



COMILLAS
UNIVERSIDAD PONTIFICIA

ICAI

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

IMPLANTES AUTOSENSORES BASADOS EN RESONADORES ELECTROMAGNÉTICOS FABRICADOS POR IMPRESIÓN 3D

Autor: Gabriela del Pino Osborne

Director: Paraskevas Soflokleous

Co-Director: F.Javier Herraiz Martínez

Madrid

Junio 2024

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
Implantes autosensores basados en resonadores electromagnéticos fabricados por
impresión 3D

en la ETS de Ingeniería - ICAI de la Universidad Pontificia Comillas en el

curso académico 2023/24 es de mi autoría, original e inédito y

no ha sido presentado con anterioridad a otros efectos.

El Proyecto no es plagio de otro, ni total ni parcialmente y la información que ha sido

tomada de otros documentos está debidamente referenciada.

Gabriela del Pino


Fdo.: Gabriela del Pino Osborne

Fecha: ..18../ ..06../ ..24..

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO



Fdo.: Paraskevas Soflokleous

Fecha: ..17../ ..06../ ..24..

GRADO EN INGENIERÍA EN TECNOLOGÍAS INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE GRADO

IMPLANTES AUTOSENSORES BASADOS EN RESONADORES ELECTROMAGNÉTICOS FABRICADOS POR IMPRESIÓN 3D

Autor: Gabriela del Pino Osborne

Director: Paraskevas Soflokleous

Co-Director: F.Javier Herraiz Martínez

Madrid

Junio 2024

Agradecimientos

En primer lugar, quiero expresar mi agradecimiento a Eva Paz por su valiosa orientación sobre mi futuro profesional y, junto con F. Javier Herraiz, por brindarme la oportunidad de conocer de primera mano un proyecto de ingeniería biomédica y compartir sus amplios conocimientos conmigo. Asimismo, quiero agradecer a Paris Soflokleous, por acoger mi proyecto en su tesis doctoral y por estar siempre disponible para resolver cualquier duda que surgiera. A los tres, mi más sincero agradecimiento por su ayuda y completa dedicación, y por hacer que este proyecto fuera tan ilusionante y agradable de trabajar. Por último, quiero expresar mi gratitud especialmente a mis padres y a mi hermano, por su constante apoyo y por animarme a ahondar en mis inquietudes profesionales, especialmente durante estos cuatro años de carrera.

IMPLANTES AUTOSENSORES BASADOS EN RESONADORES ELECTROMAGNÉTICOS FABRICADOS POR IMPRESIÓN 3D

Autor: del Pino Osborne, Gabriela.

Director: Soflokleous, Paraskevas.

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas.

RESUMEN DEL PROYECTO

Este proyecto colabora en el desarrollo de implantes autosensores basados en la tecnología de resonancia electromagnética y fabricados mediante impresión 3D, para una posterior aplicación en la monitorización de regeneración ósea en intervenciones clínicas. Para ello, se centra en diseñar y analizar el comportamiento de estructuras porosas rectangulares, fabricadas mediante impresión 3D con un material polimérico reforzado con partículas de *Zirconia*, que es un material cerámico biocompatible [1]. Se estudia cómo responde su frecuencia de resonancia en función de configuraciones especificadas.

Palabras clave: implantes autosensores, resonadores electromagnéticos, fabricación aditiva, regeneración ósea, *Zirconia*, frecuencia de resonancia.

1. Introducción

Los implantes óseos son el segundo tipo de trasplante de tejido más común a nivel mundial, superados solo por las transfusiones de sangre [2]. En estas intervenciones clínicas, es fundamental el seguimiento postoperatorio para asegurar la correcta regeneración ósea, la degradación del implante según lo previsto y la detección de posibles infecciones. Sin embargo, las tecnologías actuales para esta monitorización presentan riesgos como el uso de radiación ionizante, que es perjudicial para la salud, y la falta de información completa sobre el estado del implante [3]. En busca de soluciones innovadoras, el Instituto de Investigación Tecnológica de la Universidad Pontificia Comillas (IIT) está desarrollando implantes biomédicos denominados *scaffolds* inteligentes mediante impresión 3D [4].

2. Definición del proyecto y metodología

Este proyecto se centra en el diseño de distintas estructuras dieléctricas, fabricadas mediante impresión 3D con filamentos de *Zirconia*, para analizar su comportamiento resonante. Estos resonadores dieléctricos son paralelepípedos de perfil rectangular y base cuadrada, pero se denominan comúnmente resonadores rectangulares.

El proyecto involucra varias etapas: simulaciones por ordenador para optimizar los diseños, fabricación aditiva de los prototipos y medidas con un analizador de redes vectorial (VNA). La simulación se realizó con el software *CST Design Environment*, y la fabricación se llevó a cabo con una impresora TUMaker Pro-Dual utilizando como material filamentos de *Zirconia +PLA* de la compañía *Zetamix*. Las estructuras diseñadas fueron tanto bloques macizos como porosos, con variaciones en dimensiones y configuraciones de poros para evaluar su comportamiento resonante.

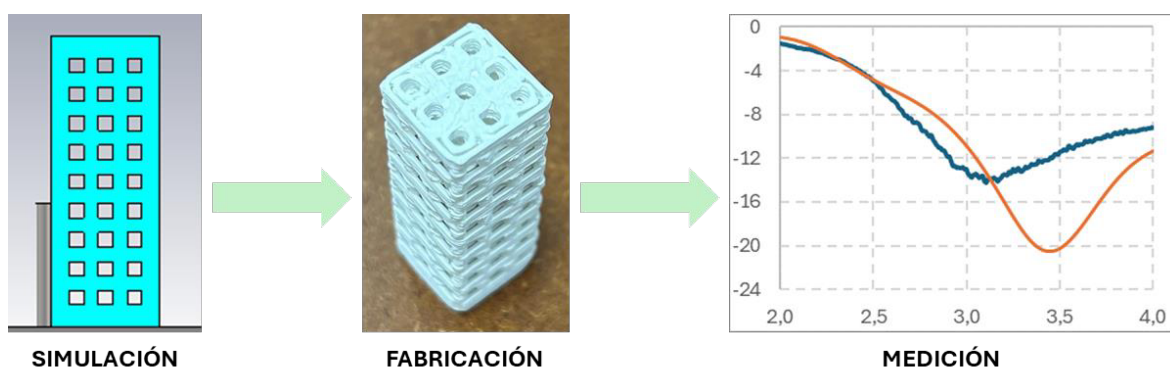


Ilustración 1. Esquema de trabajo

3. Resultados

Los resultados de las simulaciones indican cómo las variables dimensionales y la porosidad afectan significativamente a la frecuencia y amplitud de resonancia. En el diseño del bloque macizo, se ha observado que aumentar la altura del bloque resulta en un incremento de la amplitud en el pico de resonancia, pero una disminución de la frecuencia. Además, se ha demostrado que el área de la superficie superior (XY) es un factor determinante que modifica los valores del pico, siendo inversamente proporcional a la respuesta en resonancia.

El análisis de la porosidad ha concluido que la masa extraída del bloque es el factor principal que influye en la frecuencia y amplitud del resonador. Este hallazgo ofrece flexibilidad en futuros diseños, permitiendo ajustar el tamaño y número de poros según las necesidades médicas. Se ha comprobado asimismo que un aumento en la porosidad eleva la frecuencia de resonancia mientras reduce la amplitud.

No obstante, las mediciones experimentales han mostrado ciertas diferencias con las simulaciones, atribuibles a imprecisiones en la fabricación y condiciones ambientales diversas. La Ilustración 2 muestra la frecuencia de resonancia de la estructura maciza de 13x13x35 mm, mientras que en la Ilustración 3 se pueden observar los resultados del prototipo poroso fabricado, de mismas dimensiones, con 3x3 poros verticales y 9x3 poros en las caras transversales.

Como resultado general, el proyecto comprueba que es viable diseñar estructuras porosas que puedan actuar como estructuras resonantes. Esto tiene un gran potencial en el ámbito biomédico, en concreto en el diseño de *scaffolds* óseas, en el que se busca que actúen como resonadores electromagnéticos.

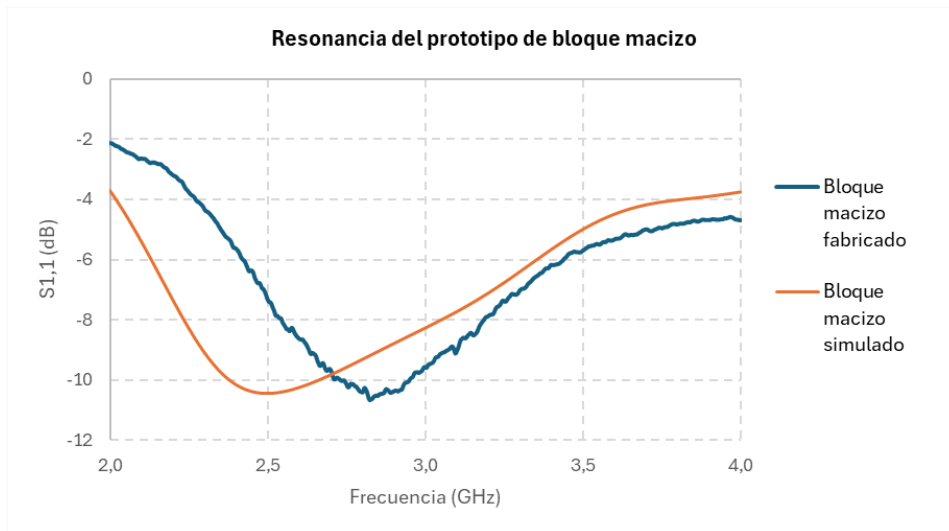


Ilustración 2. Coeficiente de reflexión. Comparativa entre simulación y realidad del prototipo de bloque macizo (13x13x35mm)

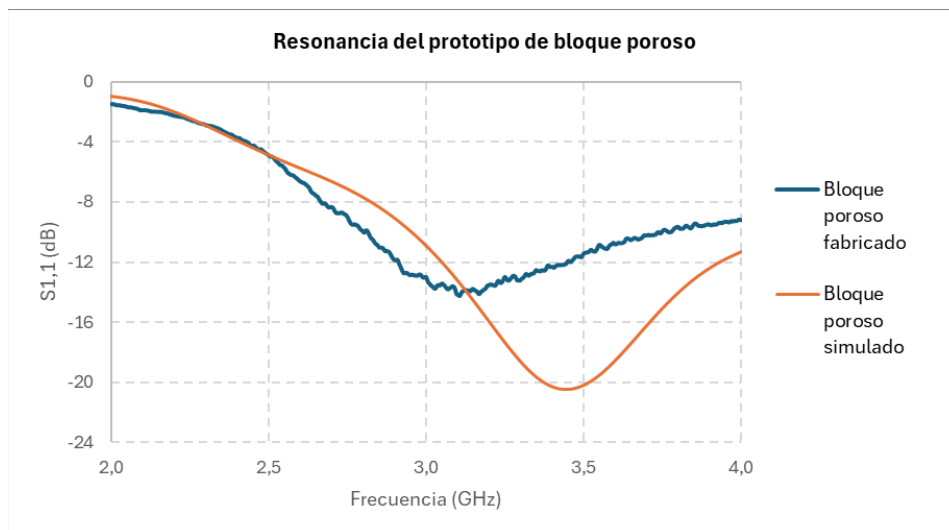


Ilustración 3. Coeficiente de reflexión. Comparativa entre simulación y realidad del prototipo de bloque poroso (13x13x35mm; 3x3 poros verticales; 9x3 poros transversales)

4. Conclusiones

El proyecto muestra parte del potencial que los resonadores electromagnéticos fabricados por impresión 3D pueden tener para la monitorización de la regeneración ósea. Las conclusiones esenciales incluyen la influencia crítica de la geometría y la porosidad en la resonancia, así como la necesidad de mejoras en la precisión de la fabricación aditiva para minimizar las discrepancias entre los resultados simulados y los medidos. Principalmente, se ha comprobado la efectividad de las estructuras propuestas para la aplicación, ya que, al medir su coeficiente de reflexión mediante un conector externo a la estructura, se ha observado una clara resonancia. Esto permitirá en el futuro monitorizar la frecuencia de resonancia en relación con la degradación del implante o el crecimiento óseo a su alrededor.

5. Referencias

- [1] I. Roohani, E. Newsom y H. Zreiqat, «High-resolution vat-photopolymerization of personalized bioceramic implants: new advances, regulatory hurdles, and key recommendations,» *International Materials Reviews*, vol. 68, nº 8, pp. 1075-1097, 2023.

- [2] M. P. Ginebra y C. Canal, «Nuevas tecnologías para el desarrollo de injertos óseos osteoinductivos y antimicrobianos con altas prestaciones,» 2022. [En línea]. Available: <https://www.aei.gob.es/ayudas-concedidas/ayudas-destacadas/proyecto-idi-2019-nuevas-tecnologias-desarrollo-injertos-oseos>. [Último acceso: 13 Junio 2024].

- [3] I. R. Raudales Díaz, «Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades,» *Revista Facultad de Ciencias Medicas*, 2014.

- [4] P. Sofokleous, F. J. Herraiz-Martinez y E. Paz, «Design & manufacturing of dielectric resonators via material extrusion 3D printing using low-cost polymeric/ceramic filaments,» de *8th European Congress on 3D Printing & Additive Manufacturing - 3D Printing*, Amsterdam, 2023.

SELF-SENSING IMPLANTS BASED ON ELECTROMAGNETIC RESONATORS FABRICATED BY 3D PRINTING

Author: Gabriela del Pino Osborne

Director: Paraskevas Soflokleous

Collaborating Entity: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

PROJECT SUMMARY

This project contributes to the development of self-sensing implants based on electromagnetic resonance technology and fabricated through 3D printing, aimed at subsequent application in monitoring bone regeneration in clinical interventions. To achieve this, it focuses on designing and analyzing the behavior of rectangular porous structures, 3D printed using a polymer material reinforced with Zirconia particles, a biocompatible ceramic material [1]. It is studied how their resonance frequency responds to specified configurations.

Keywords: self-sensing implants, electromagnetic resonators, additive manufacturing, bone regeneration, Zirconia, resonance frequency.

1. Introduction

Bone implants are the second most common type of tissue transplant worldwide, surpassed only by blood transfusions [2]. In these clinical interventions, postoperative monitoring is essential to ensure proper bone regeneration, expected implant degradation, and detection of possible infections. However, current technologies for this monitoring pose risks such as the use of ionizing radiation, which is harmful to health, and a lack of comprehensive information about the implant's status [3]. Seeking innovative solutions, the Technological Research Institute of Universidad Pontificia Comillas (IIT) is developing intelligent biomedical implants, known as smart scaffolds, through 3D printing [4].

2. Project Definition and Methodology

This project focuses on designing various dielectric structures, manufactured through 3D printing with Zirconia filaments, to analyze their resonant behavior. These dielectric resonators are parallelepipeds with a rectangular profile and a squared base, but they are commonly referred to as rectangular resonators.

The project involves several stages: computer simulations to optimize the designs, additive manufacturing of prototypes, and measurements with a vector network analyzer (VNA). Simulations were conducted using CST Design Environment software, and fabrication was carried out with a TUMaker Pro-Dual printer using Zirconia + PLA filaments from Zetamix. The designed structures included both solid and porous blocks, with variations in dimensions and pore configurations to evaluate their resonant behavior.

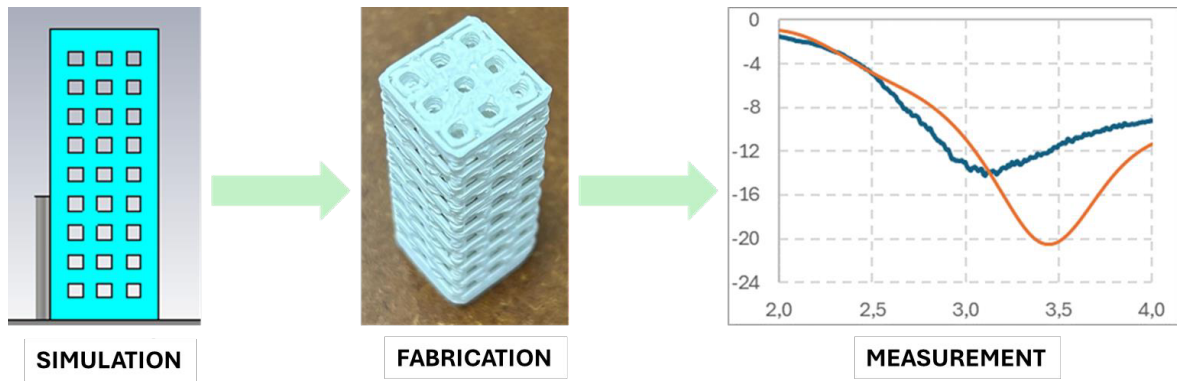


Figure 1. Workflow Diagram

3. Results

Simulation results indicate how dimensional variables and porosity significantly affect resonance frequency and amplitude. In the solid block design, increasing the block's height results in a higher resonance peak amplitude but a lower frequency. Additionally, it has been shown that the upper surface area (XY) is a critical factor that modifies peak values, being inversely proportional to the resonant response.

Porosity analysis concluded that the mass removed from the block is the main factor influencing the resonator's frequency and amplitude. This finding offers flexibility in future designs, allowing adjustments in pore size and number according to medical needs. It has also been confirmed that increased porosity raises the resonance frequency while reducing the amplitude.

However, experimental measurements have shown some differences from simulations, attributable to manufacturing inaccuracies and varying environmental conditions. The comparative results from the fabricated prototypes are shown below. Figure 2 shows the resonance frequency of the solid structure measuring 13x13x35 mm, while Figure 3 shows the results of the fabricated porous prototype, with the same dimensions, having 3x3 vertical pores and 9x3 pores on the transverse faces.

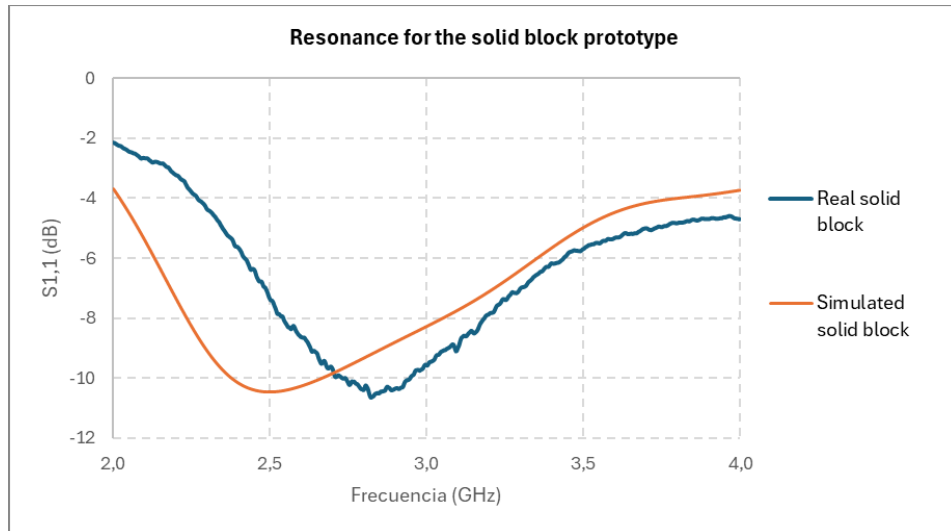


Figure 2. Reflection coefficient. Comparative between Simulation and Reality for the Solid Block Prototype (13x13x35mm)

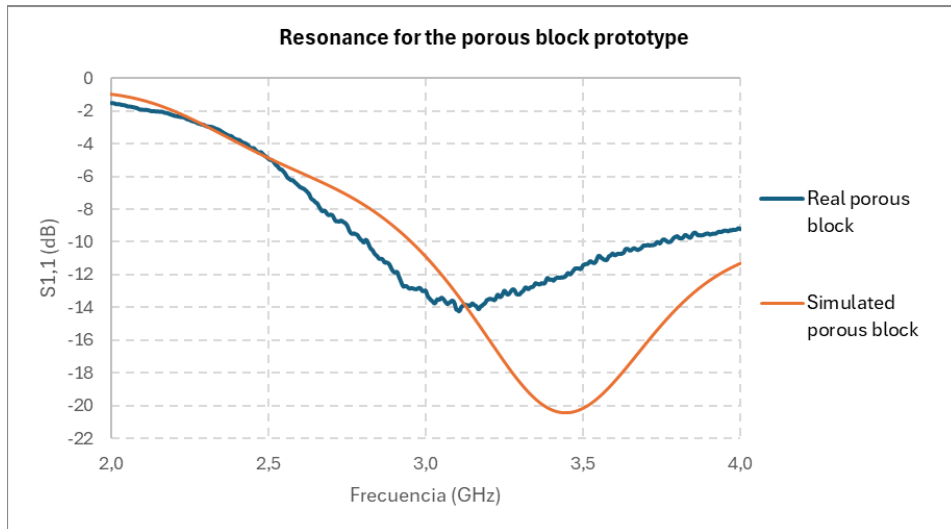


Figure 3. Reflection coefficient. Comparative between Simulation and Reality for the Porous Block Prototype (13x13x35mm; 3x3 vertical pores; 9x3 transverse pores)

4. Conclusions

The project demonstrates the potential that 3D-printed electromagnetic resonators can have for monitoring bone regeneration. Key conclusions include the critical influence of geometry and porosity on resonance, as well as the need for improvements in additive manufacturing precision to minimize discrepancies between simulated and measured results. Mainly, the effectiveness of the proposed structures for the application has been validated, as a clear resonance response was observed when measuring their reflection coefficient through an external connector to the structure. This will allow for future monitoring of the resonance frequency relating it to the degradation of the implant or bone growth around it.

5. References

- [1] I. Roohani, E. Newsom y H. Zreiqat, «High-resolution vat-photopolymerization of personalized bioceramic implants: new advances, regulatory hurdles, and key recommendations,» *International Materials Reviews*, vol. 68, nº 8, pp. 1075-1097, 2023.

- [2] M. P. Ginebra y C. Canal, «Nuevas tecnologías para el desarrollo de injertos óseos osteoinductivos y antimicrobianos con altas prestaciones,» 2022. [En línea]. Available: <https://www.aei.gob.es/ayudas-concedidas/ayudas-destacadas/proyecto-idi-2019-nuevas-tecnologias-desarrollo-injertos-oseos>. [Último acceso: 13 Junio 2024].

- [3] I. R. Raudales Díaz, «Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades,» *Revista Facultad de Ciencias Medicas*, 2014.

- [4] P. Sofokleous, F. J. Herraiz-Martinez y E. Paz, «Design & manufacturing of dielectric resonators via material extrusion 3D printing using low-cost polymeric/ceramic filaments,» de *8th European Congress on 3D Printing & Additive Manufacturing - 3D Printing*, Amsterdam, 2023.

Índice de la memoria

Capítulo 1. Introducción	7
Capítulo 2. Estado de la Cuestión	9
2.1 Investigación realizada en el proyecto del IIT	9
2.2 Injertos para regeneración ósea	10
2.3 Resonadores electromagnéticos	10
2.3.1 Principios de funcionamiento	11
2.3.2 Resonadores dieléctricos	13
2.4 Fabricación aditiva	14
2.4.1 Tecnología FDM	15
Capítulo 3. Definición del Trabajo	16
3.1 Justificación.....	16
3.2 Objetivos	17
3.2.1 Simulación y optimización por ordenador	17
3.2.2 Fabricación aditiva del dispositivo	18
3.2.3 Medidas y análisis	18
3.3 Planificación.....	18
3.4 Metodología.....	20
3.4.1 Concepto base: coeficiente de reflexión.....	20
3.4.2 Proceso previo al diseño	21
3.4.3 Proceso de diseño y optimización por simulación	23
3.4.4 Proceso de fabricación.....	26
3.4.5 Proceso de medida	27

Capítulo 4. Plantilla de impresión de poros.....	28
Capítulo 5. Diseño de un bloque macizo	31
5.1 Cambios dimensionales.....	31
5.2 Cambios en la posición del pin.....	35
5.3 Cambios en la altura del pin	37
Capítulo 6. Diseño de un bloque poroso.....	39
6.1 Comprobaciones iniciales.....	39
6.2 Variaciones en la porosidad	41
Capítulo 7. Diseño y fabricación de prototipos	47
7.1 Diseño optimizado.....	47
7.2 Fabricación de los prototipos	49
Capítulo 8. Análisis de Resultados.....	52
Capítulo 9. Conclusiones y Trabajos Futuros.....	55
Capítulo 10. Bibliografía.....	58
Anexo I: Alineación con ODS.....	64
ODS 3. Salud y bienestar	64
ODS 9. Industria, innovación e infraestructura.....	64
ODS 12. Producción y consumo responsables.....	64

Índice de figuras

Ilustración 1. Esquema de trabajo.....	10
Ilustración 2. Coeficiente de reflexión. Comparativa entre simulación y realidad del prototipo de bloque macizo (13x13x35mm)	11
Ilustración 3. Coeficiente de reflexión. Comparativa entre simulación y realidad del prototipo de bloque poroso (13x13x35mm; 3x3 poros verticales; 9x3 poros transversales)	11
Ilustración 4. Ejemplo de implante óseo [6].....	7
Ilustración 5. Resonadores RLC en serie (a) y paralelo (b) [12].....	12
Ilustración 6. Coeficiente de reflexión de ejemplo.....	20
Ilustración 7. Diseño del IIT de estructura cilíndrica maciza.....	22
Ilustración 8. Coeficiente de reflexión de la estructura cilíndrica maciza del diseño del IIT	22
Ilustración 9. Diseño de plantilla de bloque rectangular poroso	28
Ilustración 10. Plantilla de bloque rectangular poroso impresa	28
Ilustración 11. Gráfico de la medición del lado de los poros de la plantilla (datos tomados de la Tabla 3).....	30
Ilustración 12. Coeficientes de reflexión del bloque macizo: variaciones en longitud Z (datos correspondientes a Tabla 4).....	32
Ilustración 13. Coeficientes de reflexión del bloque macizo: variaciones en longitud X (datos correspondientes a Tabla 4).....	33

Ilustración 14. Coeficientes de reflexión del bloque macizo: variaciones (I) en longitud X e Y simultáneas (datos correspondientes a Tabla 4)	34
Ilustración 15. Coeficientes de reflexión del bloque macizo: variaciones (I) en longitud X e Y simultáneas (datos correspondientes a Tabla 4)	34
Ilustración 16. Coeficientes de reflexión del bloque macizo descentrando el pin en X (datos correspondientes a Tabla 5).....	36
Ilustración 17. Coeficientes de reflexión del bloque macizo descentrando el pin en XY (datos correspondientes a Tabla 5).....	37
Ilustración 18. Coeficientes de reflexión del bloque macizo modificando altura del pin (datos correspondientes a Tabla 6)	38
Ilustración 19. Vista superior de los bloques diseñados para las comprobaciones iniciales de un bloque poroso.	40
Ilustración 20. Coeficiente de reflexión de los bloques diseñados para las comprobaciones iniciales de un bloque poroso	40
Ilustración 21. Vista lateral de las estructuras porosas diseñadas. De izquierda a derecha: a, b, c, d, e.....	43
Ilustración 22. Coeficientes de reflexión de las estructuras porosas diseñadas con el pin colocado en el lateral exterior (las estructuras son las mostradas en Ilustración 21)	44
Ilustración 23. Coeficientes de reflexión de las estructuras porosas diseñadas con el pin colocado en la esquina exterior (las estructuras son las mostradas en Ilustración 21).....	44
Ilustración 24. Coeficientes de reflexión de las estructuras porosas diseñadas con el pin colocado en el centro del poro de la esquina (las estructuras son las mostradas en Ilustración 21).....	45

Ilustración 25. Coeficientes de reflexión de la estructura porosa (a) de la Ilustración 21 variando la posición del pin (las diferentes iteraciones se corresponden con la Tabla 7)...	46
Ilustración 26. Coeficientes de reflexión de la estructura porosa (e) de la Ilustración 21 variando la posición del pin (las diferentes iteraciones se corresponden con la Tabla 7)...	46
Ilustración 27. Coeficientes de reflexión del diseño del prototipo de bloque poroso	48
Ilustración 28. Coeficientes de reflexión del diseño del prototipo de bloque macizo.....	49
Ilustración 29. Vista perspectiva del prototipo de bloque poroso fabricado	50
Ilustración 30. Imágenes obtenidas con microscopio de los poros de la vista superior del diseño impreso.....	50
Ilustración 31. Imágenes obtenidas con microscopio de los poros de la vista lateral del diseño impreso	50
Ilustración 32. Coeficientes de reflexión comparativos entre simulación y realidad del prototipo de bloque macizo (13x13x35mm)	52
Ilustración 33. Coeficientes de reflexión comparativos entre simulación y realidad del prototipo de bloque poroso (13x13x35mm; 3x3 poros verticales; 9x3 poros transversales)	53

Índice de tablas

Tabla 1. Planificación de las tareas a realizar.....	19
Tabla 2. Parámetros de impresión con filamentos de Zirconia [33].....	26
Tabla 3. Medición del lado de los poros de la plantilla rectangular porosa impresa.....	29
Tabla 4. Iteraciones para analizar cambios dimensionales en bloque macizo.....	31
Tabla 5. Iteraciones para analizar cambios en la posición del pin en bloque macizo	35
Tabla 6. Iteraciones para analizar cambios en la altura del pin en bloque macizo.....	38
Tabla 7. Iteraciones a realizar modificando la posición del pin por cada estructura porosa diseñada	42
Tabla 8. Medidas del lado de los poros en el prototipo fabricado, tanto de vista superior como lateral	51

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

Los implantes óseos se han convertido en el segundo tipo de trasplante de tejido más común a nivel mundial, siendo superados únicamente por las transfusiones de sangre [2]. La intervención clínica cuando hay un defecto óseo es necesaria cuando el tamaño de este excede el crítico. Este escenario, que se da lugar cuando hay una fractura permanente, afecta al 5-10% de todos los casos de fracturas [5]. De hecho, se realizan aproximadamente dos millones de cirugías óseas anuales en todo el mundo, a pesar de la capacidad regenerativa del hueso [6]. En cada una de esas cirugías y trasplantes que se realizan, es necesario un seguimiento posterior del paciente, entre otros aspectos para ir comprobando que la evolución de la regeneración del hueso es la correcta, que el implante se está degradando como se espera o la detección de posibles infecciones. Y actualmente, las tecnologías que se emplean para esta monitorización presentan ciertos riesgos, tales como el empleo de radiación ionizante perjudicial para la salud del paciente o la falta de información completa y detallada sobre el estado del implante (*véase Injertos para regeneración ósea*).



Ilustración 4. Ejemplo de implante óseo [6]

En la continua búsqueda de soluciones innovadoras, el Instituto de Investigación Tecnológica de la Universidad Pontificia Comillas (IIT) está trabajando en un gran proyecto de investigación en este ámbito concreto de la ingeniería biomédica. Con este proyecto, el IIT busca desarrollar, por impresión 3D, unos implantes biomédicos que son denominados *scaffolds* (del inglés: andamios [7]) *inteligentes*. Estos no solo actúan como injertos para la regeneración ósea, sino que también poseen la capacidad de ser resonadores electromagnéticos y, por ende, autosensores. Este enfoque permite monitorizar de manera continua el estado de los implantes y de su entorno [8], proporcionando datos que son esenciales para comprobar la correcta regeneración ósea.

En este contexto, el proyecto de fin de carrera que se presenta a continuación contribuye de manera directa a los objetivos generales del IIT. Enfocándose en el uso de un material de base cerámica (por ejemplo, *Zirconia*) [4], la investigación se adentra en el diseño y el análisis de posibles estructuras porosas. Estas estructuras actuarán como resonadores electromagnéticos en alta frecuencia. Al emplear la impresión 3D para la fabricación de los diseños, se abre la puerta a la personalización de estas estructuras, permitiendo adaptarlas a las necesidades individuales de cada paciente y a las características necesarias para un resonador electromagnético. Desarrollar correctamente estas estructuras es un paso importante para continuar con el diseño de las propias *scaffolds* que se emplearán en el ámbito biomédico.

Capítulo 2. ESTADO DE LA CUESTIÓN

En este proyecto se busca integrar en un único dispositivo las siguientes tecnologías: resonadores electromagnéticos, fabricación aditiva e injertos para la regeneración ósea. Este proyecto es innovador, por lo que es necesario comprender en qué consiste cada solución tecnológica que se pretende implantar.

2.1 INVESTIGACIÓN REALIZADA EN EL PROYECTO DEL IIT

En el marco del proyecto general, el IIT ha realizado un proceso de estudio para analizar qué material que, cumpliendo todos los requisitos necesarios para funcionar como implante, es el óptimo para ser moldeado y caracterizado como resonador electromagnético. Por ello, han sido diseñados e impresos por tecnología aditiva unos sólidos cilíndricos de diferentes tamaños y materiales, tratando de obtener una frecuencia de resonancia cercana a 2.45 Hz. Se han estudiado las características elásticas, la densidad y porosidad y las propiedades electromagnéticas de los correspondientes prototipos, para lo cual se han empleado diferentes materiales cerámicos. Esto es porque, por un lado, se busca que el material a seleccionar pueda ser impreso por 3D; y, por otro lado, es preciso que el material tenga una permitividad dieléctrica suficientemente elevada para poder obtener un diseño del resonador con dimensiones útiles para la aplicación. Es necesario recalcar que la permitividad relativa típica de los materiales poliméricos, que se encuentra entre 2 y 3, resulta totalmente insuficiente porque daría lugar a resonadores de tamaños elevados. Al emplear materiales cerámicos, se consigue elevar la permitividad relativa a valores por encima de 7,5.

Mediante el análisis comparativo de las muestras, se ha llegado a la conclusión de que los filamentos de material denominado *Zirconia* con base de *PLA* de la compañía *Zetamix*, son los óptimos para el proyecto, ya que presentan un tamaño pequeño, una elevada permitividad y un factor de pérdidas bajo [4].

2.2 INJERTOS PARA REGENERACIÓN ÓSEA

Los injertos para regeneración ósea son implantes diseñados para favorecer el crecimiento y la regeneración del tejido óseo. Siendo el hueso el único tejido del organismo con capacidad de regeneración completa, excluyendo el tejido embrionario [9], en muchas ocasiones resulta necesario el empleo de un implante para controlar la restitución exitosa del mismo. Este fenómeno permite “la renovación de un 5-15% del hueso total al año” [9] en la mayor parte de las situaciones.

No obstante, a pesar de los crecientes avances en este proceso de regeneración ósea, la monitorización de los implantes presenta ciertas limitaciones. Los métodos que se emplean para ello son los ultrasonidos, los rayos X, la tomografía computarizada y la resonancia magnética [3]. En cuanto al primero, es necesario tomar en consideración que resulta de una mayor complejidad hacer el diagnóstico adecuado. En cuanto a las dos tecnologías siguientes, dependen de radiación ionizante, que es un riesgo para la salud humana, al ser un método invasivo, que además no puede proporcionar información completa y en tiempo real sobre la evolución del tejido óseo, como una posible infección. Por otro lado, la resonancia magnética no conlleva riesgos de salud, pero es un examen complejo para llevar a cabo debido a su larga duración, su coste y algunos otros [3].

2.3 RESONADORES ELECTROMAGNÉTICOS

Un resonador electromagnético se define como un “dispositivo que entra en resonancia al recibir excitaciones de ondas electromagnéticas de determinadas frecuencias” [10]. En medicina, los resonadores electromagnéticos han sido empleados principalmente en la adquisición de imágenes médicas de alta resolución y diagnósticos precisos, así como en terapias específicas que aprovechan sus propiedades electromagnéticas para el tratamiento de enfermedades [11].

Dentro de las posibles opciones de resonadores electromagnéticos, este proyecto se centra específicamente en la tecnología de resonadores dieléctricos. Éstos han sido empleados

previamente en numerosas aplicaciones, tales como el diseño de sensores. No obstante, su aplicación en la monitorización de injertos para la regeneración ósea es una novedad de esta tecnología, ya que todavía no se ha desarrollado un implante con el potencial de proporcionar información en tiempo real sobre el proceso de regeneración para detectar posibles complicaciones. Las bandas de frecuencia que se utilizan para los resonadores en este proyecto son las ISM (*Industrial, Scientific and Medical*), que son las empleadas para redes inalámbricas personales o privadas, es decir, alrededor de 2.4 GHz.

2.3.1 PRINCIPIOS DE FUNCIONAMIENTO

En la búsqueda de una estructura que se comporte como un resonador, es fundamental entender los principios de resonancia en la electrónica. Un resonador puede ser visualizado como un almacén de energía que varía su respuesta en función de la frecuencia. Este fenómeno se manifiesta como un pico de absorción o abstracción de energía.

En términos básicos, teóricamente existen dos tipos de resonadores: paralelo y serie, los cuales están constituidos por una bobina y un condensador. La bobina almacena energía en forma magnética mientras que el condensador la almacena en forma eléctrica. La combinación de ambos elementos permite que el resonador actúe de manera diferente según la frecuencia aplicada. A bajas frecuencias, el condensador actúa como un circuito abierto y la bobina como un cortocircuito, mientras que, a altas frecuencias, es al contrario: el condensador tiende a un cortocircuito, mientras que la bobina tiende a un circuito abierto.

En la práctica, los resonadores no son meramente LC, sino que incorporan una resistencia R , formando un circuito RLC. Este componente adicional de resistencia representa las pérdidas del sistema [12]. En estos casos, en lugar de observar simplemente un corto o un abierto, se observa una admitancia o una resistencia de pérdidas.

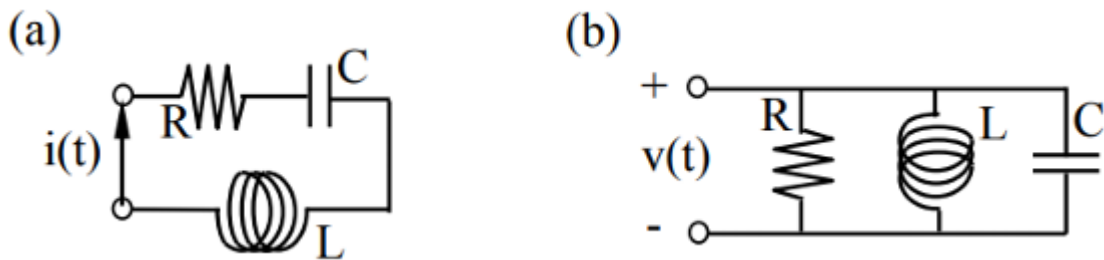


Ilustración 5. Resonadores RLC en serie (a) y paralelo (b) [12]

La frecuencia de resonancia se define como el punto en el que las energías eléctrica y magnética almacenadas son iguales. En un escenario ideal, la frecuencia de resonancia f_0 se calcula usando la fórmula:

$$f_0 = \frac{1}{2\pi * \sqrt{L * C}}$$

Ecuación 1. Frecuencia de resonancia ideal [13]

donde L es la inductancia y C es la capacitancia.

A altas frecuencias, los resonadores dieléctricos se comportan de manera equivalente a los circuitos RLC, típicamente de configuración paralela. Al añadir un conector, es posible inyectar o extraer energía del sistema, permitiendo que actúe como un almacén de energía. La incorporación del pin logra que se cree un puerto que permite la medición de la impedancia, usando un generador y un detector. Cuando el pin está ubicado fuera del resonador, éste opera por acoplo, similar a un transformador, donde el campo del pin se almacena en el resonador.

Este fenómeno se aprovecha en la fabricación de sensores, ya que el pico de resonancia es altamente dependiente del entorno y características del resonador, variando tanto en frecuencia como en amplitud. Cuando se observan múltiples mínimos locales, cada uno se comporta como un resonador individual y existe una relación geométrica con los campos, pudiendo producir diferentes armónicos. Esta dependencia del entorno permite utilizar los

resonadores como sensores efectivos. No obstante, la complejidad real del sistema es mayor, debido a la estructura tridimensional del sistema.

2.3.2 RESONADORES DIELECTRICOS

Los resonadores dieléctricos son dispositivos esenciales en sistemas de procesamiento de señal, especialmente en aplicaciones de alta frecuencia [14], y crecientemente en aplicaciones médicas [15]. Se emplean asimismo crecientemente como sensores, ya que se trata de resonadores con una frecuencia de resonancia muy marcada, dependiente del entorno o contenido de dichos resonadores [16] [17]. Se ha demostrado que cualquier objeto hecho de material dieléctrico, con la estructura adecuada, puede funcionar como resonador dieléctrico para osciladores de alta frecuencia [18]. En términos de geometría, los resonadores dieléctricos más comunes son los resonadores cilíndricos y rectangulares. Los resonadores cilíndricos son fáciles de fabricar y pueden excitar diferentes modos de resonancia, mientras que los rectangulares ofrecen mayor flexibilidad de diseño debido a sus dimensiones geométricas independientes (ancho, largo y altura). El diseño de los resonadores dieléctricos rectangulares incluye la consideración de la configuración de los campos electromagnéticos y la frecuencia de resonancia, que depende de las dimensiones geométricas del resonador para un determinado modo, así como los efectos de un plano de masa finito [19].

Por otro lado, es preciso mencionar, en este caso, la importancia de la permitividad relativa (ϵ_r) del material en el diseño de estos dispositivos, ya que afecta tanto al tamaño del resonador como a sus características de resonancia. En concreto, el tamaño de un resonador dieléctrico es inversamente proporcional a la raíz cuadrada de su permitividad relativa [20], lo que significa que los materiales con alta permitividad permiten la construcción de resonadores más compactos. Es imprescindible tener en cuenta para este proyecto que el aumento de la porosidad de un componente disminuye la permitividad dieléctrica efectiva del resonador [21]. Esto sucede porque la permitividad del aire es igual a 1, lo que reduce el promedio de la permitividad efectiva del material compuesto. Además, la permitividad

dieléctrica está relacionada con la frecuencia: una disminución en la frecuencia de resonancia puede ser provocado por un aumento de la permitividad efectiva [22].

2.4 FABRICACIÓN ADITIVA

La fabricación aditiva, también conocida como impresión 3D, es un “conjunto de tecnologías de fabricación que permite la obtención de geometrías complejas mediante un proceso de adición de capas de material” [23]. Esta tecnología ha revolucionado la industria de la fabricación, ya que permite una producción eficiente, de bajo coste y personalizada de diferentes piezas y componentes, con completa libertad de diseño [24] [25]. En el ámbito médico en concreto, se están realizando numerosas investigaciones relacionadas principalmente con la planificación preoperatoria y análisis de tratamientos quirúrgicos, las prótesis biológicamente inertes, la creación de tejidos y órganos con funciones vitales y la fabricación de *scaffolds* compatibles con el cuerpo humano [26].

De hecho, actualmente en el caso de los trasplantes, hay una gran demanda de posibles alternativas que puedan satisfacer las necesidades de los pacientes sin necesidad de depender de posibles donantes para todas las condiciones clínicas existentes, ya que, a pesar de la incorporación de los órganos artificiales y las prótesis en el ámbito médico, los métodos convencionales presentan numerosas limitaciones con respecto a los materiales, la geometría y la biocompatibilidad [27]. Por ello, teniendo en cuenta la facilidad que presenta el proceso de fabricación aditiva para replicar y modificar los diseños y crear piezas únicas, la impresión 3D se ha convertido en una herramienta invaluable en el ámbito médico [24].

En este proyecto la capacidad de adaptabilidad de la impresión 3D permite un mejor ajuste en la porosidad de las estructuras para acercar el prototipo experimental al óptimo teórico obtenido de las simulaciones. La necesidad de exactitud y replicabilidad de las estructuras porosas hace a este método el ideal para la fabricación de las mismas.

2.4.1 TECNOLOGÍA FDM

En este proyecto se utilizará la tecnología denominada *fused deposition modelling* (FDM), ya que “puede imprimir *scaffolds* para ingeniería de tejidos con alta porosidad, tamaño de poro controlado y conectividad entre poros. Además, puede imprimir estructuras de *scaffolds* con formas muy complejas, incluyendo especificaciones del paciente, y controla las propiedades del *scaffold* extruyendo polímero fundido con deposición capa por capa, lo cual es esencial para el crecimiento celular y, por tanto, para la regeneración de tejidos” [8].

La tecnología FDM se ha convertido en una de las técnicas más populares, debido a su equipo pequeño y asequible, manteniendo la capacidad de diseñar prototipos con geometrías complejas característico de este modo de fabricación [28]. El proceso de FDM funciona mediante el empleo de un filamento de material termoplástico que se funde y extruye a través de una boquilla calentada, depositándose capa por capa para construir un objeto tridimensional [29].

En este proyecto, se ha decidido enforcar el uso de FDM en materiales compuestos, entre un material polimérico y un material cerámico, específicamente, debido a su alta permitividad dieléctrica [30]. Además, cabe destacar que la fabricación aditiva de un material cerámico por sí sólo no es posible, debido a que se necesitarían temperaturas extremadamente elevadas para fundirlo. Por eso, se emplean materiales compuestos, donde las partículas cerámicas están dispersas dentro de una matriz polimérica, que funden cuando el polímero termoplástico funde. Estos materiales presentan asimismo características biocompatibles y propiedades de regeneración ósea [1].

Para la aplicación concreta de *scaffolds* óseos, se utilizan materiales cerámicos como silicatos de calcio, polímeros como la policaprolactona (PCL), metales como el titanio y compuestos como PCL-hidroxiapatita [31]. Estos materiales destacan por su composición química similar al componente mineral del hueso, propiedades mecánicas comparables a las del huesos y propiedades bioactivas [32].

Capítulo 3. DEFINICIÓN DEL TRABAJO

3.1 JUSTIFICACIÓN

Este proyecto surge de la necesidad de abordar las limitaciones y riesgos asociados con las tecnologías actuales utilizadas para la monitorización de la regeneración ósea. Se pretende analizar una posible alternativa a las mismas, que permita la obtención de actualizaciones sobre el estado del implante sin interferir en la salud del usuario: aspectos críticos como la evolución de la regeneración del hueso, la degradación de la *scaffold* o la detección de posibles infecciones, resultarán más fáciles de monitorizar.

La propuesta es novedosa: se persigue diseñar un único dispositivo, combinando las propiedades de un resonador electromagnético y un material biocompatible con la estructura adecuada para posibilitar la regeneración ósea. Este dispositivo será fabricado de manera aditiva mediante la tecnología de impresión 3D, lo que permitirá una personalización precisa y accesible.

La principal ventaja distintiva de este dispositivo radica en su capacidad para proporcionar información sobre el estado del injerto y su entorno, sin recurrir a la radiación ionizante. Como se ha identificado en el *Estado de la Cuestión*, la mayoría de las tecnologías que se emplean para monitorizar la regeneración ósea en la actualidad emplean radiación ionizante, lo cual representa un riesgo para la salud del paciente, además de que estas técnicas pueden no proporcionar información completa y detallada.

En este caso, la utilización de señales de la radiofrecuencia analizada como método pasivo para la monitorización, garantiza que la salud del paciente no se vea comprometida durante el proceso. Además, el método de fabricación mediante impresión 3D no solo simplifica el proceso, sino que también lo hace más accesible, abriendo el abanico de posibilidades a una mayor adaptabilidad y mejoras en la atención médica.

A partir del estudio, previamente mencionado, realizado en el Instituto de Investigación Tecnológica (IIT), se ha demostrado que la tecnología innovadora que se pretende desarrollar muestra un rendimiento efectivo en un dispositivo sólido cilíndrico fabricado con filamentos compuestos de *Zirconia* y *PLA* [4]. No obstante, los *scaffolds* deben ser estructuras porosas, para facilitar la regeneración del hueso. Por tanto, para continuar con la investigación y para la posterior creación del *scaffold* autosensor, un paso crucial es comprobar cómo una estructura porosa de geometría rectangular puede funcionar como un resonador electromagnético con una frecuencia de resonancia dependiente de la propia estructura y el medio que lo rodea o rellena.

3.2 OBJETIVOS

Con el propósito central de comprobar cómo una estructura porosa rectangular fabricada con filamentos de *Zirconia* y *PLA* se comporta como un resonador electromagnético, se han delineado las siguientes secciones específicas y definidas para este proyecto, que se detallarán más adelante:

1. Simulación y optimización por ordenador
2. Fabricación aditiva del dispositivo
3. Medidas y análisis

3.2.1 SIMULACIÓN Y OPTIMIZACIÓN POR ORDENADOR

En primer lugar, se llevará a cabo la simulación por ordenador de los diseños de las estructuras porosas utilizando el programa de *CST Design Environment*. Se plantearán diversas configuraciones de diseños compuestos de *Zirconia*, caracterizados principalmente por su variabilidad en porosidad, abarcando distintas dimensiones. Se obtendrán tablas y gráficos que contendrán valores clave para analizar el comportamiento teórico de los diseños como resonadores electromagnéticos. Este análisis mediante simulación permitirá verificar, previo a la fase de fabricación, el comportamiento o respuesta en frecuencia de los prototipos en función de sus características.

3.2.2 FABRICACIÓN ADITIVA DEL DISPOSITIVO

En segundo lugar, se procederá a la fabricación aditiva de los posibles dispositivos empleando filamentos de *PLA* con *Zirconia* como material. Para la fabricación se utilizarán técnicas avanzadas de impresión 3D para lograr la reproducción precisa de las complejas estructuras porosas diseñadas. Esta fase implica la transformación de los diseños porosos previamente simulados en estructuras tangibles. Se empleará la impresora disponible en la Universidad Pontificia de Comillas (ICAI), que es el modelo TUMaker Pro Dual.

3.2.3 MEDIDAS Y ANÁLISIS

Por último, se llevarán a cabo las medidas correspondientes mediante el uso de un analizador de redes vectorial o *VNA* (*Vector Network Analyzer*) [33]. Este proceso implica la recolección de datos experimentales de los prototipos fabricados, analizando su comportamiento como resonadores electromagnéticos. Se realizará asimismo un análisis comparativo entre los valores teóricos obtenidos de las simulaciones por ordenador y los valores prácticos medidos en los dispositivos físicos. La verificación de la coherencia entre los resultados teóricos y prácticos permitirá perfeccionar los diseños y optimizar la respuesta en frecuencia de las estructuras porosas, que en el futuro se empleará como elemento sensor.

3.3 PLANIFICACIÓN

Para alcanzar los objetivos establecidos para el proyecto, se ha diseñado un plan de trabajo y un cronograma de las distintas tareas a llevar a cabo, que se muestra en la Tabla 1, tomando como primera semana la que comienza el 15 de enero de 2024. Este plan de trabajo organiza de manera sistemática las actividades que deben ser cumplidas a lo largo del desarrollo del proyecto.

Tareas	Semanas																			
	Enero			Febrero				Marzo				Abril				Mayo				
	3	4	5	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4	5
1	■	■	■																	
2				■	■	■	■	■	■	■	■									
3												■	■	■	■					
4																■	■			
5							■			■	■					■	■	■	■	
0	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■

Tabla 1. Planificación de las tareas a realizar

- Tarea 0: Documentación y escritura. Durante todo el proceso, será necesario realizar una tarea de documentación y escritura, para llevar constancia de los avances que se vayan realizando y actualizar las referencias obtenidas inicialmente.
- Tarea 1: Aprendizaje inicial. Inicialmente es necesario realizar un trabajo de bibliografía profunda, para obtener las referencias en las cuales basar el proyecto. Además, se debe aprender a utilizar el software de simulación CST Design Environment, para familiarizarse con el proceso de diseño.
- Tarea 2: diseño, simulación y optimización. Empleando el software CST Design Environment se realizará el diseño y la simulación de las estructuras porosas, cumpliendo con el primer objetivo propuesto.
- Tarea 3: fabricación. Empleando la tecnología de impresión 3D se deben fabricar los prototipos diseñados por simulación en la tarea previa, cumpliendo con el segundo objetivo.
- Tarea 4: medida. Se tomarán las medidas correspondientes en los prototipos fabricados mediante el uso de un VNA, cumpliendo así con el tercer y último objetivo del proyecto.
- Tarea 5: análisis de resultados. Se analizarán y compararán los resultados obtenidos mediante la simulación y la medida de los diseños de las estructuras porosas.

3.4 METODOLOGÍA

3.4.1 CONCEPTO BASE: COEFICIENTE DE REFLEXIÓN

A continuación, se muestra una posible respuesta en frecuencia en la Ilustración 6, que es similar a la que se obtendrá tanto con el software de *CST Environment* como con el *VNA*. Este gráfico muestra el valor que mediría el pin situado en el sistema previamente diseñado, de la respuesta en frecuencia completa de la estructura, que es el coeficiente de reflexión (potencia saliente del dispositivo normalizada a la potencia entrante a través del conector acoplado al resonador) en función de la frecuencia. En el eje de abscisas se presenta el valor de la frecuencia en GHz, mientras que el eje de ordenadas muestra el valor de la amplitud del coeficiente de reflexión en dB.

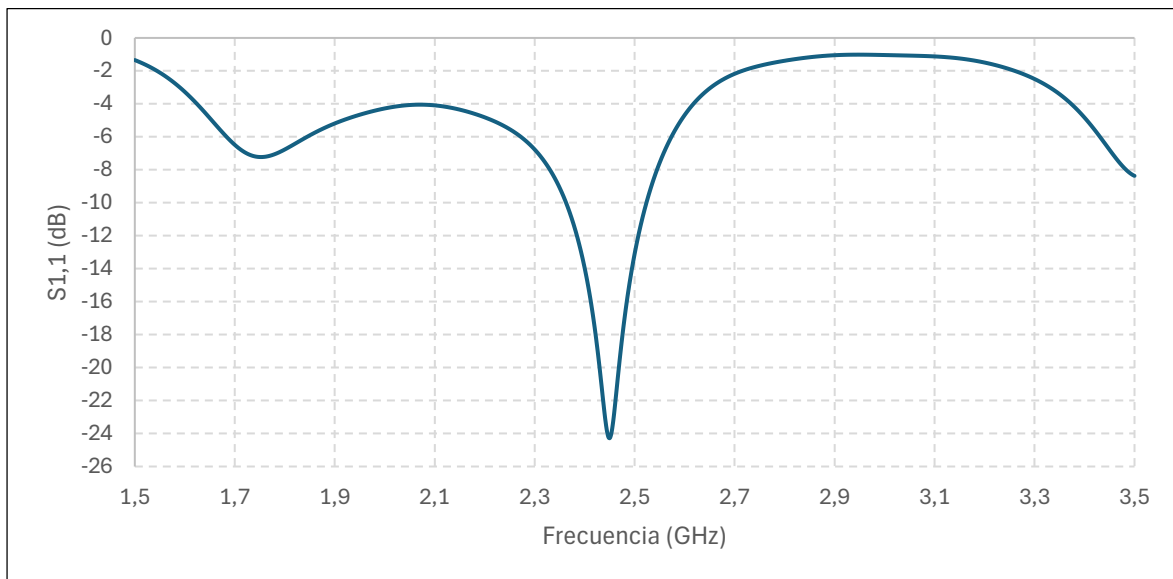


Ilustración 6. Coeficiente de reflexión de ejemplo

La frecuencia que se analiza en la medición es la del mínimo local, ya que, como se ha explicado en *Resonadores dieléctricos*, es donde se produce el fenómeno de la resonancia. La banda de frecuencia deseable para el resonador electromagnético que se buscaría diseñar idealmente es entre 2,4 GHz y 2,5 GHz, ya que es la banda empleada en las aplicaciones industriales, científicas y médicas. Mientras que, en cuanto a la adaptación, se suele

considerar un nivel de -10 dB (o superior en valor absoluto) como aceptable para tomar medidas.

Este nivel se determina porque a -10 dB la señal reflejada es un 10% de la incidente, como se muestra en la Ecuación 2, lo que significa que el 90% de la energía entra en el resonador. Una adaptación menor conllevaría dificultades para tomar las medidas necesarias.

$$-10 \text{ dB} = 10^{-\frac{10}{10}} = 0,1$$

Ecuación 2. Conversión de dB con potencias

3.4.2 PROCESO PREVIO AL DISEÑO

3.4.2.1 Replicación del modelo del IIT

Como comienzo, para comprender el funcionamiento del software de simulación *CST Environment*, se ha realizado una réplica del último diseño del IIT publicado hasta el momento y se han realizado modificaciones en las dimensiones de prueba sobre el mismo, cuyos resultados no se adjuntan por no considerarse relevantes en el proceso.

Como se puede observar en la Ilustración 7, se trata de una estructura cilíndrica maciza. El material escogido para el diseño de esta estructura son filamentos de *Zirconia +PLA* de la compañía *Zetamix*, como bien se ha explicado en el apartado de *Investigación realizada en el proyecto del IIT*. Las dimensiones de la misma son 25 mm de altura y 25 mm de radio. El pin de medida que se simula se encuentra situado en $[-18, 0]$ mm y tiene una altura de 15mm y un diámetro de 2 mm.

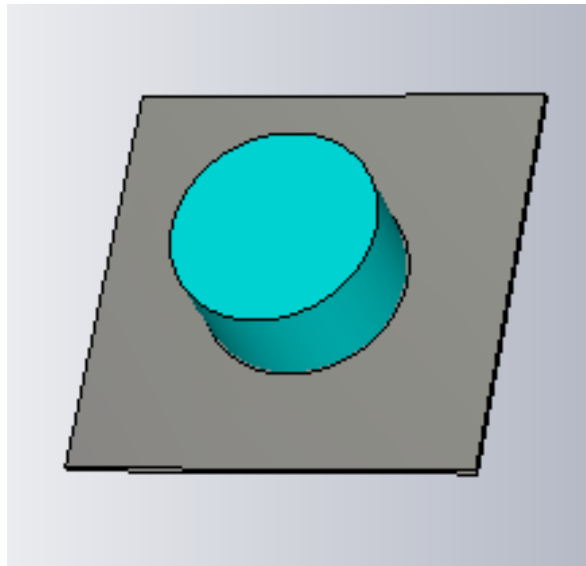


Ilustración 7. Diseño del IIT de estructura cilíndrica maciza

Al simular la estructura mostrada en la Ilustración 7 con el software de *CST Environment*, se obtiene el gráfico de la Ilustración 8. Se buscaba una frecuencia de resonancia perteneciente a la banda ISM y una adaptación superior a -10 dB. Se comprueba que se cumplen ambas condiciones en este diseño, ya que en el mínimo local de resonancia la frecuencia es de 2.45 GHz y la amplitud es de -24.279 dB.

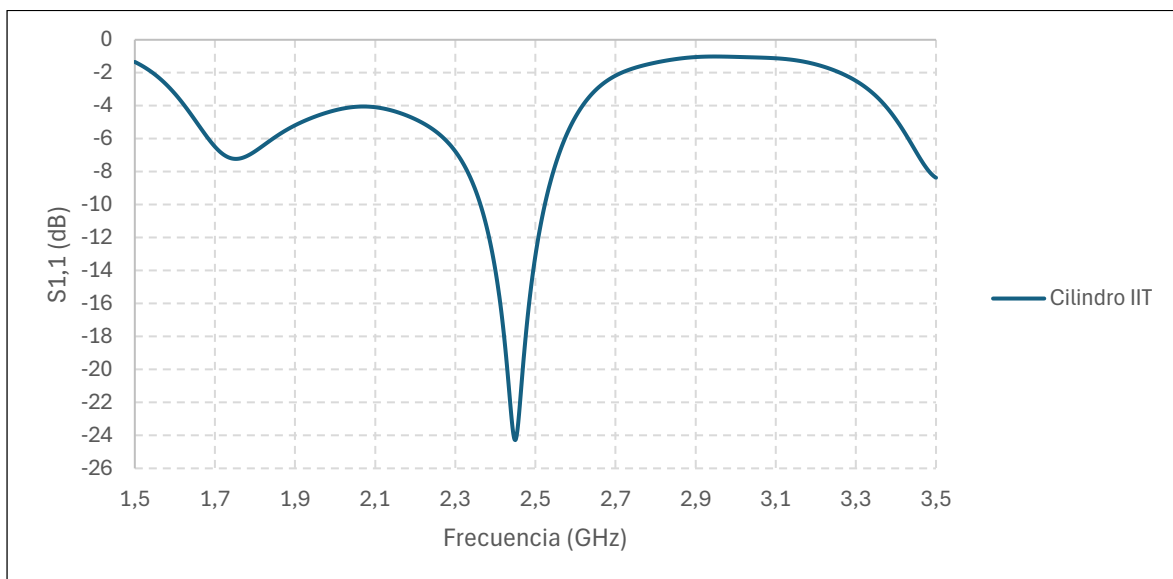


Ilustración 8. Coeficiente de reflexión de la estructura cilíndrica maciza del diseño del IIT

3.4.2.2 Fase previa: plantilla porosa

Previo a la fase de pruebas de simulación, se ha considerado necesario realizar un estudio para comprobar cuál es la relación que existe entre las dimensiones diseñadas y las que se fabrican mediante la impresora 3D que emplearemos, para comprobar cuál es el tamaño mínimo que se puede emplear en la fabricación para diseñar los poros de la estructura. Esto es porque para la futura aplicación en el ámbito médico, es preciso poder diseñar el mayor número de poros lo más pequeños posible, para favorecer el posterior crecimiento de las células óseas [32].

Para ello, se creará una plantilla de un bloque rectangular con poros de superficie cuadrada o agujeros pasantes que variarán en tamaño progresivamente, y se analizará la dimensión de los mismos con el microscopio Optodigital (Olympus DSX1000) en comparación con la dimensión especificada en el diseño (*véase: Capítulo 4. Plantilla de impresión de poros*).

3.4.3 PROCESO DE DISEÑO Y OPTIMIZACIÓN POR SIMULACIÓN

Se diseñarán tanto un bloque macizo como un bloque poroso. Esto es porque necesitamos poros, pero primero queremos ver en un resonador dieléctrico sencillo cómo se comporta la frecuencia de resonancia. Al extraer poros a la estructura, se espera que aumente la frecuencia de resonancia (*véase página 13*).

3.4.3.1 Bloque macizo

En el diseño de un bloque rectangular macizo hay un gran número de variables que es posible modificar para obtener la frecuencia y amplitud deseadas. Por tanto, es necesario ir fijando alguna variable para poder establecer una posible estructura que resulte óptima en el diseño de un prototipo macizo. Las variables que pueden verse modificadas son las siguientes:

- La anchura del bloque (longitud en el eje X).
- La profundidad del bloque (longitud en el eje Y).
- La altura del bloque (longitud en el eje Z).
- La altura del pin del puerto de medida (en el eje Z).

- La posición del pin del puerto de medida (en coordenada X, coordenada Y).
- El diámetro del pin del puerto de medida.

Se realizan las simulaciones que se muestran en la sección *Diseño de un bloque macizo* para entender cómo la frecuencia de resonancia de una posible estructura rectangular maciza se comporta frente a las variaciones impuestas en las variables existentes.

En primer lugar, se analizan los cambios dimensionales del bloque macizo que conforma el resonador. Se llevan a cabo varias iteraciones modificando las dimensiones del bloque, para observar cómo estas variaciones afectan la frecuencia de resonancia. La comprensión de esta relación permitirá ajustar el diseño para obtener posteriormente la resonancia que sea precisa en función de las necesidades específicas.

En segundo lugar, se comprueba cómo la posición del pin y su altura relativa modifican la resonancia. El pin es un elemento crítico para la inyección y extracción de energía del resonador, y su colocación puede alterar significativamente su rendimiento y su valor. Se realizan simulaciones variando la posición del pin a lo largo del bloque y ajustando su altura para evaluar cómo estos cambios afectan la frecuencia de resonancia y la amplitud de la respuesta del resonador.

Es necesario mencionar que, aunque se varían la posición y la altura del pin, su diámetro se mantendrá constante a lo largo de las iteraciones. Esto se debe a que el diámetro del pin vendrá prefijado de fábrica y no es una variable ajustable en este estudio.

3.4.3.2 Bloque poroso

En el diseño de un bloque rectangular poroso hay un gran número de variables que es posible modificar para obtener la frecuencia y amplitud deseadas. Los poros serán agujeros cuadrados pasantes, que se distribuirán de forma simétrica y uniforme en todas las caras de la estructura, para garantizar que la porosidad sea consistente en toda ella. Es necesario considerar oportunamente el tamaño y número de los poros de la estructura: el número de poros que se añadan en las dos vistas laterales (plano XZ, plano YZ) debe ser el mismo para

que haya simetría. Además, el número de filas de poros que se añadan en la vista superior (plano XY) debe ser igual al número de columnas que se añadan en la vista lateral (plano XZ o plano YZ), para que haya intersección entre los agujeros pasantes y la fabricación sea más sencilla. Las variables que pueden verse modificadas en este caso, por tanto, son las siguientes:

- La anchura del bloque (longitud en el eje X).
- La profundidad del bloque (longitud en el eje Y).
- La altura del bloque (longitud en el eje Z).
- La altura del pin del puerto de medida (en el eje Z).
- La posición del pin del puerto de medida (en coordenada X, coordenada Y).
- El diámetro del pin del puerto de medida.
- La longitud del lado de los poros.
- El número de poros en la vista superior (plano XY).
- El número de poros en las vistas laterales (plano XZ y plano YZ).

Las simulaciones descritas en la sección *Diseño de un bloque poroso* tienen como objetivo comprender cómo la frecuencia de resonancia de una estructura rectangular porosa se ve afectada por las variaciones en su porosidad.

El primer paso en este análisis es verificar la hipótesis de que la masa extraída, es decir, el área quitada del bloque, es el factor principal que influye en la resonancia (véase *página 39*). Esta hipótesis se basa en la suposición de que la cantidad de material extraído, en vez del número de poros en sí, afectará significativamente la frecuencia de resonancia de la estructura. Posteriormente, se lleva a cabo una comparación de la resonancia entre diferentes estructuras porosas. Esta comparación busca identificar cómo las distintas configuraciones de poros afectan la respuesta resonante del bloque (véase *página 41*).

Dado el gran número de variables que podrían influir en la resonancia, para simplificar el proceso de simulación, se fijan algunas de estas variables. Se mantienen constantes las dimensiones del bloque y la altura del pin de medida. Esta decisión permite enfocar el análisis en la variación de la porosidad.

En cada iteración, se extrae un número diferente de poros del bloque. Para cada configuración de poros, se realizan múltiples simulaciones, ajustando la posición del pin de medida en cada caso, para comprobar si el comportamiento con respecto a esta variación de la resonancia en estructuras porosas es igual que en las estructuras macizas.

3.4.4 PROCESO DE FABRICACIÓN

Una vez se diseñen y escojan los prototipos óptimos para medición, será necesario materializarlos mediante fabricación aditiva. El material empleado para ello son filamentos de *Zirconia +PLA* de la compañía *Zetamix*. Este material es biocompatible y ya ha sido empleado con anterioridad en aplicaciones médicas, como en odontología [34].

Los parámetros que se emplean para la impresión son los siguientes, que asegurarán la correcta fabricación de los prototipos, manteniendo la precisión y calidad necesarias para su uso en aplicaciones de alta frecuencia:

Temperatura de impresión	180°C
Temperatura de la base	45°C
Relleno	100%
Altura de capa	0,2 mm
Velocidad de impresión	30 mm/s
Distancia de retracción	0,4 mm
Enfriamiento	ON
Diámetro de la boquilla	0,6 mm

Tabla 2. Parámetros de impresión con filamentos de Zirconia [35]

3.4.5 PROCESO DE MEDIDA

Para determinar la frecuencia de resonancia de los prototipos, utilizamos un *VNA*. Esta tecnología permite medir simultáneamente la fase y la amplitud de la señal del conector acoplado a los resonadores [36], lo que nos permite obtener el coeficiente de reflexión S_{11} . Este coeficiente indica la potencia de señal reflejada en relación con la potencia inyectada por el generador, midiendo las relaciones de potencia entre los puertos del VNA. [37] La frecuencia de resonancia es el valor medio del pico o el valor mínimo, señalando el punto en el que la impedancia se comporta como una resistencia, desde un punto de vista circuital.

Adicionalmente, se medirá el tamaño de los poros de los prototipos para comparar las dimensiones simuladas con las fabricadas.

Capítulo 4. PLANTILLA DE IMPRESIÓN DE POROS

Como se ha explicado en *Fase previa: plantilla porosa*, se ha creado un modelo de bloque rectangular de 10x10x30 mm en el que se han añadido 6 poros de superficie cuadrada o agujeros pasantes (Ilustración 9). El tamaño de los poros varía desde el más pequeño, de 1 mm, al más grande, de 3.5 mm, aumentando con márgenes de 0.5 mm. Esta plantilla ha sido fabricada mediante impresión 3D (Ilustración 10), empleando como material filamentos de *Zirconia +PLA*.

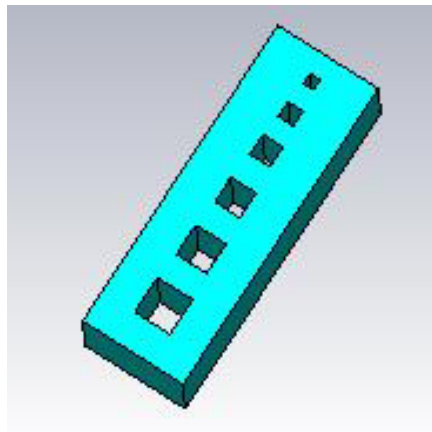


Ilustración 9. Diseño de plantilla de bloque rectangular poroso

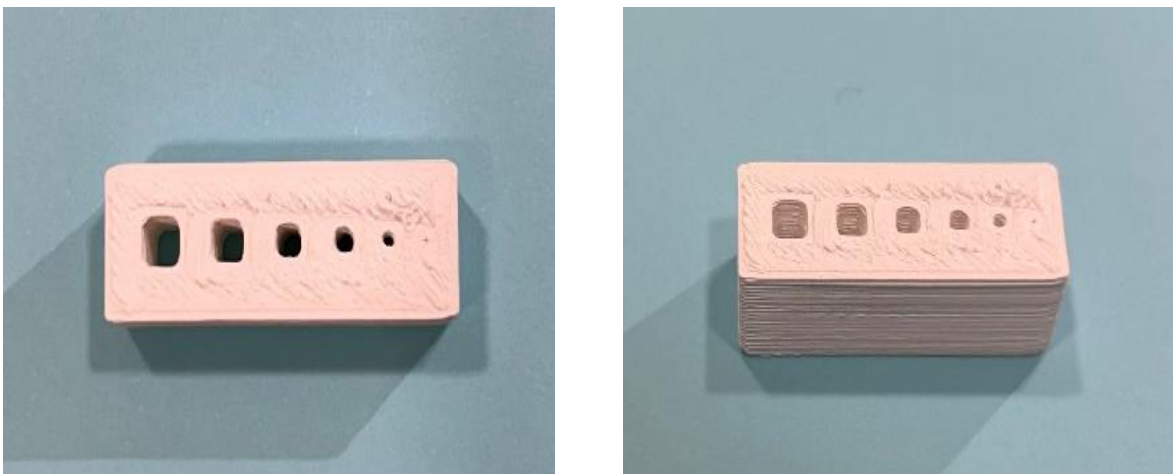


Ilustración 10. Plantilla de bloque rectangular poroso impresa

Se miden las dimensiones de los poros con el microscopio, obteniéndose los resultados que se muestran en la Tabla 3. El valor de la primera fila es el tamaño diseñado del lado del poro cuadrado. Como se puede observar en la Ilustración 10, el poro de 1 mm ni siquiera aparece impreso, por lo que no se toman medidas de este con el microscopio, y por tanto no aparece en la Tabla 3.

Las dos filas siguientes muestran los valores medidos de cada lado de los poros cuadrados. En la cuarta fila se muestra una media entre los dos valores que han sido tomados con el microscopio de la medida de los lados del poro. En la fila número cinco, se muestra el resultado de la resta entre el valor diseñado y la media de los valores medidos.

Por último, se muestran imágenes de cada poro, tanto en imagen real como en la vista dividida por capas (o *layers*) que muestra el microscopio con resolución en tres dimensiones, en función de la profundidad del agujero.

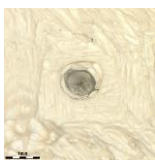
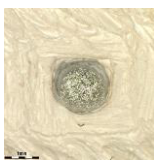



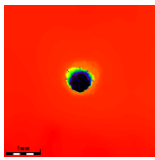
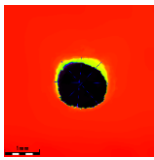
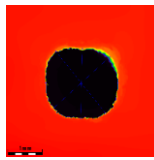
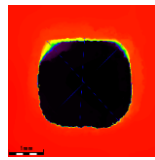
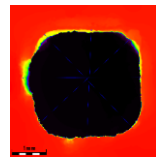
Diseñado [μm]	1500	2000	2500	3000	3500
Lado 1 [μm]	790,13	1.542,91	2.041,40	2.606,92	3.431,99
Lado 2 [μm]	725,01	1.437,55	2.127,53	2.742,02	3.144,84
Media lados [μm]	757,57	1490,23	2084,46	2674,47	3288,42
Diferencia [μm]	742,43	509,77	415,54	325,53	211,58
Imagen poro					
Imagen <i>layers</i>					

Tabla 3. Medición del lado de los poros de la plantilla rectangular porosa impresa

Se ha construido el gráfico mostrado en la Ilustración 11 para representar de forma visual los resultados obtenidos. Se aprecia con claridad que cuanto mayor es el tamaño de los agujeros pasantes, menor es la diferencia entre lo diseñado y lo fabricado. Además, es necesario concluir, asimismo, debido al análisis visual de las imágenes de la plantilla impresa, que el tamaño mínimo de lado en el que la fabricación es similar a la de una estructura cuadrada es de aproximadamente 2 mm.

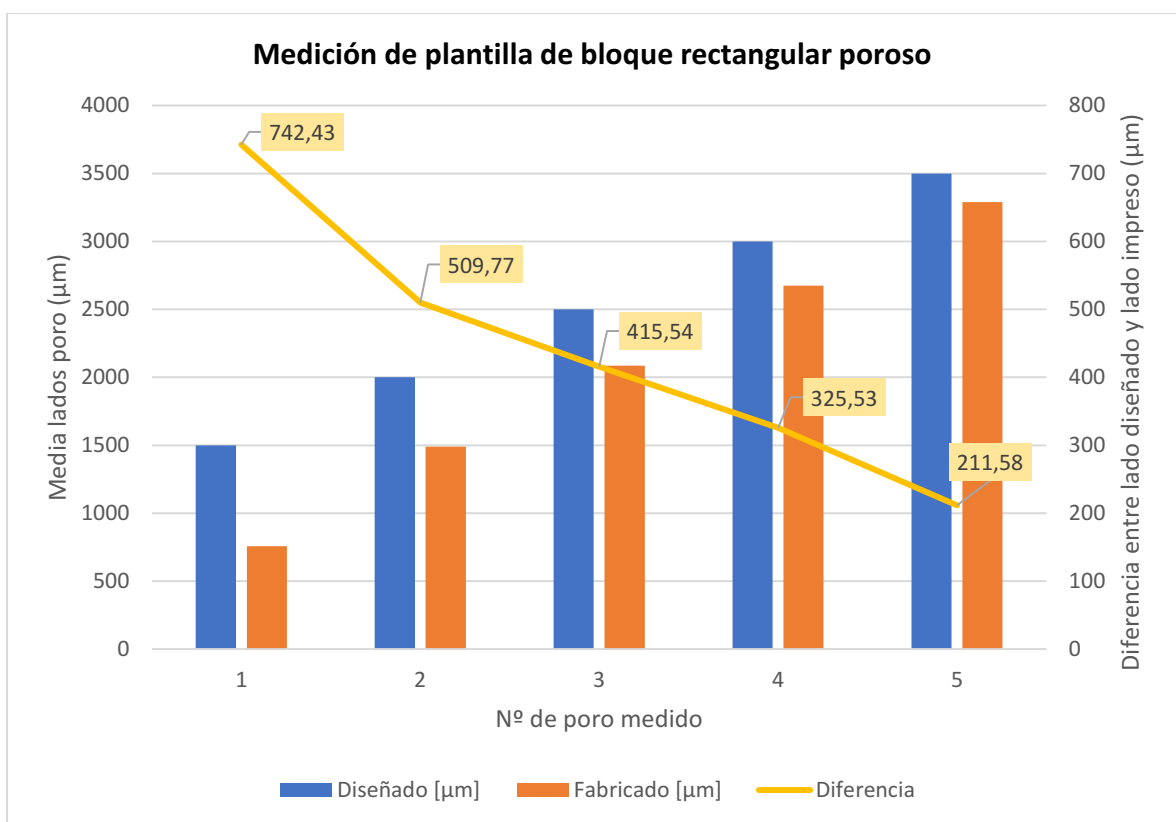


Ilustración 11. Gráfico de la medición del lado de los poros de la plantilla (datos tomados de la Tabla 3)

Capítulo 5. DISEÑO DE UN BLOQUE MACIZO

5.1 CAMBIOS DIMENSIONALES

Partiendo de la condición de que la altura del pin que viene de fábrica son 17 mm, se emplea como estructura inicial un cubo macizo de 20x20x20 mm, para que la altura del cuerpo sea superior a la del pin. En la Tabla 4 se recogen las dimensiones empleadas en las iteraciones iniciales y a qué gráfico corresponde cada una. En éstas, se comprueba cómo afectan los cambios en anchura (longitud eje X), profundidad (longitud eje Y) y altura (longitud eje Z) del bloque, manteniendo el pin con altura fija de 17 mm y diámetro de 2 mm, posicionado en el centro de la estructura, con coordenadas [0, 0].

<u>Número de iteración</u>	<u>Longitud eje X [mm]</u>	<u>Longitud eje Y [mm]</u>	<u>Longitud eje Z [mm]</u>
1	20	20	20
2	20	20	25
3	20	20	30
4	20	20	35
5	20	20	40
6	5	20	20
7	10	20	20
8	15	20	20
9	30	20	20
10	20	10	20
11	10	10	20
12	15	5	20
13	20	5	20

Tabla 4. Iteraciones para analizar cambios dimensionales en bloque macizo

En las ilustraciones siguientes se muestran los gráficos obtenidos de la simulación de cada iteración de la Tabla 4. En la Ilustración 12 se observa cómo al ir aumentando progresivamente la altura del bloque (dejando constantes en 20 mm la anchura y la profundidad), aumenta asimismo la amplitud, pero disminuye la frecuencia levemente en el pico de resonancia. La Ilustración 13 muestra que aumentar la anchura (dejando constantes en 20 mm la altura y la profundidad) de la estructura causa una disminución tanto de la frecuencia como de la amplitud.

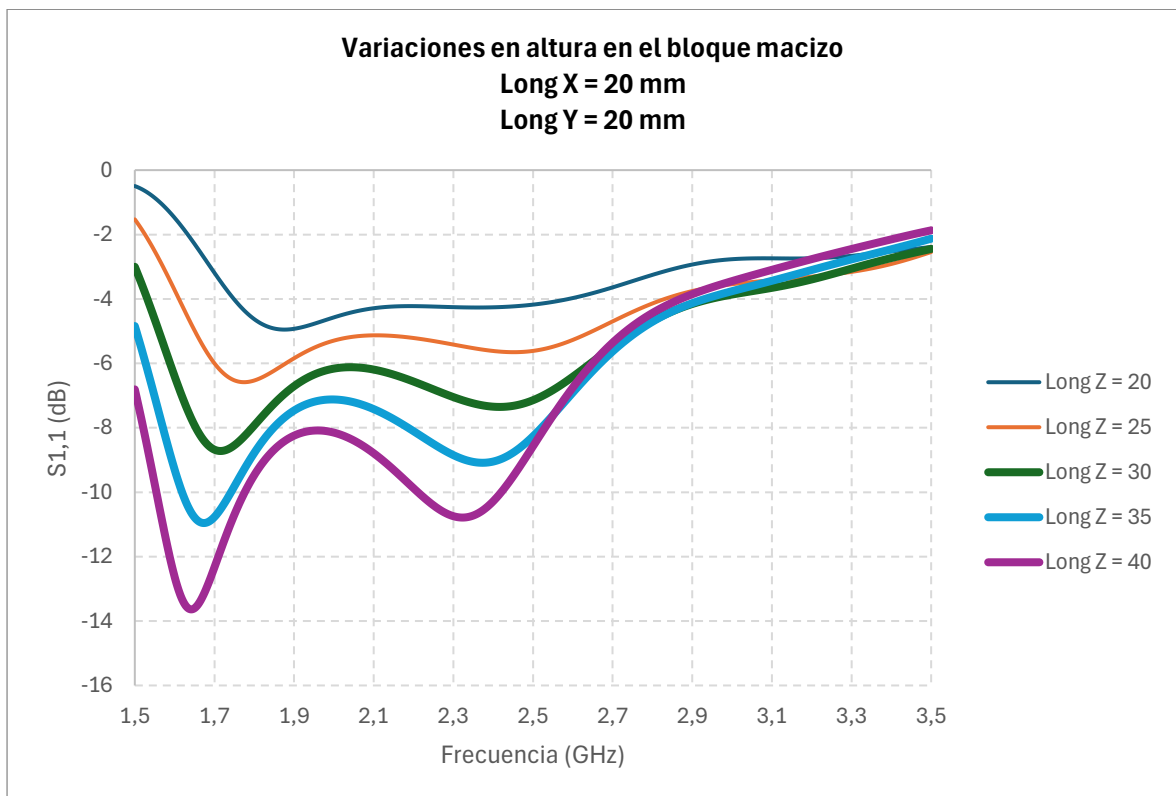


Ilustración 12. Coeficientes de reflexión del bloque macizo: variaciones en longitud Z (datos correspondientes a Tabla 4)

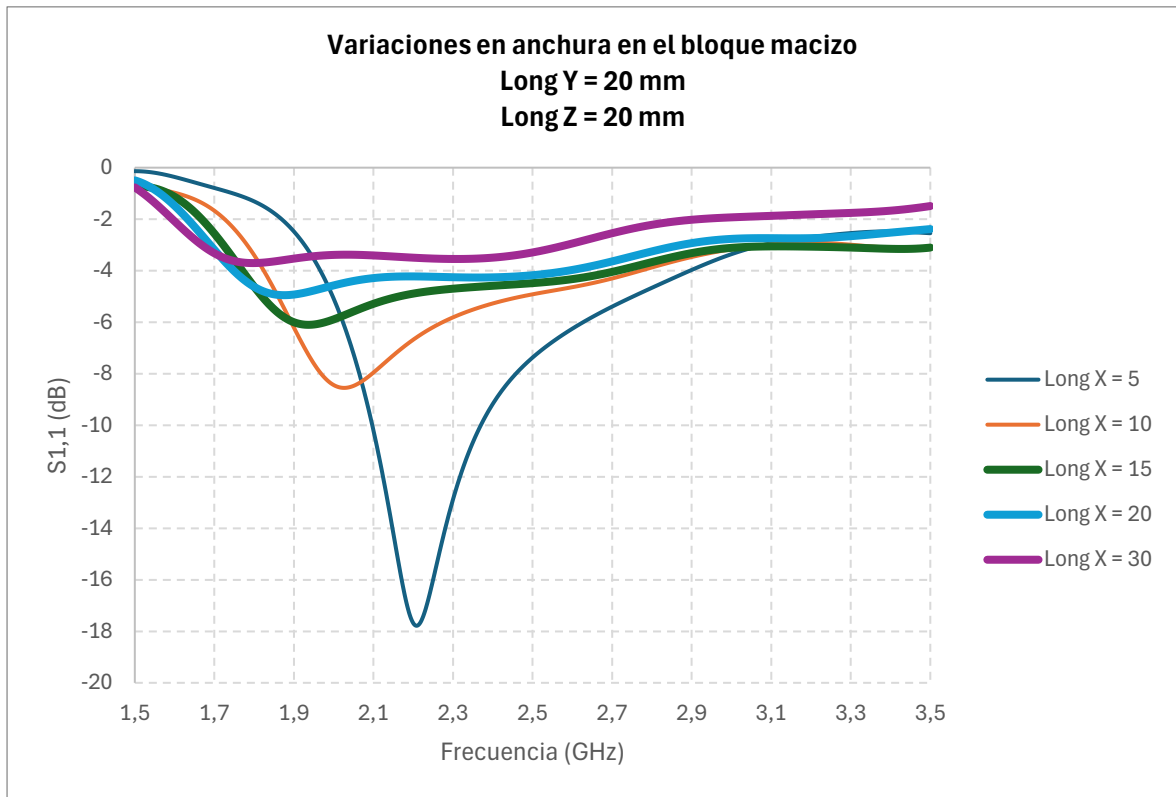


Ilustración 13. Coeficientes de reflexión del bloque macizo: variaciones en longitud X (datos correspondientes a Tabla 4)

Observando los coeficientes de reflexión obtenidos, se puede concluir que con un área en XY relativamente pequeña y una altura en Z suficientemente grande en comparación, se podrían obtener dimensiones efectivas para que el bloque tenga una respuesta en frecuencia bien adaptada.

En la Ilustración 14 y la Ilustración 15 se busca demostrar que en la superficie XY el valor que determina la frecuencia y la amplitud es el área, independientemente de si se modifican la anchura o la profundidad. En la Ilustración 14, las dos simulaciones realizadas invierten los valores de longitud y anchura, y se superponen a la perfección los dos gráficos. En la Ilustración 15, se comprueban si cambios en profundidad y anchura simultáneos son equivalentes a cambios proporcionales en área en únicamente una de las variables, y se demuestra que así es.

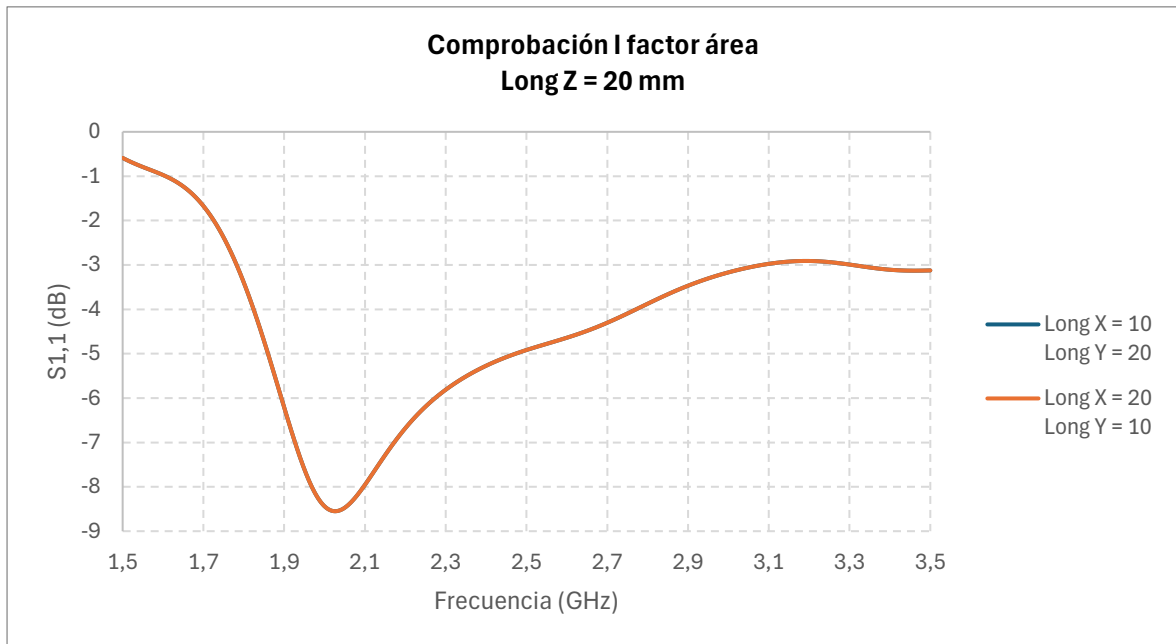


Ilustración 14. Coeficientes de reflexión del bloque macizo: variaciones (I) en longitud X e Y simultáneas (datos correspondientes a Tabla 4)

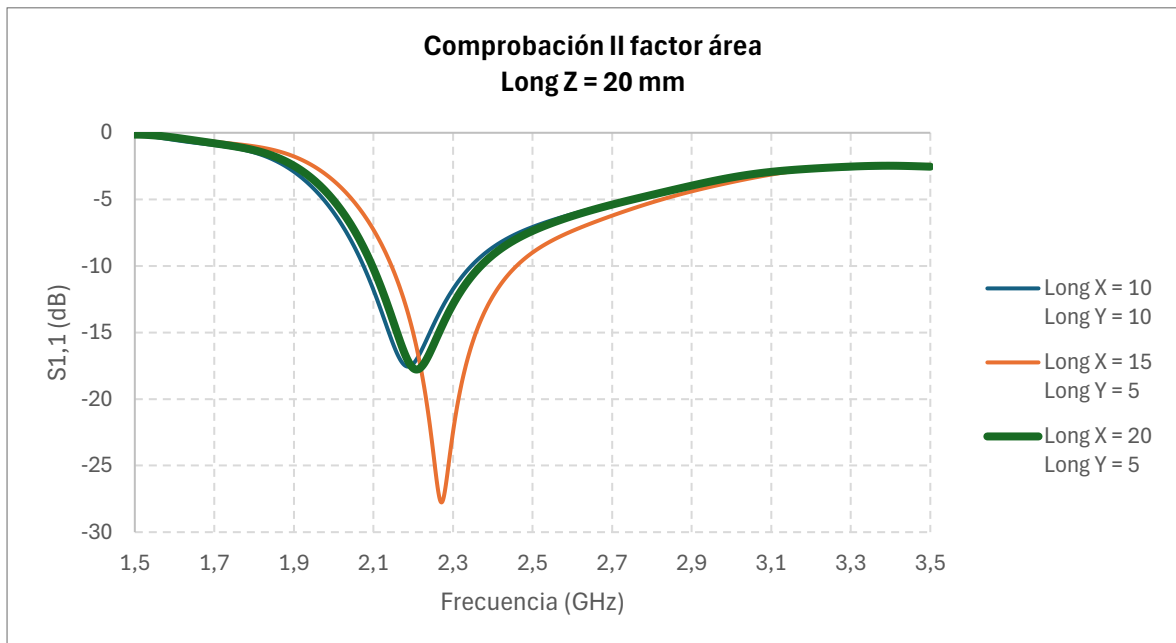


Ilustración 15. Coeficientes de reflexión del bloque macizo: variaciones (I) en longitud X e Y simultáneas (datos correspondientes a Tabla 4)

5.2 CAMBIOS EN LA POSICIÓN DEL PIN

Tomando longitudes X e Y relativamente pequeñas (de 15 mm) con respecto a la longitud en Z (de 40 mm), se obtienen unas dimensiones que pueden ser efectivas para que el bloque tenga una frecuencia y amplitud de resonancia aceptables, y parto de ellas para la siguientes simulaciones, para analizar cómo afecta la posición del pin de medida en cuanto a los resultados obtenidos. Las variables que quedan fijas en las siguientes iteraciones son, por tanto, las dimensiones del bloque macizo en 15x15x40 mm y la altura del pin en 17 mm. En la Tabla 5 se muestran las variaciones en la posición del pin en coordenadas, medidas en mm. El bloque macizo está centrado en [0, 0].

<u>Número de iteración</u>	<u>Coordenada en X del pin [mm]</u>	<u>Coordenada en Y del pin [mm]</u>
1	0	0
2	-2	0
3	-4	0
4	-6	0
5	-8.5	0
6	-2	-2
7	-4	-4
8	-6	-6
9	-8.25	-8.25

Tabla 5. Iteraciones para analizar cambios en la posición del pin en bloque macizo

Los gráficos siguientes son los obtenidos por la simulación de cada iteración de la Tabla 5. En la Ilustración 16 se muestran los gráficos que se corresponden a mantener la coordenada en el eje Y centrada y descentrar el pin por el eje X hasta que se encuentra en la pared exterior del bloque. En la Ilustración 17, en cambio, se va descentrando de forma paralela en ambos ejes, siguiendo la diagonal, hasta alcanzar la esquina exterior del bloque.

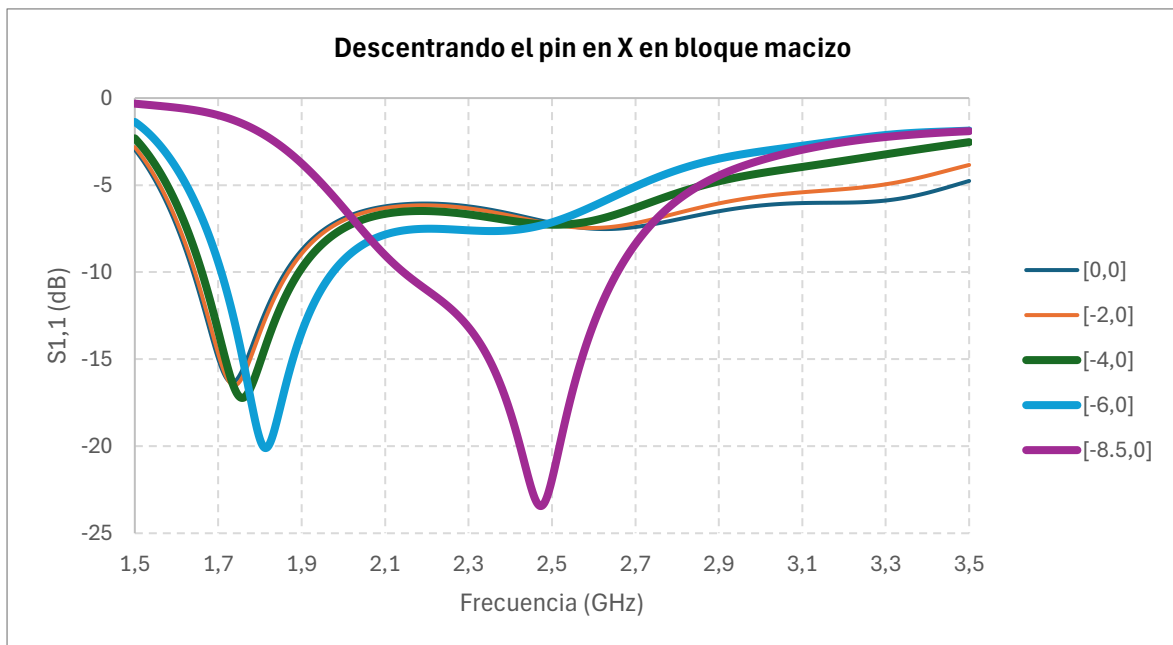


Ilustración 16. Coeficientes de reflexión del bloque macizo descentrando el pin en X (datos correspondientes a Tabla 5)

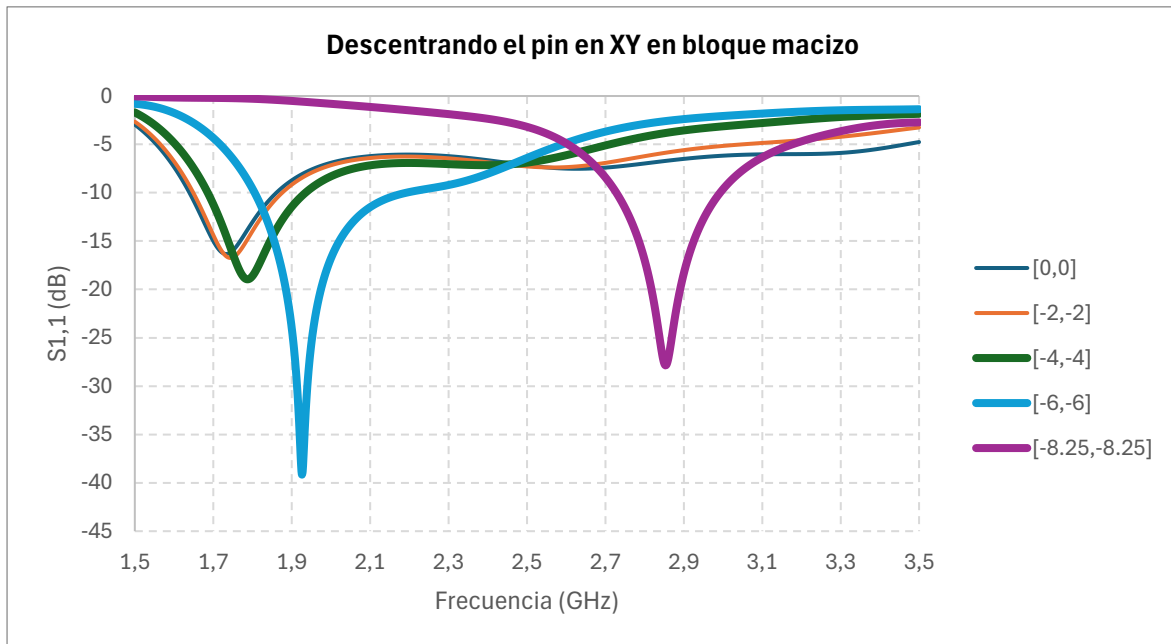


Ilustración 17. Coeficientes de reflexión del bloque macizo descentrando el pin en XY (datos correspondientes a Tabla 5)

Se puede observar en ambas ilustraciones cómo cuanto más descentrado está el pin, mayores son tanto la frecuencia como la amplitud, lo cual es coherente con lo esperado, ya que, encontrándose el pin en el centro del bloque, debido a la simetría de la estructura, podría imponerse un campo E o H nulo en esa posición. Por tanto, el diseño óptimo se obtiene cuando el pin se encuentra en la esquina de la estructura.

5.3 CAMBIOS EN LA ALTURA DEL PIN

A partir de las dimensiones empleadas en el apartado anterior, mediante la reducción de la altura del pin (el pin puede cortarse, pero no alargarse), se busca obtener un resultado de buena frecuencia y amplitud con éste situado en el interior del bloque. Las dimensiones del bloque quedan fijas, por tanto, en 15x15x40 mm. Por otro lado, se considera como posición óptima del pin en el interior la correspondiente al gráfico 8 de la Ilustración 17, ya que es la que tiene la amplitud más elevada, siendo sus coordenadas [-6, -6] mm. En la Tabla 6 se recogen las modificaciones que se han realizado en la altura del pin en mm.

<u>Número de gráfico</u>	<u>Altura del pin [mm]</u>
1	17
2	15
3	13
4	11
5	9

Tabla 6. Iteraciones para analizar cambios en la altura del pin en bloque macizo

Los gráficos mostrados en la Ilustración 18 son los obtenidos de las simulaciones de la Tabla 6. Se puede observar que la disminución de la altura del pin provoca un aumento significativo en la frecuencia de resonancia, mientras que disminuye la amplitud. Por tanto, como a mayor altura, mejor adaptación, el diseño óptimo será el que se corresponda a la mayor altura posible del pin de medida.

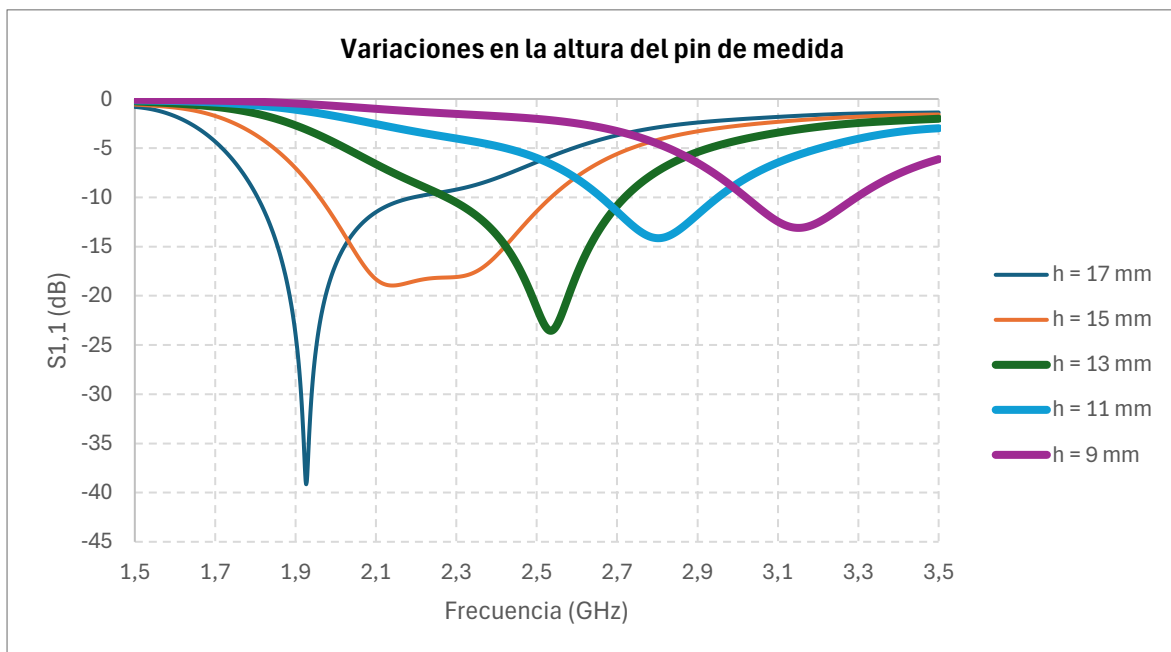


Ilustración 18. Coeficientes de reflexión del bloque macizo modificando altura del pin (datos correspondientes a Tabla 6)

Capítulo 6. DISEÑO DE UN BLOQUE POROSO

6.1 COMPROBACIONES INICIALES

En esta sección, se busca verificar la hipótesis de que la masa extraída, es decir, el área quitada del bloque, es el factor principal que influye en la resonancia (*véase página 24*). La hipótesis se basa en la suposición de que la cantidad de material extraído, más que el número de poros en sí, afectará significativamente la frecuencia de resonancia de la estructura.

Para comprobar esta hipótesis, se realizan simulaciones con dos configuraciones distintas, cuya vista superior se muestra en la Ilustración 19. La primera (a), con 9 poros verticales cuadrados pasantes de 2 mm de ancho cada uno, separados entre ellos 2 mm y con las paredes exteriores 2,5 mm. La segunda (b), con 1 poro vertical cuadrado pasante de 6 mm de ancho. Ambas configuraciones tienen el mismo área total extraída, lo que permite comparar directamente cómo la masa extraída afecta la frecuencia y la amplitud de la resonancia.

$$\text{Área 1} = 9 * 2 * 2 = 36 \text{ mm}^2$$

$$\text{Área 2} = 1 * 6 * 6 = 36 \text{ mm}^2$$

Ecuación 3. Áreas de la superficie superior extraída

Las dimensiones de ambos bloques son 15x15x40 mm. El pin, de altura 17 mm, se sitúa en el lateral externo del bloque, con coordenadas [-8,5,0].

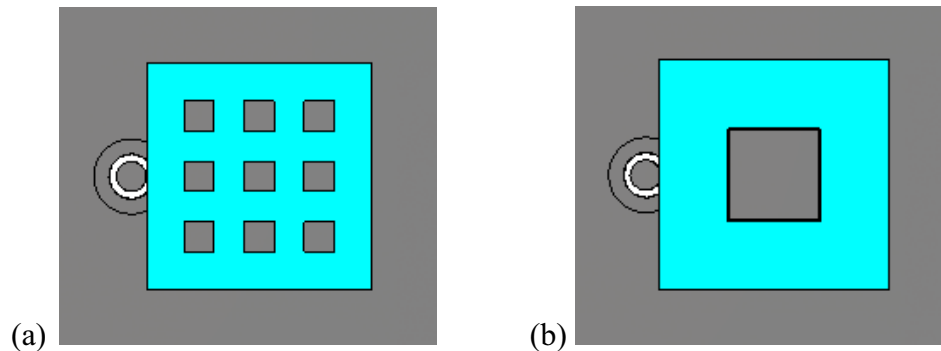


Ilustración 19. Vista superior de los bloques diseñados para las comprobaciones iniciales de un bloque poroso.

El resultado de las simulaciones, demuestra que la hipótesis es correcta: el área extraída es el factor principal que influye en la resonancia. Esto se puede observar claramente en la Ilustración 20, en la que ambos gráficos prácticamente se superponen. La leve variación que se produce puede ser debida a que la distinta distribución de los poros afecta a la distribución de los campos electromagnéticos.

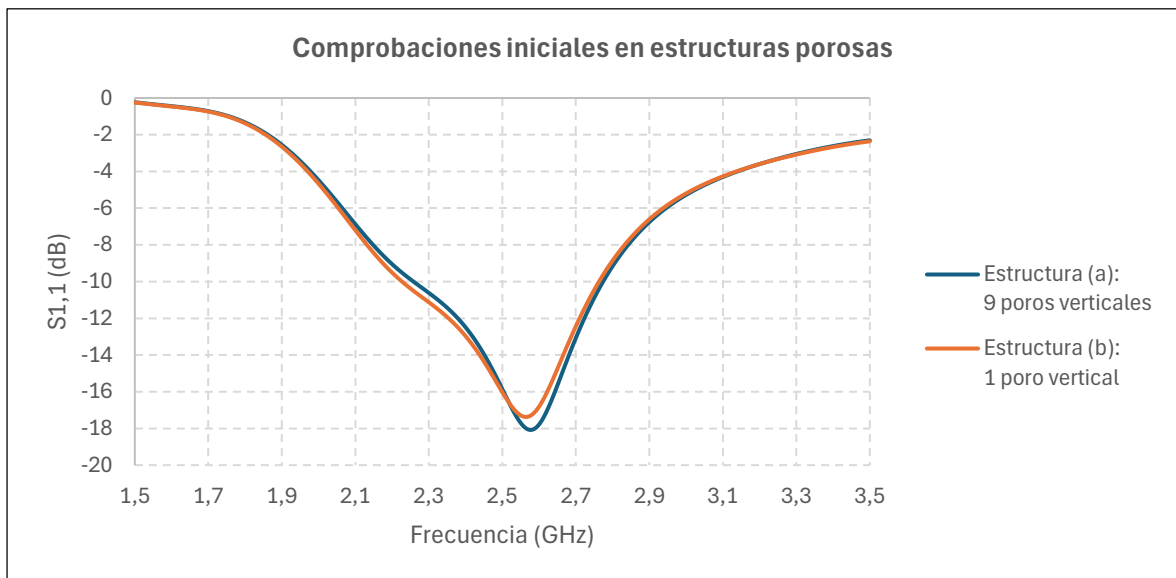


Ilustración 20. Coeficiente de reflexión de los bloques diseñados para las comprobaciones iniciales de un bloque poroso

Por lo tanto, concluimos que se podría ajustar el diseño como fuera preciso, mientras se mantuviera constante el área extraída, aumentando o disminuyendo el tamaño y el número de los poros según las necesidades médicas o las capacidades de fabricación.

6.2 VARIACIONES EN LA POROSIDAD

El análisis realizado en esta sección tiene como objetivo estudiar cómo la porosidad afecta la frecuencia de resonancia de la estructura. Para ello, en cada iteración se seguirá el procedimiento detallado a continuación:

Para simplificar el proceso, debido al gran número de variables existentes, se fijan las dimensiones del bloque, empleando las mismas que se emplearon para el diseño del bloque macizo (*véase página 35*): 15x15x40 mm.

Posteriormente, se extraen los poros que correspondan a cada iteración. Se emplean poros cuadrados pasantes con un tamaño mínimo de 2 mm de lado, ya que este es el tamaño mínimo que se puede imprimir con una calidad aceptable. Es importante recordar que, cuanto más pequeños sean los poros, más se facilita la regeneración ósea (*véase página 23*).

El pin de medida mantendrá una altura constante de 17 mm. Con este pin, se realizan 3 simulaciones, cambiando la posición de este:

1. La primera simulación es con el pin en el exterior del bloque, con coordenadas en el exterior lateral del bloque $[-8.5, 0]$.
2. La segunda simulación es también con el pin en el exterior del bloque, pero situándolo en una de las esquinas. Sus coordenadas son $[-8.25, -8.25]$. Esto es para comprobar que la adición de huecos en la estructura no modifica el comportamiento de la frecuencia y amplitud. Se supone que la frecuencia será superior a la de la simulación anterior.
3. La tercera simulación es con el pin en el interior del bloque. Para facilitar la posterior fabricación, el pin se sitúa dentro de uno de los poros. Como quedó demostrado en la sección *Cambios en la posición del pin*, éste debe estar descentrado para no verse afectado por posibles zonas de campo nulo del origen de coordenadas debido a la simetría de la estructura. Por ello, en esta tercera simulación el pin tendrá como coordenadas la posición del centro de uno de los poros situados en la esquina.

<u>Número de iteración</u>	<u>Coordenada en X del pin [mm]</u>	<u>Coordenada en Y del pin [mm]</u>
1	-8.5	0
2	-8.25	-8.25
3	-4	-4

Tabla 7. Iteraciones a realizar modificando la posición del pin por cada estructura porosa diseñada

El análisis comienza con la configuración que permite extraer el máximo número de poros de 2 mm, organizados en 9 filas y 3 columnas (a). La vista superior de la misma corresponde a la mostrada en la Ilustración 19 (a). Entre los poros se deja un espacio mínimo igual a su propio tamaño: 2 mm entre poros. Además, la distancia con las paredes laterales es de 2.5 mm, y 3 mm con la pared superior. Con ello, se logra que la estructura sea simétrica.

A partir de esta configuración inicial, se procede a disminuir progresivamente la cantidad de filas:

- ✓ Configuración (b): Se reducen a 7 filas, con una separación de 3 mm entre poros, 2.5 mm con las paredes laterales y 4 mm con la pared superior.
- ✓ Configuración (c): Se reducen a 5 filas, con una separación de 5 mm entre poros, 2.5 mm con las paredes laterales y 5 mm con la pared superior.
- ✓ Configuración (d): Se reducen a 3 filas, con una separación de 8 mm entre poros, 2.5 mm con las paredes laterales y 9 mm con la pared superior.
- ✓ Configuración (e): Finalmente, se ajusta la estructura a 3 filas y 2 columnas, con una separación de 8 mm entre poros, 4 mm con las paredes laterales, 3 mm entre las filas en la vista superior y 9 mm con la pared superior.

Para una comprensión más visual, se muestra a continuación la vista lateral de cada una de las configuraciones previamente mencionadas, en la Ilustración 21.

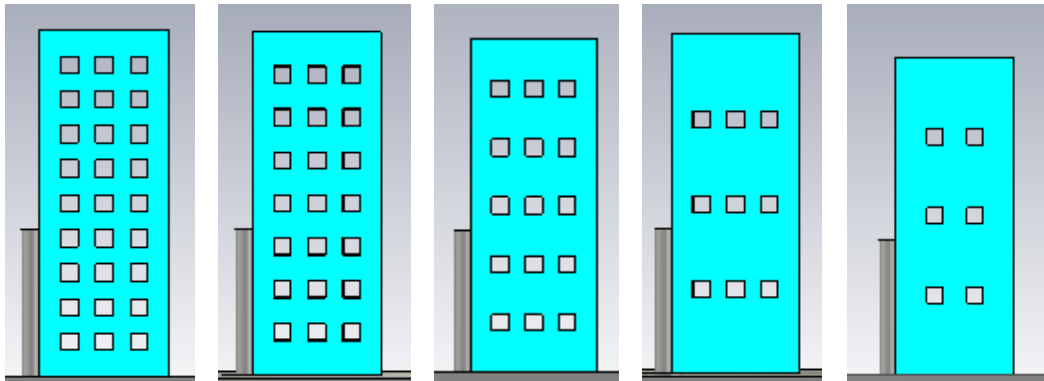


Ilustración 21. Vista lateral de las estructuras porosas diseñadas. De izquierda a derecha: a, b, c, d, e

Una vez diseñadas las estructuras, se procede a realizar las simulaciones. Para analizar los resultados, se han separado los gráficos según la posición del pin utilizada en cada iteración (*véase más adelante*). Independientemente de la posición del pin, se observa que un aumento en la porosidad conduce a una disminución en la amplitud y un aumento significativo en la frecuencia. Esto es coherente con lo esperado: al incrementar la porosidad, incrementa el volumen de aire total del interior de la estructura, lo que provoca que la permitividad efectiva de la estructura disminuya, resultando en un aumento de la frecuencia de resonancia (*Resonadores dieléctricos*).

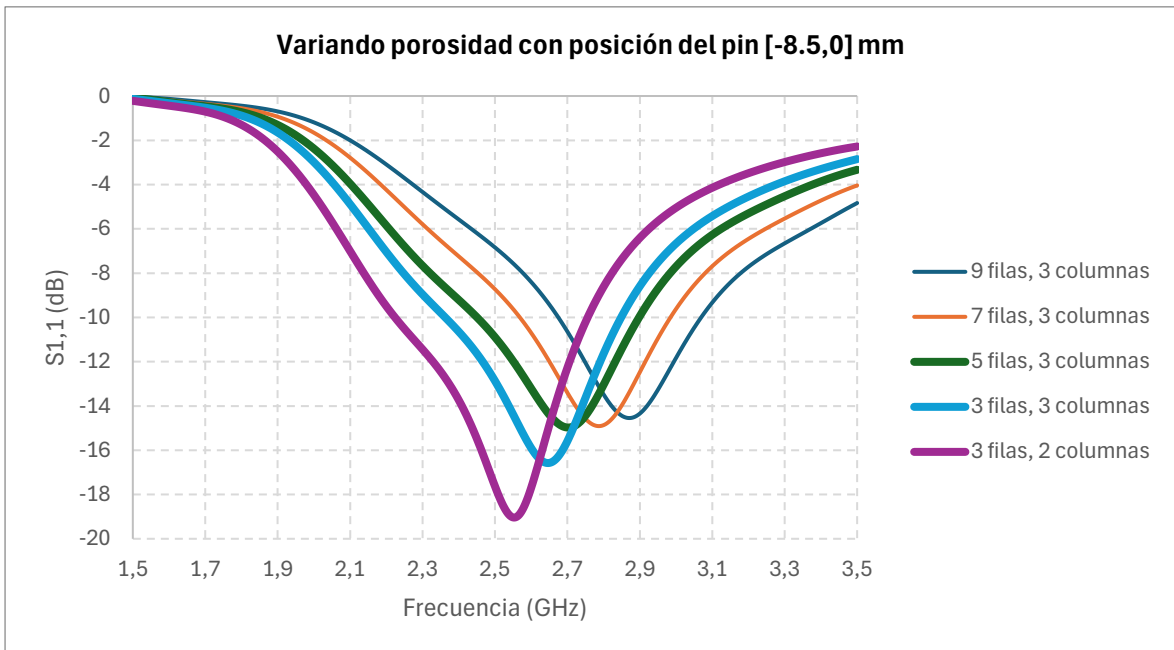


Ilustración 22. Coeficientes de reflexión de las estructuras porosas diseñadas con el pin colocado en el lateral exterior (las estructuras son las mostradas en Ilustración 21)

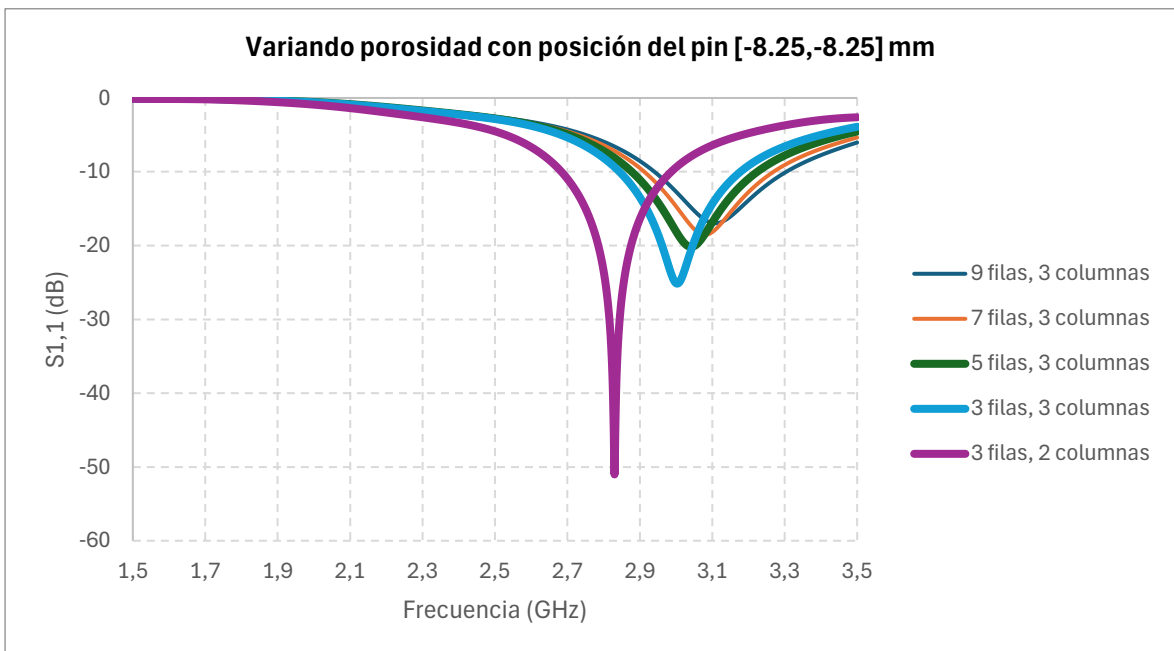


Ilustración 23. Coeficientes de reflexión de las estructuras porosas diseñadas con el pin colocado en la esquina exterior (las estructuras son las mostradas en Ilustración 21)

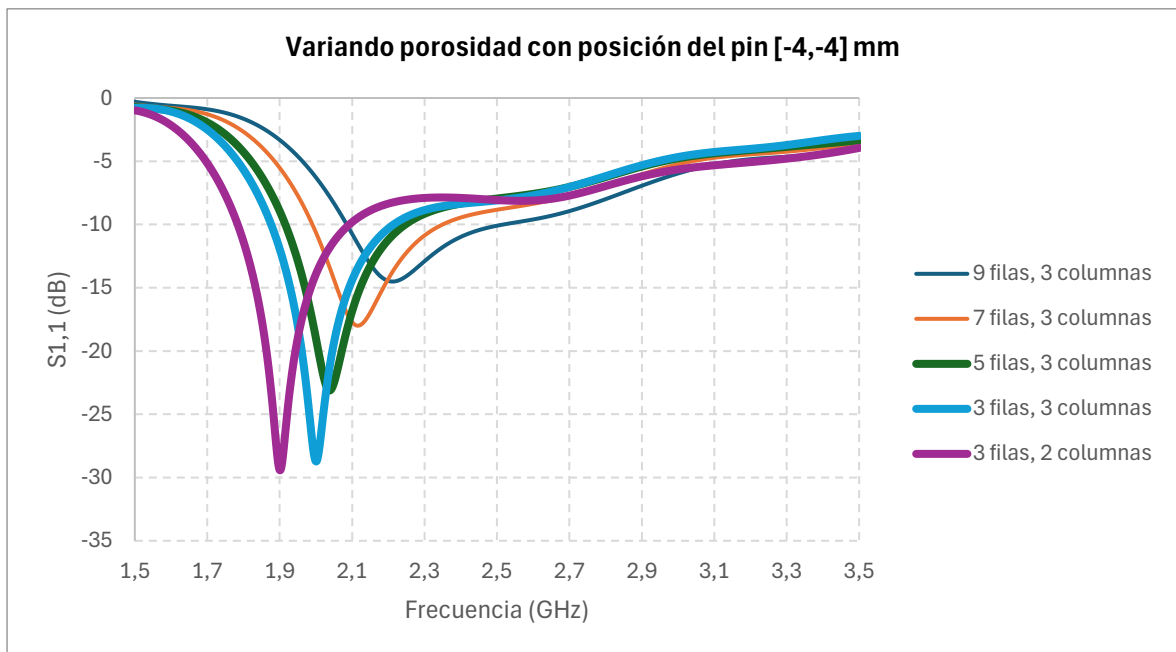


Ilustración 24. Coeficientes de reflexión de las estructuras porosas diseñadas con el pin colocado en el centro del poro de la esquina (las estructuras son las mostradas en Ilustración 21)

A continuación, se comparan los resultados del diseño de bloque menos poroso (e) y del más poroso (a) según la posición del pin, obteniéndose las siguientes gráficas (Ilustración 25 e Ilustración 26). Al analizar estas gráficas, se verifica que el comportamiento de las estructuras porosas es similar al de los bloques macizos: el pin situado en el interior registra una frecuencia de resonancia menor que cuando está en el exterior. La frecuencia de resonancia más alta se obtiene cuando el pin se coloca en la esquina, en comparación con el lateral externo.

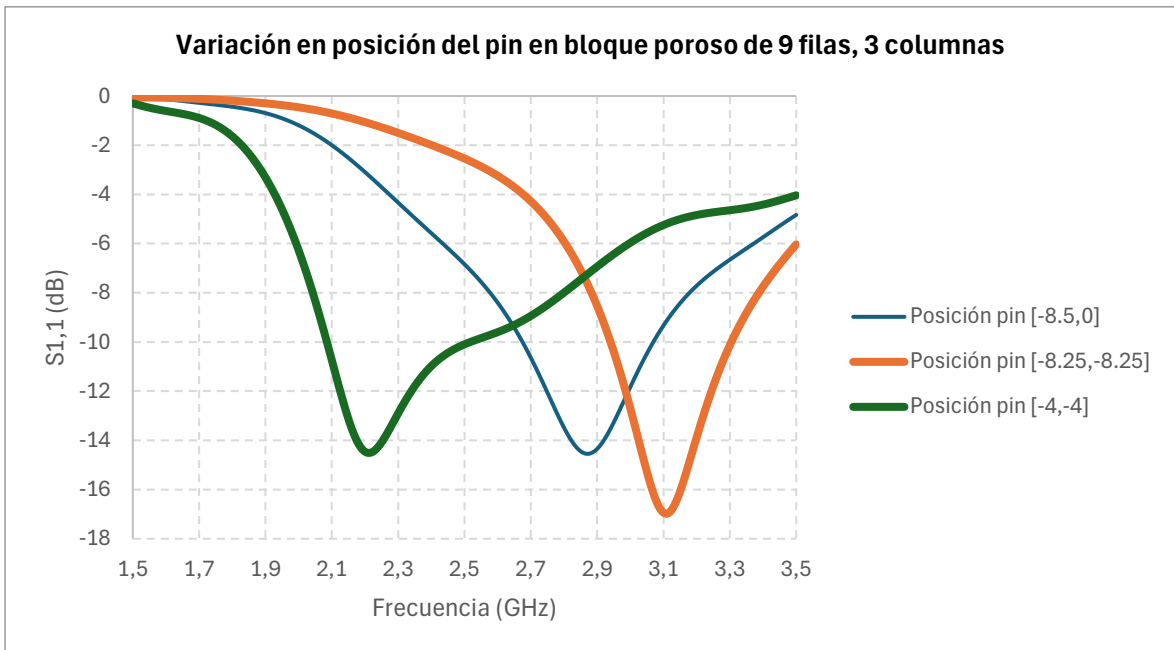


Ilustración 25. Coeficientes de reflexión de la estructura porosa (a) de la Ilustración 21 variando la posición del pin (las diferentes iteraciones se corresponden con la Tabla 7)

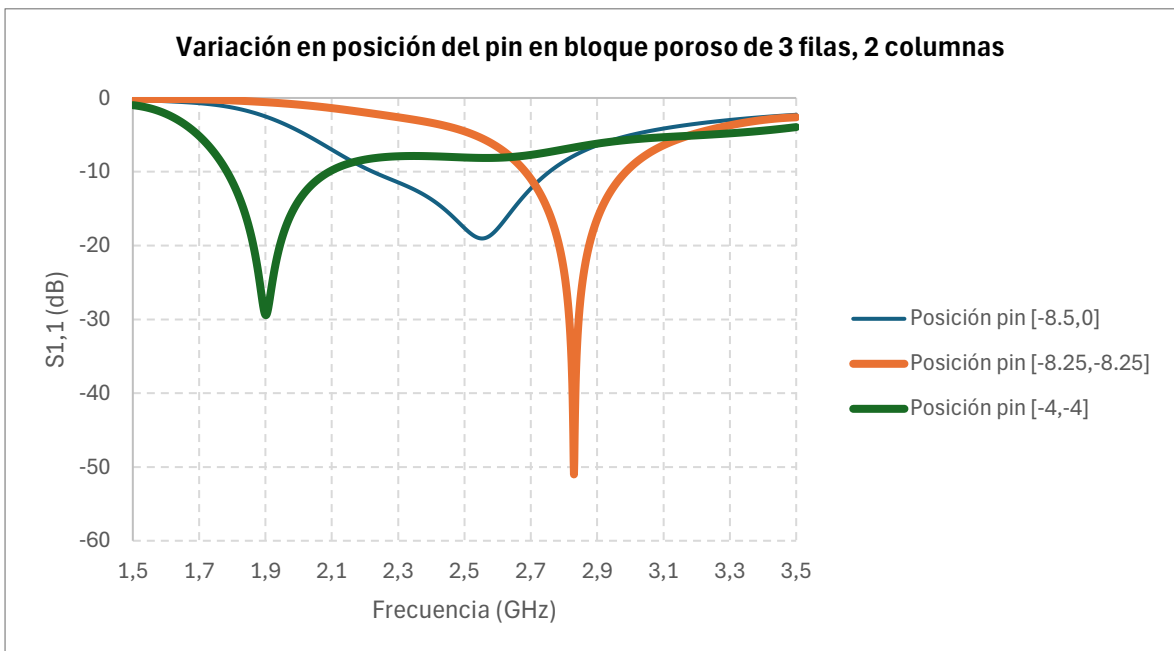


Ilustración 26. Coeficientes de reflexión de la estructura porosa (e) de la Ilustración 21 variando la posición del pin (las diferentes iteraciones se corresponden con la Tabla 7)

Capítulo 7. DISEÑO Y FABRICACIÓN DE PROTOTIPOS

7.1 DISEÑO OPTIMIZADO

Para el diseño de los prototipos que posteriormente se fabricarán, se busca obtener dos estructuras (una maciza y otra porosa) que, con las mismas dimensiones, puedan generar una respuesta cuya frecuencia de resonancia tenga buena adaptación, es decir, que sea superior a 10 dB en valor absoluto (*véase página 20*).

Para ello, se seleccionan para comenzar dimensiones genéricas de 15x15x40 mm, utilizadas en las simulaciones previas. La altura del pin se mantiene constante en 17 mm tanto por facilidad, ya que ésta es la altura por defecto de fabricación, como por resultado, puesto que, a mayor altura, mayor amplitud (*véase página 37*).

Por otro lado, la posición del pin de medida con respecto al bloque se escoge de forma diferente en cada estructura. En el bloque poroso se decide colocar el pin centrado con respecto al agujero vertical de una esquina. Esto es porque en simulaciones anteriores, se observa que colocar el pin en la esquina exterior produce una frecuencia demasiado alta, mientras que ubicarlo en el lateral exterior resulta en una amplitud demasiado baja. En el caso del bloque macizo, se observa que la amplitud es similar tanto si el pin se coloca en el lateral exterior como en la esquina externa, pero la frecuencia es más baja cuando se coloca en el lateral, por lo que se opta por esta última opción.

Es preciso mencionar asimismo que en todas las simulaciones realizadas con anterioridad se ha empleado un pin de radio de 1mm. Sin embargo, al no encontrar este pin en el mercado, se opta por utilizar uno disponible en el laboratorio con un radio de 0.625mm.

Con este pin, al simular el bloque poroso con dimensiones 15x15x40 mm, se obtiene una buena amplitud en la frecuencia de resonancia: -15,92 dB. Sin embargo, al simular el bloque macizo con las mismas dimensiones, la amplitud es inferior a la necesaria: -8,62 dB.

Tomando en consideración las conclusiones del capítulo de *Cambios dimensionales*, se decide reducir el tamaño lateral de ambos bloques. Para mantener la simetría en el bloque poroso, se reducen las dimensiones laterales a 13x13 mm, y se disminuye la altura a 35 mm para mantener cierta proporción y no cortar en medio de un poro.

Se realizan nuevas simulaciones tanto para el bloque poroso como para el bloque macizo con estas dimensiones ajustadas, obteniéndose una buena adaptación en ambos casos. Por lo tanto, se decide fabricar los prototipos con estas dimensiones finales ajustadas.

Las siguientes ilustraciones (Ilustración 27, Ilustración 28) muestran la respuesta en frecuencia de los diseños de los prototipos de bloque poroso y macizo, respectivamente. Se compara la resonancia que se obtendría con cada estructura con las dimensiones de 15x15x40 mm y de 13x13x35 mm. Se observa que la reducción en las mismas mejora la adaptación en ambos casos, proporcionando una respuesta más adecuada para la posterior fabricación. En el bloque poroso, se obtiene una amplitud de aproximadamente -20 dB, mientras que, en el bloque macizo, de -10,5 dB.

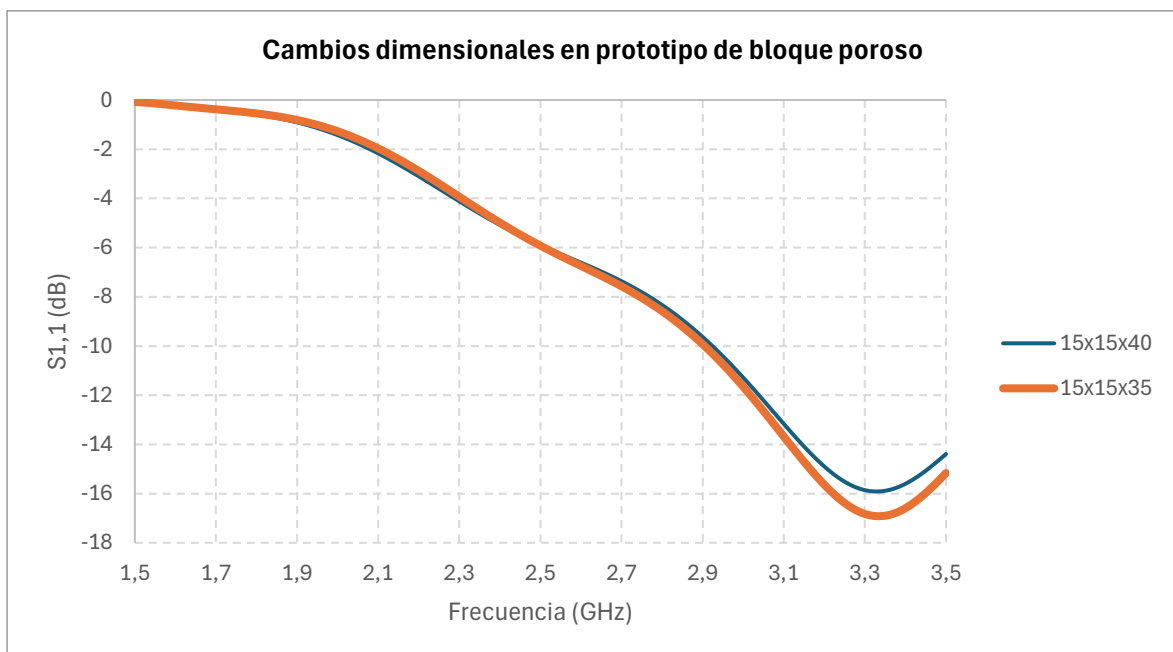


Ilustración 27. Coeficientes de reflexión del diseño del prototipo de bloque poroso

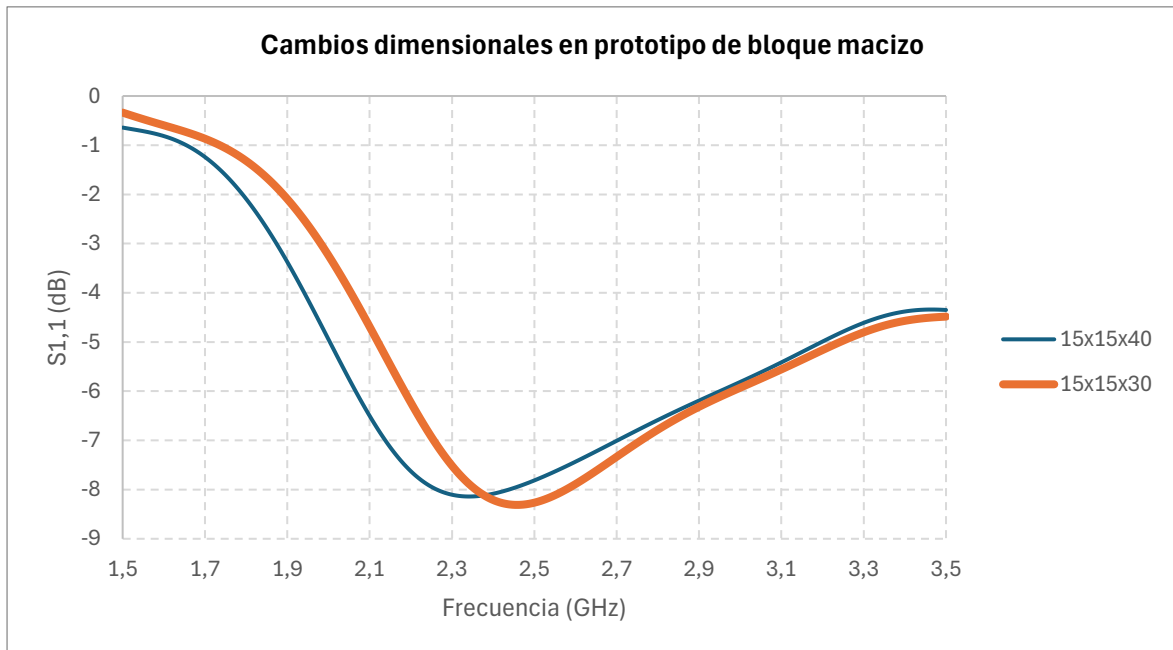


Ilustración 28. Coeficientes de reflexión del diseño del prototipo de bloque macizo

7.2 FABRICACIÓN DE LOS PROTOTIPOS

La fabricación del bloque macizo es sencilla y no precisa un análisis posterior, ya que la impresora lo fabrica con precisión. En cuanto al bloque poroso, sin embargo, es necesario analizar si las dimensiones fabricadas son semejantes a las diseñadas, debido a la dificultad de mantener los poros con las dimensiones diseñadas, como se ha demostrado anteriormente.

Para ello, se imprime el diseño optimizado en las simulaciones, obteniendo la estructura mostrada en la Ilustración 29, y se comprueban las dimensiones de los poros utilizando un microscopio Optodigital (Olympus DSX1000). En la Ilustración 30 y la Ilustración 31 se muestran imágenes obtenidas con el microscopio, de la vista superior y lateral del bloque poroso, respectivamente.

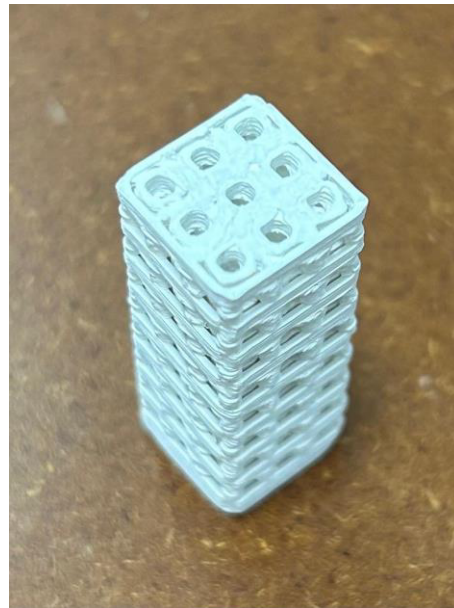


Ilustración 29. Vista perspectiva del prototipo de bloque poroso fabricado

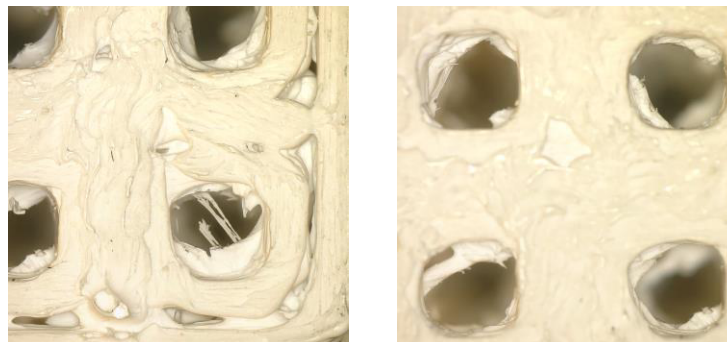


Ilustración 30. Imágenes obtenidas con microscopio de los poros de la vista superior del diseño impreso



Ilustración 31. Imágenes obtenidas con microscopio de los poros de la vista lateral del diseño impreso

Para obtener un resultado medio representativo, se toman medidas del poro central, del poro de la esquina y del poro del lateral en la vista superior, mientras que en la vista lateral se miden tres poros de una misma fila. Las medidas obtenidas se recopilan en la Tabla 8.

Medidas vista superior [μm]		Medidas vista lateral [μm]	
Poros esquina, lado 1	1838,6	Poros centro, lado 1	2071,8
Poros esquina, lado 2	1830,3	Poros centro, lado 2	2392,0
Poros centro, lado 1	1861,3	Poros derecho, lado 1	1768,6
Poros centro, lado 2	1954,0	Poros derecho, lado 2	1878,6
Poros extremo, lado 1	1743,3	Poros izquierdo, lado 1	1785,5
Poros extremo, lado 2	1810,8	Poros izquierdo, lado 2	1726,6
Media	1839,7	Media	2071,8

Tabla 8. Medidas del lado de los poros en el prototipo fabricado, tanto de vista superior como lateral

Como se puede observar, hay una leve diferencia entre los agujeros diseñados de 2 mm y los fabricados, ya que la impresora es un dispositivo que tiene ciertas tolerancias de fabricación. No obstante, se obtienen resultados más precisos de lo esperado, ya que la media de la medida de los lados se acerca más a la dimensión deseada que en el poro del mismo tamaño de la plantilla que se analizó en el Capítulo 4. Esto se debe probablemente porque, al tener menos estructura sólida entre los poros, la impresora puede seguir el diseño con mayor facilidad. Es necesario tener en cuenta asimismo que se comprueba que los poros laterales se imprimen con mayor precisión que los verticales, lo que podría deberse a que la orientación de la impresión es vertical.

Capítulo 8. ANÁLISIS DE RESULTADOS

En esta sección se comparan los resultados de las simulaciones con las medidas realizadas mediante el *VNA* en los prototipos fabricados. Los gráficos siguientes muestran esta comparativa, tanto para el bloque macizo en la Ilustración 32, como para el bloque poroso en la Ilustración 33.

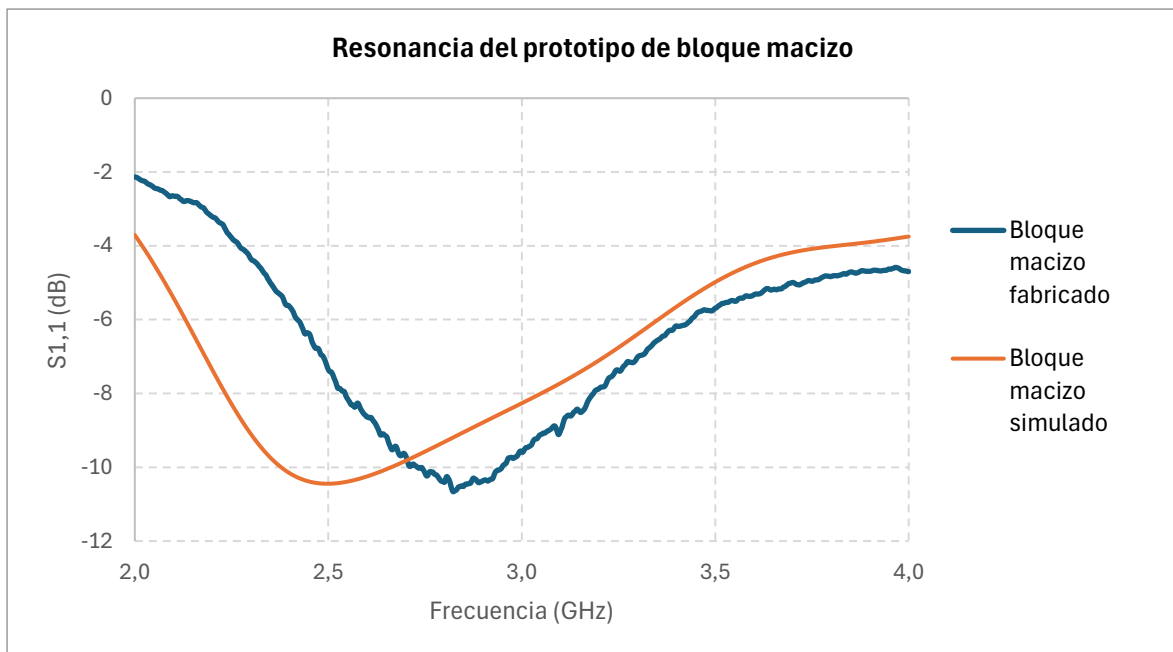


Ilustración 32. Coeficientes de reflexión comparativos entre simulación y realidad del prototipo de bloque macizo (13x13x35mm)

Por un lado, en la Ilustración 32, correspondiente al bloque macizo, se observa una leve diferencia entre las curvas que representan la medición y la simulación. Ambas curvas mantienen la forma en el rango de frecuencias, además de que sus valores de amplitud en la frecuencia de resonancia son similares: -10,66 dB y -10,45 dB, respectivamente. Esta leve variación puede atribuirse a falta de exactitud en las dimensiones del pin o posibles irregularidades en la estructura interna del bloque por las tolerancias en el proceso de

impresión 3D. No obstante, ambos valores están bien adaptados, por lo que la diferencia no se considera significativa.

No obstante, la frecuencia de resonancia del bloque real es aproximadamente 2,82 GHz, lo cual es superior a la del simulado, de 2,50 GHz. Esta diferencia podría atribuirse asimismo a las tolerancias de fabricación y pequeñas diferencias en las dimensiones y posicionado del pin.

$$\left(\frac{2,8237}{2,4980} - 1 \right) * 100 = 13,038\%$$

Ecuación 4. Comparación entre frecuencia de resonancia real y simulada en el prototipo de bloque macizo

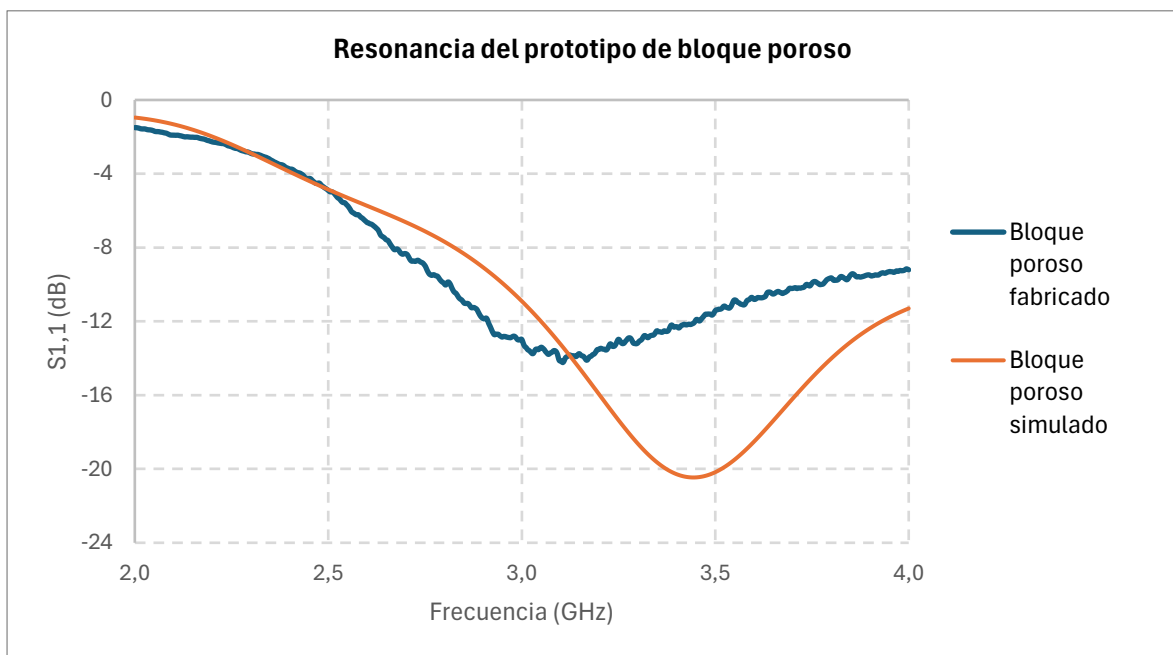


Ilustración 33. Coeficientes de reflexión comparativos entre simulación y realidad del prototipo de bloque poroso (13x13x35mm; 3x3 poros verticales; 9x3 poros transversales)

Por otro lado, en el caso del prototipo de bloque poroso, mostrado en la Ilustración 33, se aprecian diferencias significativas entre los resultados medidos y los simulados: las curvas difieren tanto en forma como en valores en el pico de resonancia. La frecuencia de resonancia real en este prototipo, con un valor de 3,11 GHz es inferior a la simulada, 3,44 GHz; mientras

que la amplitud del prototipo real, de -14,23 dB es inferior a la del prototipo simulado, de -20,46 dB, ambos valores estando bien adaptados.

$$\left(1 - \frac{3,10564}{3,444}\right) * 100 = 9,82\%$$

Ecuación 5. Comparación entre frecuencia de resonancia real y simulada en el prototipo de bloque poroso

$$\left(1 - \frac{14,2312}{20,4601}\right) * 100 = 30,44\%$$

Ecuación 6. Comparación entre frecuencia de resonancia real y simulada en el prototipo de bloque poroso

Estas diferencias pueden deberse a factores externos del aire y del ambiente, que tendrán más influencia en este caso que en el del bloque macizo, ya que en la permitividad del bloque en su conjunto influye la permitividad en el interior de los poros, por lo que la resonancia variará significativamente en función de sus características reales.

Asimismo, al igual que en el bloque macizo, estas discrepancias en el bloque poroso pueden deberse a imprecisiones en la fabricación, que serán siempre superiores que en el bloque macizo, por conllevar éste una mayor dificultad de impresión. En primer lugar, tal y como se ha analizado anteriormente, los poros fabricados presentan variaciones en su tamaño con respecto a las dimensiones diseñadas. En segundo lugar, cabe destacar la presencia de material no deseado en los mismos, lo que se puede ver en las imágenes obtenidas con el microscopio (*véanse Ilustración 30, Ilustración 31*). Este material residual puede explicar por qué la curva real tiene una frecuencia de resonancia inferior a la frecuencia obtenida mediante simulación.

Capítulo 9. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

En este proyecto se han cumplido todos los objetivos planteados inicialmente, proporcionando conclusiones valiosas sobre el comportamiento como resonador electromagnético de una estructura rectangular, tanto maciza como porosa, fabricada con filamentos de *Zirconia +PLA* de la compañía *Zetamix*. Los objetivos específicos del proyecto han sido la simulación por ordenador, la fabricación aditiva del dispositivo, y el análisis de los prototipos; y a través de cada una de sus etapas, se han alcanzado conclusiones importantes que se detallan a continuación.

La simulación por ordenador ha permitido establecer una base teórica sólida para comprender cómo varían la frecuencia y la amplitud del coeficiente de reflexión en función de las dimensiones del bloque, así como de las características del pin de medida y de la porosidad. Un desafío que se ha planteado en este proyecto ha sido la dificultad de optimizar múltiples variables de forma simultánea.

En primer lugar, empleando en el bloque macizo, se ha analizado cómo aumentar la altura del mismo resulta en un incremento de la amplitud en el pico de resonancia, pero una disminución de la frecuencia. En segundo lugar, se ha demostrado que el área de la superficie XY (tomada como superficie superior o perpendicular al pin de medida) es también un factor determinante que modifica los valores del mínimo local de manera inversamente proporcional a la frecuencia y amplitud de resonancia: aumentar el área provoca una disminución tanto en la frecuencia como en la amplitud del coeficiente de reflexión.

Asimismo, las características del pin, tanto su posición con respecto al bloque como sus dimensiones específicas (altura y radio), han resultado ser factores críticos en la respuesta en frecuencia del dispositivo. Se ha concluido que para obtener una señal más efectiva es necesario tener el pin en una posición descentrada si la estructura es simétrica. Además, reducir la altura del pin logra un aumento significativo de la frecuencia de resonancia a pesar de la reducción en su adaptación. Sin embargo, una de las limitaciones que se ha encontrado

en este proyecto es, precisamente, la dimensión del radio del pin de medida, ya que éste está normalizado para cumplir con una determinada impedancia, compatible con el puerto de medida del *VNA*.

Por otro lado, se ha realizado un estudio acerca de la porosidad de la estructura. Primero, se ha demostrado que la masa extraída del bloque, representada por el área superficial de los poros, es el factor diferenciador principal que afecta a la frecuencia y la amplitud del resonador. Desde un punto de vista práctico, la eliminación de masa, ya sea a través de un único poro de gran tamaño o mediante varios poros de menor tamaño, produce resultados equivalentes. Esto presenta una ventaja en cuanto a posibles aplicaciones futuras, ya que permite una gran flexibilidad en los diseños, en función de las necesidades que se presenten. Además, se ha verificado que un aumento en la porosidad de la estructura efectivamente aumenta la frecuencia de resonancia mientras reduce la amplitud, tal y como se supuso al comienzo del proyecto.

La fabricación aditiva, si bien ha sido un elemento clave en este proyecto por permitir adaptabilidad en estructuras complejas de obtener, como lo son las estructuras porosas, ha conllevado también ciertas limitaciones, ya que las imperfecciones en el proceso de fabricación tienen un gran impacto en el funcionamiento electromagnético de los prototipos. Se ha comprobado que los poros no se imprimen de forma completamente uniforme y presentan asimismo material no deseado en algunos poros, lo que puede alterar significativamente las propiedades dieléctricas del bloque, afectando a su pico de resonancia. Las imágenes obtenidas con el microscopio evidencian la variabilidad en el tamaño de los poros.

Durante las medidas, se han observado variaciones notables entre las curvas de los bloques macizos y porosos fabricados y sus respectivas simulaciones. Estas diferencias se han atribuido a las tolerancias de fabricación, a posibles variaciones en las dimensiones del pin y a factores externos del ambiente.

Para terminar, este proyecto ha proporcionado una base sólida para la comprensión del funcionamiento de los bloques resonadores. