

Diseño de antenas-sensor wearable para monitorización de Respiración

Lluís Gimeno Villodre

Grado de Ingeniería de
Tecnologías y Servicios de
Telecomunicación
Sistemas de alta frecuencia

Nombre Tutor/a de TF

Ignacio Gil Galí

**Profesor/a responsable de
la asignatura**

Germán Cobo Rodríguez

Universitat Oberta
de Catalunya

Enero del 2024



Esta obra está sujeta a una licencia de Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada [3.0 España de Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/3.0/es/)

Licencias alternativas (elegir alguna de las siguientes y sustituir la de la página anterior)

A) Creative Commons:



Esta obra está sujeta a una licencia de Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada [3.0 España de Creative Commons](#)



Esta obra está sujeta a una licencia de Reconocimiento-NoComercial-CompartirIgual [3.0 España de Creative Commons](#)



Esta obra está sujeta a una licencia de Reconocimiento-NoComercial [3.0 España de Creative Commons](#)



Esta obra está sujeta a una licencia de Reconocimiento-SinObraDerivada [3.0 España de Creative Commons](#)



Esta obra está sujeta a una licencia de Reconocimiento-CompartirIgual [3.0 España de Creative Commons](#)



Esta obra está sujeta a una licencia de Reconocimiento [3.0 España de Creative Commons](#)

B) GNU Free Documentation License (GNU FDL)

Copyright © AÑO TU-NOMBRE.

Permission is granted to copy, distribute and/or modify this document under the terms of the GNU Free Documentation License, Version 1.3 or any later version published by the Free

Software Foundation; with no Invariant Sections, no Front-Cover Texts, and no Back-Cover Texts.

A copy of the license is included in the section entitled "GNU Free Documentation License".

C) Copyright

© (el autor/a)

Reservados todos los derechos. Está prohibido la reproducción total o parcial de esta obra por cualquier medio o procedimiento, comprendidos la impresión, la reprografía, el microfilme, el tratamiento informático o cualquier otro sistema, así como la distribución de ejemplares mediante alquiler y préstamo, sin la autorización escrita del autor o de los límites que autorice la Ley de Propiedad Intelectual.

FICHA DEL TRABAJO FINAL

Título del trabajo:	Diseño de antenas-sensor wearable para monitorización de Respiración
Nombre del autor:	Lluís Gimeno Villodre
Nombre del consultor/a:	<i>Ignacio Gil Galí</i>
Nombre del PRA:	<i>German Cobos Rodríguez</i>
Fecha de entrega (mm/aaaa):	01/2024
Titulación o programa:	Grado de ingeniería en Tecnologías y Servicios de Telecomunicaciones
Área del Trabajo Final:	<i>Alta Frecuencia</i>
Idioma del trabajo:	<i>Castellano</i>
Palabras clave	<i>Wearable, respiración, meandro</i>
Resumen del Trabajo	
<p>Este proyecto se centra en el desarrollo de una antena-sensor wearable diseñada para la monitorización de la respiración. El dispositivo, concebido para integrarse sin inconvenientes en el cuerpo humano, utiliza materiales flexibles que preservan sus propiedades en proximidad al cuerpo. El diseño incorpora un dipolo meandro y un patch, priorizando la practicidad para la vida diaria. Se ha considerado la permitividad relativa de los tejidos humanos para garantizar la eficacia del dispositivo. Con un enfoque en la comodidad, la integración sin alteraciones y la consideración de las propiedades de los tejidos, este proyecto busca ofrecer una solución funcional para la monitorización no invasiva de la respiración, destacando la linealidad de su comportamiento.</p>	
Abstract	
<p>This project focuses on the development of a wearable antenna-sensor designed for respiratory monitoring. The device, conceived to seamlessly integrate into the human body, utilizes flexible materials that preserve their properties in close proximity to the body. The design incorporates a meander dipole and a patch, prioritizing practicality for daily life. The relative permittivity of human tissues has been considered to ensure the effectiveness of the device. With a focus on comfort, seamless integration, and consideration of tissue properties, this project aims to provide a functional solution for non-invasive respiratory monitoring, emphasizing the linearity of its behavior.</p>	

Índice

1. Introducción	1
1.1. Contexto y justificación del trabajo.	1
1.2. Objetivos del trabajo	1
1.3. Impacto en sostenibilidad, ético-social y diversidad	2
1.4. Enfoque y método seguido	2
1.5. Planificación del trabajo	3
1.6. Breve resumen de productos obtenidos	3
1.7. Breve descripción de otros capítulos de la memoria	4
1.8. Presupuesto	4
2. Estado del Arte para la monitorización de la respiración	5
2.1. Sensores de alta frecuencia	6
2.1.1. Antena	6
2.1.2. RFID	7
2.1.3. NFC	7
2.1.4. Sensores metamateriales	7
2.1.5. Sensores ópticos	8
2.2. Sensores de baja frecuencia	8
2.2.1. Sensores capacitivos	8
2.2.2. Sensores resistivos	9
2.2.3. Sensores de inductancia magnética	9
2.2.4. Sensores piezoeléctricos	9
2.2.5. Sensores de bioimpedancia	10
2.2.6. Sensores inerciales	10
3. Materiales	10
3.1. Material sustrato	10
3.1.1. Materiales textiles	12
3.1.2. Materiales polímeros	15
3.1.3. Materiales compuestos	15
3.1.4. Materiales de papel	15
3.2. Materiales de detección	16
3.2.1. Materiales metálicos	16

3.2.2.	Materiales carbono	17
3.2.3.	Materiales polímero conductores	17
3.2.4.	Materiales piezoeléctricos	18
3.2.5.	Materiales ópticos	18
3.3.	Tabla de materiales de detección	19
4.	Principio funcionamiento antena sensor	21
4.1.	Características de las Antenas	21
4.1.1.	Pérdidas de retorno	21
4.1.2.	Ancho de Banda	22
4.1.3.	Eficiencia de la antena	22
4.1.4.	Directividad	23
4.1.5.	Ganancia	23
4.1.6.	Patrón de diagrama de radiación	23
4.2.	Clasificación de los sensores de antenas	24
4.2.1.	Detección dieléctrica	24
4.2.2.	Detección de deformación	24
4.2.3.	Detección de temperatura	24
4.2.4.	Detección de Grietas	25
5.	Características Electromagnéticas del Cuerpo Humano:	25
5.1.	Propiedades eléctricas en el cuerpo humano	25
5.2.	Tasa de Absorción específica	26
6.	Fabricación de antenas wearables	26
6.1.	Serigrafía	26
6.2.	Impresión de Chorro de tinta	26
6.3.	Huecograbado	26
6.4.	Láminas de cobre pegadas	27
6.5.	Electrot textiles	27
6.6.	SIW	27
6.7.	Bordado	27
7.	Ejemplos de estudios de antenas-sensores para la monitorización de la respiración	28
7.1.	Antena en espiral	28
7.2.	Dipolo Meandro	29

8. Antena sensores en productos comerciales	30
8.1. ChronoLife	30
8.2. ZTE	30
9. Software	32
10. Diseños conocidos	33
10.1. Diseño y desarrollo preliminar de la antena de parche de microstrip basada en textiles portátiles	33
10.2. Diseño del dipolo Meandro	35
11. Diseños propuestos	38
11.1. Diseño propuesto a partir de un dipolo meandro	38
11.1.1. Simulación	39
11.1.2. Sensibilidad	47
11.1.3. Rendimiento de la antena-sensor sobre una fantasma corporal	48
11.1.4. Diseño antena reajustada	51
11.1.5. Simulación	52
11.1.6. Sensibilidad	60
11.1.7. Comparativa entre antenas dipolos meandros	61
12. Diseño propuesto a partir de un patch	63
12.1. Simulación	66
12.2. Sensibilidad	70
12.3. Conclusiones	71
13. Conclusiones y trabajos futuros	72
14. Bibliografía	73

Lista de figuras

Fig. 1 Sensores de respiración [1].....	6
Fig. 2. Litz Wire [4]	20
Fig. 3 Diagrama de radiación ejemplo[5].....	23
Fig. 4 Antena en Espiral[10]	28
Fig. 5 Dipolo Meandro [11]	29
Fig. 6 Chronolife [12]	30
Fig. 7 ZTE [13].....	31
Fig. 8 Patch Jeans.....	34
Fig. 9 Sustrato Jean	34
Fig. 10. Antena patch denim.....	34
Fig. 11 S11 patch denim.....	35
Fig. 12 Dimensiones dipolo meandro [10]	36
Fig. 13 Dipolo meandro layout.....	36
Fig. 14 Sustrato dipolo meandro	36
Fig. 15 3D dipolo Meandro	37
Fig. 16 Simulación dipolo meandro	37
Fig. 17 Diseño dipolo meandro.....	39
Fig. 18 Sustrato dipolo meandro	39
Fig. 19 Simulación dipolo Meandro	40
Fig. 20 Carta Smith dipolo Meandro	40
Fig. 21 Intensidades dipolo meandro	41
Fig. 22 Diagrama de radiación dipolo meandro	41
Fig. 23 Ganancia dipolo meandro	42
Fig. 24 Intensidad dipolo meandro	43
Fig. 25 Eficiencia dipolo meandro	43
Fig. 26 Directividad dipolo meandro	43
Fig. 27 Ganancia dipolo meandro	44
Fig. 28 Eficiencia dipolo meandro	44
Fig. 29 Ensanchamiento dipolo meandro	45
Fig. 30 Simulación ensanchamiento.....	46
Fig. 31 Sustrato Muscle.....	48
Fig. 32 3D antena dipolo con sustrato de cuerpo humano	49
Fig. 33 Simulación espacio libre vs cuerpo humano	49
Fig. 34 Carta Smith dipolo meandro	50
Fig. 35 Dipolo meandro reajustado	51
Fig. 36 Simulación antena reajustada	52
Fig. 37 Carta Smith Antena reajustada.....	53
Fig. 38 Diagrama de radiación reajustada.....	53
Fig. 39 Ganancia meandro reajustado	54
Fig. 40 Intensidad meandro reajustado	55
Fig. 41 Eficiencia meandro reajustado	55
Fig. 42 Directividad Meandro reajustado	56
Fig. 43 Ganancia meandro reajustado	56
Fig. 44 Eficiencia meandro reajustado	56
Fig. 45 Simulación meandro reajustado espacio libre vs cuerpo humano	57
Fig. 46 Carta Smith Meandro reajustado.....	58

Fig. 47 Ensanchamiento Meandro reajustado	59
Fig. 48. Frecuencia vs Stretch.....	60
Fig. 49 LineCalc[25]	64
Fig. 50 Dimensiones patch	65
Fig. 51 Simulación Patch.....	66
Fig. 52 Carta Smith patch.....	66
Fig. 53 diagrama de radiación patch	67
Fig. 54 Ganancia, Intensidad y Eficiencia patch.....	68
Fig. 55 Ganancia, Directividad y Eficiencia patch.....	68
Fig. 56 Simulación ensanchamiento patch	69

Lista de referencia Tablas

Tabla 1. Presupuesto	4
Tabla 2. Materiales textiles.....	13
Tabla 3. En fibra monofilamento.....	19
Tabla 4. En fibra multifilamento	19
Tabla 5. En fibra multifilamento totalmente acero inoxidable	20
Tabla 6. Antena parche denim	33
Tabla 7. Antena dipolo meandro	38
Tabla 8 Sensibilidad dipolo meandro	47
Tabla 9 Propiedades tejidos humanos	48
Tabla 10 Dipolo reajustado Meandro	51
Tabla 11 Valores antena Meandro	54
Tabla 12 Sensibilidad antena meandro reajustada	60
Tabla 13 Comparativa dipolos meandros	62
Tabla 14 Diseño Patch	65
Tabla 15 Valores antena patch.....	67
Tabla 16 Sensibilidad patch	70

1. Introducción

1.1. Contexto y justificación del Trabajo

La necesidad que buscamos abordar surge debido al aumento de antenas flexibles que pueden contribuir a la monitorización de la salud. Dada la importancia fundamental de la salud, especialmente a raíz de eventos recientes como la pandemia, se ha enfocado considerablemente en la búsqueda de soluciones como las vacunas para el beneficio general. Uno de los desafíos que enfrentamos con las antenas actuales es su falta de comodidad para el uso diario, lo que dificulta llevarlas sin alterar nuestro comportamiento cotidiano.

La solución a este problema radica en encontrar sustratos y conductores que puedan combinarse eficientemente para la detección de diversos signos vitales, como la respiración en nuestro caso. La contribución significativa de este proyecto es la capacidad de diseñar antenas con flexibilidad, cumpliendo con requisitos específicos y permitiendo una mayor comodidad y practicidad en su uso diario.

1.2. Objetivos del Trabajo

Estudiar el estado del arte en antena-sensores para aplicaciones de respiración, así como los materiales de uso, propiedades y aplicaciones.

Determinar unas reglas de diseño y directrices para el diseño a nivel de layout de las antena-sensores en sustratos flexibles implementados con inkjet printing y otras técnicas de implementación.

Reproducir resultados conocidos (publicaciones científicas y artículos técnicos) de antena-sensores, para familiarizarse con las herramientas de simulación.

Diseñar una antena-sensor para monitorizar patrones de respiración mediante Momentum. En la medida de lo posible, se tratará de mejorar las prestaciones actuales de mercado (sensibilidad, reducción de dimensiones, parámetros de antena).

Optimizar la antena-sensor mediante rediseño paramétrico (tuning). Simulación a nivel eléctrico y electromagnético del comportamiento y prestaciones de la solución propuesta.

1.3. Impacto en sostenibilidad, ético-social y de diversidad

Desde la perspectiva ética, podríamos contribuir asegurando que las antenas tengan una detección temprana de problemas respiratorios, lo que permitiría aliviar la carga en los centros sanitarios. En cuanto a la sostenibilidad, la opción de utilizar materiales no contaminantes y reciclables sería beneficioso para el medio ambiente. No obstante, es crucial tener en cuenta que, al manejar datos, se requiere garantizar la seguridad y respetar la privacidad para evitar posibles problemas.

1.4. Enfoque y método seguido

Este proyecto se centra en el desarrollo de una antena-sensor wearable para la monitorización de la respiración. En la revisión del estado del arte, nos enfocamos en los sensores destinados a la monitorización de la respiración. Para la implementación en ADS, nos centramos en materiales flexibles y técnicas de fabricación, así como en el tipo de detección relacionado con la respiración.

En la segunda parte del proyecto, a partir de proyectos conocidos, realizamos simulaciones para adquirir experiencia en ADS y comprender el correcto funcionamiento del programa.

En la tercera parte, buscamos proponer soluciones, aprovechando la práctica adquirida para obtener resultados significativos.

En la última fase del proyecto, ajustamos algunos parámetros para lograr un rendimiento eficiente de nuestra antena, considerando casos que inicialmente no habíamos tenido en cuenta y extrayendo conclusiones relevantes.

1.5. Planificación del Trabajo

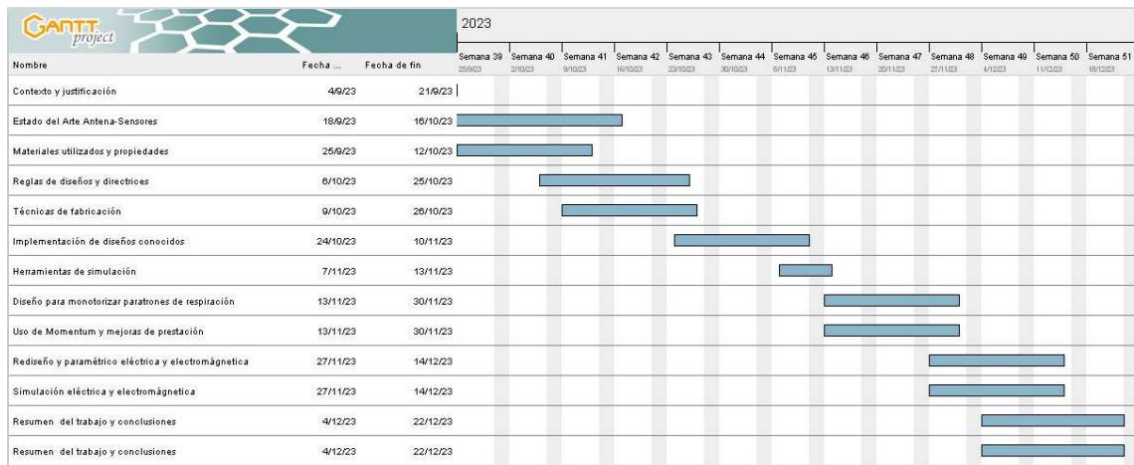


Fig. 1. Diagrama de Gant

1.6. Breve resumen de productos obtenidos

Hemos realizado el diseño de una antena dipolo meandro y un patch en tejidos textiles, buscando integrar eficientemente la funcionalidad de la antena en prendas de vestir, con el objetivo de crear soluciones wearables para la monitorización de la salud y el bienestar.

1.7. Breve descripción de los otros capítulos de la memoria

Capítulo de Estado del Arte: En este capítulo, se detallan los diversos tipos de sensores utilizados para la monitorización de la respiración, abordando también los materiales empleados en estos dispositivos. Además, se exploran los parámetros fundamentales relacionados con las antenas utilizadas en este contexto, así como los métodos de detección específicos en antenas microstrip. Se incluye el análisis de diseños comerciales existentes y se revisan artículos prácticos relevantes que aportan conocimiento a la temática.

Simulación de algún caso conocido: Se realiza la implementación en el diseño de layout en ADS, y utilizando los parámetros recopilados de la literatura, se lleva a cabo la simulación utilizando Momentum. Este enfoque permite evaluar y validar el desempeño del caso conocido, comparando los resultados obtenidos con los datos previamente publicados.

Simulación de nuestra propuesta: En esta sección, procedemos a implementar la propuesta en el diseño de layout utilizando ADS, empleando parámetros obtenidos de la literatura especializada. La simulación con Momentum se lleva a cabo con el propósito de evaluar y analizar la viabilidad de nuestra propuesta de investigación. Este enfoque nos proporciona una comprensión detallada de cómo se comporta y cuál podría ser su rendimiento potencial, contribuyendo así a la evaluación crítica y al desarrollo continuo de nuestra propuesta.

