



**UNIVERSIDAD NACIONAL DE CHIMBORAZO  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES**

Diseño de un sistema de cápsula endoscópica basado en antena de doble banda mediante validación con fantomas.

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

**Autor:**

Chillogalli Laaz José Luis

**Tutor:**

PhD. Pedro Fernando Escudero Villa

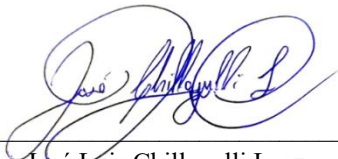
**Riobamba, Ecuador. 2026**

## DECLARATORIA DE AUTORÍA

Yo, José Luis Chillogalli Laaz, con cédula de ciudadanía 2350608846, autor (a) (s) del trabajo de investigación titulado: Diseño de un sistema de cápsula endoscópica basado en antena de doble banda mediante validación con fantasmas, certifico que la producción, ideas, opiniones, criterios, contenidos y conclusiones expuestas son de mi exclusiva responsabilidad.

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

En Riobamba, 06 de mayo de 2026.



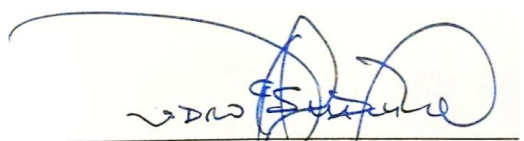
---

José Luis Chillogalli Laaz  
C.I: 2350608846

## DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

Quien suscribe, Pedro Fernando Escudero Villa catedrático adscrito a la Facultad de Ingeniería, por medio del presente documento certifico haber asesorado y revisado el desarrollo del trabajo de investigación titulado: “**Diseño de un sistema de cápsula endoscópica basado en antena de doble banda mediante validación con fantasmas**”, bajo la autoría de José Luis Chillogalli Laaz; por lo que se autoriza ejecutar los trámites legales para su sustentación.

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



PhD. Pedro Fernando Escudero Villa  
TUTOR(A)

C.I: 0603612524

## CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

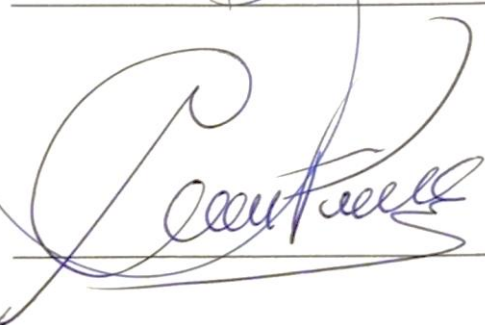
Quienes suscribimos, catedráticos designados Miembros del Tribunal de Grado para la evaluación del trabajo de investigación “**Diseño de un sistema de cápsula endoscópica basado en antena de doble banda mediante validación con fantasmas**”, presentado por **José Luis Chillogalli Laaz**, con cédula de identidad número **2350608846**, bajo la tutoría de Dr. Pedro Fernando Escudero Villa; certificamos que recomendamos la APROBACIÓN de este con fines de titulación. Previamente se ha evaluado el trabajo de investigación y escuchada la sustentación por parte de su autor; no teniendo más nada que observar.

De conformidad a la normativa aplicable firmamos, en Riobamba 06 de mayo de 2026.

Cuzco Silva Edgar Giovanni, Msc.  
**PRESIDENTE DEL TRIBUNAL DE GRADO**

Handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Cuzco Silva', written over a horizontal line.

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

Handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Marlon Basantes', written over a horizontal line.

Carlos Ramiro Peñafiel Ojeda, PhD.  
**MIEMBRO DEL TRIBUNAL DE GRADO**

Handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Carlos Peñafiel', written over a horizontal line.



# CERTIFICACIÓN

Que, **Chillogalli Laaz José Luis** con CC: **2350608846**, estudiante de la Carrera **Telecomunicaciones**, Facultad de **Ingeniería**; ha trabajado bajo mi tutoría el trabajo de investigación titulado " **Diseño de un sistema de cápsula endoscópica basado en antena de doble banda mediante validación con fantomas.**", cumple con **el 2% de similitud y 6% de Inteligencia Artificial**, de acuerdo con el reporte del sistema Anti plagio **Compilation Magister+**, porcentaje aceptado de acuerdo a la reglamentación institucional, por consiguiente autorizo continuar con el proceso.

Riobamba, 22 de abril de 2026



Firmado electrónicamente por:  
**PEDRO FERNANDO  
ESCUDERO VILLA**

Validar únicamente con FirmaRC

\_\_\_\_\_  
PhD. Pedro Fernando Escudero Villa  
**TUTOR**

## **DEDICATORIA**

A mis padres, Patricio Chillogalli y Mariela Laaz, quienes han sido mi guía y apoyo a lo largo de mi vida. El esfuerzo constante, las decisiones tomadas con amor y los sacrificios realizados a lo largo de los años han marcado el camino que me permitió alcanzar este logro.

A mis hermanos, Adriana Chillogalli y Carlos Chillogalli, gracias por estar presentes en cada momento, por las risas compartidas y por acompañarme en cada adversidad presentada.

## **AGRADECIMIENTO**

Agradezco a todas las personas que me acompañaron durante este camino, brindándome palabras de ánimo y acompañándome en cada etapa de este proceso. De todo corazón, muchas gracias.

## ÍNDICE GENERAL

DECLARATORIA DE AUTORÍA

DICTAMEN FAVORABLE DEL PROFESOR TUTOR

CERTIFICADO DE LOS MIEMBROS DEL TRIBUNAL

CERTIFICADO ANTIPLAGIO

DEDICATORIA

AGRADECIMIENTO

ÍNDICE DE TABLAS

ÍNDICE DE FIGURAS

RESUMEN

ABSTRACT

<b>CAPÍTULO I. ....</b>	<b>14</b>
1.1 Introducción.....	14
1.2 Antecedentes.....	14
1.3 Planteamiento del problema .....	16
1.4 Justificación .....	16
1.5 Objetivos.....	17
1.5.1 General.....	17
1.5.2 Específicos.....	17
<b>CAPÍTULO II. ....</b>	<b>18</b>
2.1 Estado del arte .....	18
2.2 Marco Teórico .....	19
2.2.1 Micro-antenas .....	19
2.2.2 Antena tipo parche.....	19
2.2.3 Dimensiones de una antena .....	20
2.2.4 Tipos de polarizaciones .....	20
2.2.5 Antena de doble banda .....	21
2.2.6 Parámetro S (Parámetros Scattering).....	21
2.2.6.1 Parámetro S11 .....	21
2.2.7 Frecuencia de resonancia.....	22
2.2.8 Biomedicina.....	22
2.2.8.1 Fantomas.....	22

2.2.9	Método de elementos finitos (FEM).....	22
2.2.9.1	Elementos Finitos para simular efectos físicos en aplicaciones biomédicas e industriales.....	23
2.2.10	Rango ISM.....	23
<b>CAPÍTULO III. ....</b>		<b>25</b>
3.1	Tipo de investigación .....	25
3.2	Diseño de la investigación.....	25
3.3	Técnicas de recolección de datos.....	25
3.4	Procedimiento.....	25
3.5	Población de estudio y tamaño de muestra.....	26
3.5.1	Población .....	26
3.5.2	Muestra .....	26
3.6	Operacionalización de variables.....	27
3.7	Diseño del sistema.....	27
3.7.1	Proceso de diseño de la antena .....	27
3.7.2	Proceso de diseño de la cápsula endoscópica.....	28
3.7.3	Proceso de diseño del fantoma .....	29
3.8	Modelado y simulación de la antena integrada al fantoma y cápsula endoscópica.....	30
3.9	Método de análisis.....	33
3.9.1	Análisis del comportamiento angular.....	33
3.9.2	Procesamiento de datos .....	34
3.9.3	Análisis y evaluación de resultados.....	34
<b>CAPÍTULO IV.....</b>		<b>35</b>
4.1	Resultados.....	35
4.1.1	Resultados del proceso de optimización de la antena integrada al sistema	35
4.1.2	Resultados del análisis del comportamiento angular.....	35
4.2	Discusión .....	41
<b>CAPÍTULO V. ....</b>		<b>43</b>
5.1	Conclusiones.....	43
5.2	Recomendaciones .....	44
<b>BIBLIOGRAFÍA .....</b>		<b>45</b>

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 2.1.</b> Listado principales de las bandas ISM [51]. .....	23
<b>Tabla 3.1.</b> Operacionalización de las variables. ....	27
<b>Tabla 3.2.</b> Dimensiones de la cápsula endoscópica. ....	29
<b>Tabla 3.3.</b> Dimensiones del fantoma. ....	30
<b>Tabla 3.4.</b> Propiedades dieléctricas del fantoma. ....	30
<b>Tabla 3.5.</b> Configuraciones geométricas de la antena integrada a la cápsula endoscópica. .....	31
<b>Tabla 3.6.</b> Dimensiones de la antena integrada a la cápsula endoscópica. ....	32
<b>Tabla 4.1.</b> Estadística descriptiva del coeficiente de reflexión. ....	37
<b>Tabla 4.2.</b> Ángulos que se encuentran con un coeficiente de reflexión debajo de -10 dB. .....	40
<b>Tabla 4.3.</b> Resumen de las diferentes antenas doble banda en aplicaciones de cápsulas endoscópicas. ....	42

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 2.1.</b> Estructura de una antena tipo parche circular .	19
<b>Figura 2.2.</b> Antena tipo parche a) Cuadrado, b) Rectangular, c) Circular, d) Elíptica, e) Triangular, f) Sector Circular, g) Anillo, h) Sector anillo.	20
<b>Figura 2.3.</b> Tipos de polarización a) Lineal, b) Circular .	21
<b>Figura 3.1.</b> Procedimiento de la investigación.	26
<b>Figura 3.2.</b> Distribución del sistema de cápsula endoscópica.	29
<b>Figura 3.3.</b> Capas del fantoma.	29
<b>Figura 3.4.</b> Geometría de la antena con detalles de las dimensiones a) vista superior, b) vista inferior.	32
<b>Figura 4.1.</b> Coeficiente de reflexión de cada uno de los diseños.	35
<b>Figura 4.2.</b> Coeficiente de reflexión de la antena integrada a la cápsula endoscópica dentro del fantoma, correspondiente al barrido angular de $0^\circ$ a $360^\circ$ , con incrementos de $5^\circ$ .	36
<b>Figura 4.3.</b> Comportamiento del coeficiente de reflexión en función de la posición angular de la cápsula endoscópica a 2.45 GHz.	36
<b>Figura 4.4.</b> Comportamiento del coeficiente de reflexión en función de la posición angular de la cápsula endoscópica a 5.85 GHz.	37
<b>Figura 4.5.</b> Distribución del coeficiente de reflexión a 2.45 GHz.	38
<b>Figura 4.6.</b> Distribución del coeficiente de reflexión a 5.85 GHz.	39
<b>Figura 4.7.</b> Análisis estadístico del coeficiente de reflexión a 2.45 GHz.	39
<b>Figura 4.8.</b> Análisis estadístico del coeficiente de reflexión a 5.85 GHz.	40
<b>Figura 4.9.</b> Coeficiente de reflexión de la antena integrada a la cápsula endoscópica dentro del fantoma, correspondiente a las posiciones a) $0^\circ$ , b) $90^\circ$ , c) $180^\circ$ , d) $270^\circ$ .	41

## RESUMEN

Las antenas integradas en cápsulas endoscópicas conllevan una alta complejidad debido a restricciones como el tamaño. Con el propósito de mostrar una alternativa de diseño, en este trabajo se presenta el modelado y la evaluación de una cápsula endoscópica con una antena embebida de doble banda a 2.45 GHz y 5.85 GHz. El sistema de cápsula endoscópica se validó mediante un fantoma heterogéneo que simula las propiedades dieléctricas del intestino delgado bajo condiciones realistas. Con la finalidad de obtener la frecuencia deseada en ambas bandas, se llevó a cabo un proceso de optimización que modifica la geometría de la antena, como la longitud y el ancho de las líneas microstrip. El desempeño del sistema se evalúa a través de la orientación angular de la cápsula dentro del fantoma, considerando la variación del coeficiente de reflexión. Con esto se identifican las cuatro posiciones angulares que cumplen el criterio de adaptación  $|S_{11}| \leq -10$  en ambas bandas, las cuales son seleccionadas para el análisis del sistema. Los parámetros obtenidos, como el tipo de polarización, ancho de banda de 2.37 % y de 6.94% y ganancia de -14.17 dBi y -36.93 dBi a 2.45 GHz y 5.85 GHz son valores comparables con diseños reportados en publicaciones de cápsulas endoscópicas. Con este sistema se evidencia que el desempeño electromagnético es comparable y adecuado para aplicaciones de cápsulas endoscópicas.

**Palabras claves:** Cápsula endoscópica, fantoma, coeficiente de reflexión, antena de doble banda, comportamiento angular.

## ABSTRACT

Antennas integrated into endoscopic capsules are highly complex due to size constraints. To present an alternative design, this paper presents the modeling and evaluation of an endoscopic capsule with an embedded dual-band antenna operating at 2.45 GHz and 5.85 GHz. The endoscopic capsule system was validated using a heterogeneous phantom that simulates the dielectric properties of the small intestine under realistic conditions. To achieve the desired frequency in both bands, an optimization process was carried out that modified the antenna geometry, including the lengths and widths of the microstrip lines. The system's performance is evaluated by measuring the angular orientation of the capsule within the phantom, accounting for variations in the reflection coefficient. This identifies the four angular positions that meet the  $|S_{11}| \leq -10$  adaptation criterion in both bands, which are selected for system analysis. The parameters obtained, such as polarization type, bandwidths of 2.37% and 6.94%, and gains of -14.17 dBi and -36.93 dBi at 2.45 GHz and 5.85 GHz, are comparable to those reported in publications on endoscopic capsules. This system demonstrates that electromagnetic performance is comparable and suitable for endoscopic capsule applications.

**Keywords:** Endoscopic capsule, phantom, reflection coefficient, dual-band antenna, angular behavior.

Translation Reviewed by:



MSc. Elizabeth Diaz  
ENGLISH PROFESSOR  
C.C. 0603277765

# CAPÍTULO I.

## 1.1 Introducción

Las cápsulas endoscópicas incluyen componentes como sensores de imagen, baterías miniaturizadas, cámaras y micro-antenas que facilitan la visualización del tracto digestivo [1]. En comparación con la endoscopia tradicional, la cápsula es menos invasiva y más cómoda para el paciente. Sin embargo, se destaca la necesidad de mejorar el rendimiento de las micro-antenas integradas en las cápsulas endoscópicas para enfrentar las distintas rotaciones aleatorias especialmente en el intestino delgado [2].

Los sistemas actuales utilizan orientaciones fijas en las cápsulas endoscópicas, lo cual limita el análisis del desempeño electromagnético en el entorno biológico [4][5]. Este entorno se caracteriza por la presencia de tejidos con propiedades dieléctricas, como la permitividad relativa y la conductividad eléctrica, las cuales influyen directamente en la propagación de ondas electromagnéticas y en la adaptación de impedancia de la antena [5]. Con herramientas como CST Studio Suite, se modela de manera conjunta la antena y el entorno biológico a través de fantasmas, permitiendo evaluar con mayor precisión el comportamiento del sistema antes de su implementación.

