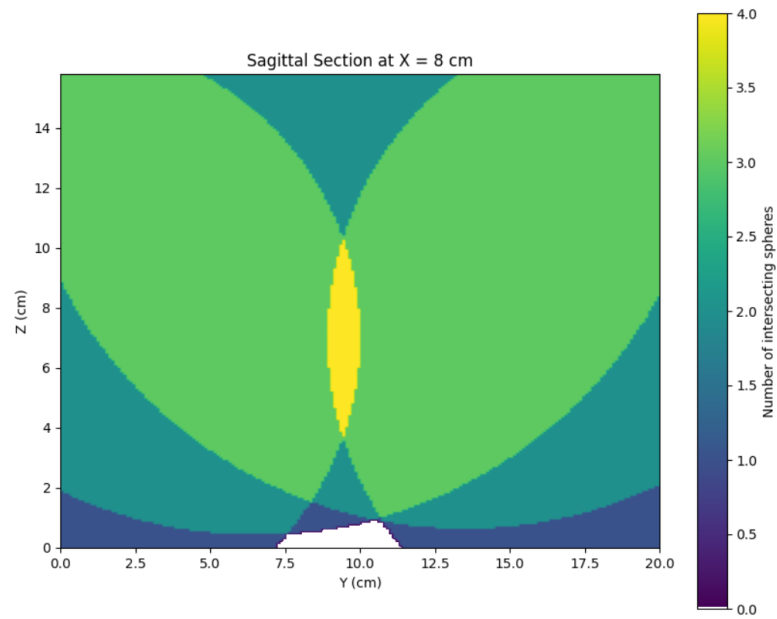


Figura 6.11. Corte sagital con el modelo de tumor 1

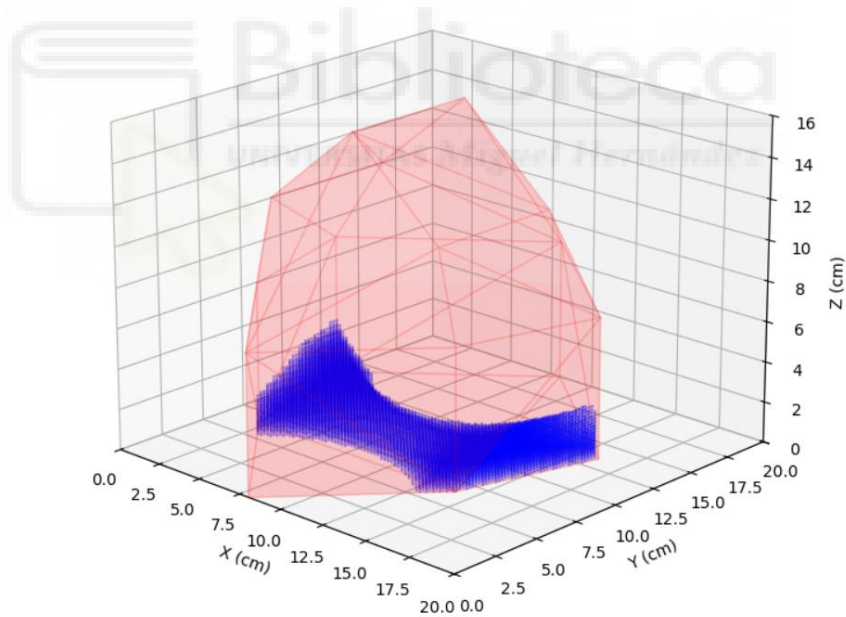


Figura 6.12. Reconstrucción 3D de la zona acotada donde se encuentra el modelo de tumor 1

6.2.2 MODELO 2

Observamos en el corte sagital una zona blanca, que indica la ubicación del modelo de tumor 2, el cual tiene una altura homogénea de 1.5 cm.

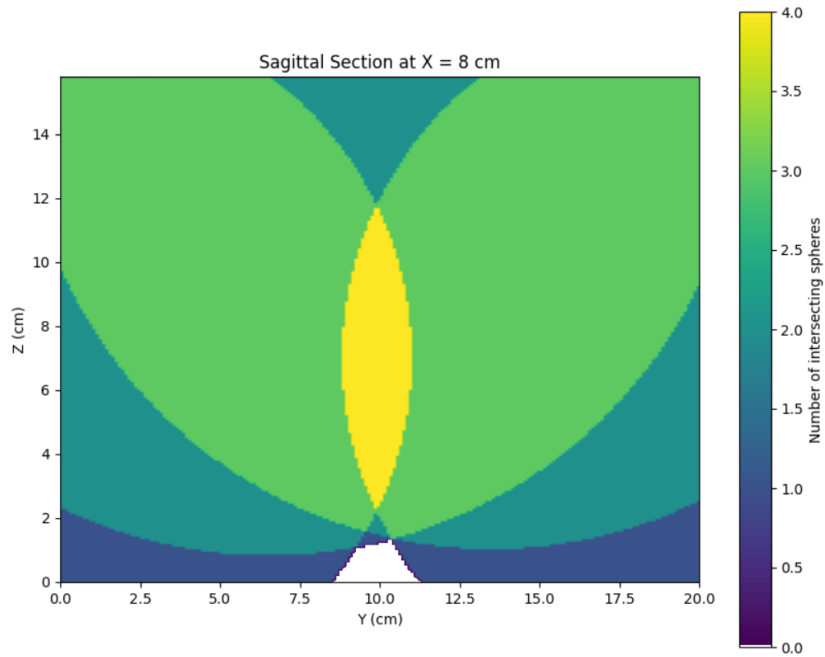


Figura 6.13 Corte sagital con el modelo de tumor 2

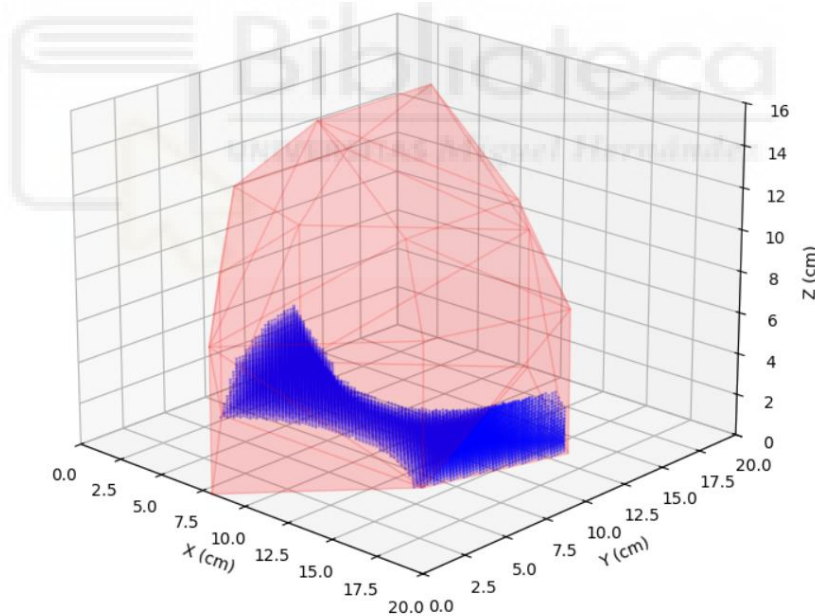


Figura 6.14 Reconstrucción 3D de la zona acotada donde se encuentra el modelo de tumor 2

6.2.3 MODELO 3

Observamos en el corte sagital una zona blanca, que indica dónde se encuentra el modelo de tumor 3, el cual tiene una altura homogénea de 3 cm.