1.8. Presupuesto

Tabla 1. Presupuesto

Unidad	Cantidad	Concepto	Precio	Total
	1	Ordenador	1200€	1200€
	1	Licencia ADS	2500€	2500€
	1	Microsoft Office	90€	90€
Horas	350 horas	Hora de Ingeniero	65€	22750
TOTAL=26540 €				

2. Estado del arte de los sensores para monitorización de la respiración

En la actualidad, los avances en tecnología están revolucionando la forma en que monitoreamos nuestra salud y bienestar, y en particular, el monitoreo de la respiración se ha convertido en un campo de gran interés. Los sensores para la monitorización de la respiración han evolucionado significativamente, permitiendo un seguimiento más preciso y cómodo de este aspecto vital. Estos sensores se han integrado en prendas de vestir y textiles, lo que ha abierto la puerta a un monitoreo continuo y discreto de la respiración, sin la necesidad de dispositivos invasivos o incómodos. Esta revolución en el monitoreo de la respiración se ha logrado gracias a diversas técnicas de fabricación que permiten la integración de sensores en textiles de manera efectiva. En este contexto, las técnicas de impresión, tejido y bordado desempeñan un papel crucial al permitir la creación de sensores precisos y cómodos que se adaptan a la forma del cuerpo. A continuación, se explorará el estado actual de los sensores para la monitorización de la respiración, destacando las técnicas de fabricación clave que hacen posible esta innovación.

Los sensores desempeñan un papel fundamental en la recopilación de datos y en la automatización de procesos en una amplia gama de aplicaciones. Estos dispositivos se pueden dividir en dos categorías principales: sensores de contacto y sensores de no contacto. Los sensores de contacto requieren un punto de contacto físico con la superficie o el objeto que se está midiendo, mientras que los sensores de no contacto pueden detectar y medir variables sin necesidad de contacto físico directo. Cada categoría tiene sus propias ventajas y desventajas, y su elección depende de la aplicación específica y las necesidades de medición. En este contexto, exploraremos las características y aplicaciones de ambos tipos de sensores.

Las antenas sensores para monitorizar la respiración se dividen en dos categorías: baja frecuencia y alta frecuencia. Las antenas de baja frecuencia

(<10 MHz), operando en kHz y MHz, son ideales para aplicaciones no invasivas a través de ropa y permiten un seguimiento preciso a través de múltiples capas de tejido. Por otro lado, las antenas de alta frecuencia (<10MHz), operando en GHz, ofrecen una mayor precisión y se utilizan en entornos médicos donde se requiere una alta definición en la captura de datos respiratorios.

A continuación, se detallan las diferentes antenas-sensor a partir de su frecuencia.

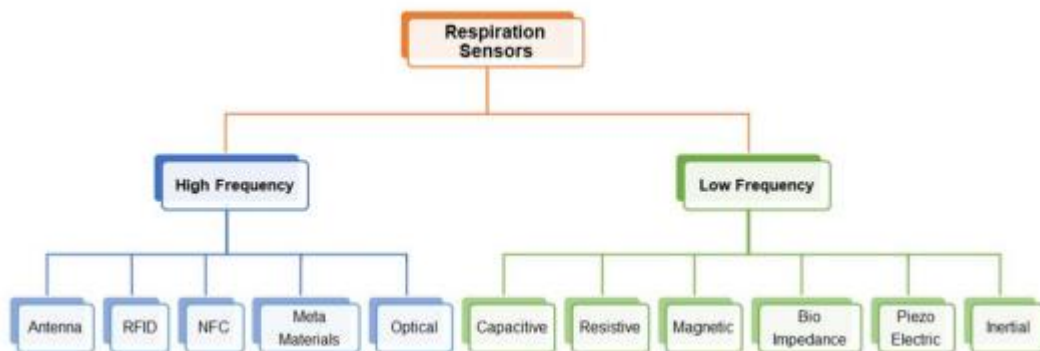


Fig. 1 Sensores de respiración [1]

2.1. Sensores de alta frecuencia

Pequeños y capacidad de comunicaciones inalámbricas.

2.1.1. Antena

Se basa en el movimiento de la pared torácica (provoca cambios en las dimensiones físicas de la antena) y el desplazamiento del volumen de aire en los pulmones (propicia cambios en las propiedades dieléctricas).

2.1.2. RFID

Pasivos se utilizan por su pequeño tamaño y falta de requisitos de energía. Son ligeros y cómodos debido a su naturaleza flexible. Se utilizan para aplicaciones de dos maneras: Se mide la intensidad de la energía retrodispersada o bien la transmisión de datos del sensor hacia el lector.

Para la monitorización de la respiración se usa utiliza sensores de tensión con el principio de la retrodispersión. El sensor es una antena diseñada según la impedancia del chip RFID en un material textil o flexible. Cuando se aplica una deformación en la antena provoca un cambio de frecuencia de resonancia, que da como resultado una variación en la potencia retrodispersada.

Hay algún estudio de la tecnología RFID transmitiendo datos desde otros sensores hacia el lector. Pueden funcionar de manera pasiva (sin batería) o semipasiva (asistida por una batería). Es capaz de controlar varios sensores, lo que puede aportar información sobre la respiración y por ejemplo la temperatura corporal. [16]

2.1.3. NFC

Es un subconjunto de la tecnología RFID de corto alcance. Una de las ventajas principales sobre RFID es su capacidad para comunicarse entre pares, por ejemplo, cualquier teléfono móvil con NFC puede utilizarse como lector.

2.1.4. Sensores metamateriales

Son materiales artificiales compuestos de estructuras electromagnéticas diseñadas expresamente para ofrecer una respuesta difícil de conseguir en materiales o compuestos naturales. Consiste en el cambio de frecuencia o amplitud resonante para detectar variaciones en el parámetro medido. Una de sus desventajas es que en el ámbito de la flexibilidad y portátiles no hay muchos estudios.

2.1.5. Sensores ópticos

Los sensores de rejilla de fibra de Bragg (FBG) son una excelente opción para la medición de parámetros biofísicos, incluyendo el comportamiento respiratorio en áreas como el tórax y el abdomen. Estos sensores están compuestos por una rejilla de fibra óptica que refleja una longitud de onda de luz específica. Cuando la FBG experimenta tensión o desplazamiento debido a la respiración, la longitud de onda reflejada experimenta un cambio en consecuencia. Este cambio es directamente proporcional a la magnitud de la tensión o el desplazamiento aplicado, lo que permite que los sensores FBG midan y monitoreen con precisión los patrones respiratorios. [14]

2.2. Sensores de baja frecuencia

Se han desarrollado sensores de baja frecuencia para la monitorización continua y no invasiva de la respiración. Estos sensores son simples y pasivos, funcionan a bajas frecuencias sin requerir energía externa. Son fáciles de diseñar e implementar, típicamente compuestos por componentes básicos como condensadores, resistencias, bobinas o electrodos.

2.2.1. Sensores capacitivos

Son portátiles y flexibles que han demostrado ser prometedores para la monitorización de la respiración. Su principio de funcionamiento se basa en la variación de la capacitancia, que puede deberse a cambios en las dimensiones o la separación de los electrodos, así como a las propiedades dieléctricas. Estos sensores son capaces de medir parámetros físicos como tensión, humedad o presión. Para detectar la respiración humana, se utilizan para medir la expansión y contracción del tórax, así como la humedad en el aire exhalado.

2.2.2. Sensores resistivos

Los sensores resistivos utilizados para el monitoreo de la respiración emplean diversos mecanismos de detección, como la medición de tensión, temperatura y humedad. La medición de tensión implica el uso de materiales flexibles que cambian su resistencia en respuesta a los movimientos respiratorios, permitiendo así la medición del volumen y la frecuencia respiratoria. La mayoría de los sensores de deformación utilizan técnicas resistivas debido a la relación directa entre la resistencia de los materiales conductores y la magnitud de la deformación.

2.2.3. Sensores de inductancia magnética

La inducción magnética (IM) es una técnica sin contacto utilizada para medir cambios en la distribución de impedancia de un objeto. Esta técnica se basa en el acoplamiento electromagnético entre una bobina y un objeto cercano. El tejido humano se caracteriza por ser un medio eléctrico que no es uniforme y que presenta anisotropía. La distribución de la impedancia dentro del tórax está influenciada por actividades fisiológicas, como la respiración, y estos cambios pueden deberse a diversos factores, como variaciones en el volumen y el desplazamiento de los límites de los órganos.

2.2.4. Sensores piezoeléctricos

Los sensores piezoeléctricos se fabrican utilizando materiales piezoeléctricos que muestran un fenómeno de polarización interna cuando se someten a una fuerza externa. Este fenómeno resulta en la generación de cargas positivas y negativas en las superficies del material piezoeléctrico, lo que produce un potencial piezoeléctrico. Cuando se retira la fuerza externa, el fenómeno de polarización desaparece. Por lo tanto, se pueden diseñar sensores utilizando sensores piezoeléctricos para detectar cambios en la señal eléctrica durante la monitorización de la respiración.

2.2.5. Sensores de bioimpedancia

Los sensores de bioimpedancia para el monitoreo de la respiración operan midiendo las alteraciones en la impedancia eléctrica causadas por los movimientos respiratorios. Estos sensores típicamente consisten en electrodos colocados en la superficie de la piel, estableciendo un circuito eléctrico cerrado, como se ilustra en la Cuando una persona respira, la expansión y contracción del pecho o el abdomen generan cambios en la impedancia torácica. Estos cambios de impedancia se originan por las modificaciones en la conductividad y el volumen de los tejidos y órganos subyacentes. En consecuencia, los patrones respiratorios se pueden monitorear de manera continua al medir estas variaciones de impedancia.

2.2.6. Sensores inerciales

Los sensores inerciales se utilizan en la monitorización de la respiración para detectar y registrar los patrones respiratorios de una persona. Estos sensores funcionan detectando los movimientos asociados con la respiración, que implican la expansión y contracción de la caja torácica y el abdomen. Los sensores inerciales pueden incluir acelerómetros y giroscopios que miden los cambios en la aceleración y la orientación del cuerpo mientras se respira.[1]

3. Materiales

3.1. Material sustrato

La elección del sustrato es fundamental en el diseño de sensores portátiles, ya que debe permitir que el sensor se adapte a la forma del cuerpo, soporte los movimientos y garantice un rendimiento eficiente, proporcionando una experiencia de usuario satisfactoria.

La importancia de los materiales no conductores en el diseño de antenas es crucial para lograr un rendimiento óptimo, especialmente en aplicaciones de ropa inteligente. Características que debemos tener en cuenta.

Permitividad Relativa y Pérdida Dieléctrica: La elección de materiales no conductores con una permitividad relativa baja y una pérdida dieléctrica mínima es fundamental para garantizar una eficiencia adecuada y un ancho de banda óptimo en las antenas. Estos materiales minimizan las pérdidas y maximizan la eficiencia de la antena.

Permitividad eléctrica en el vacío (ϵ_0): Es la permitividad del espacio libre, sin la presencia de ningún material. Su valor es una constante universal y se define con precisión. A menudo se toma como 8.85×10^{-12} F/m en el sistema internacional de unidades (SI). [15]

Permitividad relativa (ϵ_r): Es la permitividad de un material en relación con la permitividad del vacío. Se expresa comúnmente como la relación entre la permitividad del material (ϵ) y la permitividad en el vacío (ϵ_0):

Un material con una permitividad relativa mayor que 1 se considera un buen dieléctrico, lo que significa que permite una mayor polarización en presencia de un campo eléctrico. Los dieléctricos son materiales que no conducen electricidad fácilmente y se utilizan en condensadores para almacenar carga eléctrica.

$$\epsilon_r = \frac{\epsilon}{\epsilon_0}$$

(1)

Tangente de pérdida: está relacionado con las pérdidas dieléctricas en un material cuando se expone a un campo eléctrico alterno. Esta relación es especialmente importante en el diseño de sistemas electrónicos de alta frecuencia y microondas. La fórmula que describe esta relación es:

$$\tan \delta = \frac{\sigma}{\omega \epsilon}$$

(2)

Impacto del Sustrato en el Rendimiento: El sustrato no es simplemente un soporte para el elemento radiante de la antena. También influye en las pérdidas de retorno, la eficiencia y el ancho de banda. Por lo tanto, la selección adecuada del sustrato es esencial para lograr un rendimiento óptimo de la antena.

Consideraciones en la Fabricación: La elección del sustrato no solo afecta el rendimiento de la antena, sino que también tiene implicaciones en el proceso de fabricación de la antena. La compatibilidad del sustrato con las técnicas de fabricación es un aspecto crítico a tener en cuenta.

Integración en la Ropa: Además del rendimiento y la fabricación, el sustrato también desempeña un papel importante en la integración de la antena en la prenda de vestir seleccionada. Debe ser compatible con la ropa y no comprometer la comodidad o el uso por parte de los usuarios.

Relación entre Permitividad, Espesor, Pérdidas y Flexibilidad: La permitividad del sustrato y su espesor tienen un impacto directo en el ancho de banda de la antena. Las pérdidas dieléctricas (tangente de pérdidas) afectan la eficiencia de la antena, y la flexibilidad es crucial para asegurar que la antena se adapte a los movimientos y el uso de los usuarios. [2]

3.1.1. Materiales textiles

Las tecnologías de sensores portátiles han experimentado avances notables al incorporar telas y materiales textiles como sustratos. Estos materiales ofrecen cualidades como flexibilidad, durabilidad y comodidad, lo que los convierte en opciones altamente adecuadas para una amplia gama de aplicaciones. La integración de sensores flexibles en textiles brinda comodidad, portabilidad y facilidad de uso. Se han realizado numerosos estudios en los que se han

integrado sensores en tejidos y textiles para permitir la monitorización en tiempo real de los signos vitales y la respiración. Por ejemplo, las antenas portátiles y las etiquetas de sensores se han bordado o impreso en sustratos de tela, lo que garantiza experiencias de monitoreo cómodas y discretas. Estos materiales se han empleado con éxito en diversas aplicaciones, como la creación de antenas tejidas utilizando lana, lycra y tejidos conductores para lograr elasticidad y funcionalidad. Las camisetas de algodón han demostrado ser plataformas particularmente ideales para este tipo de aplicaciones, proporcionando comodidad y conveniencia al usuario. [15]

Tabla 2. Materiales textiles

No Conductor	Permitividad Relativa (ϵ_r)	$\tan \delta$
Zelt	1.3	0.044
Silk	1.75	0.012
Felt	1.22	0.016
Cordura	1.6	0.0400
Moleskin	1.45	0.05
Jeans	1.7	0.025
Panama	2.12	0.05
Tween	1.69	0.0084
Polyester (100%)	1.9	0.0045
Quartz @ Fabric	1.95	0.0004
Cotton	1.6	0.04
Felt	1.38	0.023
PTFE	2.05	0.0017
Fleece	1.17	0.0035
Perspex	2.05	0.0017
Moleskin	1.45	0.05
Tween	1.69	0.0084
Panama	2.12	0.018
Silk	1.75	0.012

Felt	1.3	0.02
Silk	1.2	0.054
Leather	1.83-2.39	0.049-0.071
Cotton	1.54	0.054
Polyester foam	1.02	0.00009
Felt	1.36	0.016
Eece	1.2	0.004
Neoprene Rubber	5.2	0.025
Denim	1.4-2	0.0093
Neoprene	5.2	0.03
Cotton	1.6, 1.54	0.04, 0.058
Panama	2.12	0.018
Polyester	1.9	0.0045
Silk	1.75, 1.2	0.012, 0.054
Leather	1.8-2.95	0.049-0.16
Moleskin	1.45	0.05
Velcro	1.34	0.006
Felt	1.36, 1.38	0.016, 0.023
Fleece	1.17, 1.2	0.0035, 0.004
Tween	1.69	0.0084
Ruber	3.94	0.016
PDMS	2.8, 2.8	0.02, 0.0013

[3][22]

3.1.2. Materiales polímeros

Los polímeros son materiales versátiles y ajustables, utilizados como sustratos para sensores portátiles flexibles. Estos sensores se componen de sustratos y elementos sensores conectados por interconectores metálicos. Los polímeros son ideales para aplicaciones de monitoreo de la respiración, ya que son flexibles, biocompatibles y cómodos.

3.1.3. Materiales compuestos

Los materiales compuestos para sensores son combinaciones de diferentes materiales diseñados para mejorar las propiedades y el rendimiento de los sensores. Estos materiales suelen estar compuestos por una matriz y refuerzos que trabajan juntos para proporcionar características específicas, como resistencia, durabilidad y sensibilidad. Los materiales compuestos se utilizan en sensores para adaptarse a diferentes aplicaciones y requisitos de detección.

3.1.4. Materiales de papel

Los sensores de papel, con materiales como el polidimetilsiloxano (PDMS), papel de celulosa, fluoruro de polivinilideno (PVDF), tela no tejida y películas delgadas de Si/SiO₂ multicapa, se han utilizado para la detección respiratoria. Estos sensores son elásticos, ligeros y cómodos, lo que los hace ideales para un monitoreo continuo sin causar molestias. Además, son biocompatibles y, en el caso de los sensores de papel, biodegradables, lo que los hace adecuados para aplicaciones de salud y amigables con el medio ambiente. Estos materiales ofrecen versatilidad y potencial para la integración en tecnologías portátiles, permitiendo el desarrollo de dispositivos personalizados y funcionales.

3.2. Materiales de detección

Los sensores utilizan una variedad de materiales de detección para mejorar su rendimiento. Estos materiales se seleccionan cuidadosamente en función de las propiedades específicas requeridas para el diseño del sensor. La conductividad de la superficie es esencial en sensores de respiración como los sensores resistivos, capacitivos, inductivos y basados en antenas, ya que estos sensores dependen de la conductividad de la superficie para facilitar la detección y obtener mediciones precisas.