En este trabajo se propone el desarrollo de un sistema de cápsula endoscópica basado en antena de doble banda a 2.45 GHz y 5.85 GHz. Esta investigación permite identificar los cambios que presenta el coeficiente de reflexión en cada banda ante una modificación en la orientación angular. Este enfoque evalúa el diseño en general aportando una visión completa del comportamiento del sistema en un entorno biológico simulado, estableciendo así una base que considere la interacción entre la antena y los tejidos biológicos. De este modo, se pretende contribuir al diseño de dispositivos eficientes, promoviendo su integración efectiva en la exploración no invasiva del intestino delgado mediante cápsulas endoscópicas.

## 1.2 Antecedentes

En los últimos años, los métodos no invasivos han transformado considerablemente la manera en la que se monitoriza la salud gastrointestinal. Dentro de estos métodos, se encuentran las cápsulas endoscópicas (CE) que permiten un diagnóstico y tratamiento más cómodo. Estos sistemas eliminan el riesgo de infección asociado a los cables de las endoscopías, al tiempo que transmiten de forma continua los datos visuales del tracto digestivo a un receptor externo [6]. Como mencionan M. Kim y H. Jang, la cápsula endoscópica revolucionó, permitiendo una visualización completa del intestino delgado, puesto que los métodos convencionales (endoscopia) no lo permitían debido a que tenían un alcance limitado con imágenes imprecisas [7].

De igual forma, P. Escudero et al. indican que la CE es un dispositivo de radiotelemedicina que posibilita la transmisión y recopilación de datos de manera indolora y esta fue

aprobada en el 2001 por la FDA (Administración de Alimentos y Medicamentos) y, según sus resultados, indican que la CE presenta un rendimiento diagnóstico de 38-83% en casos de sangrado de intestino medio, reafirmando su utilidad clínica [8]. De acuerdo con M. Jasim et al., las antenas usadas en los dispositivos biomédicos, como la CE presentan ciertos desafíos, como la limitación del tamaño; actualmente se han propuesto numerosas estrategias para superar la miniaturización, como sustratos con altas constantes dieléctricas, geometrías fractales, apilamiento de parches, pines de cortocircuito, entre otros [9].

Cabe recalcar que P. Leelatien también afirma que, con los resultados obtenidos en trabajos publicados, una de las técnicas más eficaces para la miniaturización es la incorporación de la ranura desde el parche hasta el plano de tierra, utilizados para reducir el tamaño de la antena y cambiar la frecuencia de resonancia [10]. Adicionalmente, S. Noor et al. indican que las antenas miniaturizadas se diseñan para operar a bajas frecuencias, dado que a esas frecuencias las antenas son óptimas para su reducción de tamaño; el problema que existe cuando se trabaja a frecuencias altas, debido a que las antenas tienden a presentar mayores dimensiones [11].

Otro aspecto relevante es que las antenas que se utilizan en las cápsulas endoscópicas suelen ser de una única banda o doble banda con frecuencias que se encuentran fuera de las bandas ISM, como la propuesta por M. Ran et al. [12], que no pertenecen a este rango de frecuencia. Diversos estudios concuerdan en que las bandas ISM son las más adecuadas para las aplicaciones biomédicas debido a su espectro libre en el espacio y su adecuada penetración en tejidos blandos, como menciona E. Pérez [13]. Se ha demostrado que el recubrimiento de estas antenas también es importante para evitar que se presenten problemas biocompatibles; por este motivo, se utilizan ciertos recubrimientos como teflón, MACOR, alúmina cerámica, Parylene-C, PEEK, silicona médica, entre otras [14].

En distintos estudios realizados a lo largo de los años, los fantomas han sido indispensables para realizar pruebas sin necesidad de recurrir a sujetos de laboratorios. Como explica E. Amaguaya, los fantomas surgen por la necesidad de replicar propiedades eléctricas de los tejidos humanos y observar cómo actúan las ondas electromagnéticas dentro de estas, sirviendo como una herramienta de análisis y evaluación [15]. Este enfoque ha permitido que numerosos estudios realicen pruebas mediante simulaciones para modelar tanto el comportamiento de los tejidos como el de la antena, permitiendo una evaluación más precisa del rendimiento del diseño.

De acuerdo con lo mencionado anteriormente, este estudio es relevante porque busca superar las limitaciones relacionadas con el desempeño electromagnético de las antenas utilizadas en las cápsulas endoscópicas, especialmente aquellas relacionadas con la variación del coeficiente de reflexión frente a cambios de orientación en los entornos biológicos.

### **1.3 Planteamiento del problema**

Dentro del campo de la biomedicina, la miniaturización tecnológica ha impulsado el desarrollo de cápsulas endoscópicas, las cuales permiten una visualización mínimamente invasiva del tracto intestinal [16]. La endoscopia tradicional permite la exploración hasta el duodeno, por ello no puede detectar enfermedades relacionadas con el intestino delgado como el sangrado gastrointestinal, la enfermedad de Crohn y ciertos tipos de tumores [18]. Las cápsulas endoscópicas han facilitado la exploración de estas áreas que antes eran inaccesibles, mejorando la cobertura del sistema digestivo y facilitando la detección temprana de posibles patologías [17]. El procedimiento se realiza en centros de salud como en el domicilio del paciente, lo que reduce la necesidad de hospitalización [19].

En el diseño de cápsulas endoscópicas se utilizan antenas de banda única, a pesar de ello, también existen diseños de doble banda que trabajan en el orden de los MHz y muy pocas en el orden de los GHz. Si bien existen aquellos diseños, estos solamente evalúan el comportamiento de la antena en orientaciones fijas dentro del entorno biológico. Sin embargo, en escenarios reales, la cápsula presenta orientaciones completamente aleatorias cuando se encuentra en el tracto intestinal, lo cual provoca variaciones de acoplamiento entre la antena y el fantoma, afectando de esta manera al coeficiente de reflexión.

Por tal motivo, el presente trabajo busca abordar esta problemática mediante la evaluación de la estabilidad del comportamiento electromagnético a través del análisis del coeficiente de reflexión frente a las distintas orientaciones angulares. Esta investigación se centrará en una frecuencia de operación de 2.45 GHz y 5.85 GHz.

### **1.4 Justificación**

El avance en el diseño cápsulas endoscópicas ha permitido mejorar significativamente los sistemas de exploración del tracto digestivo. Sin embargo, estas cápsulas enfrentan ciertos problemas debido a la orientación angular al operar dentro del entorno biológico [20]. Por ello, resulta necesario analizar el coeficiente de reflexión para la visualización de cambios de acuerdo con las variaciones del sistema de cápsula endoscópica.

Además, diversos estudios han señalado que la propagación de ondas electromagnéticas dentro del cuerpo humano depende de la frecuencia, debido a que las propiedades dieléctricas de los tejidos presentan un comportamiento dispersivo [2]. De acuerdo con esto, el uso de una antena de doble banda permite la evaluación del comportamiento de la antena en distintos regímenes de frecuencia, facilitando el análisis comparativo de la estabilidad del coeficiente de reflexión frente a variaciones de la orientación de la cápsula endoscópica dentro del fantoma, sin abordar el desempeño de enlace de comunicación.

Por tal motivo, la presente investigación propone diseñar una micro-antena de doble banda, con las frecuencias de 2.45 GHz y 5.85 GHz, debido a que pertenecen a las bandas

ISM y por su disponibilidad a nivel global. Cabe recalcar que el estudio se enfoca principalmente en la evaluación del coeficiente de reflexión en función de la orientación angular de la antena dentro del fantoma para evaluar la viabilidad y confiabilidad de la cápsula endoscópica. Aportando de esta manera un marco de evaluación que puede servir como referencia para futuros diseños. Adicionalmente, se analizan parámetros complementarios como la ganancia, ancho de banda y el tipo de polarización, con el fin de caracterizar el comportamiento global del sistema de cápsula en el entorno biológico como lo es el intestino delgado.

## **1.5 Objetivos**

### **1.5.1 General**

- Diseñar el sistema de cápsula endoscópica basado en antena de doble banda mediante validación de fantomas.

### **1.5.2 Específicos**

- Diseñar el subsistema de antena de doble banda, cápsula endoscópica y el modelo del fantoma mediante herramientas de simulación.
- Optimizar los diseños mediante simulaciones por elementos finitos, considerando el comportamiento electromagnético.
- Evaluar el sistema con características reales del fantoma y contrastarlo con resultados de trabajos similares publicados.

## CAPÍTULO II.

### 2.1 Estado del arte

La endoscopia tradicional actualmente se asocia con incomodidad para los exámenes gastrointestinales, además de presentar limitaciones en la exploración del intestino delgado. Los autores A. Mohan et al. explican que para el desarrollo de una cápsula endoscópica se prefieren antenas miniaturizadas con mayor ancho de banda y una buena ganancia para obtener una menor absorción en las ondas electromagnéticas [21]. Según Z. Song, las antenas con polarización circular representan una solución adecuada para las cápsulas endoscópicas, puesto que tienen una menor sensibilidad a la orientación durante la propagación de la señal, lo que contribuye a reducir las pérdidas asociadas a la desalineación entre el transmisor y receptor [17].

En el año 2020, se propone una antena MIMO por S. Hayat et al. a una frecuencia de 915 MHz y 2.45 GHz con anchos de bandas del 13.63% y 6.28%, y un diseño que incorpora ranuras para garantizar su miniaturización; además, la antena fue validada en fantomas heterogéneos (una sola capa) y homogéneos (multicapa) [22]. En 2022, M. Ran et al. introducen un enfoque distinto, puesto que presenta una antena de doble banda en espiral fabricada sobre poliamida flexible, diseñada para ajustarse a la cápsula, siendo una estructura más compleja comparada a la de otras antenas. Este diseño explora frecuencias más altas que operan a 1.4 GHz y 4 GHz con un ancho de banda de 30.3% y 53.3% con ganancias menores a -29 dB [12]. Esta antena es perfecta para integrarse dentro de la cápsula, dado que, son flexibles, dejando un espacio considerable para incorporar el resto de los componentes.

Por otro lado, en el año 2024, A. Alshammari et al. presentan una de las antenas más miniaturizadas, que operan a una frecuencia de 1.4 GHz en la banda WMTS y 2.45 GHz en la banda ISM. A pesar de tener un tamaño reducido, mantiene una comunicación de hasta 10 metros, alcanzando anchos de banda de 7.2% y 4.2%, manifestando equilibrio entre miniaturización y efectividad [23]. Los trabajos actuales, como el de S. Ghosh et al. incorporan el ámbito de la biotelemedicina 5G, proponiendo una antena circular que opera a una frecuencia de 2.45 GHz y 4.55 GHz dentro de la banda C, destacando su potencial al tener un alcance de 12 metros, mejor al presentado por A. Alshammari et al. [23] con un ancho de 20.42% y 13.85% con ganancias menores a -24 dB [24].

En investigaciones más recientes, como las desarrolladas en la ESPOCH y la Universidad Politécnica Salesiana, se ha demostrado que es importante la validación de las antenas en fantomas con propiedades dieléctricas variables. E. Ponce demostró la importancia de elegir un sustrato dieléctrico adecuado, puesto que esto mejora la eficiencia de radiación y la disminución de absorción [25]. Por otro lado, J. Mena et al. comprobaron que la geometría y la frecuencia de la antena influyen significativamente en la absorción de potencia, por ello es importante elegir de manera adecuada el diseño de la antena [26], [27]. Finalmente, se comprobó que, mediante una correcta orientación y separación del cuerpo humano, los

valores del SAR pueden mantenerse dentro de márgenes seguros, lo cual es esencial para la integración de antenas miniaturizadas en entornos biológicos [25].

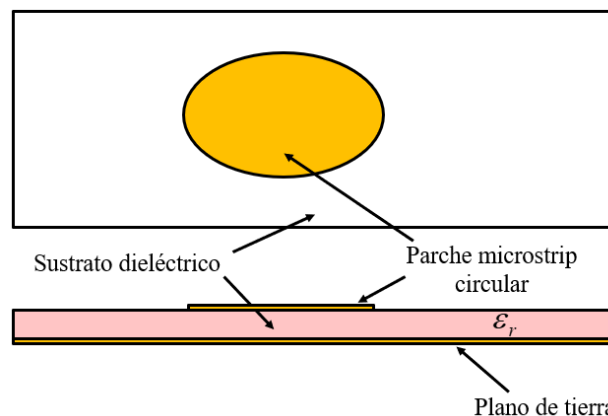
## 2.2 Marco Teórico

### 2.2.1 Micro-antenas

Las antenas miniaturizadas o micro-antenas son utilizadas en diferentes tecnologías, como en la biomédica, como sensores de glucosa, cápsulas endoscópicas inalámbricas, entre otros. Las micro-antenas por lo general tienen un tamaño milimétrico, lo que las hace adecuadas para aplicaciones médicas que deben ser pequeñas y biocompatibles. En el ámbito biomédico, estas antenas operan en rangos de frecuencia específicos (MICS o ISM)[4]. Para el diseño de estas antenas se deben equilibrar la miniaturización con la eficiencia y la capacidad de transmisión, sin comprometer otras funciones del dispositivo, como la imagen o el monitoreo de datos.

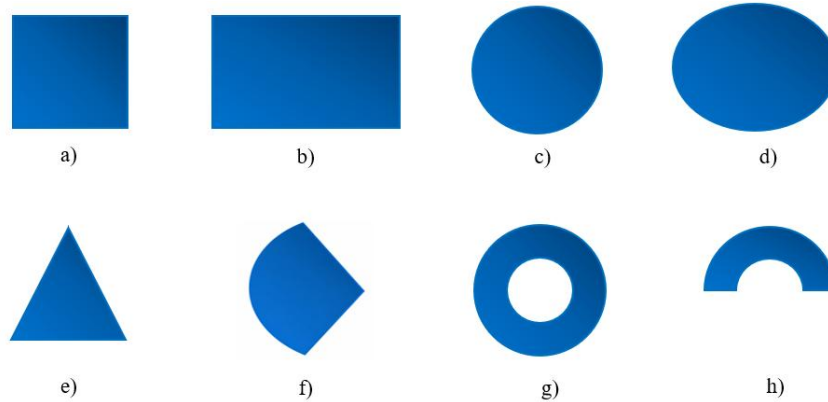
### 2.2.2 Antena tipo parche

Las antenas tipo parche son utilizadas en diferentes ámbitos debido a su facilidad de diseño y fabricación. Estas se componen de dos planos conductores separados por un sustrato dieléctrico [28]. El plano inferior funciona como plano de tierra, mientras que el plano superior emite la señal electromagnética a través del parche que, por lo general, suele ser de cobre. Entre ambos, se encuentra el sustrato dieléctrico, que tiene como función controlar la propagación de la onda dentro de la antena [29]. En la Figura 2.1 se puede observar cómo se compone una antena tipo parche.



**Figura 0.1.** Estructura de una antena tipo parche circular [30].

El tipo de dieléctrico utilizado influye directamente en parámetros como el ancho de banda y la ganancia; así mismo, la selección del material es importante, puesto que uno con baja tangente de pérdidas minimiza la absorción de energía dentro del mismo, mejorando así la eficiencia de radiación [31]. Para realizar un diseño de este tipo de antenas, se debe considerar que existen diferentes tipos de geometrías. En la Figura 2.2 se pueden observar las distintas geometrías de la antena tipo parche.