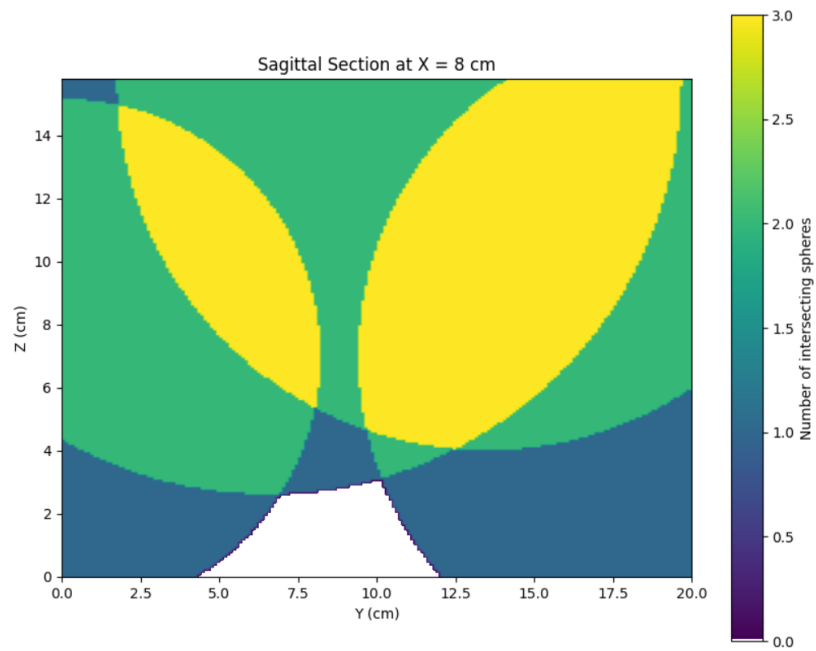


Figura 6.15. Corte sagital con el modelo de tumor 3

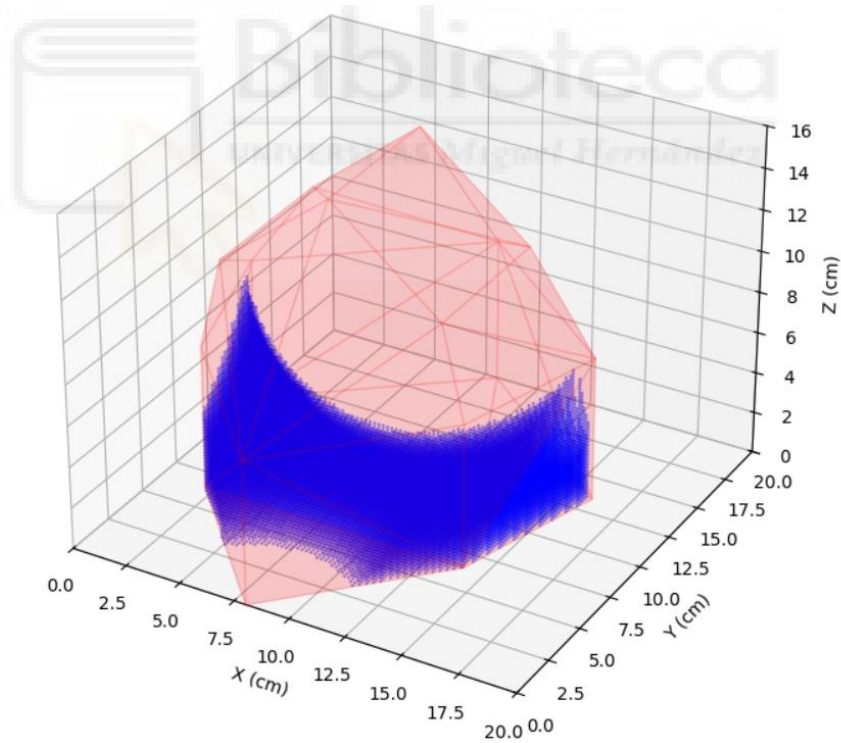


Figura 6.16. Reconstrucción 3D de la zona acotada donde se encuentra el modelo de tumor 3

6.2.4 MODELO 4

Observamos en el corte sagital una zona blanca que indica dónde se encuentra el modelo de tumor 4, el cual tiene una altura irregular entre 4 y 5 cm.

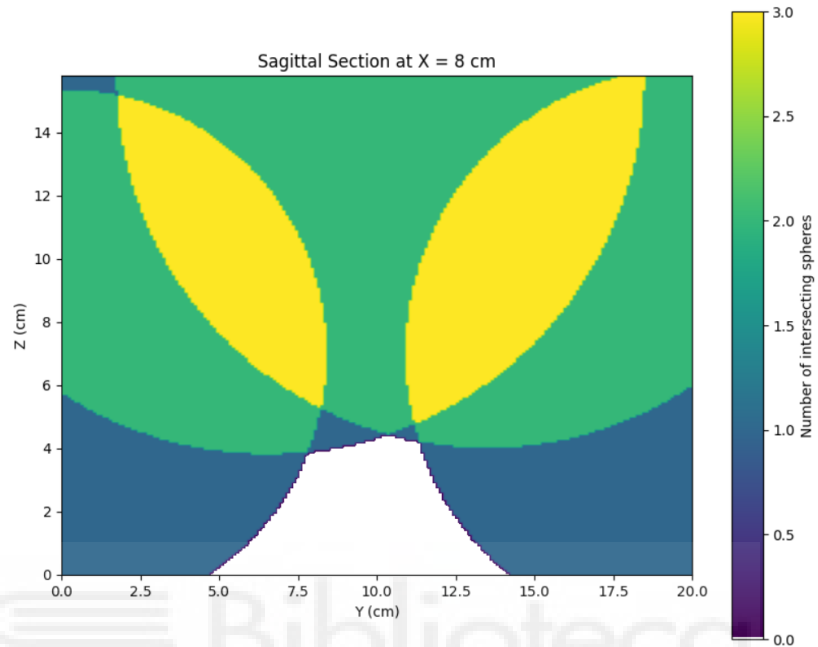


Figura 6.17. Corte sagital con el modelo de tumor 4

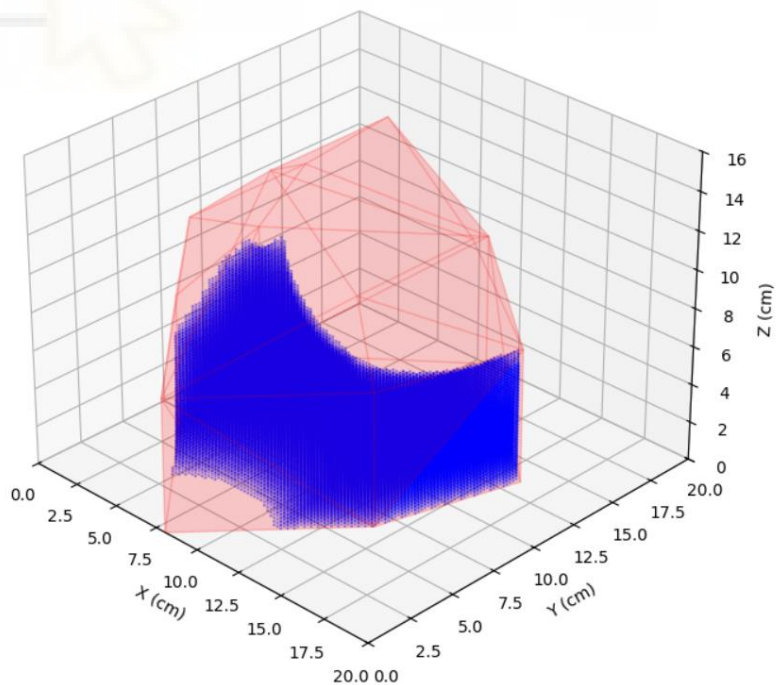


Figura 6.18. Reconstrucción 3D de la zona acotada donde se encuentra el modelo de tumor 4

Es importante señalar en las imágenes del corte sagital de las cuatro secciones que la zona en blanco representa un área delimitada donde se encuentra el objeto, pero no el área del objeto en sí. En las imágenes de reconstrucción 3D, se observa claramente un volumen donde se encuentra el objeto a medir. En este experimento, se puede notar que el volumen de la zona donde se encuentra el objeto estará mejor delimitado dependiendo de la ubicación de las antenas. Dado que en este caso solo se disponen de antenas en la parte superior del cráneo, las zonas laterales del cráneo presentan un sesgo significativo, es decir, una delimitación deficiente. En conclusión, el sistema demuestra ser capaz de detectar tumores de diferentes tamaños con alta precisión en un plano sagital utilizando solo las antenas que se encuentran en el mismo.

6.3 DETECCIÓN Y VISUALIZACIÓN DE UN MODELO DE TUMOR EN EL *PHANTOM*

En esta sección, el objetivo es demostrar que el sistema puede detectar un tumor en cualquier parte del cráneo, no solamente en la base. Para ello, realizaremos dos experimentos con un único modelo de tumor. En el primero, colocaremos el modelo en la parte anterior del cráneo y pegado a la base del soporte. El segundo experimento consistirá en situar el modelo de tumor en la parte delantera del cráneo, pero elevado respecto a la base del soporte. En esta sección, utilizaremos todas las antenas. Además, dado que estamos usando tanto modelos de tumor como el modelo *Phantom* simultáneamente, la medida de referencia se tomará únicamente con el *Phantom*. De esta manera, al hacer la diferencia, eliminaremos el eco producido por el *Phantom* y demostraremos que podemos detectar el modelo de tumor a través del *Phantom*, que en este caso representa el cráneo.

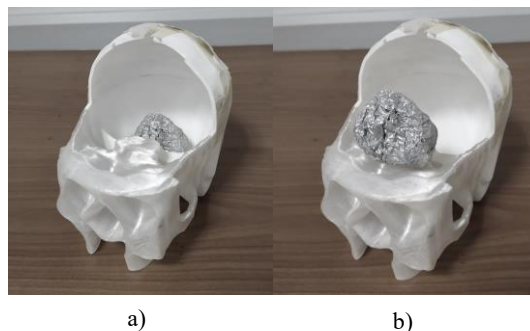


Figura 6.19. Posición del modelo de tumor en el phantom. a) Experimento 1. b) Experimento 2.

6.3.1 EXPERIMENTO 1

Estos son los resultados del experimento:

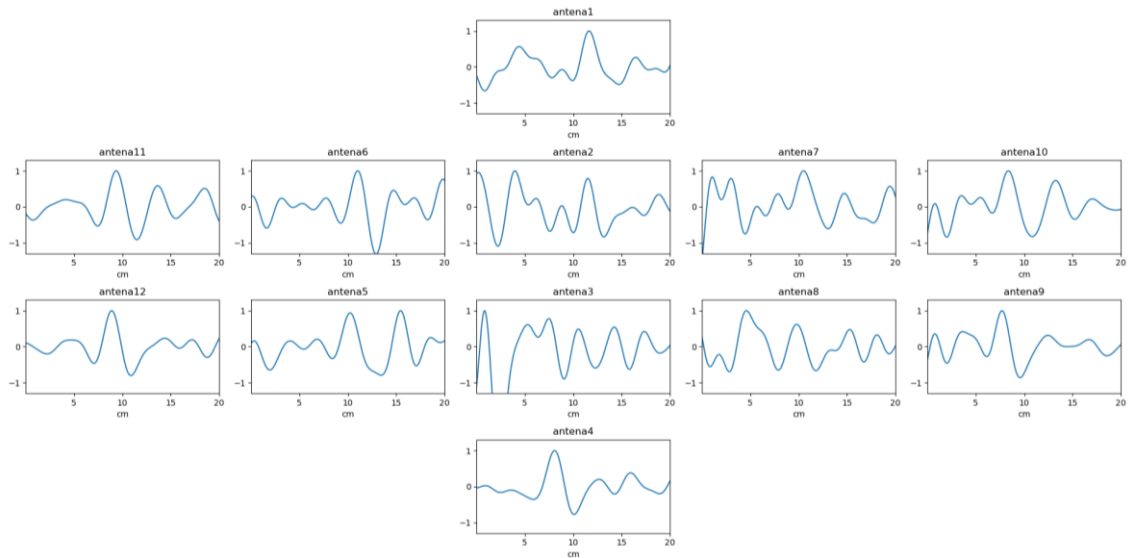


Figura 6.20. Gráfica de la señal distancia (SD) de las 12 antenas en el experimento 1

Tabla 6.6. Resultados, medidas reales y error del experimento 1.

Experimento 1			
	M. Metro	M. Sistema	Error
A1	11,67	11,63	0,04
A3	11,37	11,52	0,15
A2	10,20	10,54	0,34
A4	5,75	8,07	2,32
A5	9,65	10,23	0,58
A6	12,47	11,03	1,44
A7	12,33	10,50	1,83
A8	9,29	9,78	0,49
A9	5,43	7,71	2,28
A10	9,08	8,38	0,70
A11	9,40	9,37	0,03
A12	5,26	8,89	3,63
Media error:			1,15

El error máximo en este experimento corresponde a la antena 12 con 3.63 cm, y el error promedio de todas las antenas es de 1.15 cm. En la figura 6.20, se observan gráficos mucho más caóticos que en las secciones anteriores, lo cual se debe a la influencia del *Phantom*.

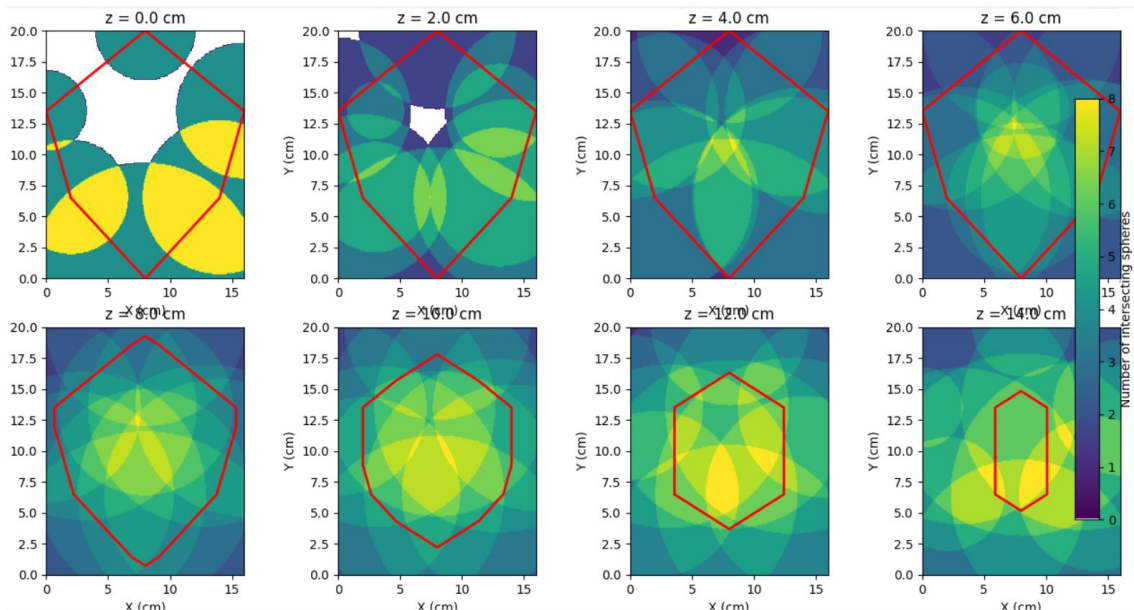


Figura 6.21. Cortes transversales del experimento 1.

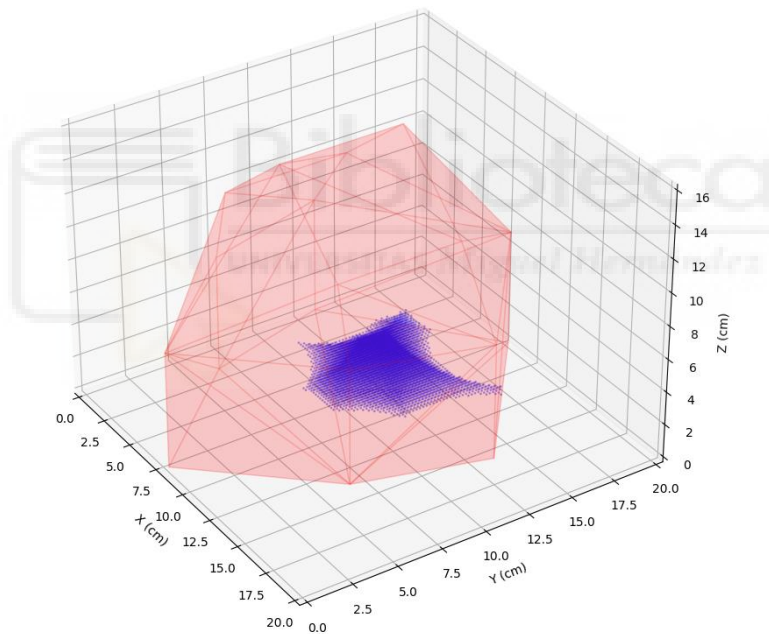


Figura 6.22. Reconstrucción 3D de la zona acotada donde se encuentra el modelo de tumor del experimento 1.

En la figura 6.21, se observa que en los dos primeros cortes hay una zona en blanco correspondiente a la ubicación del modelo de tumor. En la figura 6.22, se muestra la reconstrucción 3D de la zona delimitada en la que se encuentra el modelo de tumor.

6.3.2 EXPERIMENTO 2

Estos son los resultados del experimento:

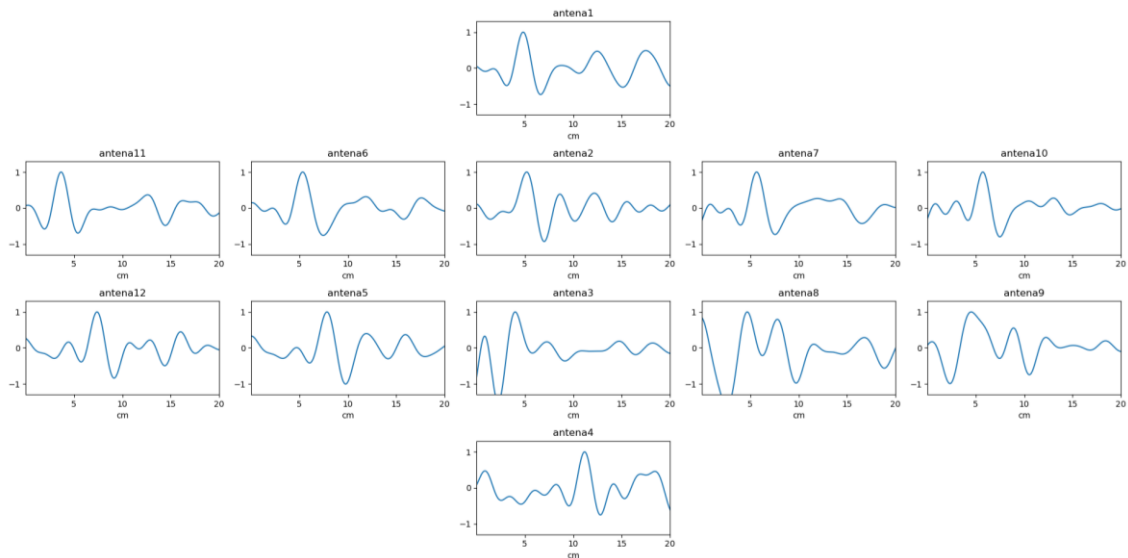


Figura 6.23. Gráfica de la señal distancia (SD) de las 12 antenas en el experimento 1.

Tabla 6.7.. Resultados, medidas reales y error del experimento 1.

	Experimento 2		
	M. real	M. sistema	Error
A1	4,47	4,82	0,35
A3	3,97	5,19	1,22
A2	7,60	4,00	3,60
A4	11,45	11,17	0,28
A5	8,75	7,84	0,91
A6	4,47	5,32	0,85
A7	4,33	5,65	1,32
A8	8,39	7,77	0,62
A9	8,33	4,59	3,74
A10	3,58	5,72	2,14
A11	3,90	3,66	0,24
A12	8,46	7,37	1,09
	Media error:		1,36

El error máximo en este experimento corresponde a la antena 9 con 3.74 cm, mientras que el error promedio de todas las antenas es de 1.36 cm. En la figura 6.23., se observan gráficos con picos menos definidos en comparación con las secciones anteriores.

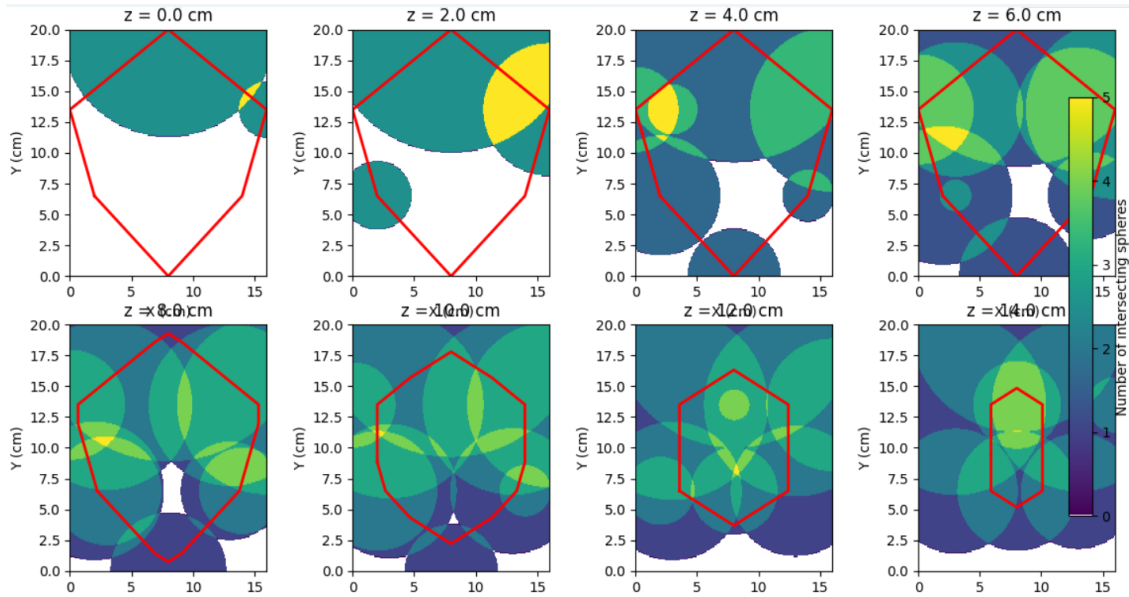


Figura 6.24. Cortes transversales del experimento 2.

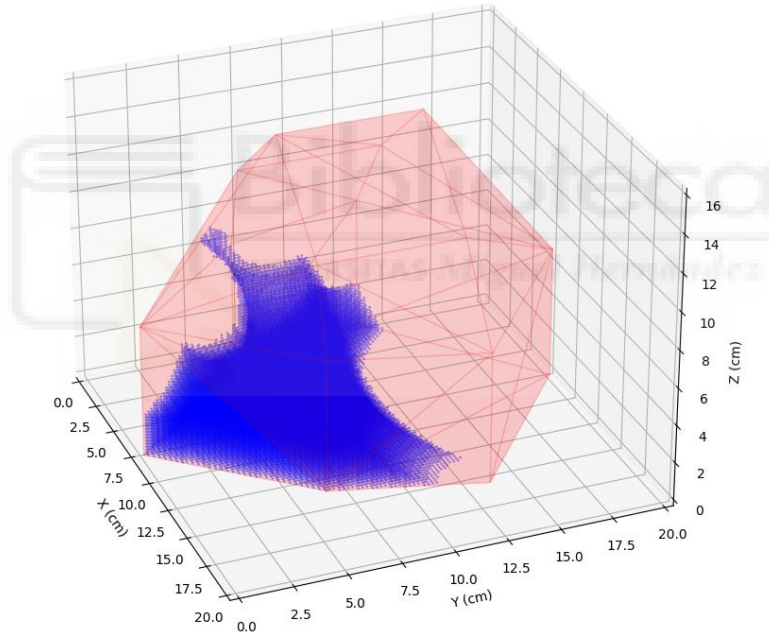


Figura 6.25. Reconstrucción 3D de la zona acotada donde se encuentra el modelo de tumor del experimento 2.

En la figura 6.24, vemos en los dos primeros cortes zonas amplias en blanco que, si bien no corresponden con la ubicación real del objeto, indican un área en la que el modelo podría encontrarse. En la figura 6.25, observamos la reconstrucción 3D de la zona acotada donde se encuentra el modelo de tumor. Notamos que esta zona está mucho menos delimitada en comparación con el experimento anterior.

En esta última sección del capítulo 6, se observó un mayor error en las mediciones. El motivo principal es que utilizamos el modelo *Phantom* para la medida de referencia, y

para eliminar su influencia al comparar las señales obtenidas en los experimentos, el *Phantom* debería haber estado exactamente en la misma posición durante las mediciones y la referencia. Esto no fue posible, ya que tuvimos que retirar manualmente la parte superior del *Phantom* para introducir los modelos de tumor entre experimentos, lo que ocasionó leves desplazamientos en el *Phantom*.

En la reconstrucción 3D de la zona acotada donde se ubica el modelo de tumor del experimento 2, se observa una delimitación muy pobre, similar a la que vimos en la sección dos con los planos sagitales. Esto se debe a una mala distribución de las antenas o, en este caso, a la escasez de antenas. Nuestro sistema no cuenta con antenas en la base; solo tenemos antenas ubicadas a partir de una altura de aproximadamente 8 cm. Por lo tanto, cualquier modelo de tumor situado a esta altura o por encima tendrá una delimitación muy limitada.





7 CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

7.1 CONCLUSIONES

El desarrollo y ejecución de este proyecto han permitido cumplir satisfactoriamente tanto el objetivo principal como los objetivos secundarios planteados. El objetivo principal, que consistía en demostrar la viabilidad de un sistema relativamente económico (ver presupuesto en los anexos) capaz de detectar tumores cerebrales y fenómenos de *brain-shift* utilizando antenas de microondas, fue alcanzado. A través de experimentos con un modelo craneal y un modelo *phantom*, que simula las propiedades eléctricas de los tumores y el cráneo humano, se logró implementar y validar un sistema eficaz en la detección de tumores de diferentes tamaños y ubicaciones, así como en la detección de desplazamientos cerebrales simulados.

En cuanto a los objetivos secundarios, se lograron los siguientes avances importantes:

- Comprobación del principio de funcionamiento de las antenas radar: Las antenas demostraron ser capaces de detectar objetos mediante la emisión y recepción de ondas electromagnéticas, validándose su eficacia en un entorno médico.
- Análisis de las antenas UWB: Se evaluó su idoneidad para la medición precisa de distancias, comprobando que estas antenas son adecuadas para aplicaciones médicas no invasivas.
- Implementación y validación del sistema radar con antenas UWB: Los resultados mostraron que el sistema es capaz de eliminar interferencias externas,

proporcionando datos claros y precisos para la detección de anomalías dentro del cráneo.

- Evaluación en experimentos con diferentes escenarios: Se validó la capacidad del sistema para detectar tumores y desplazamientos cerebrales en diversos escenarios simulados, proporcionando resultados consistentes.
- Desarrollo de un algoritmo de procesamiento y visualización: Este algoritmo permitió la generación de imágenes en 2D y 3D, facilitando la localización clara de las áreas de interés dentro del cráneo.
- Comparación de medidas reales y simuladas: Las mediciones obtenidas por el sistema fueron comparadas con datos reales, mejorando la precisión de las detecciones.
- Precisión del sistema: Se comprobó que el sistema detecta anomalías en el cráneo con una precisión adecuada, mostrando un gran potencial para aplicaciones médicas.

El sistema basado en antenas de microondas demostró ser técnicamente viable, económico y con potencial para la detección no invasiva de tumores cerebrales. La tecnología desarrollada ofrece una solución prometedora para el diagnóstico médico, especialmente en etapas tempranas de la enfermedad.

7.2 RECOMENDACIONES

A partir de los resultados obtenidos, se sugieren las siguientes recomendaciones para optimizar el sistema y su aplicación en futuros proyectos:

- Asegurar una mayor estabilidad en la colocación del modelo *phantom*: Durante los experimentos, se observó que la precisión de las mediciones podría verse comprometida si el *phantom* no se encuentra en la misma posición al tomar las medidas de referencia y las medidas experimentales. Se recomienda utilizar mecanismos que permitan mantener la posición del *phantom* con mayor precisión.
- Incrementar el número de antenas distribuidas de manera más uniforme: Se observó que la cobertura de las antenas era limitada en ciertas áreas del cráneo.

Para mejorar la precisión de las detecciones, sería beneficioso distribuir las antenas de forma más equitativa en todo el entorno del cráneo, incluyendo la base.

- Optimizar el procesamiento de señales: Mejorar los algoritmos que procesan las señales de las antenas podría ayudar a aumentar la claridad y precisión de las imágenes generadas, resultando en una mejor delimitación de los tumores.
- Uso de modelos más complejos: Aunque los experimentos fueron exitosos con el modelo craneal y el *phantom*, sería recomendable utilizar modelos anatómicos más avanzados que incluyan capas adicionales de tejido, como cerebro, piel y músculos, para simular con mayor exactitud las condiciones reales.
- Mejorar el hardware del sistema: Inversiones en el diseño, automatización de la toma de datos y la calidad del hardware de las antenas podrían incrementar la resolución espacial y la precisión de las imágenes, permitiendo una detección de tumores más precisa.

7.3 LÍNEAS FUTURAS

Existen varias líneas futuras que podrían extender el alcance y mejorar los resultados del proyecto, acercando esta tecnología a aplicaciones clínicas reales:

- Aumento de la resolución y precisión: La optimización del hardware de las antenas, así como el desarrollo de algoritmos de procesamiento de señales más avanzados, permitiría mejorar la resolución espacial de las imágenes y detectar tumores más pequeños con mayor detalle.
- Pruebas con modelos anatómicos más complejos: Incluir tejidos adicionales, como cerebro, piel y músculos, en los modelos de prueba podría ofrecer una mayor aproximación a las condiciones anatómicas reales, ayudando a validar la tecnología en escenarios clínicos más desafiantes.
- Optimización del algoritmo de reconstrucción 3D: Desarrollar algoritmos de reconstrucción tridimensional más rápidos y precisos permitiría una mejor visualización de las áreas de interés y una mayor eficiencia en aplicaciones médicas.
- Integración con otras técnicas de imágenes médicas: Combinar el sistema de antenas de microondas con tecnologías como la resonancia magnética (MRI) o la tomografía computarizada (CT) podría generar un sistema híbrido que

proporcione una imagen más completa del cerebro, mejorando el diagnóstico de enfermedades.

- Pruebas en entornos clínicos: Es esencial que futuros estudios realicen ensayos clínicos con pacientes reales, lo que permitiría evaluar el rendimiento del sistema en condiciones reales y verificar su potencial como herramienta de diagnóstico.

En conclusión, este proyecto ha demostrado el gran potencial de las antenas de microondas para la detección no invasiva de anomalías cerebrales. Con los avances adecuados en resolución, precisión y optimización del sistema, esta tecnología puede llegar a tener aplicaciones médicas significativas, especialmente en la detección temprana de tumores cerebrales y el monitoreo de desplazamientos cerebrales.



8 BIBLIOGRAFÍA:

- [1] Organización Mundial de la Salud (OMS), "Cancer," 2020. [En línea]. Disponible en: www.who.int/cancer. [Accedido: 18-sep-2024].
- [2] Instituto Nacional de Cáncer, "Statistics on Brain Cancer," 2020. [En línea]. Disponible en: www.cancer.gov. [Accedido: 18-sep-2024].
- [3] Johns Hopkins Medicine, "Brain Tumor Symptoms," 2020. [En línea]. Disponible en: www.hopkinsmedicine.org. [Accedido: 18-sep-2024].
- [4] American Cancer Society, "Brain and Spinal Cord Tumors in Adults," 2020. [En línea]. Disponible en: www.cancer.org. [Accedido: 18-sep-2024].
- [5] Mayo Clinic, "Brain tumor - Diagnosis and treatment," 2020. [En línea]. Disponible en: www.mayoclinic.org. [Accedido: 18-sep-2024].
- [6] Radiological Society of North America, "Radiation exposure in X-ray and CT exams," 2019.
- [7] P. McCracken et al., "Intraoperative Magnetic Resonance Imaging in Neurosurgery: Update on the Current State of the Art," *World Neurosurgery*, vol. 129, pp. 67-78, 2019.
- [8] Técnicos en Radiología, "Efectos adversos de la resonancia magnética," 2014. [En línea]. Disponible en: <http://www.tecnicosradiologia.com/2014/02/efectos-adversos-de-la-resonancia.html>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [9] J. Málaga-Zenteno et al., "Linfoma primario del sistema nervioso central en un paciente inmunocompetente," *SciELO*, 2016. [En línea]. Disponible en: <https://www.scielo.org>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [10] K. Kelly et al., "MRI-Guided Brain Tumor Resection: Results from 200 Patients," *Journal of Neurosurgery*, vol. 92, no. 3, pp. 491-497, 2018.
- [11] ActiveBeat, "Los 10 tumores cerebrales más comunes," 2021. [En línea]. Disponible en: <https://activebeat.com/esp/cancer-esp/los-10-tumores-cerebrales-mas-comunes/6/>. [Accedido: 18-sep-2024].

- [12] Slideshare, "Principios de TAC," 2016. [En línea]. Disponible en: <https://es.slideshare.net/slideshow/principios-de-tac-recopilacin/57418803>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [13] KSUMSC, "Nuclear oncology," 2019. [En línea]. Disponible en: https://ksumsc.com/download_center/Archive/3rd/434/Teams/2nd%20Semester/Radiology%20Team/3-Nuclear-Oncology.pdf. [Accedido: 18-sep-2024].
- [14] P. Jones et al., "Challenges and Opportunities in the Application of Microwave Imaging for Brain Tumor Detection," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 67, no. 5, pp. 2042-2053, 2019.
- [15] L. M. de Silva et al., "Microwave Tomography for Brain Imaging: Techniques and Applications," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 25, no. 8, pp. 080901, 2020.
- [16] Medimaging.es, "Tomografía de microondas para determinar pronóstico del cáncer de mama," 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.medimaging.es/imaginologia-general/articulos/294747982/tomografia-de-microondas-para-determinar-pronostico-del-cancer-de-mama.html>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [17] R. L. Wong et al., "Characterization of Tumor Tissue Using Microwave Technology," *International Journal of Cancer Research and Treatment*, vol. 10, no. 3, pp. 340-350, 2019.
- [18] K. J. Coyle and S. M. O'Neill, "Intraoperative Microwave Imaging for Brain Tumor Detection," *Neurosurgical Review*, vol. 45, no. 2, pp. 221-233, 2022.
- [19] J. Becker et al., "Portable Microwave Devices for Tumor Detection: Current Developments," *Medical Physics*, vol. 48, no. 1, pp. 112-125, 2021.
- [20] Prezi, "Espectro radioeléctrico y espectro electromagnético," 2022. [En línea]. Disponible en: <https://prezi.com/i/j5lcrnyhbiqf/espectro-radioelectrico-y-espectro-electromagnetico/>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [21] C. Chong and F. Watanabe, "Ultra-Wideband Communications: Fundamentals and Applications," *IEEE Communications Magazine*, vol. 46, no. 4, pp. 45-50, 2018.
- [22] R. Taylor and T. Dissanayake, "Design and Analysis of Low Power UWB Antennas," *Journal of Electromagnetic Waves and Applications*, vol. 31, no. 15, pp. 2003-2015, 2017.
- [23] E. G. San Román Castillo et al., *Aplicaciones y teoría de ingeniería de microondas*, 1ra ed., mar. 2014.

- [24] J. J. Murillo Fuentes, *Fundamentos de Radiación y Radiocomunicación*, 2da ed. Madrid, España: Ediciones Paraninfo, 2019.
- [25] Alomainy et al., "UWB Antennas for Wireless Communication Applications," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 53, no. 12, pp. 3451-3458, 2015.
- [26] A. Balanis, *Antenna Theory: Analysis and Design*, 4th ed., Wiley, 2016.
- [27] J. A. López-Salcedo, *Sistemas radar*, Universitat Oberta de Catalunya, 2020.
- [28] J. L. Monroy Amado et al., "Caracterización de amplificadores de microondas: de los Parámetros-S a los Parámetros-X," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 64, no. 10, pp. 3557–3568, Oct. 2016. [En línea]. Disponible en: <https://corpus.com/id/172067490>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [29] Keysight Technologies, "Keysight ZV-Z135 Calibration Kit," 2020. [En línea]. Disponible en: <https://www.keysight.com>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [30] Siglent Technologies, "VNA Mechanical Calibration Kits," [En línea]. Disponible en: <https://www.siglent.eu/accessories/vna-mechanical-calibration-kits>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [31] Serial Cable, "N-Type Female to BNC Male RF Pigtail Cable," [En línea]. Disponible en: <https://www.serial-cable.com/rf-coaxial-cable/bnc-cable/n-type-female-to-bnc-male-rf-pigtail-cable.html>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [32] Komunica Power, "Conectores y Adaptadores RF," [En línea]. Disponible en: <https://komunicapower.com/es/253-conectores-y-adaptadores-rf>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [33] Joslin Peru, "Conector coaxial hembra SMA," [En línea]. Disponible en: <https://joslinperu.com/producto/conector-coaxial-hembra-sma/>. [Accedido: 18-sep-2024].
- [34] M. I. Skolnik, *Radar Handbook*, 3rd ed., New York, NY, USA: McGraw-Hill, 2008.
- [35] R. Mahafza, *Radar Systems Analysis and Design Using MATLAB*, 3rd ed., Boca Raton, FL, USA: CRC Press, 2017.
- [36] A. Ko and J. M. Schenkel, "A Comparison of Radar Imaging Techniques for Medical Applications," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 29, no. 8, pp. 1432-1440, Aug. 2010.
- [37] P. L. Richards, *Fundamentals of Radar Signal Processing*, 2nd ed., New York, NY, USA: McGraw-Hill, 2014.

- [38] J. H. K. Lee and A. D. Alford, "3D Imaging Using Multiple Radar Sensors: Methodologies and Applications," *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, vol. 55, no. 4, pp. 1780-1792, Oct. 2019.
- [39] L. Kayal. (2019). "Diseño, optimización y fabricación de antenas de banda ancha tipo Vivaldi" (Trabajo Fin de Grado). Universidad Miguel Hernández de Elche.
- [40] M. Pozar, *Microwave Engineering*, 4th ed., Wiley, 2011.
- [41] R. Mallahzadeh et al., "Design of an ultrawideband Vivaldi antenna for use in a microwave imaging system," *IET Microwaves, Antennas & Propagation*, vol. 4, no. 5, pp. 709-717, May 2010.
- [42] "Diseño e implementación de sistemas de medida no invasivos basados en microondas para aplicaciones médicas: detección del desplazamiento cerebral, detección de aneurismas de aorta abdominal y evaluación de las suturas anastomosis intestinal", Julio 2024
- [43] R. Weily et al., "A planar printed antenna capable of near field phase control," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 53, no. 1, pp. 34-41, Jan. 2005.
- [44] K. Bhattacharyya, *Phased Array Antennas: Floquet Analysis*, Wiley, 2006.
- [45] P. S. Hall and S. J. Vetterlein, "Review of radio frequency beamforming techniques," *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 43, no. 4, pp. 595-601, Apr. 1995.
- [46] H. J. Ensle, "Microwave Network Analysis," in *Handbook of Microwave and Optical Components*, vol. 1, K. Chang, Ed., Wiley, 1989, pp. 251-279.
- [47] Rohde & Schwarz, *ZV-Z135 Calibration Kit Manual*, 2020.

9 ANEXOS





9.1.1 ANEXO I: PRESUPUESTO





En este anexo se adjunta los precios unitarios y totales del material que ha sido utilizado para armar el sistema, los precios son orientativos para obtener un aproximado del precio total.

Descripción	Cantidad	Precio unitario	Precio total (Sin I.V.A.)
Sustrato FR4	12	5,00 €	60,00 €
VNA	1	13.280,00 €	13.280,00 €
Conectores RF	12	6,71 €	80,52 €
Adaptadores RF	12	5,74 €	68,88 €
Cables RF	14	19,95 €	279,30 €
Kit calibración	1	2.125,00 €	2.125,00 €
USB	1	5,00 €	5,00 €
Soporte madera	1	5,00 €	5,00 €
Ordenador ASUS	1	599,00 €	599,00 €
			16.502,70 €



9.1.2 ANEXO II: EXTRACTO DEL CÓDIGO 1 UTILIZADO PARA LA OBTENCIÓN DE LA SEÑAL DISTANCIA (SD)





En este anexo se adjunta partes del primero código desarrollado en Python.

Para la lectura de archivos que contienen los parámetros s:

```
for k in range(nfiles):

    aux = rf.Network(

        r"C:/leo/Practicas/antenas_160721/exp1_2" + r"/c_" + r"%d.s2p" % (k + 1)

    )

    craneo_aux[k, :] = aux.s[:, 0, 0]

    craneo_aux[k + nfiles, :] = aux.s[:, 1, 1]

    aux = rf.Network(

        r"C:/leo/Practicas/antenas_160721/exp1_2" + r"/r_" + r"%d.s2p" % (k + 1)

    )

    ref_aux[k, :] = aux.s[:, 0, 0]

    ref_aux[k + nfiles, :] = aux.s[:, 1, 1]

freq = aux.f
```

Función que ejecuta la transformada inversa de Fourier y ajusta los ejes temporales:

```
def transformada(freq, S22_ante, num):

    Fmax = max(freq) * 100

    f_new = np.arange(min(freq), Fmax, (freq[2] - freq[1]))

    r_t = (len(f_new) - 1) / (max(f_new) - min(f_new))

    ss = r_t / (len(f_new) - 1)

    time = np.linspace(0, (len(f_new) - 1) / 2 * ss, len(f_new))

    s22_new = np.zeros((num, len(f_new)), dtype=complex)

    for i in range(num):

        s22_new[i, 0 : len(S22_ante[1, :])] = S22_ante[i, :]

        s22_new[

            i, (len(s22_new[1, :]) - len(S22_ante[1, :])) : len(s22_new[1, :])

        ] = np.flip(S22_ante[i, :]).conjugate()

        s22_new[

            i, (len(S22_ante[1, :])) : (len(s22_new[1, :]) - len(S22_ante[1, :]))

        ] = S22_ante[i, len(S22_ante[i, :]) - 1]

    s22_new = ifft(s22_new)

    return time, s22_new
```

9.1.3 ANEXO III: EXTRACTOS DEL CODIGO 2 UTILIZADO PARA LA GENERACIÓN DE IMAGEN MÉDICA Y RECONSTRUCCIÓN 3D





En este anexo se adjunta partes del segundo código desarrollado en Python.

Función que crea las esferas y el poliedro delimitado por la ubicación de las antenas en una sola figura 3D:

```
def graficar_centros_prisma_3d_y_poliedro(dimensiones_prisma,
centros_esferas):

    fig = plt.figure(figsize=(15, 10))

    ax = fig.add_subplot(111, projection="3d")

    # Graficar el prisma rectangular

    x = [0, dimensiones_prisma[0], dimensiones_prisma[0], 0, 0]
    y = [0, 0, dimensiones_prisma[1], dimensiones_prisma[1], 0]
    z = [0, 0, 0, 0, 0]
    ax.plot(x, y, z, color="b", alpha=0.5)
    ax.plot(x, y, [dimensiones_prisma[2]] * 5, color="b", alpha=0.5)

    for i in range(4):

        ax.plot(

            [x[i], x[i]], [y[i], y[i]], [0, dimensiones_prisma[2]], color="b", alpha=0.5

        )

    # Graficar los centros de las esferas y sus proyecciones

    centros = np.array(centros_esferas)

    centros_proyectados = np.column_stack(

        (centros[:, 0], centros[:, 1], np.zeros(len(centros)))

    )
```

```
todos_los_puntos = np.vstack((centros, centros_proyectados))

ax.scatter(centros[:, 0], centros[:, 1], centros[:, 2], color="r", s=50)

ax.scatter(
    centros_proyectados[:, 0],
    centros_proyectados[:, 1],
    centros_proyectados[:, 2],
    color="g",
    s=30,
    alpha=0.5,
)

for centro, proyeccion in zip(centros, centros_proyectados):
    ax.plot(
        [centro[0], proyeccion[0]],
        [centro[1], proyeccion[1]],
        [centro[2], proyeccion[2]],
        "g--",
        alpha=0.5,
    )

# Crear y graficar el poliedro extendido
casco = ConvexHull(todos_los_puntos)

for simplex in casco.simplices:
```

```
caras = Poly3DCollection([todos_los_puntos[simplex]])  
  
caras.set_alpha(0.2)  
  
caras.set_color("c")  
  
ax.add_collection3d(caras)  
  
  
ax.set_xlabel("X (cm)")  
ax.set_ylabel("Y (cm)")  
ax.set_zlabel("Z (cm)")  
ax.set_title("Vista 3D del Prisma, Centros de Esferas y Poliedro Extendido")  
  
  
plt.show()  
  
return casco, todos_los_puntos
```