La conductividad eléctrica se refiere a la capacidad de un material para permitir el flujo de corriente eléctrica a través de él. Se representa comúnmente por el símbolo σ (sigma) y se mide en siemens por metro (S/m) en el Sistema Internacional de Unidades. La relación entre la corriente eléctrica (I), la intensidad del campo eléctrico (E), y la conductividad (σ) se expresa mediante la ley de Ohm para conductores. [3]

$$I = \sigma \cdot A \cdot \frac{V}{d} \quad (3)$$

3.2.1. Materiales metálicos

Los materiales metálicos se utilizan en sensores debido a su excelente conductividad eléctrica, lo que facilita una transmisión eficiente de señales y capacidades de detección. Por ejemplo, se han integrado alambres litz de alta frecuencia en camisetas textiles para fabricar bobinas en sensores de inducción magnética. Además, la aplicación de películas metálicas ultrafinas sobre discos metálicos texturizados permite la detección de plasmones superficiales localizados para el monitoreo de la respiración. También se han desarrollado sensores basados en antenas dipolo meandro completamente bordadas en camisetas, utilizando hilos de nailon recubiertos de plata como parte conductora. Además, sensores de tensión portátiles para monitoreo

biomédico emplean diseños conductores tejidos con hilos recubiertos de plata altamente conductores. Por último, se han desarrollado sensores portátiles para la monitorización sin contacto de los movimientos respiratorios y de los latidos del corazón mediante textiles conductores como material de detección activo, con capas superiores modeladas como resonadores en forma de disco y capas inferiores actuando como planos de tierra.

3.2.2 Materiales carbono

Se han utilizado varios tipos de materiales de carbono, incluidos nanotubos de carbono, grafeno y MXene, en la fabricación de sensores portátiles para la monitorización de la respiración. Los nanotubos de carbono son estructuras cilíndricas formadas por átomos de carbono dispuestos en una red hexagonal con diámetros en la escala de un nanómetro. Se clasifican en dos tipos principales: nanotubos de carbono de pared simple (SWCNT) y nanotubos de carbono de pared múltiple (MWCNT). Estos materiales ofrecen propiedades únicas que los hacen adecuados para aplicaciones de detección en sensores respiratorios portátiles. [3]

3.2.3. Materiales polímeros conductores

Los polímeros conductores son materiales que tienen la capacidad de conducir electricidad y se utilizan en la fabricación de sensores para diversas aplicaciones, incluidos los sensores de respiración. Estos polímeros son conocidos por su flexibilidad, ligereza y capacidad para cambiar su conductividad eléctrica en respuesta a estímulos externos, como los movimientos respiratorios. En los sensores de respiración, los polímeros conductores pueden utilizarse como elementos sensores o como parte de la estructura conductiva del sensor. Estos materiales son especialmente útiles en

aplicaciones de monitoreo portátil, ya que permiten la creación de sensores flexibles y cómodos que se adaptan a los movimientos del cuerpo.

3.2.4. Materiales piezoeléctricos

Los sensores de respiración a menudo emplean materiales piezoeléctricos que pueden generar señales eléctricas en respuesta a la presión o tensión mecánica causada por los movimientos respiratorios. Dos materiales piezoeléctricos comunes utilizados en estos sensores son la película de fluoruro de polivinilideno (PVDF) y la película de titanato de circonato de plomo (PZT). El PVDF se utiliza en sensores nasales para la monitorización no invasiva de la respiración, mientras que el PZT convierte las variaciones de presión o tensión respiratoria en señales eléctricas. Estos materiales piezoeléctricos son fundamentales para la creación de sensores precisos y efectivos en la monitorización de la respiración.

3.2.5. Materiales ópticos

Las fibras ópticas son delgadas y flexibles, fabricadas con materiales plásticos o de vidrio de alta calidad que pueden transmitir señales de luz a largas distancias con muy poca pérdida. Estas fibras se han empleado en sensores de rejilla de fibra de Bragg (FBG) para la detección de tensión. [1]

3.3 Tabla de materiales de detección

En este apartado podemos observar diferentes tipos de materiales de detección, donde analizamos sus principales parámetros que nos servirán para el diseño de nuestras antenas.

Tabla 3. En fibra monofilamento

Conductor	Conductividad (S.m/m.m ²)	Resistividad (Ω·mm ² /m)
Cu	58.5	0.0171
Cu/Ag	58.5	0.0171
Ag 99%	62.5	0.0160
Ms* 70	16	0.0625
Ms/Ag	16	0.0625
Ag/Cu	57.5	0.0174
Bronze	7.5	0.0133
Steel 304	1.4	0.73
Steel 316	1.3	0.75
ELITEX®	1.2	8.34

[3] [22]

Tabla 4. En fibra multifilamento

Conductor	Conductividad [S/m)	Resistividad (Ω·/m)
Cobre plateado 159 μm	$5.2 \cdot 10^6$	0.093
Cobre plateado 159 μm	$6.7 \cdot 10^5$	0.269
X-static	$3.3 \cdot 10^3$	1.162
Polyester/ acero inoxidable	$2.3 \cdot 10^3$	5.959

Cobre plateado 80 μm	$1.2 \cdot 10^5$	0.611
Cobre plateado 40 μm	$6 \cdot 10^3$	2.73
Alambre Litz	$5.5 \cdot 10^3$	2.853

[3][22]

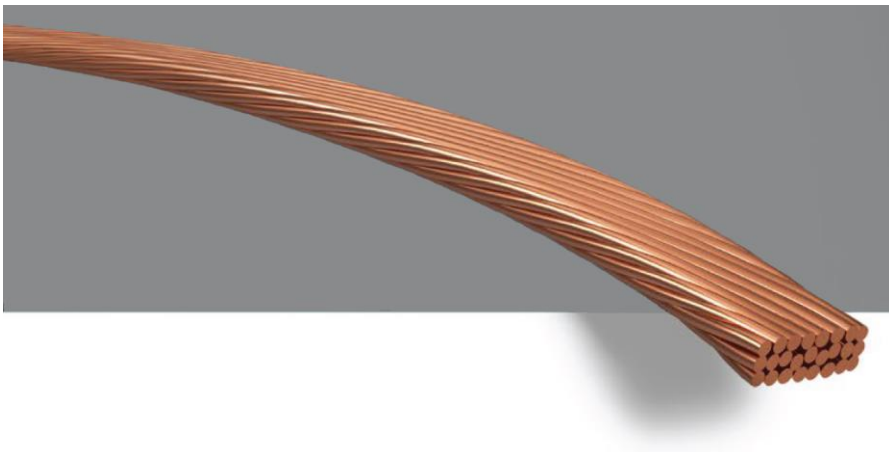


Fig. 2. Litz Wire [4]

Tabla 5. En fibra multifilamento totalmente acero inoxidable

Conductor	Conductividad [S/m)	Resistividad ($\Omega \cdot \text{m}$)
Agsis™	$2.9 \cdot 10^6$	26
Liberator™ 40	$1.2 \cdot 10^7$	3.28
Liberator™ 80	$8.6 \cdot 10^6$	3.28
Amberstrand +166	$6 \cdot 10^6$	3.28
Amberstrand + 332	$6.5 \cdot 10^7$	1.64

[3]

4. Principio de Funcionamiento antena sensor

Se emplea una antena de parche de microstrip rectangular para explicar el principio de funcionamiento de un sensor de antena. Esta antena consta de cuatro elementos: un parche de radiación, un sustrato dieléctrico, un plano de tierra y una línea de alimentación de transmisión. La interacción de estos elementos genera una cavidad de resonancia electromagnética que posibilita la radiación a frecuencias específicas. La pérdida de retorno de la antena se determina mediante el coeficiente de reflexión, que relaciona la potencia reflejada con la potencia incidente. Las características de radiación, como el ancho de banda de resonancia (BW) y la frecuencia de resonancia (f_0), se extraen del coeficiente de reflexión (S_{11}). La frecuencia de funcionamiento se establece como aquella en la que el coeficiente de reflexión es mínimo, indicando que la antena refleja poca energía y la mayor parte de la potencia incidente se irradia. La anchura de banda de resonancia se define como la gama de frecuencias con una pérdida de retorno específica, por ejemplo, a -10 dB. Estos parámetros teóricamente se utilizan para convertir magnitudes físicas (deformación, temperatura, presión, pH, concentración de solución acuosa, etc.) en un cambio medible en la frecuencia de resonancia. [2]

4.1. Características de las antenas

4.1.1 Pérdidas de Retorno

Las pérdidas de retorno miden la magnitud de la señal de radiofrecuencia transmitida en comparación con la magnitud reflejada. Se busca minimizar desajustes de impedancia para lograr eficiencia en la transferencia de energía hacia la antena. La fórmula es:

$$S_{11} = 20 \log_{10} \cdot \left| \frac{Z_{in} - Z_0}{Z_{in} + Z_0} \right| \quad (4)$$

Z_{in} =Impedancia de entrada

Z_0 =Impedancia de salida

4.1.2 Ancho de Banda:

El ancho de banda se calcula utilizando la siguiente fórmula, donde la antena funciona correctamente:

$$BW = 100 \cdot \frac{f_h - f_L}{f_c} \quad (5)$$

f_h =Frecuencia alta

f_L =Frecuencia baja

f_c =Frecuencia central

4.1.3. Eficiencia de la Antena:

La eficiencia de la antena se expresa como la relación entre la potencia radiada y la potencia total entregada:

$$\eta = \frac{P_{rad}}{P_{ent} + P_{dis}} \quad (6)$$

P_{rad} =Potencia radiada

P_{ent} =Potencia de entrada

P_{dis} =Potencia disipada

4.1.4. Directividad

Describe la relación entre la densidad de potencia radiada en una dirección y la de una antena isotrópica. La directividad se calcula mediante la fórmula:

$$D(\theta, \phi) = \frac{\rho(\theta, \phi)}{P_{\text{ent}} / (4\pi r^2)} \quad (7)$$

4.1.5 Ganancia

La ganancia de la antena se define como el producto de la eficiencia y la directividad. Muestra cuánta potencia se concentra en la dirección preferida en comparación con una antena isotrópica.

$$G(\theta, \phi) = \eta \times D(\theta, \phi) \quad (8)$$

4.1.6. Patrón de radiación

Representación gráfica tridimensional de la directividad de una antena en coordenadas esféricas. [2]

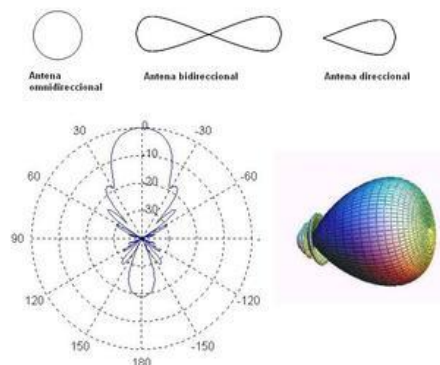


Fig. 3 Diagrama de radiación ejemplo[5]

4.2. Clasificación de los Sensores de Antena

Los sensores de antena se dividen en cuatro categorías principales: sensor de temperatura, dieléctrico, grietas y mecánico. Todos estos tipos de sensores son capaces de detectar cambios mediante señales de microondas o radiofrecuencia (RF).

4.2.1. Detección Dieléctrica

Los sensores dieléctricos pueden representarse mediante antenas de parche u otras antenas planas estándar. Se utiliza un material dieléctrico (superstrate) para cubrir el parche de radiación, y la elección del material depende del mensurando seleccionado (humedad, sal, azúcar, gas, etc.). La constante dieléctrica efectiva del sensor de antena está determinada tanto por el superestrato como por el sustrato.

4.2.2. Detección de Deformación

La deformación, una propiedad mecánica crucial para evaluar la integridad estructural, se utiliza para cuantificar la deformación de un material. Se distinguen dos tipos de cepas: deformación cortante y deformación normal. Se recomienda que los sensores de deformación tengan un tamaño pequeño para proporcionar una resolución espacial precisa.

4.2.2.3. Detección de Temperatura

La temperatura es un parámetro crítico para muchas aplicaciones, como la producción de alimentos, el control de procesos de fabricación y el monitoreo de la salud humana. Existen diversos tipos de sensores de temperatura de antena, cada uno con características específicas según su aplicación.

4.2.2.4. Detección de Grietas

Las grietas, como indicadores directos de daños estructurales, deben monitorearse para prevenir averías catastróficas. Se utiliza un parche de antena para la detección de grietas, donde el desplazamiento de la frecuencia de resonancia es sustancialmente mayor que el causado por deformación o temperatura. [6]

5. Características Electromagnéticas del Cuerpo Humano

En el diseño de antenas wearables, es esencial considerar la influencia del cuerpo humano. Este actúa como plataforma para antenas y presenta características como absorción, retardo, distorsión y atenuación de señales. La eficacia de la radiación se ve afectada por la proximidad de los tejidos del cuerpo a la estructura radiante, causando absorción electromagnética y distorsión del patrón de radiación. La compensación de estos efectos depende de la tipología de la antena y su ubicación en el cuerpo.

5.1. Propiedades Eléctricas del Cuerpo Humano

La permitividad relativa y la conductividad son parámetros cruciales al considerar el comportamiento electromagnético en el cuerpo humano. A frecuencias más bajas, la alta permitividad y baja conductividad favorecen la propagación de ondas electromagnéticas a través del cuerpo. No obstante, a frecuencias más altas, la profundidad de penetración disminuye, lo que intensifica el impacto del cuerpo en el comportamiento de la antena. En este rango, se observa un aumento en los efectos de absorción y distorsión del patrón de radiación debido a la influencia electromagnética de los tejidos.

5.2. Tasa de Absorción Específica (SAR)

La SAR mide la energía absorbida por tejido biológico expuesto a un campo electromagnético de radiofrecuencia. Se define como la derivada respecto al tiempo del incremento de energía absorbida por un incremento de masa contenida en un elemento de volumen, y se expresa de la siguiente manera:

$$SAR = \frac{d}{dt} \left(\frac{\Delta \text{masa}}{\rho dV} \right) \quad (9) \quad [7] [8]$$

6. Fabricación de antenas wearables

El diseño y fabricación de antenas wearables involucra una variedad de técnicas que afectan el rendimiento, costo y precisión de las antenas. Algunos métodos incluyen:

6.1. Serigrafía

Este método implica la impresión de tinta a través de una pantalla en el sustrato. Es rápido y económico, pero tiene limitaciones en la resolución y el grosor de las capas conductoras.

6.2. Impresión de Chorro de Tinta

Utiliza tintas con nanopartículas de oro o plata para crear pistas conductoras de alta precisión. Es rápido, pero puede ser difícil crear pistas continuas altamente conductoras.

6.3. Huecograbado

Transfiere tinta presionando un diseño en el sustrato mediante un cilindro de cobre grabado. Ofrece alta resolución y bajo costo.

6.4. Láminas de Cobre Pegadas

Se adhieren láminas de cobre flexible a sustratos textiles, con bajo costo pero posible deslaminación y baja precisión.

6.5. Electrotexiles

Utilizan fibras conductoras intercaladas con fibras normales, lo que permite coser y lavar la tela, pero puede ser menos preciso y sufrir deslaminación si se deforma en exceso.

6.6. SIW (Substrate Integrated Waveguides)

Una tecnología emergente que integra guías de onda en el sustrato para aplicaciones de alta frecuencia.

6.7. Bordado

Se borda la forma requerida de las partes conductoras directamente sobre el sustrato, pero las costuras pueden causar arrugas.

Estos métodos ofrecen diferentes ventajas y desventajas según las necesidades específicas de diseño y las propiedades deseadas de la antena textil.

[1] [9] [18]

7. Ejemplos de estudios de antenas-sensores para la monitorización de la respiración

7.1. Antena en espiral



Fig. 4 Antena en Espiral[10]

El diseño y caracterización de un sensor de antena en espiral integrado en textiles para la monitorización de la frecuencia respiratoria. La antena en espiral está fabricada con fibras multimateriales, incluyendo capilares de vidrio recubiertos de poliimida y una capa de plata. La antena se incorpora en una prenda de algodón con un conector SMA para mediciones. Se utiliza un analizador de red para evaluar la pérdida de retorno, el diagrama de radiación y la ganancia de la antena en el espacio libre.

La antena exhibe propiedades híbridas entre una espiral multivuelta y un dipolo, según las mediciones del diagrama de radiación. Se logra una ganancia de 3,41 dBi, comparable a una antena patito común. Luego, se investiga la capacidad de la antena para detectar la frecuencia respiratoria basándose en dos mecanismos: la geometría de la antena durante el estiramiento y el cambio en las propiedades dieléctricas del torso humano durante la respiración.

La antena muestra una sensibilidad de 1,4 MHz/mm durante el estiramiento fuera del cuerpo, y la presencia de un maniquí corporal afecta el rendimiento, pero aún es detectable. Además, se examina el cambio en la frecuencia de

resonancia debido al cambio de volumen en el torso. En general, la antena en espiral demuestra ser prometedora para la detección de la frecuencia respiratoria, con aplicaciones potenciales en monitoreo médico mediante la transmisión de datos a dispositivos móviles.[10]

7.2. Antena dipolo meandro



Fig. 5 Dipolo Meandro [11]

El diseño de una antena-sensor dipolo de meandro textil portátil consta de elementos conductores y no conductores. Se utiliza un material conductor comercial, Shieldex 117/17 dtex de dos capas, hecho de hilo de nailon chapado en plata al 99%. La parte no conductora es un sustrato de algodón de una camiseta comercial con propiedades dieléctricas bien caracterizadas ($\epsilon_r = 1,3$, $\tan\delta = 0,0058$). El sensor se integra en la región pectoral de una camiseta y está diseñado para operar a 2,4 GHz. El proceso de fabricación incluye el diseño de la antena mediante simulación electromagnética, la digitalización de la parte conductora y la creación del prototipo mediante bordado en una máquina Singer Futura XL550. Las dimensiones del sensor son $W = 45$ mm, $L = 4,8$ mm, $d = 7,6$ mm, $g = 2$ mm. El principio de funcionamiento se basa principalmente en el cambio de frecuencia de resonancia de la antena-sensor dipolo de meandro inducido por la expansión del tórax y el desplazamiento del volumen de aire en los pulmones durante la respiración.[11]

8. Antenas-Sensores en productos comerciales

8.1. ChronoLife

La empresa ChronoLife ha diseñado Keesense, un servicio de monitorización remota de la salud de los pacientes que se centra en la respiración. Utiliza una camiseta con sensores integrados para medir varios parámetros fisiológicos, incluyendo la respiración. Los datos de la respiración y otros indicadores vitales se recopilan y transmiten a través de una aplicación de teléfono inteligente y una plataforma de monitorización. Esto permite a los profesionales de la salud supervisar la evolución de la respiración de los pacientes y tomar medidas antes de que ocurran problemas significativos, lo que puede reducir las hospitalizaciones costosas y brindar una atención médica más oportuna. La comodidad y la facilidad de uso de la camiseta mejoran la adherencia del paciente a la monitorización remota. [12]



Fig. 6 Chronolife [12]

8.2. ZTE

La empresa tecnológica china ZTE ha presentado una camiseta con conectividad 5G que da vida a un nuevo servicio llamado YouCare para la monitorización remota de la salud. Esta camiseta está equipada con sensores de polímero incrustados en la tela que pueden detectar diversos parámetros vitales, como la frecuencia cardíaca, la respiración, la temperatura corporal y más. La información recopilada se transmite a través de una conexión 5G a

centros de salud y a individuos, lo que permite una atención médica y un seguimiento de la salud más efectivos.

La tecnología detrás de esta innovación tiene el potencial de revolucionar la asistencia médica domiciliaria y remota, beneficiando a personas con problemas de salud y enfermedades crónicas, al tiempo que garantiza la accesibilidad a servicios de atención y apoyo. La Cruz Roja italiana ha estado involucrada en el proyecto desde 2018 y lo ve como un avance significativo en el uso de nuevas tecnologías para servir a la sociedad. Otra empresa asociada en el proyecto es Let's Weearable Solutions, que creó el sensor SmartTshirt. [13]



Fig. 7 ZTE [13]

9. SOFTWARE

El Software de Diseño Avanzado (ADS) es una potente herramienta desarrollada por PathWave Design, parte de Keysight Technologies, que destaca en el diseño, simulación y automatización de circuitos electrónicos. Este software integral ofrece un entorno especializado para el diseño de sistemas de radiofrecuencia (RF), abarcando aplicaciones como redes inalámbricas, teléfonos móviles, comunicaciones por satélite, buscapersonas, enlaces de datos de alta velocidad y sistemas de radar.

Desde su lanzamiento inicial en 1985 como Microwave Design System (MDS), ADS ha evolucionado significativamente. En 2016, experimentó una notable mejora en velocidad, rendimiento y flexibilidad de diseño, consolidándose como una herramienta de vanguardia en el campo.

Dentro del conjunto de herramientas que ofrece ADS, se destaca Momentum, un simulador electromagnético diseñado específicamente para microstrip. En el ámbito de la simulación electromagnética, Momentum se basa en el método de los momentos (MoM). Este método implica subdividir la estructura planar de propagación de la señal en celdas elementales, significativamente más pequeñas que la longitud de onda. En estas celdas, el algoritmo realiza aproximaciones de las ecuaciones diferenciales mediante sumatorios de productos con coeficientes y funciones básicas.

Este enfoque único permite una modelización eficiente de fenómenos electromagnéticos, especialmente en estructuras como microstrip. La capacidad de Momentum para analizar de manera precisa estos fenómenos facilita el diseño y la evaluación del rendimiento de dispositivos electrónicos, contribuyendo al desarrollo de tecnologías avanzadas con aplicaciones en diversos campos. [17]

10. Diseños conocidos

10.1. Diseño y desarrollo preliminar de la antena de parche de microstrip basada en textiles portátiles

A partir del artículo sobre microstrip basados en textiles portátiles, podemos extraer la siguiente información. Utilizaremos el diseño de ADS para llevar a cabo la simulación.

Tabla 6. Antena parche denim[19]

Parámetro	Valor
Frecuencia de resonancia	2.4 GHz
Constante dieléctrica	1.6
Tangente de pérdidas	0.01
Ancho del parche	54.78 mm
Longitud del parche	49.28 mm
Altura del parche	0.035 mm
Ancho del sustrato	60 mm
Longitud del sustrato	60 mm
Espesor del sustrato	0.15 mm
Ancho del plano de masa	60 mm
Longitud del plano de masa	60 mm
Altura del plano de masa	0.035 mm
Ancho de línea microstrip	0.5 mm

Diseñamos en Layout con las condiciones que nos habian dado en el apartado anterior para poder simular en Momentum.

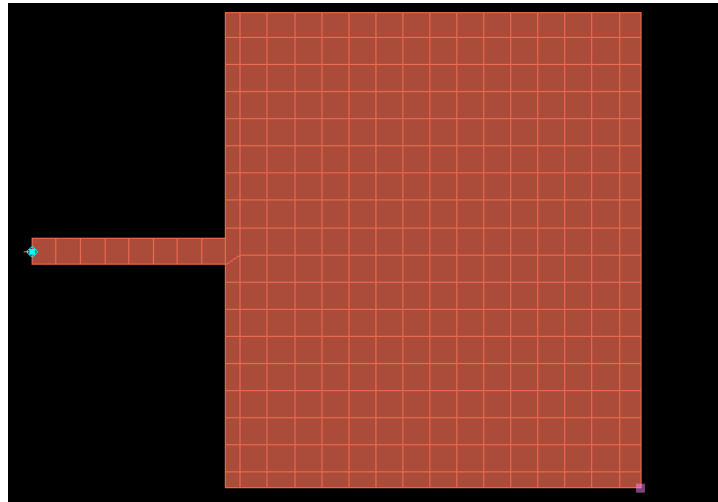


Fig. 8 Patch Jeans

Para que pueda emitir a la frecuencia que nos interesa, diseñamos el sustrato para que cumpla las condiciones anteriores.



Fig. 9 Substrato Jean

Por último, podemos observar en 3D el estado de nuestro diseño en ADS.

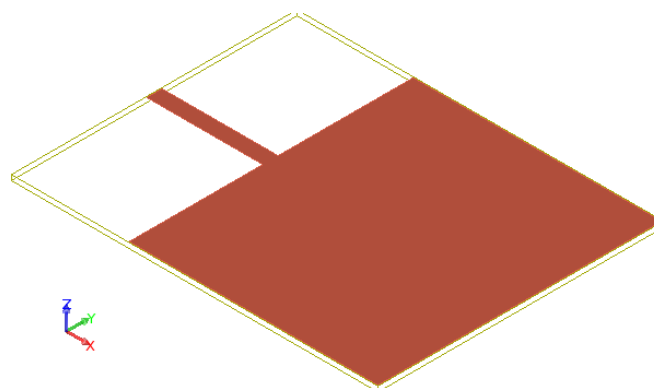


Fig. 10. Antena patch denim

Simulados para comprobar que las pérdidas de retorno en la frecuencia de trabajo son menores que -10 dB, podemos observar que la antena funciona en su correcta frecuencia y tiene unas buenas pérdidas de retorno.

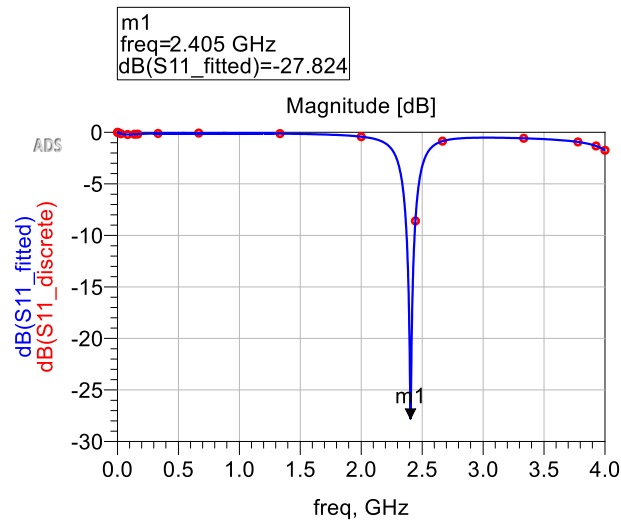


Fig. 11 S11 patch denim

[19]

10.2. Diseño del dipolo de Meandro

A partir de la información del artículo del dipolo de Meandro procederemos a diseñar la antena-sensor.

Para ello calcularemos las dimensiones a partir de la información que nos proporciona. Podemos observar que $W = 45$ mm, $L = 4,8$ mm, $d = 7,6$ mm, $g = 2$ mm. En el texto del artículo nos dan la información de que el grosor del conductor Shieldex es 0.467 mm y la conductividad. El sustrato es un algodón con grosor 1 mm, permitividad eléctrica de 1.3 y pérdidas dieléctricas de 0.0058.

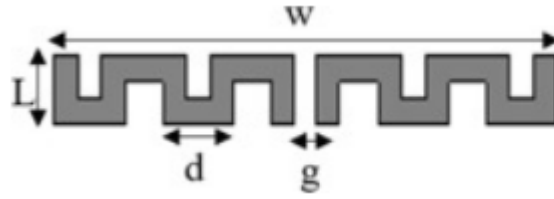


Fig. 12 Dimensiones dipolo meandro [10]

Procedemos a realizar el diseño de la antena en el layout de ADS, para poder simular y comprobar que los resultados son similares a los del trabajo.

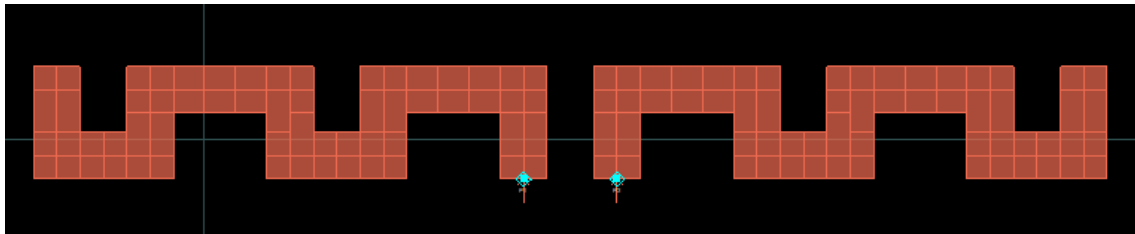


Fig. 13 Dipolo meandro layout

Por último, antes de realizar la simulación diseñamos el sustrato con los materiales que nos ha dado el artículo.

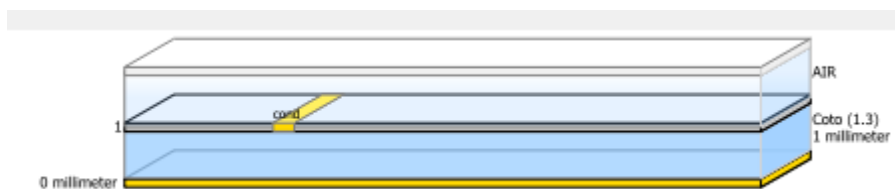


Fig. 14 sustrato dipolo meandro

El software nos proporciona una imagen en 3D del diseño de la antena.

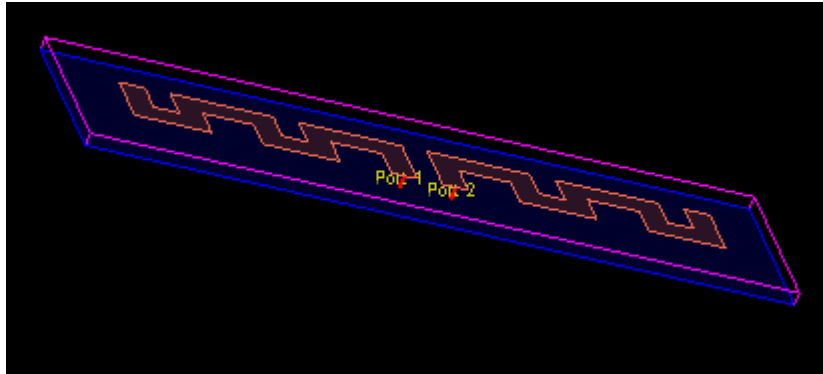


Fig. 15 3D dipolo Meandro

Por último, simulamos nuestra antena podemos observar que los resultados son similares a los del artículo. Frecuencia de resonancia a unos 2.45 GHz y unas pérdidas de retorno de unos -27 dB.

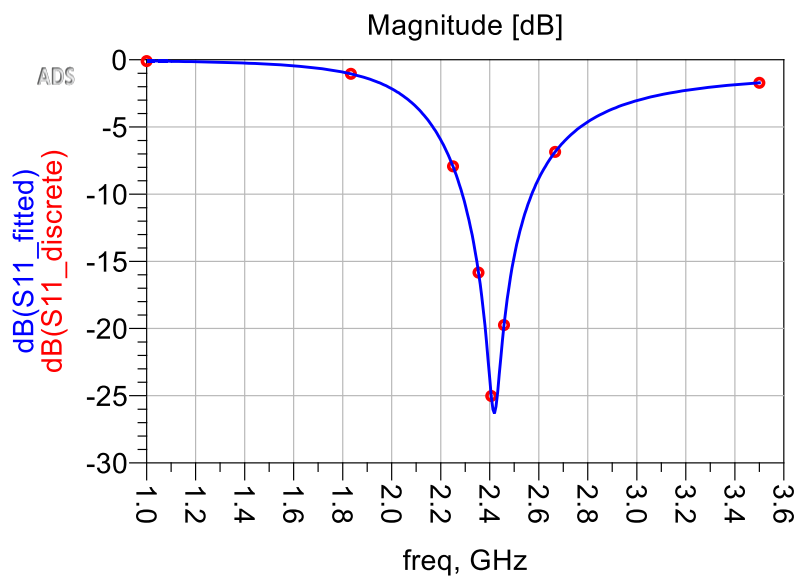


Fig. 16 Simulación dipolo meandro

Para verificar el correcto funcionamiento de nuestra antena, hemos ajustado las dimensiones para simular la expansión durante la respiración. A medida que las dimensiones aumentan, la frecuencia operativa disminuye. En el apartado 11.1.1. podemos observar con mayor detenimiento.

11. Diseños Propuestos

11.1. Diseño del dipolo Meandro

En esta fase, nos enfocaremos en el diseño de un dipolo meandro para la monitorización de la respiración a una frecuencia de unos 2.45 GHz. Utilizaremos un conductor metálico denominado Shieldex y un sustrato de algodón para este propósito específico. La elección de un dipolo meandro se justifica por sus ventajas inherentes, destacando especialmente su eficiencia.

El material conductor Shieldex se selecciona por ser apropiado en aplicaciones de radiofrecuencia, ofreciendo propiedades conductoras necesarias para el dipolo. Además, el sustrato de algodón proporciona flexibilidad y comodidad, aspectos muy importantes para las antenas wearables.

La eficiencia de la antena meandro es crucial en escenarios de monitoreo, ya que garantiza una transmisión precisa de las señales relacionadas con la respiración. Además, la capacidad de diseñar una antena significativamente reducida es bastante, especialmente en aplicaciones donde el espacio es limitado o la discreción es prioritaria.[11]

A continuación, se presenta una tabla que incluye los valores de diseño

Tabla 7. Antena dipolo meandro

Parámetro	Valor
Frecuencia de resonancia	2.42 GHz
Constante dieléctrica	1.3
Tangente de pérdidas	0.0058
Longitud del dipolo L	4.8 mm
Anchura del dipolo W	50 mm
Distancia del dipolo d1	8 mm
Distancia del dipolo d2	3 mm
Gap del dipolo g	2 mm

Implementamos la antena en el diseño de ADS para realizar posteriormente la simulación y analizar los resultados obtenidos

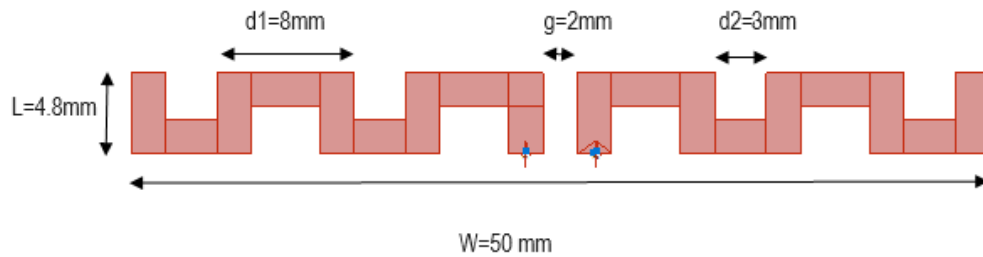


Fig. 17 Diseño dipolo meandro

Para un diseño adecuado, utilizaremos el siguiente sustrato en el layout Substrate del ADS. A continuación, presentamos sus capas.

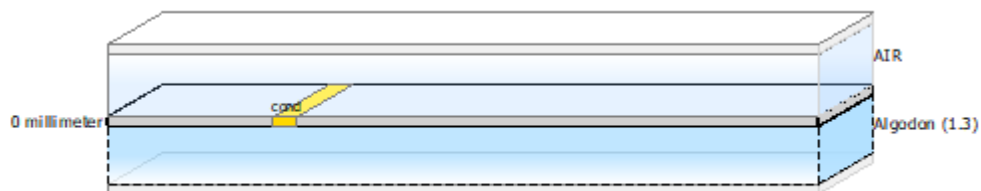


Fig. 18 Substrato dipolo meandro

11.1.1. Simulación

En la simulación, obtenemos una pérdida de retorno (S_{11}) con un valor de aproximadamente -26 dB , lo que indica una buena adaptación. La frecuencia operativa es de alrededor de 2.42 GHz , lo que confirma que está dentro del

ancho de banda del Bluetooth y que el dispositivo está funcionando correctamente.

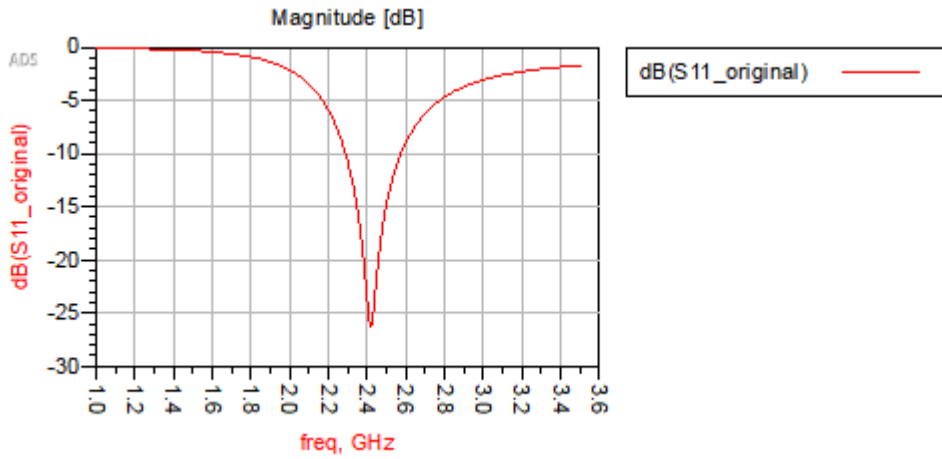


Fig. 19 Simulación dipolo Meandro

En la carta de Smith, se destaca en color rojo el recorrido de adaptación de nuestra antena en distintas frecuencias. Se aprecia que alcanza su mejor adaptación cuando se encuentra en el centro, específicamente en la frecuencia de operación.

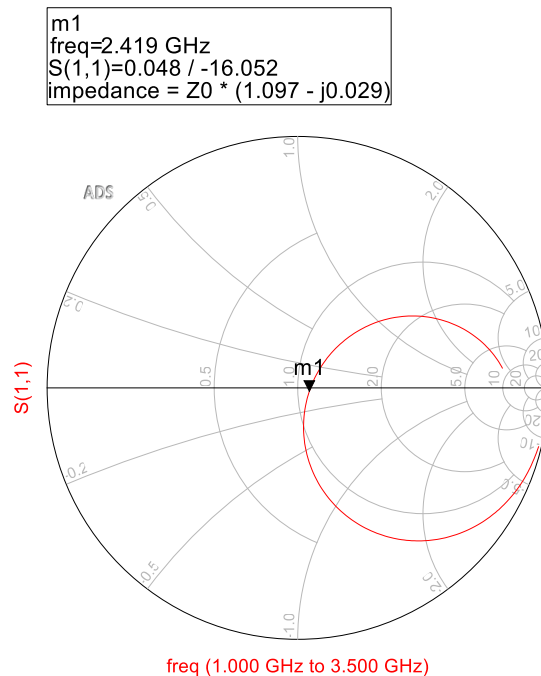


Fig. 20 Carta Smith dipolo Meandro

Una vez realizadas las observaciones anteriores, pasaremos a mostrar cómo actúan las intensidades en nuestra antena a la frecuencia operativa. Se aprecia que hay una mayor intensidad en la entrada, y a medida que nos acercamos a los extremos, esta disminuye.

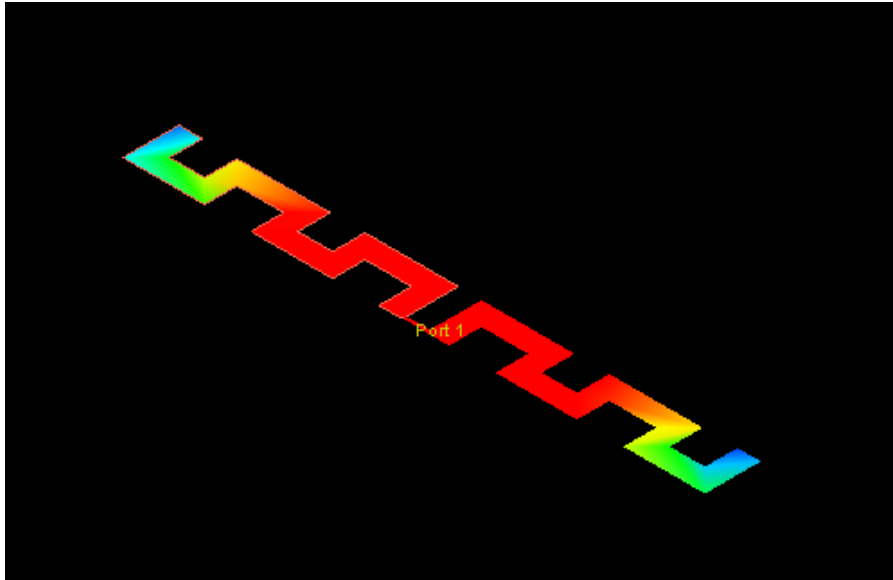


Fig. 21 Intensidades dipolo meandro

Representamos el diagrama de radiación que presenta el patrón tridimensional de nuestra antena, proporcionándonos una visualización de cómo la radiación se distribuye en las diferentes direcciones. Esto nos permite evaluar su rendimiento.

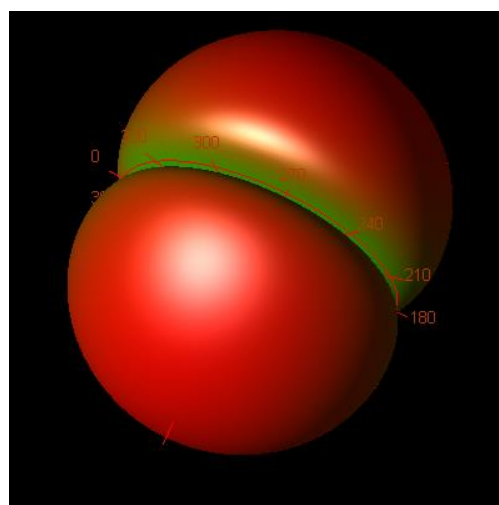


Fig. 22 Diagrama de radiación dipolo meandro

En la siguiente tabla, presentamos los valores que hemos extraído de la simulación anterior, destacando aspectos tan importantes como la directividad y la eficiencia de la antena.

Parámetro	Valor
Frecuencia de resonancia	2.42 GHz
E_{max}	0.494
Θ_{max}	0
φ_{max}	0
Directividad $_{max}$	3.812 dB
Ganancia $_{max}$	2.160dB
eficiencia	0.684

La siguiente figura nos representa en el plano $\varphi=0$, los valores de Ganancia y directividad, la intensidad de potencia y la eficiencia de la antena.

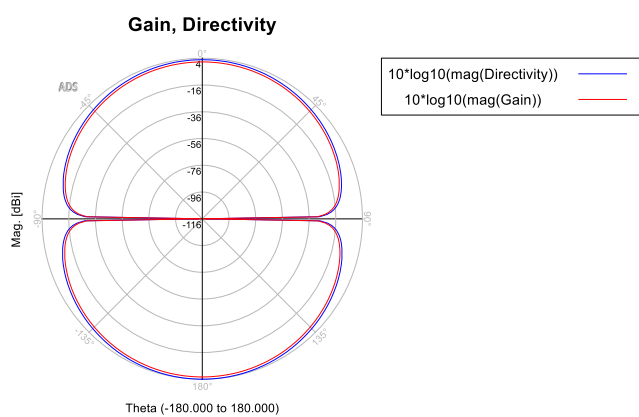


Fig. 23 Ganancia dipolo meandro

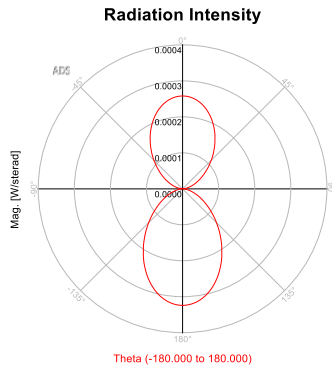


Fig. 24 Intensidad dipolo meandro

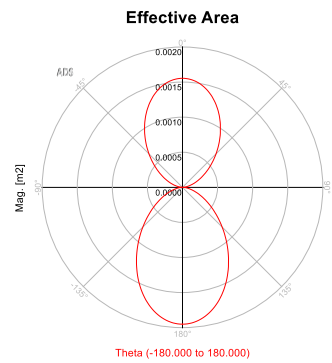


Fig. 25 Eficiencia dipolo meandro

A continuación, mostraremos cómo actúa la ganancia respecto a la frecuencia, cómo actúa la directividad respecto a la frecuencia y, por último, la eficiencia respecto a la frecuencia, marcando los valores importantes.

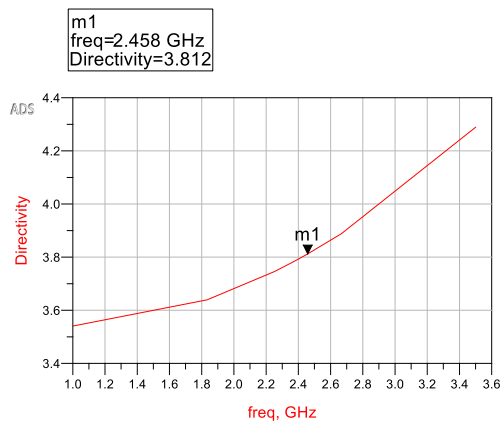


Fig. 26 Directividad dipolo meandro

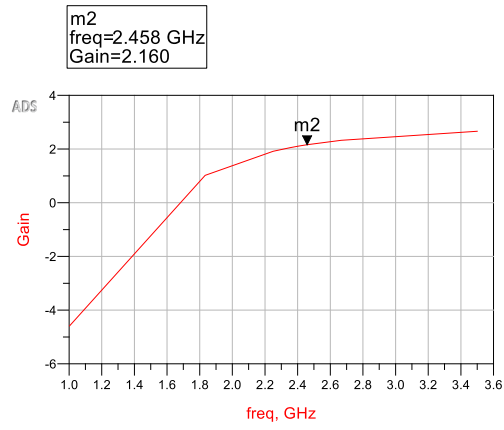


Fig. 27 Ganancia dipolo meandro

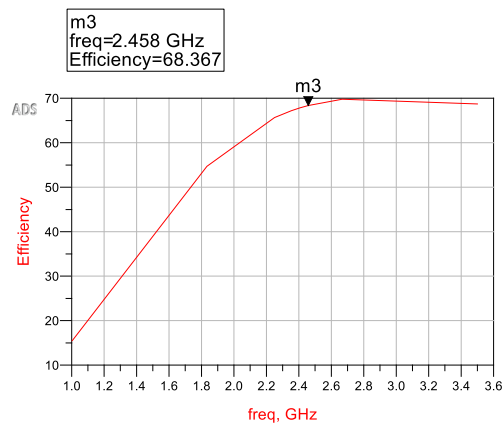


Fig. 28 Eficiencia dipolo meandro

Después de revisar los valores clave de la antena, procederemos con la parte crucial del proyecto: la monitorización de la respiración. Para lograr esto, observaremos varios estiramientos de nuestra antena incorporada en una camiseta, los cuales serán generados por las distintas respiraciones del cuerpo humano. En la siguiente figura podemos observar cómo se ha ensanchado nuestra antena con las diferentes intensidades de respiración.

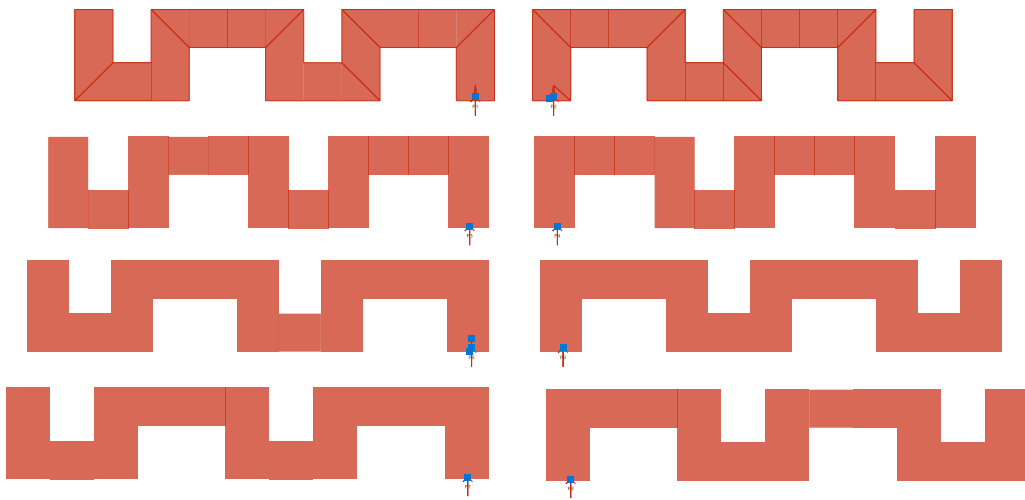


Fig. 29 Ensanchamiento dipolo meandro

Tras realizar diversos estiramientos en la antena, procederemos a simular las pérdidas de retorno en varias configuraciones: la antena original, la antena ensanchada en 2.5 mm, 4.9 mm y 7.3 mm.

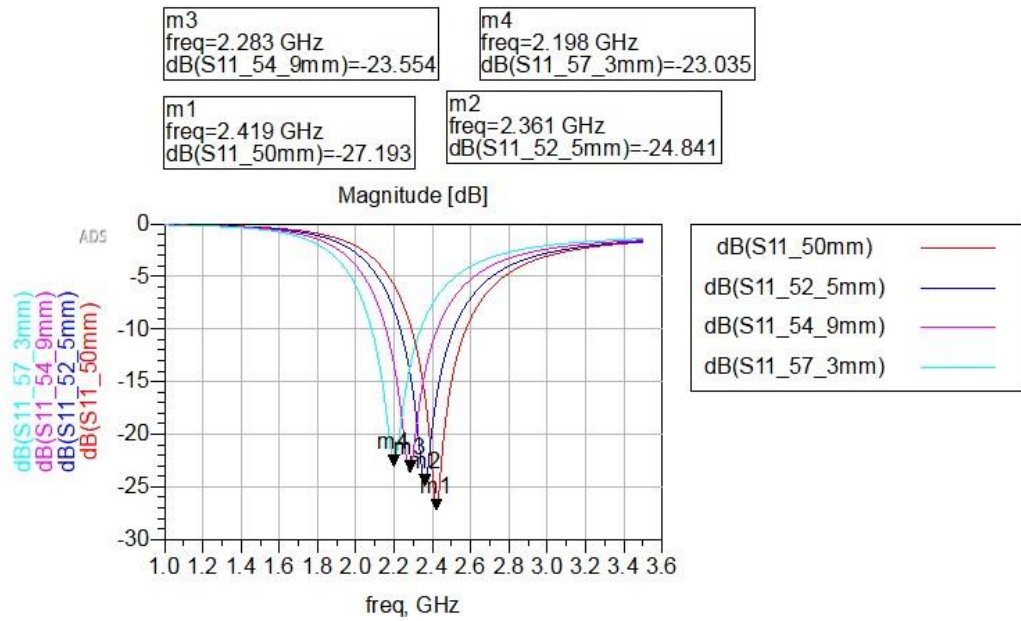


Fig. 30 Simulación ensanchamiento

Podemos observar que a medida que la antena se estira, la frecuencia de resonancia disminuye, y también notamos un empeoramiento en las pérdidas de retorno.

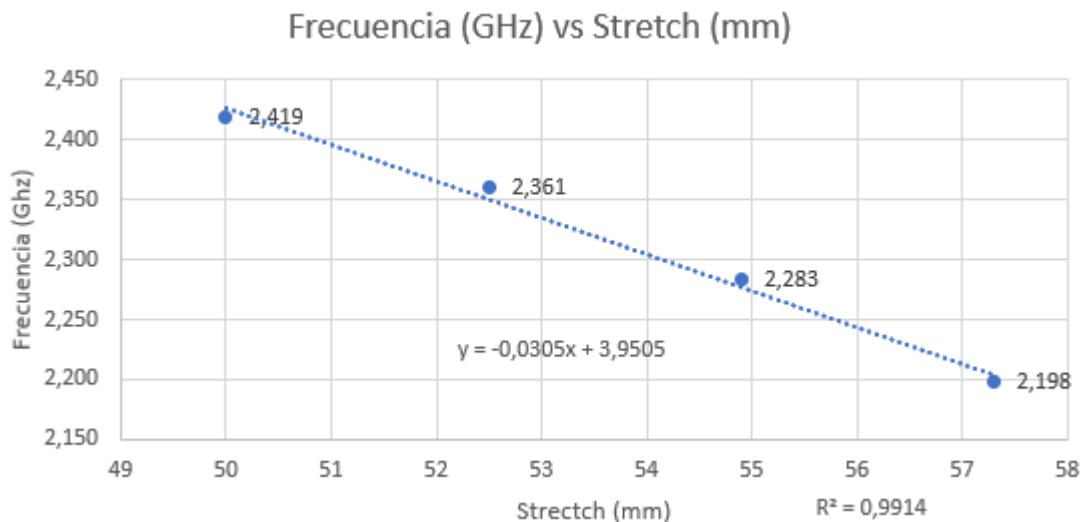
En la siguiente tabla, utilizamos los valores extraídos de la gráfica anterior para observar cómo actúa el estiramiento en relación con la frecuencia.

11.1.2. Sensibilidad

Tabla 8 Sensibilidad dipolo meandro

Frecuencia(GHz)	Stretch (mm)
2,419	50
2,361	52,5
2,283	54,9
2,198	57,3
Sensibilidad	-30,05 MHz/mm

Procedemos a crear una gráfica con la información de la tabla anterior, mediante el uso de esos puntos, trazamos una línea de regresión. Una línea de regresión es un modelo matemático que busca representar la tendencia general de los datos y facilita la interpretación de la relación entre las variables.



Extraemos la ecuación de la recta $y = -0.0305x + 3.9505$. En ella podemos observar que la pendiente es -0.035GHz/mm , lo que corresponde a la sensibilidad de la antena-sensor. También podemos apreciar que el coeficiente de determinación es 0.9914 , lo que indica una buena correlación entre los datos experimentales y la ecuación. Debido a esta característica podemos afirmar que el comportamiento de nuestro diseño es bastante previsible debido a su linealidad.

11.1.3. Rendimiento de la antena-sensor sobre un fantasma corporal

Se pretende utilizar la antena-sensor en una frecuencia de 2.4 GHz para Bluetooth incorporada en una camiseta, lo cual implica que afectará al cuerpo humano. Se reproducirá en un fantasma corporal con las propiedades dieléctricas. En el artículo, hemos podido encontrar las propiedades de los diferentes tejidos humanos.

Tabla 9 Propiedades tejidos humanos [20]

Tejido	Permitividad relativa (ϵ_r)	Conductividad (σ)	$\tan \delta$	Grosor del sustrato (h)
Piel	37	3.7	0.31	4 mm
Grasa	5	0.3	0.186	4 mm
Musculo	50	5.1	0.316	20 mm

Con la información de la tabla, llevamos a cabo el diseño del sustrato para ADS y poder simularlo con Momentum. Cabe destacar que hemos omitido el tejido óseo debido a problemas en la simulación.

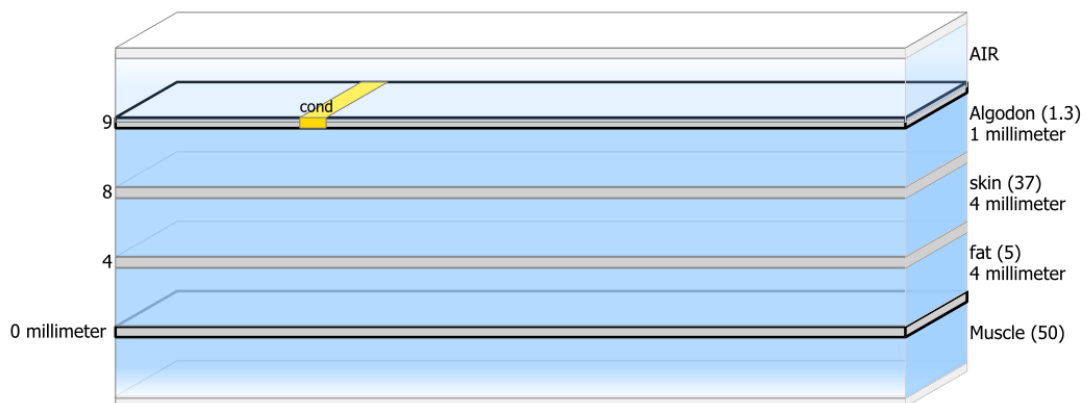


Fig. 31 Substrato Muscle

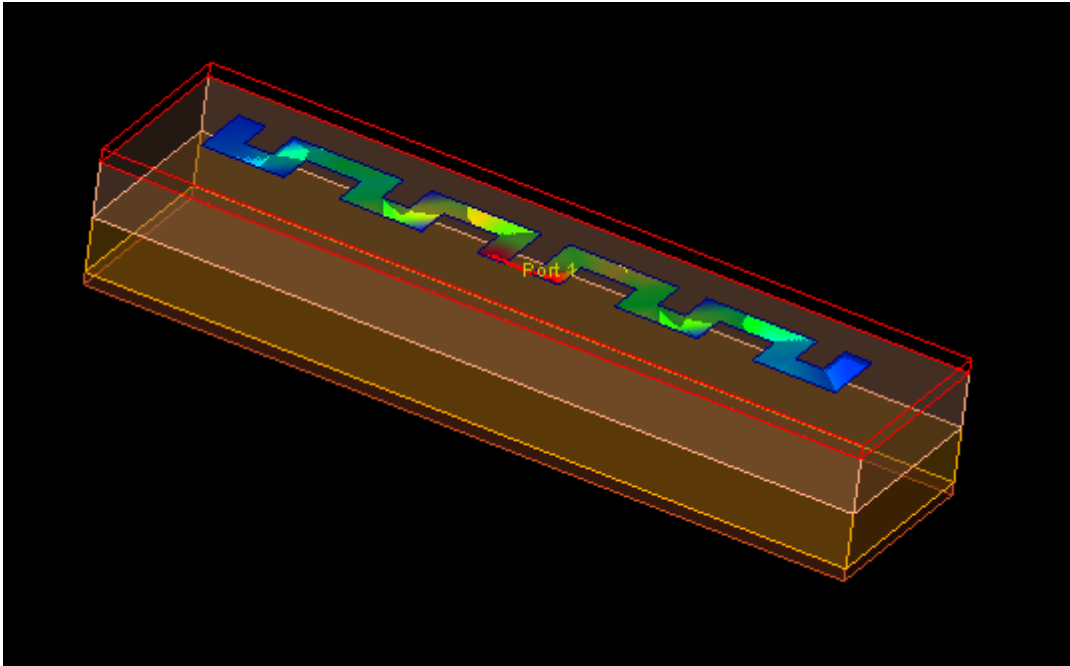


Fig. 32 3D antena dipolo con substrato de cuerpo humano

El siguiente paso ha consistido en simular nuestra antena con el fantasma corporal. Representamos la señal S11 en espacio libre y con cuerpo humano.

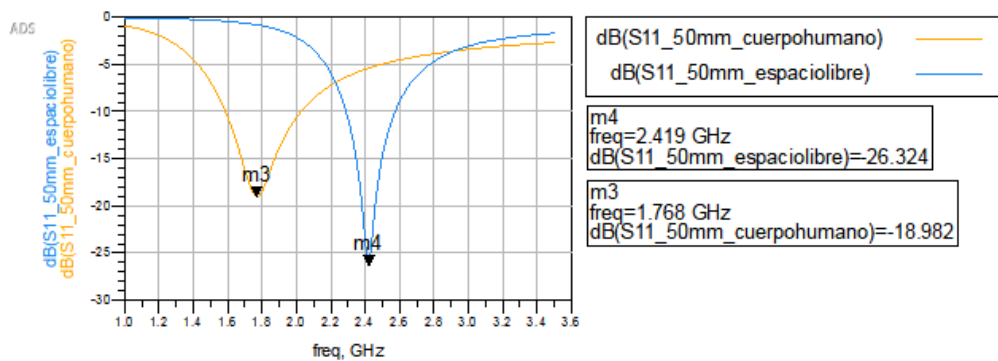


Fig. 33 Simulación espacio libre vs cuerpo humano

En la simulación, observamos que nuestra antena deja de funcionar en la frecuencia operativa de Bluetooth en presencia de un cuerpo humano. En este

caso, el valor registrado es de 1.768 GHz con pérdidas de retorno de -18.982 dB, lo que indica una peor adaptación respecto a la antena en espacio libre. Para hacer utilizable la antena en presencia del cuerpo humano, será necesario realizar un reajuste para asegurar su correcto funcionamiento. Podemos observar el diseño reajustado en el apartado 11.1.4.

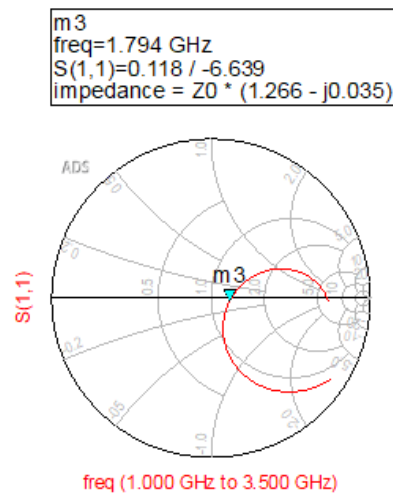


Fig. 34 Carta Smith dipolo meandro

Observamos que la adaptación de la antena con el cuerpo humano no es tan adecuada como en espacio abierto, como hemos constatado en la simulación de pérdidas de retorno.

11.1.4. Diseño de antena reajustada

El primer paso del siguiente apartado es realizar un ajuste para que, al trabajar con cuerpos humanos, podamos obtener una frecuencia operativa de la antena dipolo meandro de 2.4 GHz, correspondiente a la frecuencia de Bluetooth. Con este fin, hemos diseñado esta antena que, en espacio abierto, resuena a 3.220 GHz.

Tabla 10 Dipolo reajustado Meandro

Parámetro	Valor
Frecuencia de resonancia (f_r)	3.220 GHz
Constante dieléctrica (ϵ_r)	1.3
Tangente de pérdidas	0.0058
Longitud del dipolo L	4.8 mm
Anchura del dipolo W	34.4 mm
Distancia del dipolo d1	5.6 mm
Distancia del dipolo d2	1.9 mm
Gap del dipolo g	1.4 mm

Implementamos la antena en el layout de ADS para la simulación en Momentum, con el objetivo de analizar su rendimiento y comportamiento en diferentes condiciones y frecuencias.

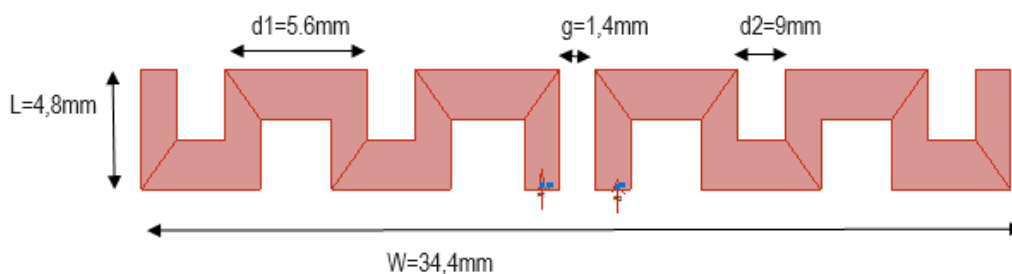


Fig. 35 Dipolo meandro reajustado

11.1.5. Simulación

Procedemos a simular la S11 para verificar que las pérdidas de retorno y la frecuencia operativa cumplen con los parámetros del diseño. Consideramos que existe una buena adaptación cuando la antenna registra un valor por debajo de -10 dB.

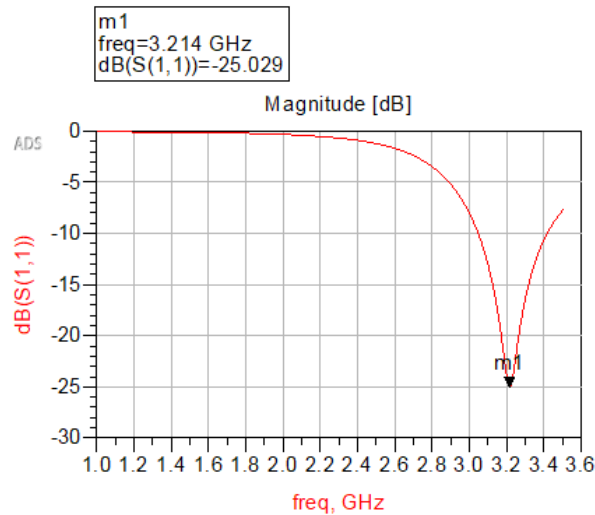


Fig. 36 Simulación antena reajustada

En la simulación, la frecuencia de 3.2 GHz coincide con el parámetro de diseño de la tabla y las pérdidas son aproximadamente -25.09 dB, por lo que podemos considerar que cumple con las condiciones iniciales.

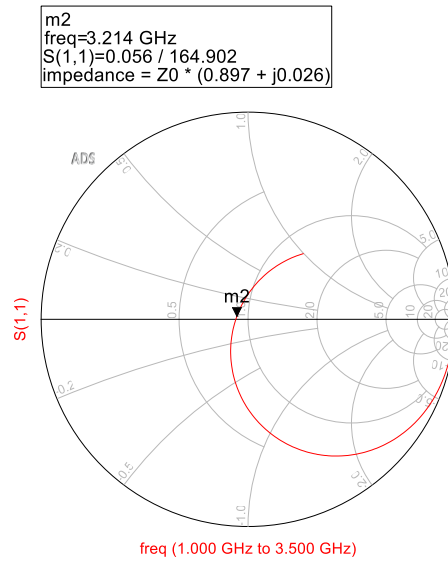


Fig. 37 Carta Smith Antena reajustada

En la siguiente carta de Smith, podemos observar que la adaptación de la antena es correcta, ya que estamos ubicados casi en el centro del círculo cuando la frecuencia es la de resonancia.

Calculamos el diagrama de radiación en 3D para observar cómo se irradia la energía electromagnética en el espacio a través de la pestaña de Campo Lejano (Far Field) en el diseño de ADS.

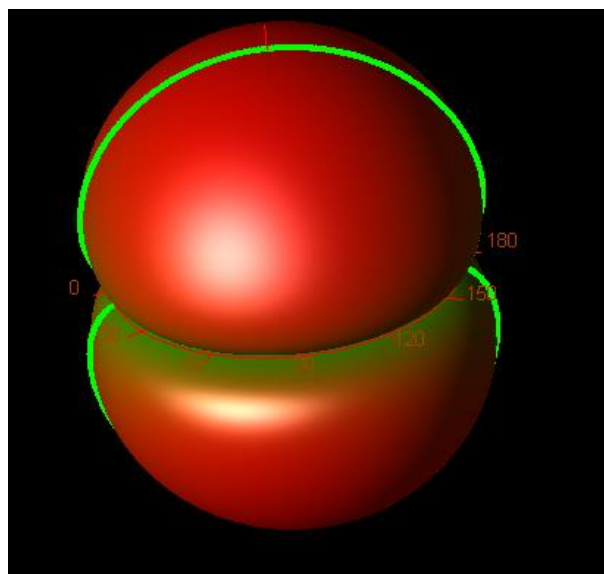


Fig. 38 Diagrama de radiación reajustada

En la siguiente tabla, mostramos los datos extraídos de la simulación anterior. Podemos observar valores tan importantes como la ganancia, la directividad, la eficiencia, entre otros.

Tabla 11 Valores antena Meandro

Parámetro	Valor
Frecuencia de resonancia	3.188 GHz
E _{max}	0.489
Θ _{max}	0
Φ _{max}	0
Directividad _{max}	3.695 dBi
Ganancia _{max}	2.062 dBi
Eficiencia	0.687

En el plano $\varphi=0$, la figura siguiente ilustra los valores de ganancia y directividad, así como la intensidad de potencia y la eficiencia de la antena.

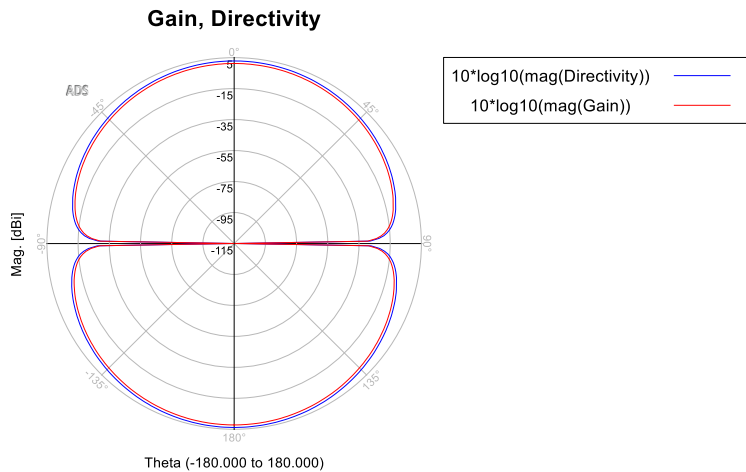


Fig. 39 Ganancia meandro reajustado

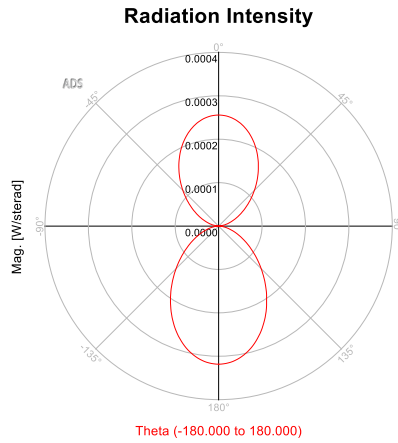


Fig. 40 Intensidad meandro reajustado

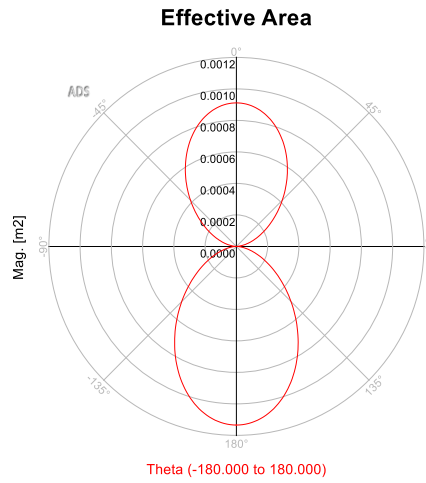


Fig. 41 Eficiencia meandro reajustado

En el siguiente análisis, examinaremos cómo se comporta la ganancia, la directividad y la eficiencia en relación con la frecuencia, resaltando los valores clave para obtener una visión detallada de la respuesta de la antena en distintos rangos frecuenciales.

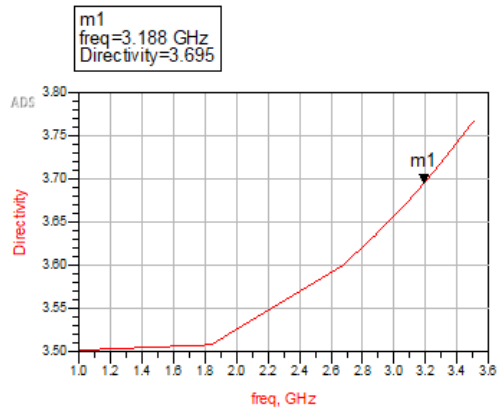


Fig. 42 Directividad Meandro reajustado

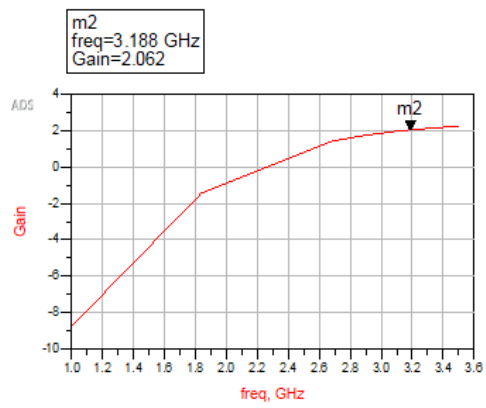


Fig. 43 Ganancia meandro reajustado

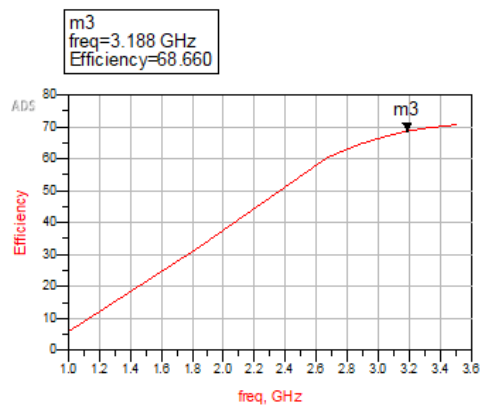


Fig. 44 Eficiencia meandro reajustado

Esta parte es fundamental para el proyecto, ya que la antena diseñada debe operar en el cuerpo humano a la frecuencia de 2.4 GHz para su correcto funcionamiento. En el siguiente gráfico simulamos la antena reajustada tanto en espacio libre como en presencia del cuerpo humano.

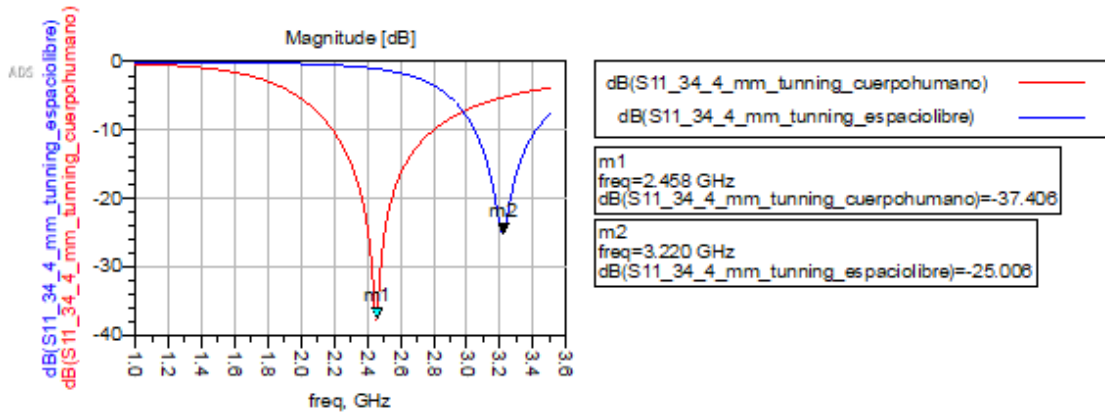


Fig. 45 Simulación meandro reajustado espacio libre vs cuerpo humano

Observamos que la antena en espacio libre opera a 3.220 GHz con una pérdida de retorno de -24,068 dB. Por otro lado, en el cuerpo humano, observamos que hemos logrado una adaptación muy favorable de -37.4076dB y, además, opera en la frecuencia correcta.

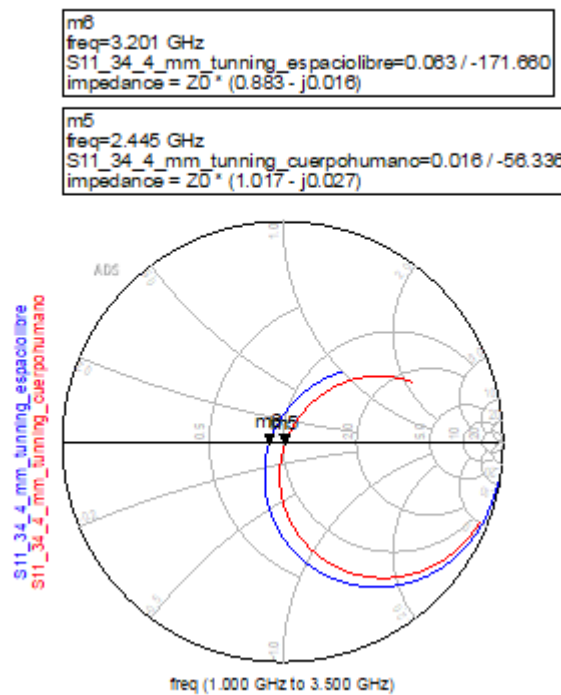


Fig. 46 Carta Smith Meandro reajustado

Como mencionamos anteriormente, las pérdidas de retorno son menores con el cuerpo humano, lo que indica una mejor adaptación respecto a la de espacio libre.

El siguiente paso es realizar la simulación de la expansión de la antenna debido a la respiración, para verificar su correcto funcionamiento y asegurarnos de que podemos utilizarla para la monitorización. En este caso, el ensanchamiento de la antenna es de 2.3 mm, 4 mm y 7.2 mm con respecto a la original.

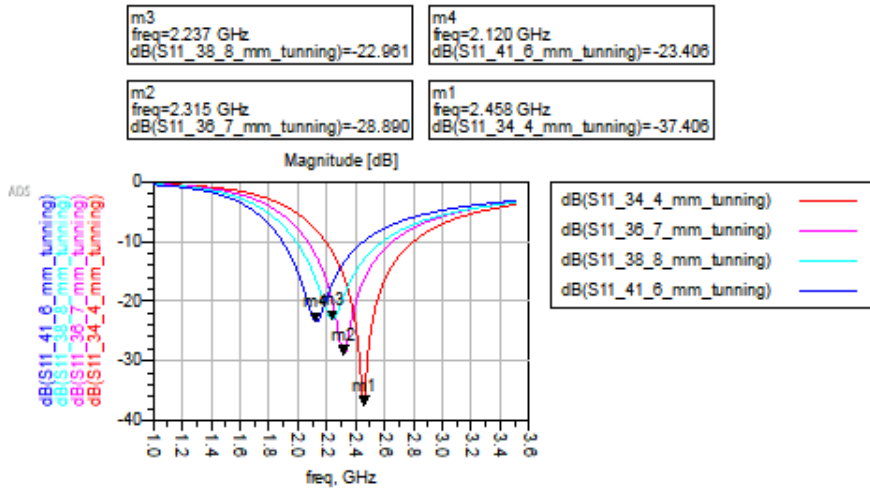


Fig. 47 Ensanchamiento Meandro reajustado

A través de la gráfica anterior, obtenemos los puntos necesarios para representar el comportamiento del estiramiento de la antenna en relación con la frecuencia. Esto nos proporciona información sobre cómo la longitud de la antenna se relaciona con diferentes frecuencias, permitiéndonos analizar su respuesta y valorar su linealidad.

11.1.6. Sensibilidad

Tabla 12 Sensibilidad antena meandro reajustada

Stretch (mm)	Frecuencia (GHz)
0	2,458
2,3	2,315
4,4	2,237
7,2	2,120
Sensibilidad	-46 MHz/mm

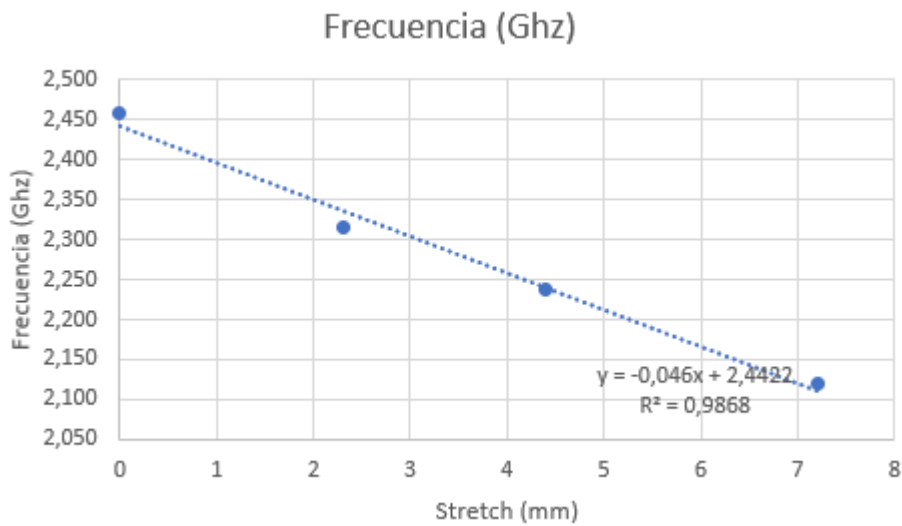


Fig. 48. Frecuencia vs Stretch

Derivamos la ecuación de la recta y obtenemos $y = -0.046x + 2.4422$. Al analizarla, notamos que la pendiente es -0.046 GHz/mm, lo que representa la sensibilidad de la antena-sensor. Además, el coeficiente de determinación, que es 0.9868 , sugiere una fuerte correlación entre los datos experimentales y la ecuación. Esta alta correlación indica que el comportamiento de nuestro diseño es predecible, destacando su linealidad.

11.1.7. Comparativa entre antenas dipolos Meandros

El primer dipolo fue inicialmente diseñado para operar eficientemente a 2.45 GHz en un entorno de espacio libre. Sin embargo, al enfrentarlo al cuerpo humano, se evidenció un rendimiento subóptimo. En respuesta a esta limitación, se diseñó un segundo dipolo ajustado específicamente para funcionar en presencia del cuerpo humano, manteniendo la frecuencia de operación en 2.45 GHz.

Al comparar ambos dipolos, es notable que el primer diseño resultó ser significativamente más grande que el dipolo reajustado, lo cual podría ser crucial para aplicaciones donde el espacio es limitado. Aunque la sensibilidad del sensor es más precisa en el primer diseño, se destaca que el dipolo ajustado presenta un ancho de banda más amplio, lo que puede ser beneficioso en determinadas situaciones.

Además, al analizar la ganancia, eficiencia y directividad, se observa que no hay cambios sustanciales entre ambos diseños, lo que sugiere que el dipolo reajustado logra adaptarse al cuerpo humano sin comprometer significativamente estas características fundamentales. Este ajuste demuestra la flexibilidad del diseño ante las variaciones del entorno y subraya la importancia de adaptar las antenas a condiciones específicas de aplicación.

Tabla 13 Comparativa dipolos meandros

	Diseño propio	Diseño propio de Antena reajustado
Tipo de Antena	Dipolo Meandro	Dipolo Meandro
Dimensiones del dipolo	L= 4.8mm, W=50 mm, d1=8 mm, d2=3 mm, g=2 mm	L= 4.8mm, W=34.4 mm, d1=5.6mm, d2=1.9mm, g=1.4 mm
Sustrato	$\epsilon_r=1.3$ tan $\delta=0.058$ h=1mm	$\epsilon_r=1.3$ tan $\delta=0.058$ h=1mm
Frecuencia de resonancia	2.45 GHz	2.42 GHz
Coefficiente de reflexión	-27.19 dB	-25.09 dB
Sensibilidad	-30.05 MHz/mm	-46 MHz/mm
Ancho de Banda a -10 dB	180 MHz	280 MHz
Directividad	3.812 dBi	3.695 dBi
Ganancia	2.160 dBi	2.062 dBi
Eficiencia	0.684	0.687

12. Diseño de un patch

En este capítulo, diseñaremos una antena-sensor tipo patch para la detección de la respiración mediante deformación. Para verificar su correcto funcionamiento, realizaremos varias pruebas de estiramiento para observar cómo varía la frecuencia de resonancia conforme se producen los cambios. Los parámetros iniciales para llevar a cabo el diseño son los siguientes.

Frecuencia de resonancia (f_r): 2,45 GHz

Impedancia característica: 50Ω

Material del parche: Shieldex

Material del sustrato: Algodón

Altura del sustrato: 1 mm

Permitividad relativa del algodón: 1.6

Perdidas de tangente ($\tan \delta$) = 0.02

Ahora diseñaremos el sensor utilizando las diferentes fórmulas de una línea de transmisión. Con los datos que tenemos, lo primero que podemos determinar es la anchura.

$$W = \frac{c}{2 \cdot f_r} \cdot \sqrt{\frac{2}{\epsilon_r + 1}} = 53,693 \text{ mm} \quad (10) \quad [24]$$

c = es la velocidad de luz

Con los datos obtenidos hasta ahora, el siguiente paso será calcular ϵ_{ref} y Δl .

Para ello, utilizaremos las siguientes expresiones.

$$\epsilon_{ref} = \frac{\epsilon_r + 1}{2} + \frac{\epsilon_r - 1}{2} \cdot \left(1 + \frac{12h}{W}\right) = 1.66 \quad (11) \quad [24]$$

$$\Delta l = \frac{0.412h \cdot (\epsilon_{ref} + 0.3) \cdot \left(\frac{W}{h} + 0.264\right)}{\epsilon_{ref} - 0.258) \cdot \left(\frac{W}{h} + 0.8\right)} = 0.571 \quad (12) \quad [24]$$

Finalmente, determinamos la longitud real del parche utilizando la siguiente fórmula:

$$L = L_{ef} - 2\Delta l = \frac{c}{2 \cdot f_r} \cdot \frac{1}{\sqrt{\epsilon_{ref}}} - 2\Delta l = 46,376mm \quad (13) \quad [24]$$

Para calcular la longitud de la línea de alimentación al patch, optaremos por $\lambda/4$ para asegurar una óptima adaptación de impedancias. En este contexto, emplearemos el programa ADS y su herramienta LineCalc. Esta elección de longitud facilita la transformación de impedancias, minimizando reflexiones y maximizando la eficiencia.

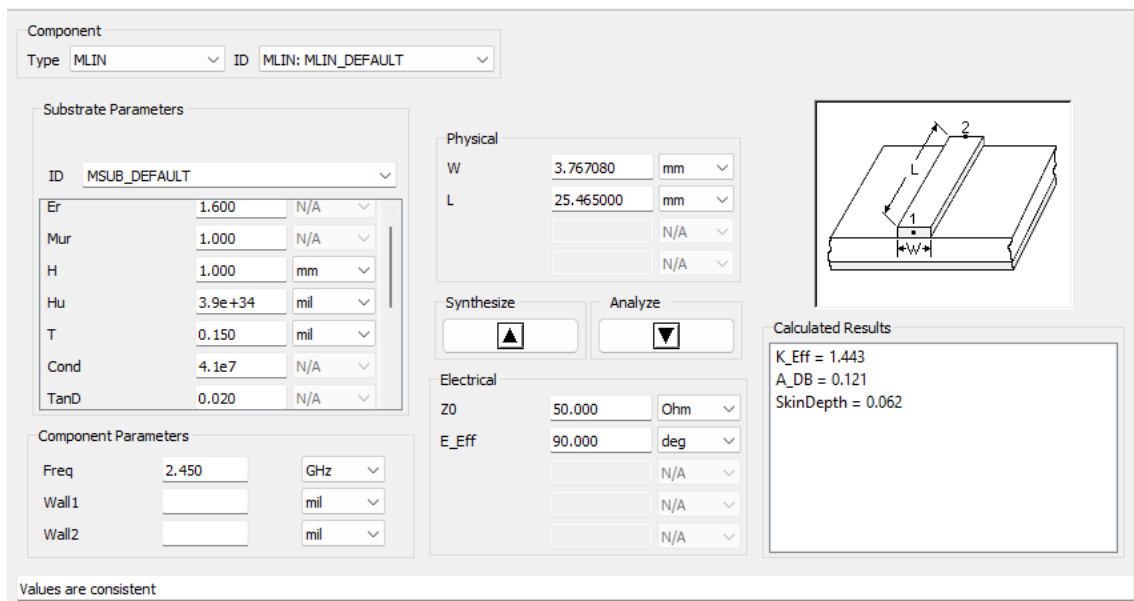


Fig. 49 LineCalc[25]

En la tabla siguiente podemos apreciar todos los valores que hemos calculado a partir de los datos y formulas anteriores.

Tabla 14 Diseño Patch

Parámetro	Valor
Frecuencia de resonancia	2.45 GHz
Constante dieléctrica	1.6
Tangente de perdidas	0.01
Ancho del parche	53.693 mm
Longitud del parche	46.376 mm
Altura del parche	0.465 mm
Ancho del sustrato	80 mm
Longitud del sustrato	80 mm
Espesor del sustrato	1 mm
Ancho del plano de masa	80 mm
Longitud del plano de masa	80 mm
Altura del plano de masa	0.465 mm
Ancho de línea microstrip	3.76 mm
Longitud de la línea microstrip	25.46 mm

Utilizando el programa ADS, hemos integrado la antena en nuestro diseño (layout) siguiendo las dimensiones indicadas.

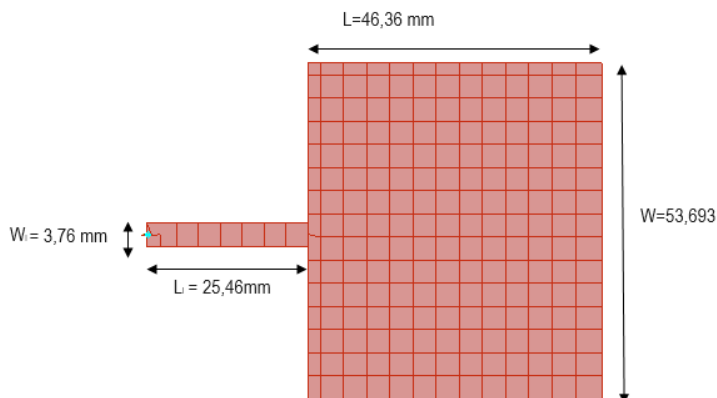


Fig. 50 Dimensiones patch

12.1. Simulación

Simulamos el resultado de la S11 para verificar que funcione correctamente y que el acoplamiento de la antena sea adecuado. Observamos que la frecuencia de resonancia se encuentra en 2.5 GHz, aunque hay un pequeño desfase y las pérdidas de retorno son de -15.671 dB, lo cual es correcto, pero susceptible de mejoras significativas.

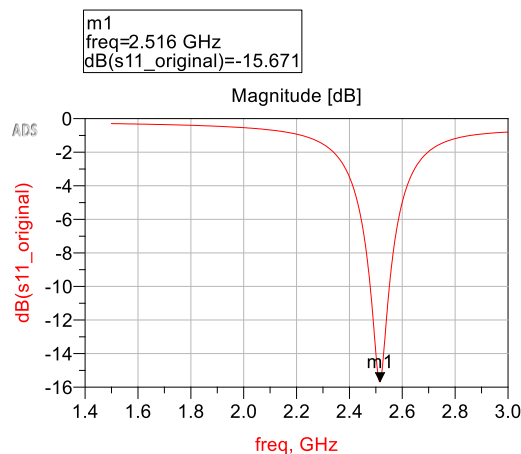


Fig. 51 Simulación Patch

En el gráfico de Smith, observamos que, en nuestra frecuencia operativa, la traza no pasa por el eje central, que es donde estaría completamente acoplada. Aunque es cierto que podemos considerar que nuestra antena funcionaría en acoplamiento.

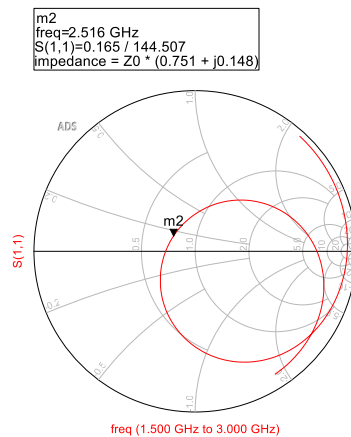


Fig. 52 Carta Smith patch

Para ver el diagrama de radiación procederemos a utilizar la herramienta Field Far, en este caso obtenemos la energía radiada de un patch alimentado por una línea de transmisión.

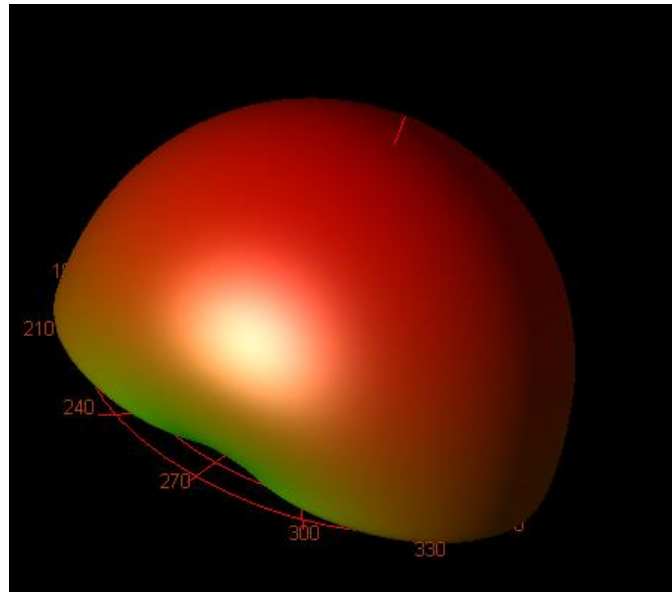


Fig. 53 diagrama de radiación patch

En esta tabla, hemos registrado los valores proporcionados por el diagrama de radiación, los cuales son fundamentales para comprender el funcionamiento de la antena.

Tabla 15 Valores antena patch

Parámetro	Valor
Frecuencia de resonancia	2.516 GHz
E_{max}	0.557
Θ_{max}	3
φ_{max}	0
Directividad $_{max}$	8.274 dBi
Ganancia $_{max}$	3.285 dBi
eficiencia	31.74

A continuación, representamos en el espacio polar la Ganancia, Directividad, Intensidad y efectividad cuando nos situamos en el plano $\phi=0$.

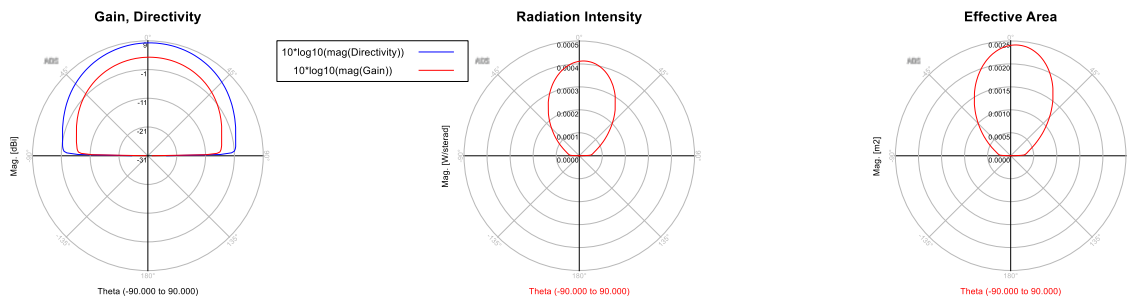


Fig. 54 Ganancia, Intensidad y Eficiencia patch

En este caso, obtenemos la directividad, la ganancia y la eficiencia en relación con la frecuencia, marcando los valores en nuestra frecuencia de resonancia.



Fig. 55 Ganancia, Directividad y Eficiencia patch

Hemos de destacar que la frecuencia de resonancia actual no es la correcta; por lo tanto, deberíamos realizar un ajuste fino para calcular la frecuencia correcta. En nuestro caso, dado que necesitamos que la antena experimente una deformación por estiramiento para detectar los movimientos torácicos de la respiración, hemos observado que al modificar la longitud del parche conseguimos que nuestra frecuencia de resonancia sea la adecuada. Para llevar a cabo este reajuste de manera precisa, utilizamos la siguiente expresión con el factor q .

$$L = q \cdot \frac{\lambda}{2} \quad (14)$$

Además, simularemos los distintos estiramientos del parche para verificar que, con variaciones en la longitud, la frecuencia de resonancia experimenta cambios.

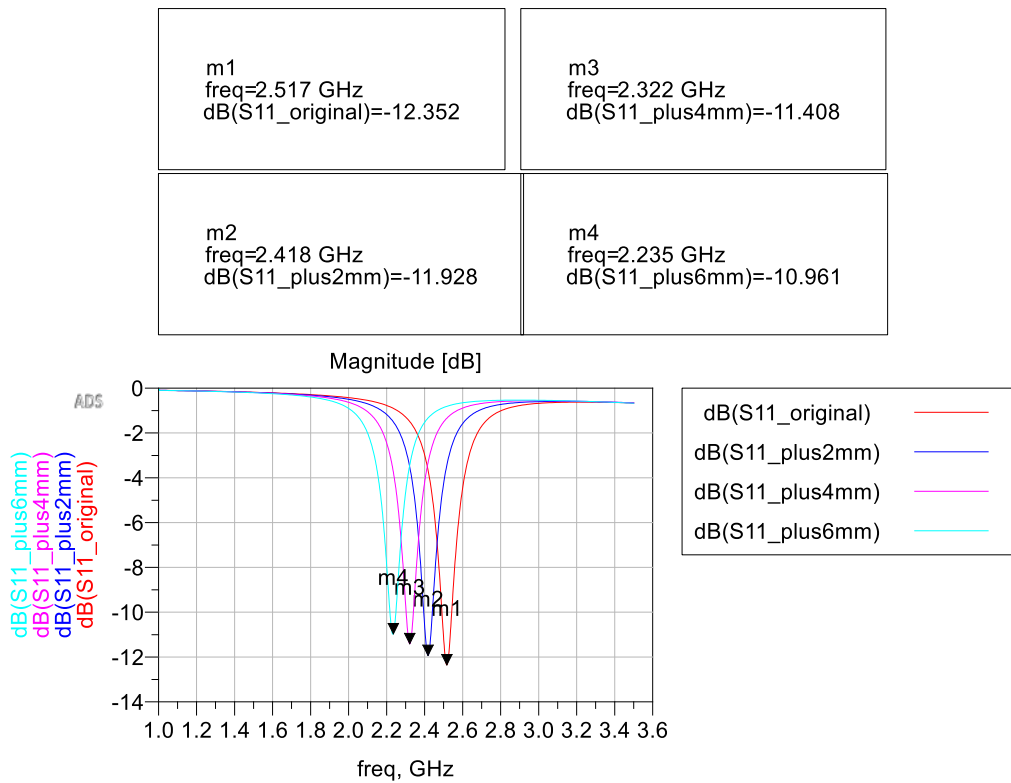


Fig. 56 Simulación ensanchamiento patch

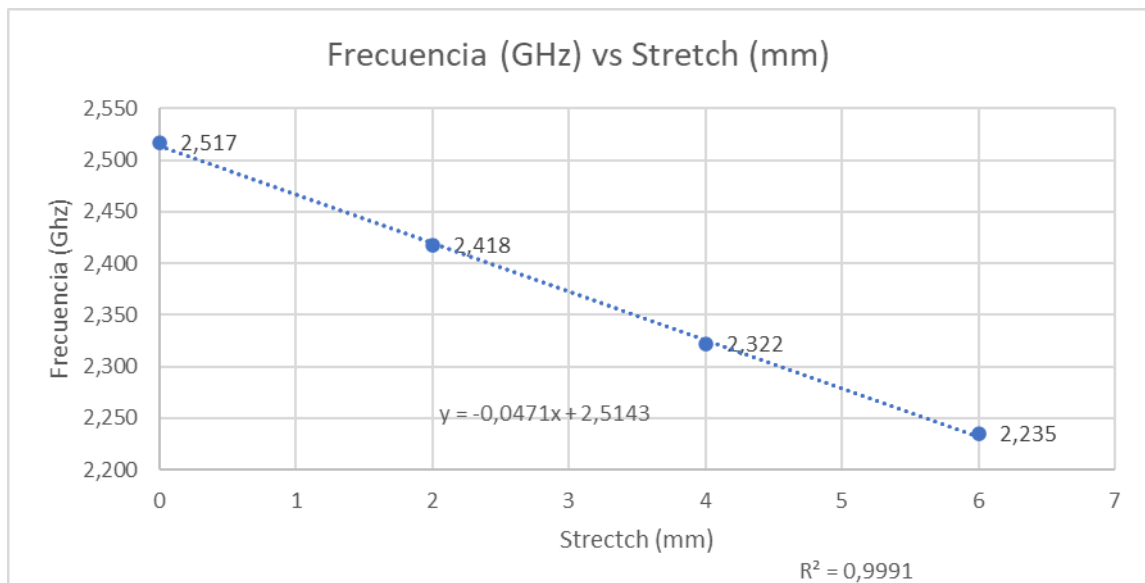
Podemos observar que a medida que aumenta el estiramiento, la frecuencia operativa se reduce considerablemente.

12.2. Sensibilidad

Con los valores extraídos de la simulación anterior, creamos una tabla para posteriormente generar una gráfica que represente la relación entre el estiramiento de la antena y la frecuencia.

Tabla 16 Sensibilidad patch

Stretch (mm)	Frecuencia (GHz)
0	2,517
2	2,418
4	2,322
6	2,235
Sensibilidad	-47,1 MHz/mm



De la ecuación de la recta $y = -0.046x + 2.4422$. Al analizarla, obtenemos que la pendiente es -47.1 MHz/mm, lo que representa la sensibilidad de la antena-sensor. Además, el coeficiente de determinación, que es 0.9991 , sugiere una fuerte correlación entre los datos experimentales y la ecuación. Esta alta correlación indica que el comportamiento de nuestro diseño es predecible, destacando su linealidad.

12.3. Conclusiones

La eficiencia de la antena se encuentra en niveles considerablemente bajos, indicando la presencia de pérdidas notables dentro del sistema. Destaca la sensibilidad del sensor, que empeora a la de todos los diseños propuestos. Sin embargo, esta baja sensibilidad conlleva la necesidad de un ancho de banda más amplio para detectar los sutiles cambios asociados al estiramiento causado por la respiración.

En relación con el ajuste de adaptación, aunque se encuentra dentro de parámetros aceptables, está muy cercano al límite de -10 dB. Este valor crítico señala la necesidad de un ajuste más preciso para optimizar el rendimiento de la antena.

A pesar de exhibir una ganancia superior en comparación con las antenas de dipolo meandro, la eficiencia de la antena es bastante peor a los otros diseños.

13. Conclusiones y trabajos futuros

Los resultados obtenidos en este trabajo de simulación revelan un desempeño satisfactorio. Se identificaron dos tipos de antenas con distintos niveles de sensibilidad y requisitos de ancho de banda. La posibilidad de diseñar antenas más eficaces, con mayor sensibilidad y mejor adaptación parece posible.

A pesar de los éxitos, se encontraron limitaciones durante la simulación con ADS. Problemas recurrentes, como bloqueos del ordenador, afectaron la capacidad de llevar a cabo ciertas simulaciones. La necesidad de descartar algunos tejidos también representó una limitación que podría haber influido en la diversidad de los resultados.

Una limitación que reconozco en este trabajo es la falta de capacidad para presentar un diseño completamente nuevo. En lugar de eso, me enfoqué en la modificación de ciertos valores basándome en estudios previos. La creación de un diseño original podría haber aportado una perspectiva única y posiblemente condujera a soluciones más innovadoras. Considero que esta es un área clave para futuras investigaciones, donde se pueda explorar la creación de antenas desde cero, aprovechando la experiencia adquirida en este trabajo para inspirar diseños pioneros y más eficientes.

La planificación del proyecto se ha seguido en líneas generales, aunque no sin dificultades. En algunos momentos, la búsqueda de información se volvió un desafío, lo que afectó la fluidez del proceso. Esta experiencia destaca la importancia de contar con un plan de contingencia para abordar obstáculos imprevistos en la recopilación de datos o la búsqueda de información relevante. La gestión de estas dificultades ha proporcionado valiosas lecciones sobre la necesidad de adaptabilidad y flexibilidad en futuros proyectos similares, donde la disponibilidad y accesibilidad de la información pueden ser aspectos clave.

El tema abordado en este proyecto ha resultado sumamente interesante, llevándome a invertir numerosas horas de trabajo. A pesar del tiempo dedicado, no experimenté una sensación de pesadez; de hecho, llegué a disfrutar del proceso. Este interés y disfrute han contribuido positivamente a mi compromiso con el proyecto y resaltan la importancia de seleccionar temas que no solo sean relevantes, sino también apasionantes.

14. Bibliografía

- [1] Hussain, T.; Ullah, S.; Fernández-García, R.; Gil, I. Wearable Sensors for Respiration Monitoring: A Review. *Sensors* 2023, 23, 7518. <https://doi.org/10.3390/s23177518>
- [2] PEREZ, Antonio y Jaume ANGUERA. Teoría de Antenas. Universidad Ramon Llull, 2008.
- [3] Singh, V.. (2014). A Review of Textile Materials for Wearable Antenna. *Journal of Microwave Engineering & Technologies* (ISSN: 2349-9001). 1. 07-14.
- [4] Litz Wire, HF-Litz, High Frequency Litz Wire, Litz Wire for High Efficiency | ELEKTRISOLA". Enamelled Wire, Selfbonding Wire, Litz Wire, Fully Insulated Wire | ELEKTRISOLA. Accedido el 10 de Noviembre de 2023. [En línea].
Disponible: <https://www.elektrisola.com/en/Litz-Wire/Info#applications>
- [5] "Diagrama de radiación". Antenas. Accedido el 5 de enero de 2024. [En línea].
Disponible: <http://todoantenas.weebly.com/diagrama-de-radiacioacuten.html>
- [6] El Gharbi, M.; Fernández-García, R.; Ahyoud, S.; Gil, I. A Review of Flexible Wearable Antenna Sensors: Design, Fabrication Methods, and Applications. *Materials* 2020, 13, 3781. <https://doi.org/10.3390/ma13173781>
- [7] T. Wittig, «SAR Overview,» de UGM, 2007.
- [8] D. Seabury, «An Update On SAR Standards And The Basic Requirements For SAR Assessment,» Conformity, 2005.
- [9] W. G. Whittow et al., "Inkjet-Printed Microstrip Patch Antennas Realized on Textile for Wearable Applications," in *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 13, pp. 71-74, 2014, DOI: 10.1109/LAWP.2013.2295942.

[10]Ahadi, M.; Roudjane, M.; Dugas, M.A.; Miled, A.; Messaddeq, Y. Wearable Sensor Based on Flexible Sinusoidal Antenna for Strain Sensing Applications. *Sensors* 2022, 22, 4069.

[11]Gharbi, M.E.; Fernández-García, R.; Gil, I. Embroidered wearable Antenna-based sensor for Real-Time breath monitoring. *Measurement* 2022, 195, 111080. [Google Scholar] [CrossRef]

[12]Chronolife. En línea. Chronolife. [s. f.]. Disponible en: <https://www.chronolife.net/>. [consultado el 5/11/2023].

[13] SACRISTÁN, Laura. Una camiseta con 5G para salvarte la vida: lo último de ZTE es un wearable textil y se llama YouCARE. En línea. Xataka Móvil - Teléfonos móviles, tarifas, operadores de telefonía. 28/06/2021. Disponible en: <https://www.xatakamovil.com/zte/camiseta-5g-para-salvarte-vida-ultimo-zte-wearable-textil-se-llama-youcare>. [consultado el 5/11/2023].

[14] P. Guay, S. Gorgutsa, S. LaRochelle, Y. Messaddeq Wearable contactless respiration sensor based on multi-material fibers integrated into textile. *Sensors.*, 17 (2017), p. 1050

[15]A. Komolafe et al., "E-Textile Technology Review—From Materials to Application", en *IEEEAccess*, vol. 9, pp. 97152-97179, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3094303.

[16]Wagih, M.; Malik, O.; Weddell, A.S.; Beeby, S. E-Textile Breathing Sensor Using Fully Textile Wearable Antennas. *Eng. Proc.* 2022, 15, 9. [Google Scholar]

[17]"PathWave Advanced Design System". Keysight. Accedido el 19 de Diciembre de 2023. [En línea]. Disponible: <https://www.keysight.com/es/en/products/software/pathwave-design-software/pathwave-advanced-design-system.html>

[18] Ali, S.M.; Sovuthy, C.; Imran, M.A.; Socheatra, S.; Abbasi, Q.H.; Abidin, Z.Z. Recent Advances of Wearable Antennas in Materials, Fabrication Methods, Designs, and Their Applications: State-of-the-Art. *Micromachines* 2020, 11, 888. <https://doi.org/10.3390/mi11100888>

- [19] E. N. F. S. E. Embong, K. N. A. Rani, and H. A. Rahim, "The preliminary design and development of wearable textile-based microstrip patch antenna," 2017 IEEE 3rd International Conference on Engineering Technologies and Social Sciences (ICETSS), Bangkok, Thailand, 2017, pp. 1-5, doi: 10.1109/ICETSS.2017.8324149.
- [20] A. Bouazizi, G. Zaibi, M. Samet and A. Kachouri, "Parametric study on the dielectric properties of biological tissues," 2015 16th International Conference on Sciences and Techniques of Automatic Control and Computer Engineering (STA), Monastir, Tunisia, 2015, pp. 54-57, doi: 10.1109/STA.2015.7505138.
- [21] S. Vived Sanchez, "Diseño de antenas wearable de banda estrecha", 2023.
- [22] A. Navarro Perez, "Diseño de Antena en sustrato-flexible", 2020.
- [23] S. Khan, L. Lorenzelli and R. S. Dahiya, "Technologies for Printing Sensors and Electronics Over Large Flexible Substrates: A Review," in IEEE Sensors Journal, vol. 15, no. 6, pp. 3164-3185, June 2015, doi: 10.1109/JSEN.2014.2375203.
- [24] Accedido el 11 de enero de 2024. [En línea]. Disponible: <https://www.pasternack.com/t-calculator-microstrip-ant.aspx>
- [25] "Calcular la dimensión de una línea microstrip » JhonatanLamiña". JhonatanLamiña. Accedido el enero de 2024. [En línea]. Disponible: <https://jhonatanlamina.com/calcular-la-dimension-de-una-linea-microstrip/>