**Figura 0.2.** Antena tipo parche a) Cuadrado, b) Rectangular, c) Circular, d) Elíptica, e) Triangular, f) Sector Circular, g) Anillo, h) Sector anillo.

La Ecuación 2.1 es utilizada para determinar la frecuencia de la antena parche circular [32], operando en el modo transversal magnético. Como se observa, la frecuencia es inversamente proporcional al radio efectivo del parche, lo que permite establecer una relación entre el tamaño de la antena y la frecuencia de operación deseada.

$$fr = \frac{1}{2\pi\sqrt{\mu\epsilon}} \left( \frac{X'_{mn}}{a} \right) \quad (2.1)$$

### 2.2.3 Dimensiones de una antena

Las dimensiones de una antena dependen de varios factores que están relacionados con su frecuencia de resonancia y tamaño [33]. Un parámetro fundamental es la longitud de onda, que viene dada por la Ecuación 2.2.

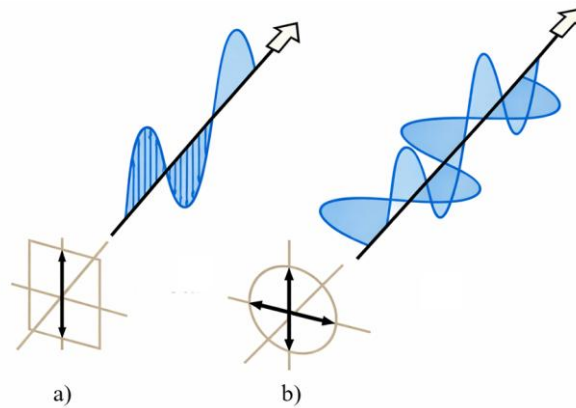
$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (2.2)$$

Se puede establecer que existe una relación inversamente proporcional entre la frecuencia y la longitud de onda. Esto significa que, a medida que la frecuencia disminuye, la longitud de onda aumenta, mientras que un incremento en la frecuencia reduce la longitud de onda. Por lo general, cuando se trabaja con frecuencias elevadas, las antenas tienden a presentar dimensiones más pequeñas, debido a que la longitud de onda es corta, mientras que, al trabajar con frecuencias bajas, la longitud de onda es mayor; por lo tanto, la antena también tendrá un mayor tamaño. Por este motivo, es importante tener en cuenta en qué aplicación se empleará para así elegir de manera correcta la frecuencia de resonancia [34].

### 2.2.4 Tipos de polarizaciones

La polarización de una antena es un parámetro importante, puesto que muestra cómo es transmitida la onda electromagnética por la antena hacia el espacio libre. En la polarización

circular, dichas ondas presentan variaciones tanto en fase como en amplitud, es decir, su orientación depende de los ejes “x” y “y”, que se encuentran desfasados a 90 grados entre sí, mientras se propagan por el eje “z”. También existe la polarización lineal, que solamente oscila en un eje, ya sea en el eje “x” o en el eje “y”, lo que implica que estas no presentan desfases, permitiendo que la propagación se produzca de manera uniforme [35]. En la Figura 1.2 se observa cómo se extiende la onda en la polarización circular.



**Figura 0.3.** Tipos de polarización a) Lineal, b) Circular [35].

### 2.2.5 Antena de doble banda

Las antenas de doble banda permiten optimizar un diseño sin necesidad de emplear múltiples antenas, puesto que son capaces de operar simultáneamente en dos frecuencias distintas; esto contribuye a la miniaturización y eficiencia de las antenas [36]. Además, su capacidad dual mejora el rendimiento en las comunicaciones inalámbricas, aspecto esencial para la transmisión de datos en el ámbito médico. Por ello, las antenas de doble banda resultan adecuadas para la implementación en dispositivos portátiles y sistemas de monitoreo corporal [37].

### 2.2.6 Parámetro S (Parámetros Scattering)

Los parámetros S caracterizan el comportamiento de una red de radiofrecuencia (RF), estos describen cómo se transmite y refleja la energía electromagnética (ondas incidentes y reflejadas). Estos parámetros son empleados en el análisis y diseño de antenas, especialmente en el ámbito biomédico [38]. Por lo general, dependen de la frecuencia, el tipo de polarización y de la temperatura, que son aspectos esenciales para su desempeño [39].

#### 2.2.6.1 Parámetro S<sub>11</sub>

El parámetro S<sub>11</sub> o el coeficiente de reflexión es el que indica qué fracción de potencia incidente es reflejada hacia la fuente debido a desadaptaciones de impedancias [40]. Este parámetro sirve para observar la eficacia con la que la antena está acoplada a la frecuencia de operación; normalmente, un valor por debajo de -10 dB indica que la mayor parte de la

potencia se transfiere a la antena, mientras que un coeficiente cercano a 0 dB indica una desadaptación, es decir, que toda la potencia regresaría, sin radiarse. En los diseños de antenas se exige que el parámetro  $S_{11}$  esté por debajo de -10 dB en la banda o frecuencia de operación para que así se asegure una radiación eficiente y evitar las pérdidas por reflexión [41]. En aplicaciones biomédicas, un acoplamiento adecuado entre el sistema de transmisión y la antena impide la generación de calor en los tejidos cercanos.

### **2.2.7 Frecuencia de resonancia**

La frecuencia de resonancia es aquella en la que la antena está diseñada para operar de manera eficiente, es decir, el punto en el cual está naturalmente sintonizada para intercambiar energía con el circuito alimentador, para lograr una radiación electromagnética óptima [42]. Cuando existe una buena absorción de potencia en el parámetro  $|S_{11}|$ , se indica que la antena está correctamente sintonizada a su frecuencia de operación. En cambio, si la antena no resuena a la frecuencia deseada, es porque presenta desadaptación de impedancias, lo que implica una escasa o inexistente radiación electromagnética [43].

### **2.2.8 Biomedicina**

Se enfoca en el estudio de procesos biológicos del cuerpo humano en conjunto con las tecnologías médicas avanzadas, con el fin de mejorar el diagnóstico, la prevención y el tratamiento de enfermedades. Mediante la biomedicina se impulsa el desarrollo de dispositivos médicos innovadores, que contribuyen a proporcionar una mejor calidad de vida al paciente, abriendo nuevas posibilidades a nuevos tratamientos médicos [44].

#### **2.2.8.1 Fantomas**

Son réplicas de un entorno biológico real que permiten realizar pruebas, para observar si un experimento funciona o cómo reacciona con el cuerpo humano. Se pueden encontrar soluciones líquidas, gelatinas o sólidos especiales; estos pueden adaptarse a una permitividad y conductividad de ciertos tejidos [45]. Estos modelos son prototipos que se usan especialmente en la biomédica, para medir ciertos parámetros sin necesidad de pruebas directas en humanos [46].

### **2.2.9 Método de elementos finitos (FEM)**

El método de elementos finitos constituye una técnica numérica que se utiliza para resolver ecuaciones diferenciales parciales, que detallan los fenómenos físicos. Este separa una estructura en pequeñas partes llamadas elementos finitos. Se emplea en el ámbito biomédico para analizar el comportamiento de órganos, tejidos, músculos, entre otros, permitiendo estudiar sus distintas propiedades como las eléctricas [47].

### 2.2.9.1 Elementos Finitos para simular efectos físicos en aplicaciones biomédicas e industriales

En aplicaciones biomédicas e industriales, el FEM permite modelar la interacción entre campos electromagnéticos y materiales con propiedades heterogéneas como el entorno biológico, sustratos dieléctricos y estructuras metálicas. Existen varias herramientas computacionales que emplean el método de elementos finitos para discretizar el dominio de análisis en una malla adaptativa [48]. En este contexto, diversas herramientas computacionales han sido desarrolladas para la resolución numérica de las ecuaciones de Maxwell. Entre ellas, el software CST, que emplea métodos numéricos de discretización espacial, mediante la generación de mallas adaptativas en el dominio de análisis, lo que permite resolver el comportamiento electromagnético de los sistemas modelados.

El análisis de estos parámetros es importante, puesto que la distribución espacial y espectral de los campos está directamente relacionada con los efectos físicos que se producen en los materiales y en el entorno. Estudios previos han demostrado que la frecuencia y la intensidad de las ondas generadas influyen directamente en los efectos observados en sistemas reales, especialmente en rangos de frecuencia donde la respuesta del medio, como ocurre en el caso del sistema auditivo humano frente a ondas acústicas [49]. De manera análoga, en el ámbito electromagnético, el uso de simulaciones en elementos finitos ayuda con la interpretación y evaluación del comportamiento de los campos electromagnéticos.

### 2.2.10 Rango ISM

Las bandas ISM (Industrial, Científica y Médica) son frecuencias reservadas sin necesidad de una licencia específica; estas son usadas en sistemas de comunicación de dispositivos biomédicos y están reguladas por normativas como las de FCC (Estados Unidos) y la ECC (Europa) [50]. En la Tabla 2.3 se podrán observar las bandas disponibles para su uso exclusivo dependiendo de su ubicación, según los reglamentos implantados por la ITU.

#### 0.1. Listado principales de las bandas ISM [51].

Frecuencia mínima	Unidad	Frecuencia máxima	Unidad	ITU-R	Disponibilidad
6.765	MHz	6.795	MHz	5.138	En área local
13.553	MHz	13.567	MHz	5.150	En todo el mundo
26.957	MHz	27.283	MHz	5.150	En todo el mundo
40.66	MHz	40.70	MHz	5.150	En todo el mundo
260.0	MHz	470	MHz	FCC	EEUU y Canadá (FCC Part 15.231; 15.205)

433.05	MHz	434.79	MHz	5.138 5.280	ITU Región-1 (Europa, África, Rusia, etc.)
868	MHz	869	MHz	*ETSI	Países CEPT (ETSI EN 300 220)
902	MHz	928	MHz	5.150	ITU Región-2 (Américas) (FCC Part 15.247; 15.249)
2.4	GHz	2.5	GHz	5.150	En todo el mundo
5.725	GHz	5.875	GHz	5.150	En todo el mundo
24	GHz	24.25	GHz	5.138	En todo el mundo
61	GHz	61.5	GHz	5.138	En área local
122	GHz	123	GHz	5.138	En área local
244	GHz	246	GHz	5.138	En área local

## **CAPÍTULO III.**

### **3.1 Tipo de investigación**

Este estudio se clasifica como investigación aplicada con enfoque experimental en un entorno simulado, puesto que se propone el desarrollo de un sistema de cápsula endoscópica a través del diseño, simulación y validación de una micro-antena de doble banda mediante modelos computacionales (fantomas). Así mismo, es de tipo exploratoria, puesto que se basa en la revisión de documentos y literatura científica que permite la comprensión teórica de las cápsulas endoscópicas.

### **3.2 Diseño de la investigación**

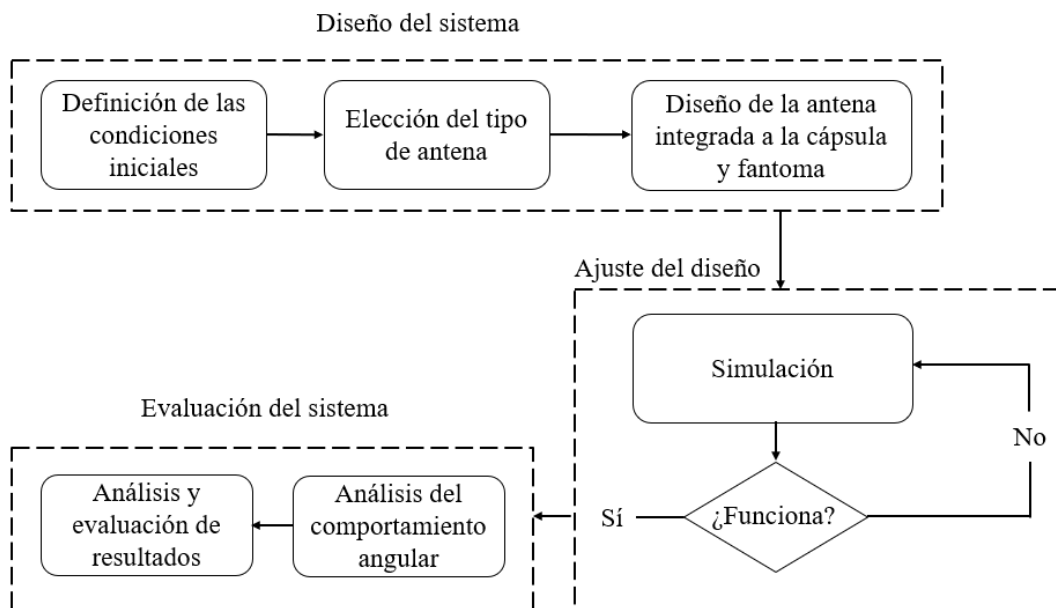
El presente estudio utiliza un diseño de investigación no experimental, con un enfoque cuantitativo, basado en simulaciones electromagnéticas realizadas en el software CST Studio Suite. El análisis se fundamenta en la obtención y evaluación de datos numéricos, como el coeficiente de reflexión. La investigación se apoya en el uso de fantomas computacionales para reproducir las propiedades dieléctricas del tejido, es decir, no involucra sujetos reales. Este enfoque posibilita la evaluación del comportamiento electromagnético de la antena bajo diferentes escenarios simulados sin la necesidad de realizar pruebas invasivas en humanos.

### **3.3 Técnicas de recolección de datos**

Se aplicará la simulación en el entorno biológico como técnica principal, mediante herramientas de análisis electromagnéticas basadas en elementos finitos (FEM). Esta técnica permitirá modelar la antena, el entorno de propagación representado por un fantoma multicapa y los parámetros. La recolección de datos se realizará a partir de los resultados cuantitativos en las simulaciones. Entre estos se incluyen los parámetros S, enfocados al parámetro de reflexión. Adicionalmente, se evaluará la respuesta de la antena bajo variaciones de orientación angular dentro del entorno biológico simulado, con el fin de analizar su desempeño electromagnético. Los valores obtenidos serán registrados y organizados en tablas y gráficos para su posterior análisis.

### **3.4 Procedimiento**

En la Figura 3.1 se muestran los pasos para el diseño de la antena de doble frecuencia para cápsulas endoscópicas 2.45 GHz y 5.85 GHz.



**Figura 0.1.** Procedimiento de la investigación.

Para el diseño del sistema se establecen tres bloques que están conformados por las condiciones iniciales que incluyen el número de capas del fantoma (piel, grasa, músculo, intestino delgado y mucosa intestinal), el espesor y las condiciones dieléctricas que serán de acuerdo con la frecuencia de trabajo. Como segundo bloque, se encuentra la elección del tipo de antena que se seleccionará conforme al tamaño y geometría de la cápsula endoscópica. Y como último bloque, el diseño de la antena que estará integrada a la cápsula y fantoma para que de esta manera la antena se pueda adaptar a este medio.

Así mismo, se llevan a cabo las simulaciones para comprobar que la antena presente la frecuencia de resonancia deseada, mediante el análisis del coeficiente de reflexión; si no es así, se realiza un ajuste y se repite el proceso de simulación hasta obtener un diseño que cumpla con la frecuencia establecida. Una vez obtenido el diseño final, se analiza el comportamiento angular; aquí se evaluará la variación del coeficiente de reflexión. Por último, se realiza el análisis y evaluación de los resultados obtenidos para contrastarlos con trabajos similares publicados.

### 3.5 Población de estudio y tamaño de muestra

#### 3.5.1 Población

La población está dada por los entornos simulados que representan condiciones anatómicas del tracto gastrointestinal humano, utilizados para la validación de sistemas de cápsulas endoscópicas mediante el software de simulación CST Studio Suite.

#### 3.5.2 Muestra

La muestra está compuesta por el diseño óptimo de la micro-antena de doble banda (2.4 GHz y 5.8 GHz), que será evaluado mediante la cápsula y las varias capas de tejido (piel, grasa,

músculo, intestino), teniendo en cuenta su espesor y propiedades dieléctricas, considerando las distintas rotaciones angulares de la cápsula para visualizar qué cambios presenta el coeficiente de reflexión.

### 3.6 Operacionalización de variables

**Tabla 0.1.** Operacionalización de las variables.

<b>Variables</b>	<b>Definición</b>	<b>Concepto</b>	<b>Indicador</b>	<b>Técnicas e Instrumentos</b>
<b>Independiente</b>				
<b>Posición angular de la antena integrada a la cápsula</b>	Orientación angular de la antena dentro del fantoma.	Parámetro que modifica el acoplamiento electromagnético entre la antena y los tejidos del fantoma.	Ángulo de rotación (°).	Simulación electromagnética en el software CST Studio Suite.
<b>Dependiente</b>				
<b>Coefficiente de reflexión</b>	Cantidad de energía electromagnética que se refleja en el puerto de alimentación de la antena debido a la interacción con el medio.	Métrica de desempeño que evalúa la adaptación de la impedancia de la antena dentro del fantoma.	Decibelio (dB).	Simulación electromagnética en el software CST Studio Suite.

### 3.7 Diseño del sistema

En este apartado, se detallan las fases a seguir para el diseño de una antena doble banda a las frecuencias de 2.45GHz y 5.85GHz para cápsulas endoscópicas, para posteriormente obtener los resultados de la presente investigación.

#### 3.7.1 Proceso de diseño de la antena

Para empezar con el proceso de la antena, se detalló cada uno de los valores iniciales y se seleccionaron las frecuencias de 2.45 GHz y 5.85 GHz. Luego, se buscaron y analizaron antenas que se adaptaran a la cápsula endoscópica. Como resultado de este análisis, se seleccionó una antena tipo parche circular, puesto que encaja perfectamente en una cápsula por su geometría circular. Adicionalmente, se incorporó un cortocircuito como método de miniaturización, debido a que las longitudes de onda asociadas a estas frecuencias presentan dimensiones mayores permitidas por el tamaño físico de la cápsula.

Cabe recalcar que, para el sustrato de la antena, se usó el material FR-4 con un espesor de 1.6 mm y una permitividad relativa de 4.3; así mismo, en el parche y el plano de tierra se empleó el cobre, con un espesor de 0.035 mm. Por otro lado, para la cápsula se usó el material politetrafluoroetileno (PTFE), más conocido comercialmente como teflón y Poliimida (PI), debido a que es un material biocompatible con el cuerpo humano. Además, a cada una de las capas del tejido se les asignó un valor de permitividad y conductividad eléctrica, tomando como referencia la base de datos de la Fundación para la Investigación de las Tecnologías de la Información en la Sociedad (IT'IS), garantizando así una representación realista del comportamiento electromagnético del fantoma.

Con la Ecuación 2.2 se realizó el cálculo de la longitud de onda de la antena para cada una de las frecuencias.

Para  $f = 2.45 \text{ GHz}$

$$\lambda_{2.45} = \frac{3e10^8}{2.45e9} = 122.44 \text{ mm}$$

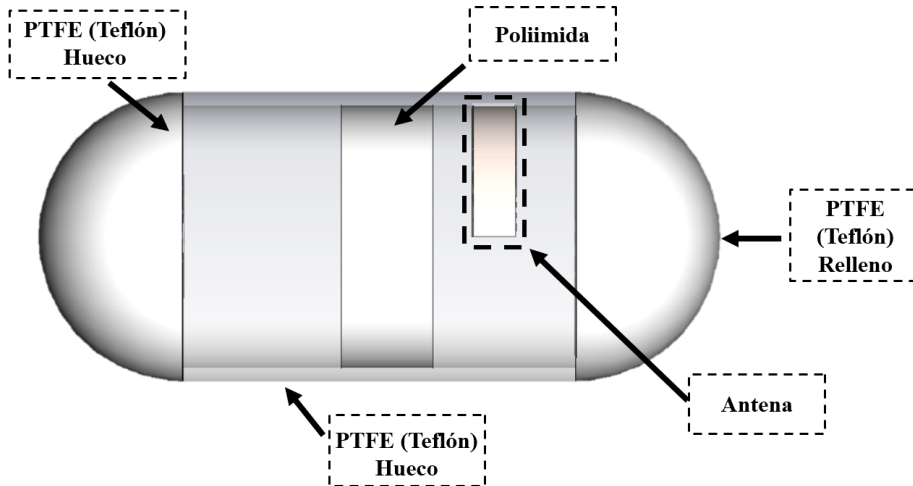
Para  $f = 5.85 \text{ GHz}$

$$\lambda_{5.85} = \frac{3e10^8}{5.85e9} = 51.28 \text{ mm}$$

Una vez determinada la longitud de onda, se observa que las dimensiones son mayores a las de una cápsula endoscópica convencional. Por tal motivo, se recurrió a la miniaturización de la antena mediante la incorporación de un cortocircuito, debido a que este método permite reducir la longitud eléctrica efectiva del parche, logrando obtener la frecuencia de resonancia con dimensiones físicas reducidas.

### **3.7.2 Proceso de diseño de la cápsula endoscópica**

El modelado de la cápsula se realizó mediante una distribución interna que permite la optimización del espacio para la integración de los distintos componentes del sistema. Como se muestra en la Figura 3.2, la cápsula se encuentra segmentada en diferentes regiones, teniendo en cuenta que las zonas huecas del PTFE están destinadas para los componentes electrónicos; de igual manera, se encuentra una sección para la antena dividida por una capa de poliimida para garantizar la correcta integración de la antena sin interferir con otros componentes, manteniendo su viabilidad estructural.



**Figura 0.2.** Distribución del sistema de cápsula endoscópica.

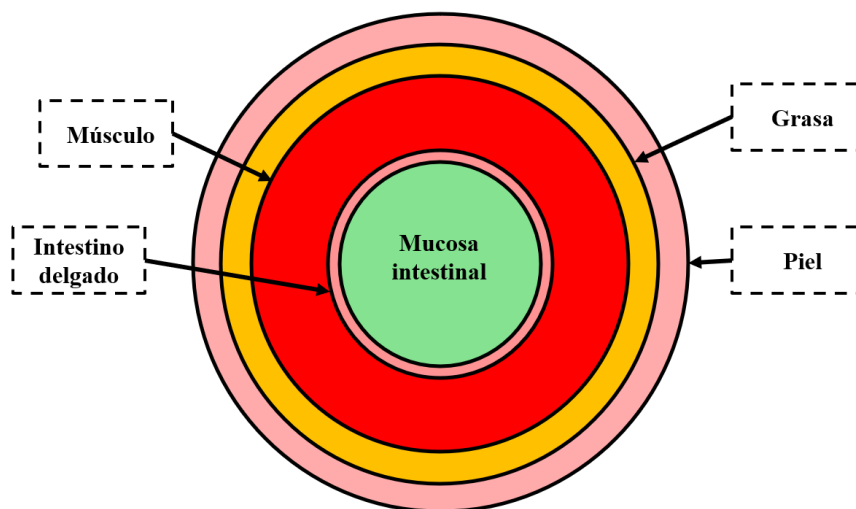
Las dimensiones de la cápsula endoscópica se indican en la Tabla 3.4, en la cual se especifican las medidas principales de cada sección.

**Tabla 0.2.** Dimensiones de la cápsula endoscópica.

Parámetro	Dimensión (mm)
Longitud total de la cápsula	26.04
Diámetro de la cápsula	11.04
Diámetro del compartimiento (Poliimida)	10.04

### 3.7.3 Proceso de diseño del fantoma

En la Figura 3.3 se muestra el fantoma biológico empleado en el estudio, conformado por un sistema heterogéneo, es decir, por varias capas que representan a la estructura anatómica del intestino delgado.



**Figura 0.3.** Capas del fantoma.

Las dimensiones del fantoma que representan al intestino delgado se encuentran en la Tabla 3.3 estos valores se obtuvieron considerando las características físicas de una persona promedio.

**Tabla 0.3.** Dimensiones del fantoma.

Capa del tejido	Radio Interno (mm)	Radio externo (mm)
Mucosa intestinal	13.5	13.5
Intestino delgado	13.5	15.0
Músculo	15.0	25.0
Grasa	25.0	29.0
Piel	29.0	33.0

Cada una de las capas que conforman el fantoma poseen propiedades dieléctricas. A partir de la base de datos de la IT'IS Foundation se obtuvieron los valores de permitividad real ( $\epsilon'$ ) y conductividad ( $\sigma$ ); sin embargo, para representar la permitividad dieléctrica compleja, es necesario incorporar la parte imaginaria ( $\epsilon''$ ), la cual permite modelar las pérdidas dieléctricas del tejido. Por tal motivo, se realizó el cálculo de este parámetro mediante la Ecuación 3.1.

$$\epsilon_r'' = \frac{\sigma}{\omega\epsilon_0} = \frac{\sigma}{2\pi f\epsilon_0} \quad (3.1)$$

En la tabla 3.4 se recopila la información obtenida, con los valores calculados, para replicar de manera real la anatomía del intestino.

**Tabla 0.4.** Propiedades dieléctricas del fantoma.

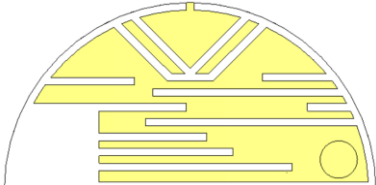
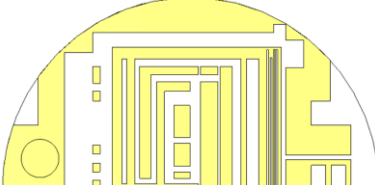
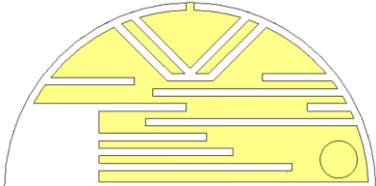
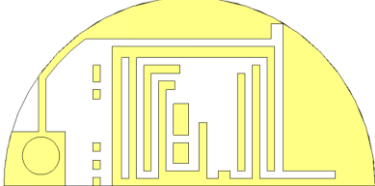
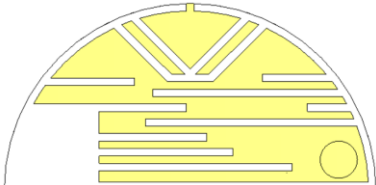
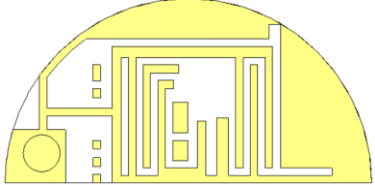
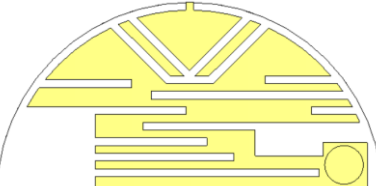
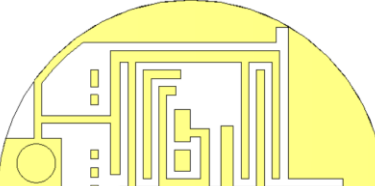
Capa	Frecuencia	Permitividad real ( $\epsilon'$ )	Conductividad ( $\sigma$ )	Permitividad imaginaria ( $\epsilon''$ )
Mucosa intestinal	2.45 GHz	52.7	1.74	12.77
	5.85 GHz	48.4	5.02	15.41
Intestino delgado	2.45 GHz	54.4	3.17	23.26
	5.85 GHz	48.6	6.81	20.91
Músculo	2.45 GHz	52.7	1.74	12.77
	5.85 GHz	48.4	5.02	15.41
Grasa	2.45 GHz	5.28	0.11	0.77
	5.85 GHz	4.95	0.30	0.91
Piel	2.45 GHz	38.0	1.46	10.71
	5.85 GHz	35.1	3.76	11.54

### 3.8 Modelado y simulación de la antena integrada al fantoma y cápsula endoscópica

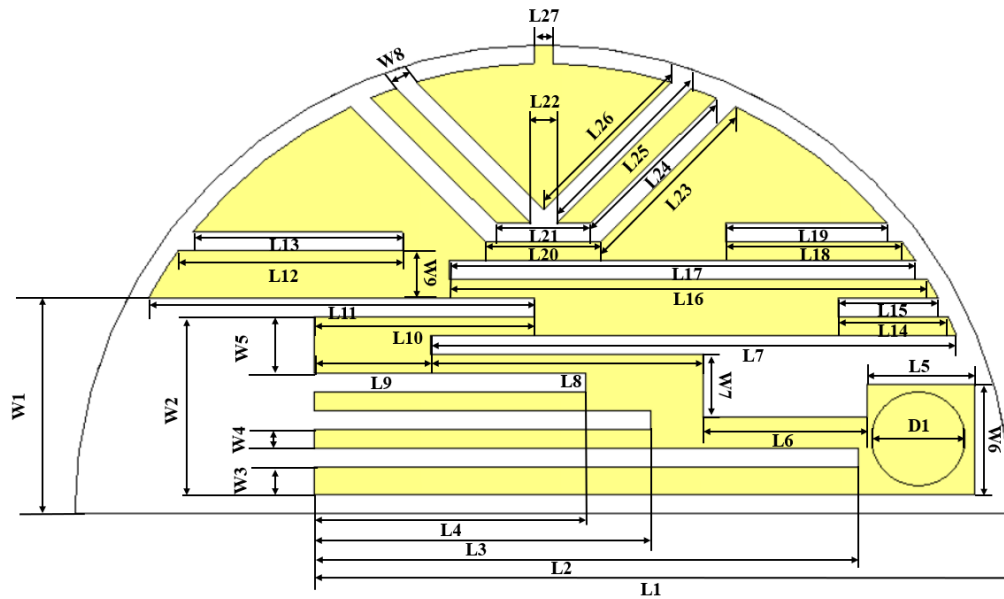
El diseño de la antena integrada a la cápsula endoscópica se desarrolló mediante el modelado y simulación en el software CST Suite Studio. A través de una configuración inicial, se

realizaron varias versiones del diseño, en las cuales se hicieron modificaciones sobre la geometría del parche y el plano de tierra, teniendo como finalidad ajustar el comportamiento resonante de la antenna dentro del fantoma. Cada diseño fue evaluado bajo las mismas condiciones de simulación, permitiendo realizar las pruebas necesarias, y cada una de estas configuraciones se presenta en la Tabla 3.5 donde se observa la vista superior e inferior correspondiente a cada diseño.

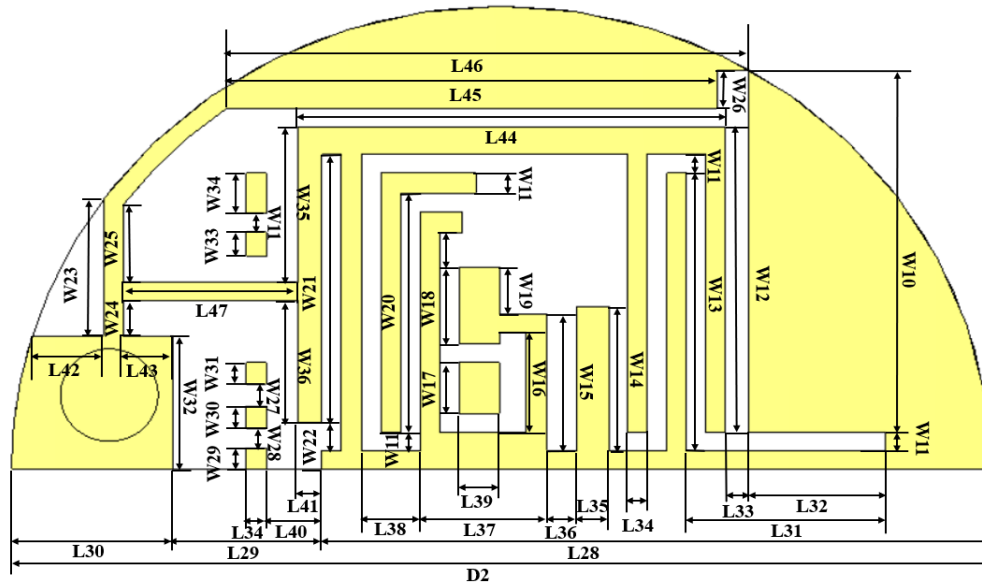
**Tabla 0.5.** Configuraciones geométricas de la antenna integrada a la cápsula endoscópica.

Diseño	Vista superior	Vista inferior
(1)		
(2)		
(3)		
(4)		

En la Figura 3.4 se detallan las líneas de cota correspondientes a cada medición. Cabe recalcar que la selección de este diseño se aborda en el capítulo de resultados, a partir del análisis del coeficiente de reflexión.



a)



b)

**Figura 0.4.** Geometría de la antena con detalles de las dimensiones a) vista superior, b) vista inferior.

Las dimensiones geométricas de la antena integrada a la cápsula endoscópica que fueron empleadas en el análisis se muestran en la Tabla 3.6.

**Tabla 0.6.** Dimensiones de la antena integrada a la cápsula endoscópica.

Parámetro	Valor	Parámetro	Valor	Parámetro	Valor
L1	7.05 mm	W3	0.30 mm	L47	1.78 mm
L2	5.81 mm	W4	0.20 mm	W10	3.90 mm
L3	3.60 mm	W5	0.60 mm	W11	0.20 mm
L4	2.90 mm	W6	1.17 mm	W12	3.30 mm
L5	1.14 mm	W7	0.67 mm	W13	3.00 mm

L6	1.76 mm	W8	0.22 mm	W14	1.56 mm
L7	5.61 mm	W9	0.50 mm	W15	1.48 mm
L8	2.90 mm	D1	1.00 mm	W16	1.08 mm
L9	1.25 mm	D2	10.00 mm	W17	0.55 mm
L10	2.35 mm	L28	6.83 mm	W18	0.83 mm
L11	4.11 mm	L29	1.52 mm	W19	0.50 mm
L12	2.40 mm	L30	1.65 mm	W20	2.80 mm
L13	2.25 mm	L31	2.03 mm	W21	2.90 mm
L14	1.17 mm	L32	1.40 mm	W22	0.30 mm
L15	1.06 mm	L33	0.33 mm	W23	1.48 mm
L16	5.10 mm	L34	0.20 mm	W24	0.38 mm
L17	4.97 mm	L35	0.32 mm	W25	0.83 mm
L18	1.87 mm	L36	0.30 mm	W26	0.40 mm
L19	1.71 mm	L37	0.88 mm	W27	0.24 mm
L20	1.22 mm	L38	0.60 mm	W28	0.21 mm
L21	1.00 mm	L39	0.41 mm	W29	0.23 mm
L22	0.28 mm	L40	0.57 mm	W30	0.24 mm
L23	2.04 mm	L41	0.25 mm	W31	0.23 mm
L24	1.89 mm	L42	0.73 mm	W32	1.44 mm
L25	2.03 mm	L43	0.51 mm	W33	0.26 mm
L26	1.93 mm	L44	4.37 mm	W34	0.44 mm
L27	0.20 mm	L45	5.00 mm	W35	1.68 mm
W1	2.30 mm	L46	5.20 mm	W36	1.32 mm
W2	1.90 mm				

### 3.9 Método de análisis

#### 3.9.1 Análisis del comportamiento angular

Para el análisis de los resultados se evaluará el coeficiente de reflexión  $|S_{11}|$  en función de la ubicación angular de la cápsula endoscópica dentro del fantoma. Este análisis permitirá visualizar el cambio del comportamiento electromagnético en diferentes orientaciones, debido a que los cambios en la distribución de campos afectan a la impedancia de la antena y, en consecuencia, el coeficiente de reflexión.

El análisis se realizó mediante un barrido angular de  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , con incrementos de  $5^\circ$ , lo que permitió evaluar de manera global el comportamiento de la cápsula integrada con la antena dentro del fantoma. Cabe recalcar que las rotaciones solo se realizaron en un solo eje, como una delimitación del estudio. A partir de estas rotaciones, se seleccionaron cuatro posiciones angulares representativas, las cuales fueron empleadas para el análisis detallado de los resultados.

### **3.9.2 Procesamiento de datos**

A través de los datos conseguidos mediante las simulaciones del coeficiente de reflexión  $|S_{11}|$  correspondiente a cada ángulo de la cápsula endoscópica dentro del fantoma, se realizó el procesamiento, esto con el fin de estructurar cada parte de la información obtenida de manera útil para su posterior análisis. Con este se busca representar las gráficas y tablas para analizar los resultados.

### **3.9.3 Análisis y evaluación de resultados**

En esta sección se realiza el análisis y evaluación de los resultados obtenidos a partir del coeficiente de reflexión en función de la ubicación angular de la cápsula endoscópica dentro del fantoma. Así mismo, y en concordancia con los objetivos específicos del estudio, se contrastan los resultados obtenidos con trabajos similares reportados en la literatura, considerando de manera complementaria parámetros como el ancho de banda, la ganancia y la polarización, con el fin de contextualizar el desempeño general del sistema propuesto.

## CAPÍTULO IV.

### 4.1 Resultados

#### 4.1.1 Resultados del proceso de optimización de la antena integrada al sistema

Para la interpretación de los resultados obtenidos durante el proceso de optimización, en la Figura 4.1 se presenta el coeficiente de reflexión correspondiente a cada una de las configuraciones de diseño anteriormente evaluadas. A partir de estos resultados, se observó que la configuración correspondiente al diseño 4 presentó un comportamiento adecuado en las frecuencias de 2.45 GHz y 5.85 GHz, cumpliendo con el criterio de  $|S_{11}| < -10 \text{ dB}$ . Las demás configuraciones muestran aproximaciones; sin embargo, no presentan un comportamiento simultáneo adecuado en ambas frecuencias, razón por la cual el Diseño 4 fue seleccionado como antena para la cápsula endoscópica.

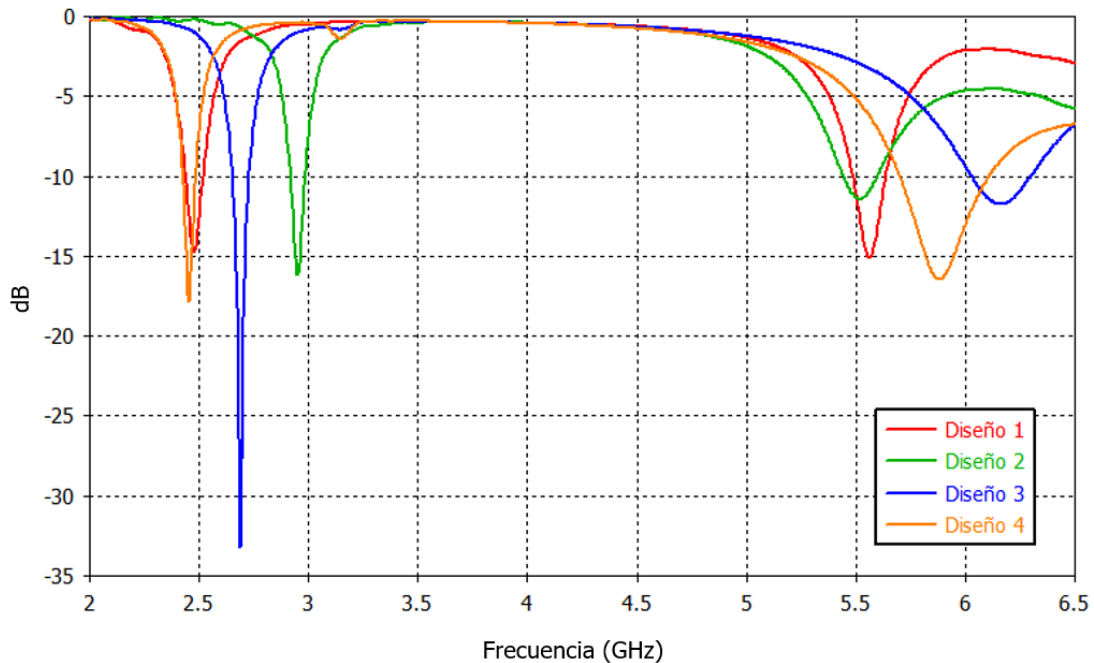
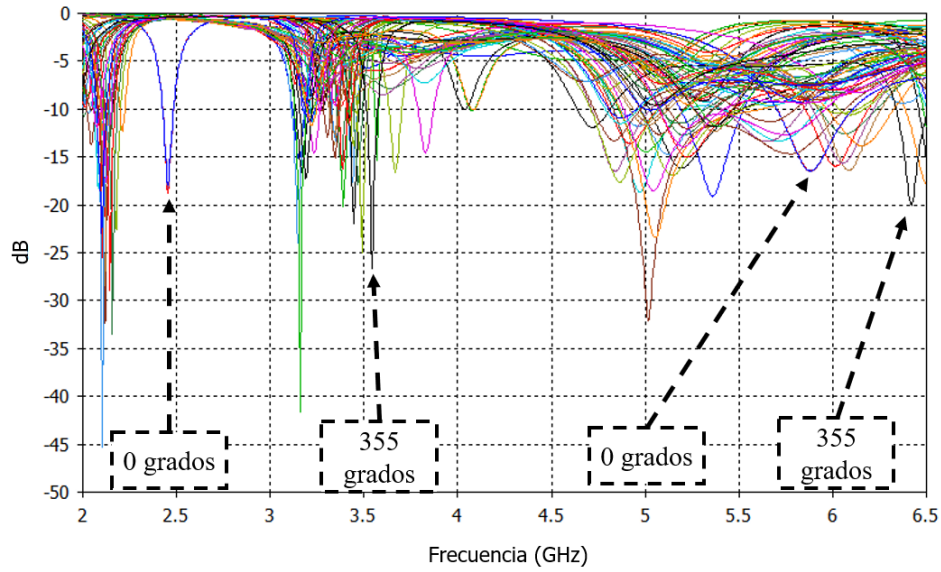


Figura 0.1. Coeficiente de reflexión de cada uno de los diseños.

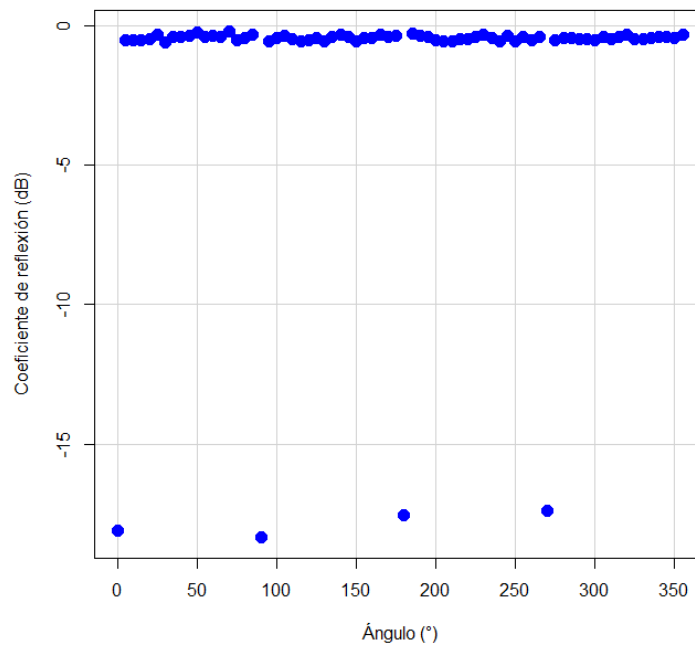
#### 4.1.2 Resultados del análisis del comportamiento angular

En este apartado se visualizan los resultados del comportamiento angular de la antena integrada a la cápsula endoscópica dentro del fantoma; se analizó el coeficiente de reflexión en función de la ubicación angular de la cápsula. Con el fin de describir de manera objetiva la respuesta del sistema, se realizó un análisis estadístico descriptivo de los valores obtenidos orientado a identificar la tendencia general y la variabilidad del parámetro. En la Figura 4.2, se observa que cambia la magnitud y la frecuencia del coeficiente de reflexión conforme a cada orientación angular. Esto indica que la antena no es uniforme para todas las orientaciones, debido a que se aprecian variaciones en el nivel de adaptación de impedancia.



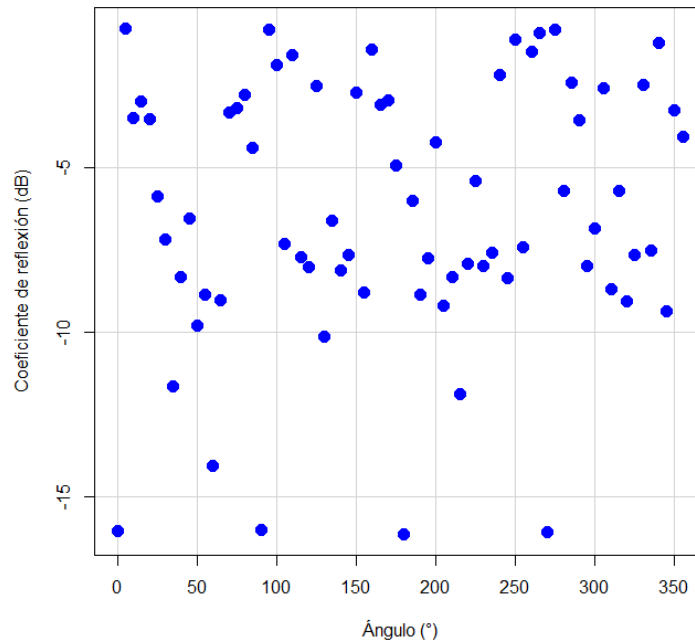
**Figura 0.2.** Coeficiente de reflexión de la antena integrada a la cápsula endoscópica dentro del fantoma, correspondiente al barrido angular de  $0^\circ$  a  $360^\circ$ , con incrementos de  $5^\circ$ .

Para el análisis de resultados se utilizaron gráficas de dispersión, con el fin de visualizar el comportamiento del coeficiente de reflexión. En la Figura 4.3 se muestra que la mayoría de los valores evidencian una tendencia cercana a 0 dB, lo que indica una desadaptación de impedancia pronunciada en la antena, sin embargo, en algunas orientaciones específicas se presenta una mayor estabilidad, indicando una mejor adaptación de impedancia.



**Figura 0.3.** Comportamiento del coeficiente de reflexión en función de la posición angular de la cápsula endoscópica a 2.45 GHz.

En la Figura 4.4, se puede observar que, a comparación de la gráfica anterior, esta presenta mayor variabilidad en el coeficiente de reflexión. Esta dispersión evidencia la dependencia angular del sistema, debido a que presenta valores de adaptación aceptables en la mayor parte de las orientaciones a la frecuencia de 5.85 GHz.



**Figura 0.4.** Comportamiento del coeficiente de reflexión en función de la posición angular de la cápsula endoscópica a 5.85 GHz.

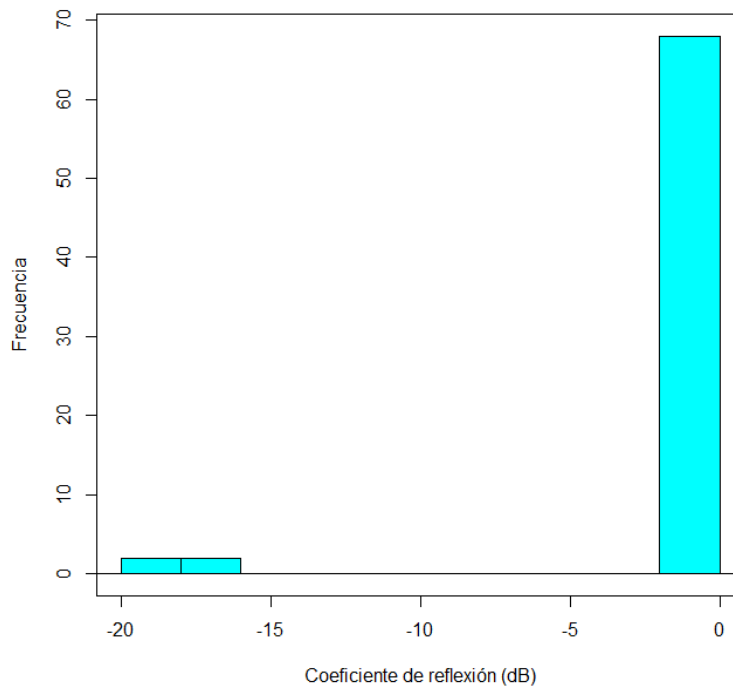
Se realizó un análisis estadístico descriptivo en el cual se observa que el coeficiente de reflexión presenta comportamientos diferenciados en función de la frecuencia. Para 2.45 GHz, la media del coeficiente de reflexión se aproxima a -1.41 dB, con una desviación estándar de 4.02 dB, lo que indica una mayor dispersión de los valores a lo largo de las distintas posiciones. Por el contrario, a 5.85 GHz se obtiene una media de -6.26 dB y una desviación estándar menor, indicando una adaptación de impedancia más estable en comparación con la banda de 2.45 GHz. Así mismo, los valores mínimos registrados en ambas frecuencias muestran la presencia de orientaciones específicas donde la adaptación mejora de manera significativa, mientras que los cuartiles muestran que la mayor parte de los valores del coeficiente de reflexión se agrupan en rangos próximos a la mediana.

**Tabla 0.1.** Estadística descriptiva del coeficiente de reflexión.

Estadística	2.45 GHz	5.85 GHz
Número de datos	72	72
Media	-1.41 dB	-6.26 dB
Desviación estándar	4.02 dB	3.92 dB
Valor mínimo	-18.35 dB	-16.14 dB
25% (Primer cuartil)	-0.53 dB	-8.31 dB
50% (Segundo cuartil)	-0.46 dB	-6.57 dB

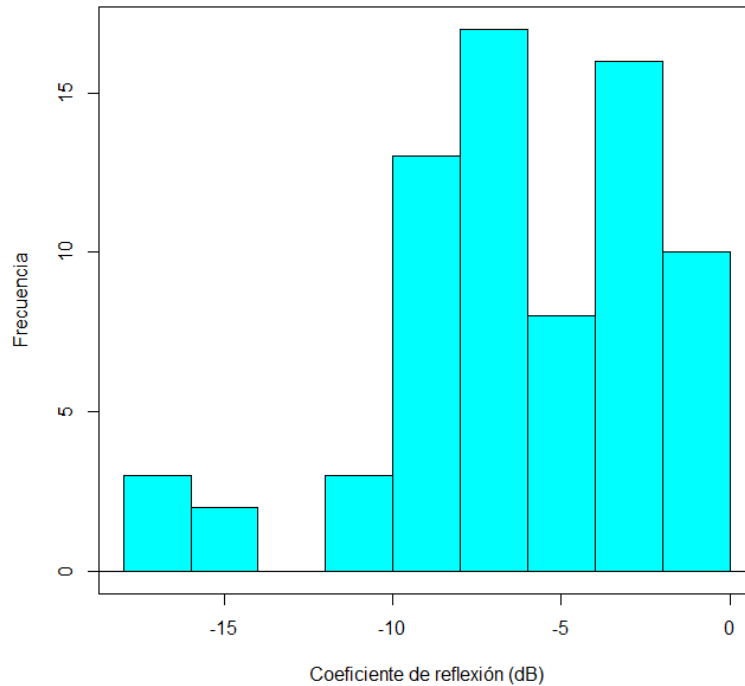
75% (Tercer cuartil)	-0.40 dB	-2.95 dB
Valor máximo	-0.20 dB	-0.74 dB

Con el fin de analizar la distribución estadística del coeficiente de reflexión obtenido a partir de las posiciones angulares, en la Figura 4.5 se presenta el histograma, el cual permite identificar dónde los intervalos del parámetro  $|S_{11}|$  se concentran con mayor frecuencia, así como la presencia de valores aislados asociados a orientaciones específicas con una adaptación más favorable.



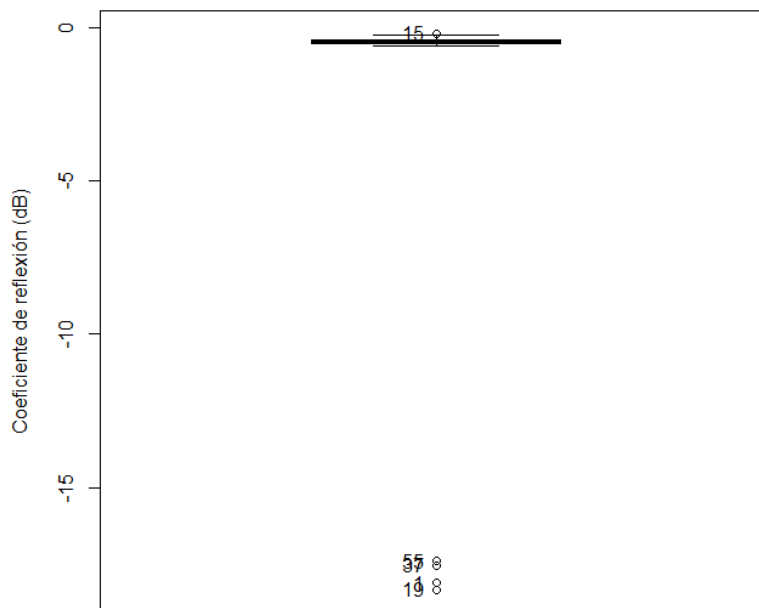
**Figura 0.5.** Distribución del coeficiente de reflexión a 2.45 GHz.

En la Figura 4.6 se observa que la concentración de los valores del coeficiente de reflexión se encuentra en el rango de -10 dB a 0 dB, evidenciando que no se distribuyen de manera uniforme. Así mismo, se presentan intervalos con menor frecuencia para los valores por debajo de los -10 dB, indicando una mejor adaptación de impedancia.



**Figura 0.6.** Distribución del coeficiente de reflexión a 5.85 GHz.

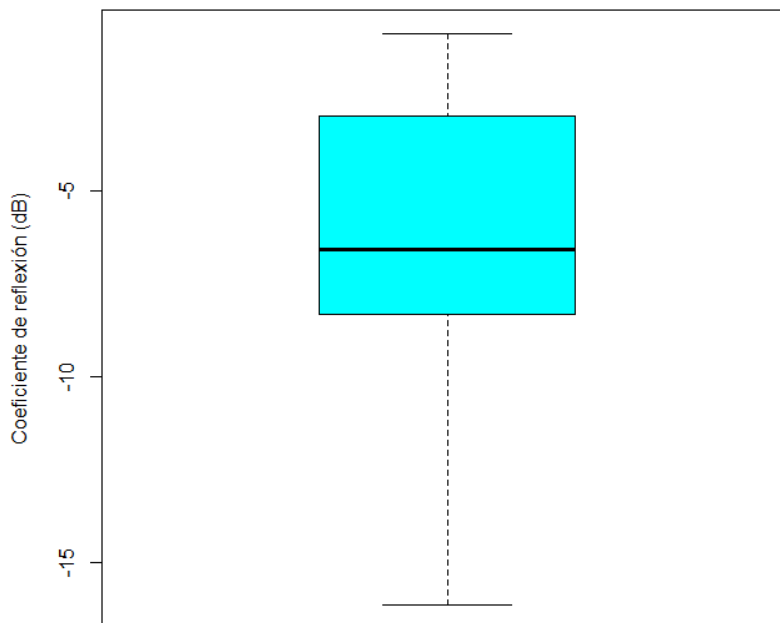
En la Figura 4.7 se muestra que los valores están muy agrupados entre sí y existe poca dispersión de datos, es decir, que la mayoría de estos reflejan gran parte de la potencia. De la misma manera, se observan valores que se encuentran distantes, presentando variaciones atípicas en donde la adaptación de impedancia es mejor. Este comportamiento indica que, para esta frecuencia, solo un conjunto restringido de posiciones angulares presenta condiciones favorables de operación.



**Figura 0.7.** Análisis estadístico del coeficiente de reflexión a 2.45 GHz.

En la Figura 4.8 se muestra una distribución más extensa de los valores del coeficiente de reflexión en comparación con la Figura 4.7, es decir, estos valores se encuentran más

dispersos y sin una concentración dominante. De esta manera, se refleja un comportamiento con mayor estabilidad y menos dependiente de la orientación angular.



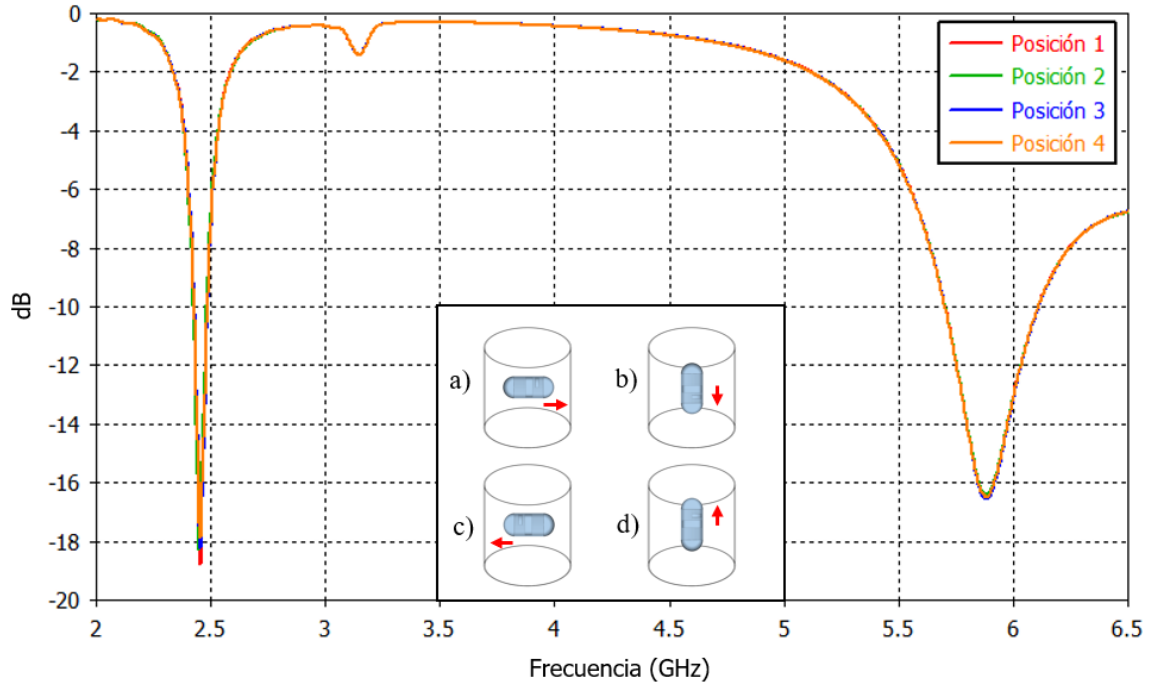
**Figura 0.8.** Análisis estadístico del coeficiente de reflexión a 5.85 GHz.

A partir del análisis estadístico global del coeficiente de reflexión, y considerando el criterio de adaptación  $|S_{11}| \leq -10$  dB, se identificaron las orientaciones angulares con un desempeño electromagnético aceptable mostrados en la Tabla 4.2.

**Tabla 0.2.** Ángulos que se encuentran con un coeficiente de reflexión debajo de -10 dB.

Ángulo	2.45 GHz	5.85 GHz
0	-18.13 dB	-16.05 dB
35	---	-11.62 dB
60	---	-14.06 dB
90	-18.35 dB	-16.00 dB
130	---	-10.13 dB
180	-17.54 dB	-16.14 dB
215	---	-11.85 dB
270	-17.41 dB	-16.08 dB

A partir de estas posiciones que cumplen el criterio  $|S_{11}| \leq -10$  dB se seleccionaron cuatro posiciones representativas del análisis del sistema, considerando un desempeño adecuado en ambas bandas. La Figura 4.9 muestra el coeficiente de reflexión en función de la frecuencia para las cuatro posiciones seleccionadas, evidenciando que la antena integrada mantiene una buena adaptación en las bandas de 2.45 GHz y 5.85 GHz. Los resultados obtenidos comprueban que la antena tiene un comportamiento electromagnético estable frente a variaciones en la orientación angular dentro del fantoma. A partir de estos resultados, se procede al análisis y discusión del desempeño general del sistema propuesto.



**Figura 0.9.** Coeficiente de reflexión de la antena integrada a la cápsula endoscópica dentro del fantoma, correspondiente a las posiciones a)  $0^\circ$ , b)  $90^\circ$ , c)  $180^\circ$ , d)  $270^\circ$ .

## 4.2 Discusión

En esta sección se discuten los resultados obtenidos a partir del análisis del comportamiento angular. Estos se interpretan en función de los criterios de adaptación establecidos y se contrastan con estudios similares reportados en la literatura, con el propósito de contextualizar el desempeño del sistema propuesto. A pesar de las variaciones observadas el sistema mantiene una adecuada adaptación de impedancia en ambas bandas.

En la banda de 2.45 GHz, se observa que únicamente ciertas orientaciones angulares específicas ( $0^\circ$ ,  $90^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $270^\circ$ ) cumplen con el criterio de adaptación establecido, alcanzando valores de coeficiente de reflexión inferiores a -17 dB. Esto indica que, para esta banda, la adaptación de impedancia es más sensible a la orientación angular. Por otro lado, en la banda de 5.85 GHz se identifica un mayor número de orientaciones que cumplen el criterio  $|S_{11}| \leq -10$ , dando a entender que existe menor sensibilidad angular en comparación con la banda de 2.45 GHz.

Esta diferencia puede atribuirse a la menor longitud de onda a frecuencia más altas, lo que reduce el impacto a las variaciones dieléctricas del fantoma sobre la impedancia de la antena. El análisis del sistema de ambas bandas permite comprender que el comportamiento angular no es completamente uniforme, por tal motivo solo existen ciertos ángulos en los que el coeficiente de reflexión no cambia. A partir de esta selección, se analizaron los parámetros complementarios de la antena, como el ancho de banda, la ganancia y la polarización como se muestra en la Tabla 4.3, permitiendo una evaluación integral del sistema y su comparación con trabajos similares reportados en la literatura.

**Tabla 0.3.** Resumen de las diferentes antenas doble banda en aplicaciones de cápsulas endoscópicas.

<b>Ref.</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Ancho de banda (%)</b>	<b>Ganancia (dBi)</b>	<b>Polarización</b>
Ran et al. [12]	1.4 GHz	30.3	-36.8	N/A
	4 GHz	53.3	-30.3	N/A
Hayat et al. [22]	915 MHz	13.63	-28.2	Circular (CP)
	2.45 GHz	6.28	-24.5	Circular (CP)
Alshammari et al. [23]	1.4 GHz	7.2	-29.4	Lineal (LP)
	2.45 GHz	4.2	-30.4	Lineal (LP)
Ghosh et al. [24]	2.45 GHz	20.42	-24.08	Lineal (LP)
	4.55 GHz	13.85	-26.11	Lineal (LP)
Este trabajo	2.45 GHz	2.37	-14.17	Lineal (LP)
	5.85 GHz	6.94	-36.93	Lineal (LP)

## CAPÍTULO V.

### 5.1 Conclusiones

El sistema de cápsula endoscópica permitió validar su desempeño mediante cuatro orientaciones en las cuales las bandas resonaban a 2.45 GHz y 5.85 GHz, a través de la respuesta conjunta de antena-cápsula bajo escenarios que simulaban las condiciones del intestino delgado. De esta manera, se obtuvo una visión global del funcionamiento del sistema.

Mediante el software de simulación CST Studio Suite se diseñó el subsistema de antena de doble banda integrado a la cápsula endoscópica y al fantoma heterogéneo. Este modelo permitió representar el comportamiento de la cápsula endoscópica en condiciones realistas, mediante sus propiedades dieléctricas con permitividades en el rango de 5.3 a 54.4, y conductividades entre 0.11 a  $6.81 \frac{S}{m}$  para las frecuencias de 2.45 GHz y 5.85 GHz.

Se realizó la optimización final de la antena a través de la etapa de diseño, con un ancho de banda de  $AB_{2.45 \text{ GHz}} = 2.37 \%$  y  $AB_{5.85 \text{ GHz}} = 6.94 \%$ . Cabe recalcar que el comportamiento electromagnético evaluado a través del parámetro  $|S_{11}|$  presentó mayor sensibilidad ante las rotaciones angulares en la banda con menor frecuencia en comparación con la banda superior. Este efecto se atribuye al tipo de polarización lineal de la antena y a las diferencias de ganancia presentadas en cada banda ( $G_{2.45 \text{ GHz}} = -14.17 \text{ dBi}$  y  $G_{5.85 \text{ GHz}} = -36.93 \text{ dBi}$ ).

La evaluación de los resultados con respecto a otros trabajos publicados evidencia que el ancho de banda alcanzado a 2.45 GHz en este estudio es menor (2.37 %) a los reportados por Alshammari et al. (4.02 %) y Ghosh et al. (20.42 %), a pesar de esto, se encuentra en el rango definido por la ISM. En cuanto a la ganancia, los valores de  $-14.17 \text{ dBi}$  se mantienen en niveles aproximados a los diseños publicados por Alshammari et al. ( $-30.4 \text{ dBi}$ ) y Ghosh et al. ( $-24.08 \text{ dBi}$ ) y cabe recalcar que, la mayoría de estas investigaciones presentó un tipo de polarización lineal. Para la banda de 5.85 GHz, se obtuvo un ancho de banda de 6.94 % y una ganancia de  $-36.93 \text{ dBi}$ , sin embargo, no se identificaron trabajos publicados a esta frecuencia que permitan una comparación directa.

## 5.2 Recomendaciones

En este apartado se presentan las recomendaciones en base a la investigación realizada.

- Se propone realizar variaciones del parche en la longitud y el ancho de las líneas microstrip, para que se pueda aumentar el ancho de banda sin necesidad de comprometer al tamaño de la antena.
- Para abordar el comportamiento del diseño ante los distintos cambios anatómicos, se sugiere cambiar el espesor en cada capa del fantoma para evaluar el comportamiento del coeficiente de reflexión y la estabilidad de desempeño de la antena bajo varios escenarios fisiológicos.
- Con el fin de evaluar la viabilidad de la comunicación en las bandas de interés, se plantea realizar el sistema de enlace de transmisión/recepción para observar si presenta pérdidas en el medio.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. Lai *et al.*, «Design of a dual-polarized omnidirectional dielectric resonator antenna for capsule endoscopy system», doi: 10.1109/ACCESS.2021.3052601.
- [2] M. A. Ali, N. Tom, F. N. Alsunaydih, y M. R. Yuce, «Recent advancements in localization technologies for wireless Capsule endoscopy: a technical review», *Sensors*, vol. 25, n.º 1, p. 253, ene. 2025, doi: 10.3390/s25010253.
- [3] Z. Yu, B. He, X. Wu, y X. An, «A multi-band cylindrical conformal antenna with low specific absorption rate for wireless medical capsule endoscopy», *Prog. Electromagn. Res. M*, vol. 104, pp. 123-132, 2021, doi: 10.2528/PIERM21072601.
- [4] A. Mohan y N. Kumar, «Implantable antennas for biomedical applications: a systematic review», *Biomed. Eng. OnLine*, vol. 23, n.º 1, p. 87, ago. 2024, doi: 10.1186/s12938-024-01277-1.
- [5] D. Nikolayev, M. Zhadobov, y R. Sauleau, «Impact of tissue electromagnetic properties on radiation performance of in-body antennas», *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 17, n.º 8, pp. 1440-1444, ago. 2018, doi: 10.1109/LAWP.2018.2848943.
- [6] A. Basir, M. Zada, Y. Cho, y H. Yoo, «A dual-circular-polarized endoscopic antenna with wideband characteristics and wireless biotelemetric link characterization», *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 68, n.º 10, pp. 6953-6963, oct. 2020, doi: 10.1109/TAP.2020.2998874.
- [7] M. Kim y H. J. Jang, «Recent technological advances in video capsule endoscopy: a comprehensive review», *Clin. Endosc.*, sep. 2025, doi: 10.5946/ce.2025.135.
- [8] P. Bue, I. Narváez, A. Arellano, y D. Brazales, «Capsule endoscopy experience in a specialty hospital in Quito, Ecuador», *Rev. Gastroenterol. Latinoam.*, vol. 35, pp. 166-169, dic. 2024, doi: 10.46613/gastrolat2024003-0.
- [9] M. Jasim, A. J. A. Al-Gburi, M. Hanif, Z. A. Dayo, M. M. Ismail, y Z. Zakaria, «An extensive review on implantable antennas for biomedical applications: Health considerations, geometries, fabrication techniques, and challenges», *Alex. Eng. J.*, vol. 112, pp. 110-139, ene. 2025, doi: 10.1016/j.aej.2024.10.105.
- [10] P. Leelatian, «A miniaturized slotted patch antenna for medical implant applications | proceedings of the 2023 13th international conference on biomedical engineering and technology». Accedido: 26 de noviembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://dl.acm.org/doi/10.1145/3620679.3620703>
- [11] S. M. Un Noor *et al.*, «A highly miniaturized circularly polarized self-duplexing implantable antenna with enhanced performance for wireless capsule endoscopy applications», *Sci. Rep.*, vol. 15, n.º 1, p. 35470, oct. 2025, doi: 10.1038/s41598-025-19415-7.
- [12] M. Ran, M. Ye, y B. Yin, «A dual-band ultra-wideband conformal antenna for WCE», *Prog. Electromagn. Res. M*, vol. 111, pp. 89-101, 2022, doi: 10.2528/PIERM22040401.
- [13] E. G. Pérez Velásquez, «Antena implantable a 2.45 GHz para telemetría biomédica implementada al interior de líquidos equivalentes de tejido (músculo, grasa y piel) y/o geles de imitación (phantom)», 2023, Accedido: 22 de octubre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://hdl.handle.net/20.500.12495/10702>

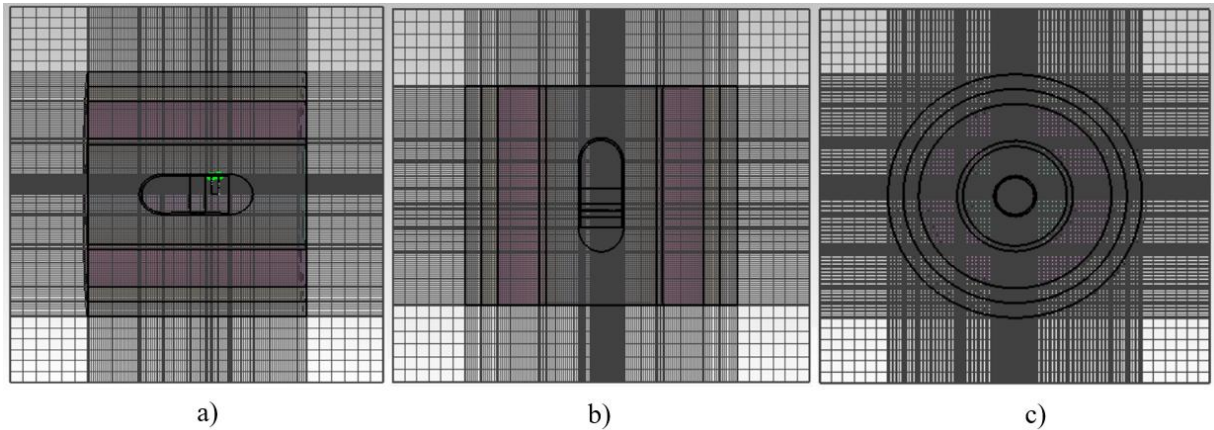
- [14] D. D. Kiradzhyska y R. D. Mantcheva, «Overview of biocompatible materials and their use in medicine», *Folia Med Plovdiv*, vol. 61, n.º 1, pp. 34-40, 2019.
- [15] E. Amaguaya, «Diseño e implementación de un fantoma para simular respuestas en frecuencia en la banda sub 6Ghz en la piel humana.» Accedido: 26 de noviembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://dspace.esPOCH.edu.ec/items/c28a3208-5b76-4436-843e-8e42aa9d5ade>
- [16] N. K. Mandsberg, J. F. Christfort, K. Kamguyan, A. Boisen, y S. K. Srivastava, «Orally ingestible medical devices for gut engineering», *Adv. Drug Deliv. Rev.*, vol. 165-166, pp. 142-154, ene. 2020, doi: 10.1016/j.addr.2020.05.004.
- [17] Z. Song, X. Xu, Y. Shi, y L. Wang, «Design of a compact circularly polarized implantable antenna for capsule endoscopy systems», *Sensors*, vol. 24, n.º 12, Art. n.º 12, ene. 2024, doi: 10.3390/s24123960.
- [18] S. Fontana *et al.*, «State of the art on advancements in wireless capsule endoscopy telemetry: a systematic approach», *IEEE Open J. Antennas Propag.*, vol. 5, n.º 5, pp. 1282-1294, oct. 2024, doi: 10.1109/OJAP.2024.3409827.
- [19] M. Yousaf *et al.*, «Compacted conformal implantable antenna with multitasking capabilities for ingestible capsule endoscope», *IEEE Access*, vol. 8, pp. 157617-157627, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3019663.
- [20] A. Paredes, «Diseño e implementación de una antena para cápsula endoscópica.» Accedido: 2 de junio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://dspace.esPOCH.edu.ec/items/2546a9e7-3ffd-4d80-b92f-1c2ac4d077ef>
- [21] A. Mohan y N. Kumar, «Compact wideband implantable antenna for wireless capsule endoscopy application in the 2.45 GHz ISM band», *Sci. Rep.*, vol. 15, p. 30644, ago. 2025, doi: 10.1038/s41598-025-15591-8.
- [22] S. Hayat, S. A. A. Shah, y H. Yoo, «Miniaturized dual-band circularly polarized implantable antenna for capsule endoscopic system», *IEEE Trans. Antennas Propag.*, vol. 69, n.º 4, pp. 1885-1895, abr. 2021, doi: 10.1109/TAP.2020.3026881.
- [23] A. Alshammari, A. Iqbal, A. Basir, R. B. V. B. Simorangkir, y I. B. Mabrouk, «Ultra-miniaturized dual-band implantable antenna for wireless capsule endoscopy», *IEEE Sens. J.*, vol. 24, n.º 9, mar. 2024, doi: 10.1109/jsen.2024.3374817.
- [24] S. Ghosh, S. C. Ekpo, F. Elias, S. Alabi, y B. Gupta, «Compact dual-band antenna for C-band 5G biotelemetry in wireless capsule endoscopy», *IEEE Antennas Wirel. Propag. Lett.*, vol. 24, n.º 10, pp. 3370-3374, oct. 2025, doi: 10.1109/LAWP.2025.3590415.
- [25] E. Ponce, «Diseño e implementación de un fantoma para la implantación de una antena PIFA para simular mediciones cerebrales.» Accedido: 27 de noviembre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://dspace.esPOCH.edu.ec/items/69fe4459-7f3a-4d0d-9315-29a2b341acf6>
- [26] J. S. Mena Coloma y J. A. Onofa Banguera, «Medición SAR antena microstrip vs arreglo de antena microstrip 2x1», bachelorThesis, 2023. Accedido: 22 de octubre de 2025. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/25468>
- [27] H. A. Bastidas Crespo y J. M. Mera Huera, «Análisis del SAR de un arreglo 2x1 de una antena dipolo doble en la banda 5G», bachelorThesis, 2023. Accedido: 22 de

- octubre de 2025. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/26485>
- [28] Md. F. H. Mihad, H. Kawsari, R. Parveen, H. Rani, y M. Rahman, «A slotted patch antenna for 5G applications operating at 28 GHz and 37 GHz», en *2024 3rd International Conference on Advancement in Electrical and Electronic Engineering (ICAEEE)*, abr. 2024, pp. 1-5. doi: 10.1109/ICAEEE62219.2024.10561733.
- [29] M. Khatun, Md. S. Hossain, MD. F. Hasan Mihad, M. Rahman, y Md. A. Siddik, «Design of a dual band microstrip patch antenna for 5G mm-wave applications», en *2024 IEEE International Conference on Signal Processing, Information, Communication and Systems (SPICSCON)*, nov. 2024, pp. 01-04. doi: 10.1109/SPICSCON64195.2024.10940118.
- [30] M. Gade, G. Prasad, A. Gantala, P. Anjaneyulu, y H. Shaik, «Design of circular microstrip patch antenna and its simulation results», *J. Adv. Res. Dyn. Control Syst.*, vol. 9, pp. 230-239, oct. 2017.
- [31] A. Nayak, S. Dutta, y S. Mandal, «Design of dual band microstrip patch antenna for 5G communication operating at 28 GHz and 46 GHz», *Int. J. Wirel. Microw. Technol.*, vol. 13, n.º 2, pp. 43-52, 2023.
- [32] B. J. Kwaha, O. N. Inyang, y P. Amalu, «The circular microstrip patch antenna – design and implementation», 2011.
- [33] S. Douhi, S. Labihi, A. Eddiai, S. Lakrit, M. El Achaby, y A. J. A. Al-Gburi, «Design, characterization, and electromagnetic performance of a flexible wideband RF antenna using composite materials», *J. Sci. Adv. Mater. Devices*, vol. 10, n.º 1, p. 100847, mar. 2025, doi: 10.1016/j.jsamd.2024.100847.
- [34] S. Pramono, M. H. Ibrahim, M. E. Sulisty, Sutrisno, F. Rahutomo, y J. Hariyono, «Design and challenges on mmwave antennas: a comprehensive review | E3S web of conferences». Accedido: 21 de octubre de 2025. [En línea]. Disponible en: [https://www.e3s-conferences.org/articles/e3sconf/abs/2023/102/e3sconf\\_icimece2023\\_02067/e3sconf\\_icimece2023\\_02067.html](https://www.e3s-conferences.org/articles/e3sconf/abs/2023/102/e3sconf_icimece2023_02067/e3sconf_icimece2023_02067.html)
- [35] N. A. Abd Rahman *et al.*, «A review of circularly polarized dielectric resonator antennas: recent developments and applications», *Micromachines*, vol. 13, n.º 12, p. 2178, dic. 2022, doi: 10.3390/mi13122178.
- [36] Bilal Okan Icmey y Cetin Kurnaz, «High-gain dual-Band microstrip antenna for 5G mmwave applications: design, optimization, and experimental validation». Accedido: 22 de octubre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.mdpi.com/2076-3417/15/7/3993>
- [37] R. N. Tiwari *et al.*, «A low-profile dual-band millimeter wave patch antenna for high-speed wearable and biomedical applications», *Results Eng.*, vol. 24, p. 103212, dic. 2024, doi: 10.1016/j.rineng.2024.103212.
- [38] R. I. Hakim, D. Mahendra, y E. Endarko, «Vivaldi tapered slot antenna for microwave imaging in medical applications», *J. Tek. Elektro*, vol. 15, n.º 2, Art. n.º 2, 2023, doi: 10.15294/jte.v15i2.43955.

- [39] N. Calik, F. Güneş, S. Koziel, A. Pietrenko-Dabrowska, M. Belen, y P. Mahouti, «Deep-learning-based precise characterization of microwave transistors using fully-automated regression surrogates | Scientific Reports». Accedido: 21 de octubre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.nature.com/articles/s41598-023-28639-4>
- [40] H. R. Suquillo Yajamín, «Comparación de los parámetros de una antena dipolo de media onda en la banda de 26 GHz», bachelorThesis, 2022. Accedido: 28 de julio de 2025. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/22096>
- [41] P. J. Pupalaiakis, *S-parameters for signal integrity*. Cambridge University Press, 2020.
- [42] E. A. Rosero Rosero, «Corrección del factor de potencia en micro-redes eléctricas ante el peligro de resonancia por alta penetración de cargas no lineales», bachelorThesis, 2020. Accedido: 28 de julio de 2025. [En línea]. Disponible en: <http://dspace.ups.edu.ec/handle/123456789/19390>
- [43] Y. Feng, Z. Li, L. Qi, W. Shen, y G. Li, «A compact and miniaturized implantable antenna for ISM band in wireless cardiac pacemaker system», *Sci. Rep.*, vol. 12, n.º 1, p. 238, ene. 2022, doi: 10.1038/s41598-021-04404-3.
- [44] C.-C. Su *et al.*, «Capsule endoscopy: current trends, technological advancements, and future perspectives in gastrointestinal diagnostics», *Bioengineering*, vol. 12, n.º 6, Art. n.º 6, jun. 2025, doi: 10.3390/bioengineering12060613.
- [45] A. Chamorro, «Diseño e implementación de un fantoma para simular detección de cáncer de pulmón tipo 1A.» Accedido: 28 de julio de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://dspace.esPOCH.edu.ec/items/3ae9e417-cc24-4cdd-9968-aa13a8a35f99>
- [46] S. Costanzo, V. Cioffi, A. M. Qureshi, y A. Borgia, «Gel-like human mimicking phantoms: realization procedure, dielectric characterization and experimental validations on microwave wearable body sensors», *Biosensors*, vol. 11, n.º 4, p. 111, abr. 2021, doi: 10.3390/bios11040111.
- [47] W. K. Liu, S. Li, y H. S. Park, «Eighty years of the finite element method: birth, evolution, and future», *Arch. Comput. Methods Eng.*, vol. 29, n.º 6, pp. 4431-4453, oct. 2022, doi: 10.1007/s11831-022-09740-9.
- [48] E. Granizo, F. Escudero, R. Pachacama, M. Aquino, y E. Lozano, «Optoacoustic effect analysis by FEM», *AIP Conf. Proc.*, vol. 2003, n.º 1, p. 020006, ago. 2018, doi: 10.1063/1.5050358.
- [49] P. Escudero-Villa, P. Fonseca-Gonzales, y J. Núñez-Sánchez, «Noise isolation system for indoor industrial ventilation», *Sustainability*, vol. 15, n.º 11, p. 9083, ene. 2023, doi: 10.3390/su15119083.
- [50] K. Aliqab, I. Nadeem, y S. R. Khan, «A comprehensive review of in-body biomedical antennas: design, challenges and applications», *Micromachines*, vol. 14, n.º 7, p. 1472, jul. 2023, doi: 10.3390/mi14071472.
- [51] C. López Alonso, «Diseño y validación de un sistema tranceptor para la realización de ataques radio en bandas ISM sub-gigahercio». Accedido: 22 de octubre de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://oa.upm.es/56222/>

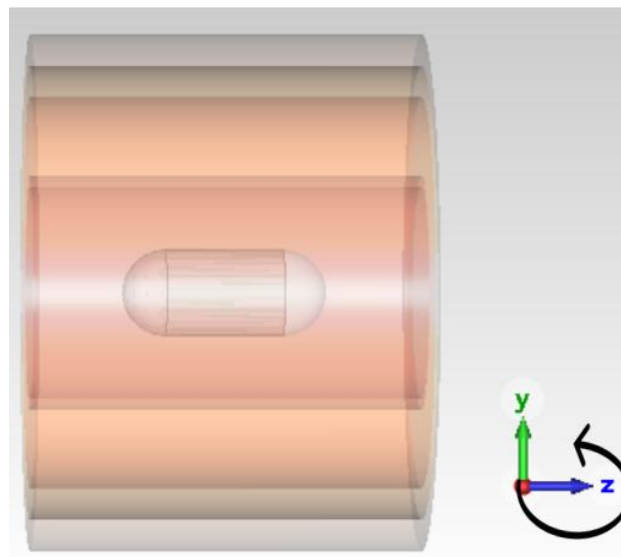
## ANEXOS

**Anexo 1.** El software que se utilizó para las simulaciones fue CST Studio Suite, el cual incluyó el análisis de elementos finitos mediante las mallas. La Figura 6.1 presenta el número de celdas de malla (3,763,200) utilizando el FEM.



**Figura 6.1.** Distribución de malla FEM para el modelado de simulación a) corte en el eje X b) corte en el eje Y c) corte en el eje Z.

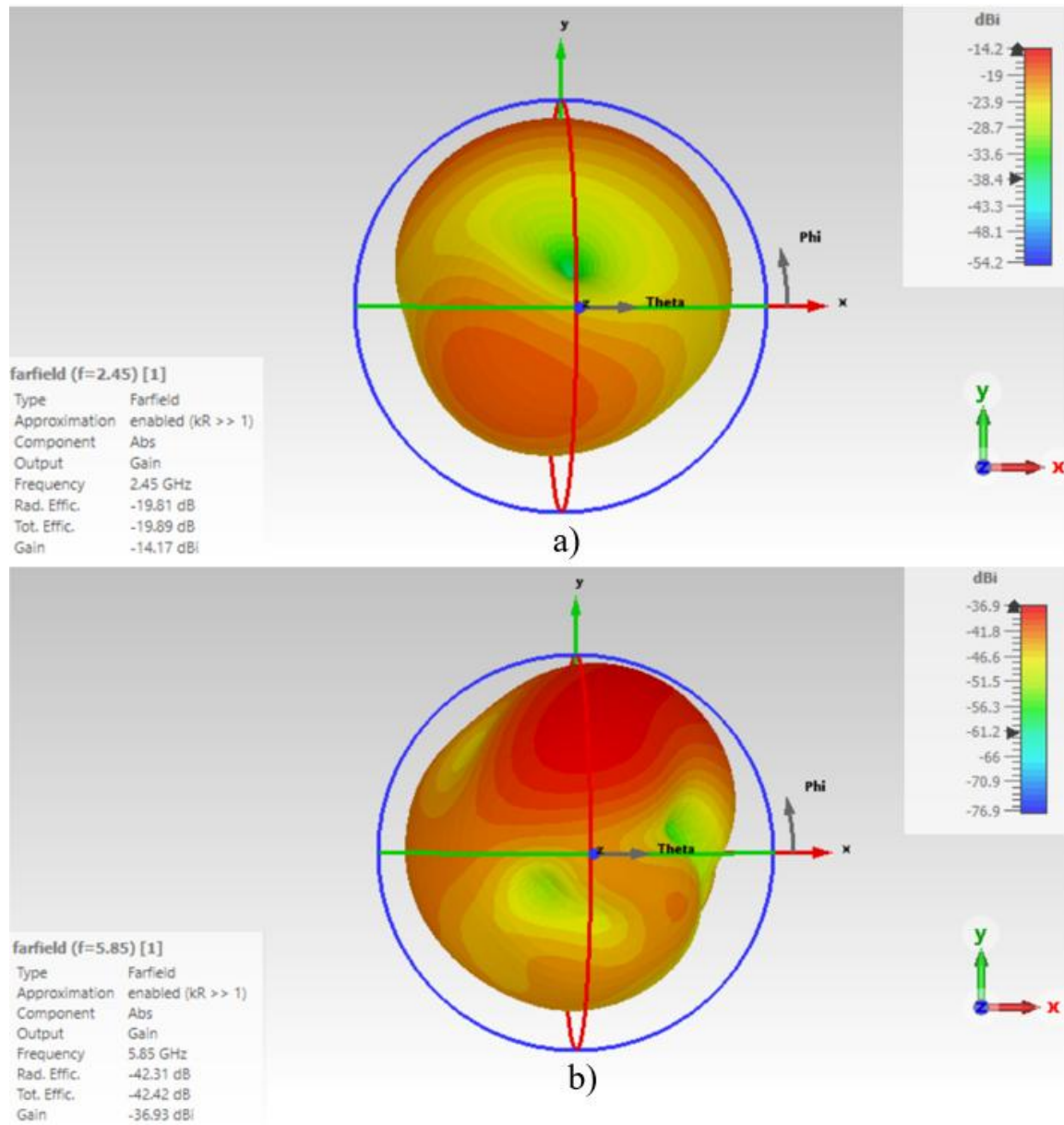
**Anexo 2.** La cápsula se integró dentro del fantoma para la obtención de un sistema más realista. En la Figura 6.2 se muestra el fantoma simulado con el eje de coordenadas indicando que las rotaciones angulares se realizaron en el eje Z.



**Figura 6.2.** Rotaciones angulares en el eje Z.

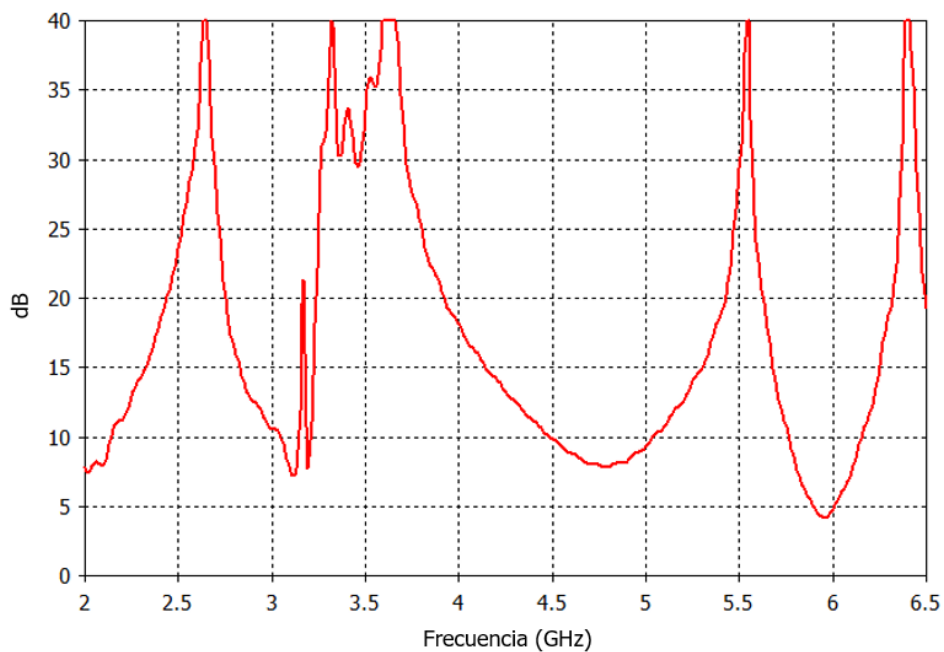
**Anexo 3.** En la simulación se añadieron los campos lejanos para obtener la ganancia en cada banda. En la Figura 6.3 se muestra el patrón de radiación de las frecuencias a 2.45 GHz y

5.85 GHz el cual refleja el rendimiento de la antena en función de la dirección en la que se propagan las ondas electromagnéticas.



**Figura 6.3.** Intensidad de radiación en dBi para a) 2.45 GHz b) 5.85 GHz.

**Anexo 4.** El rango axial permite identificar qué tipo de polarización tiene la antena en cada banda. En la Figura 6.4 se muestra una polarización lineal, debido a que las frecuencias 2.45 GHz y 5.85 GHz superan los 3 dB, descartando así la polarización circular.



**Figura 6.4.** Respuesta en frecuencia del rango axial.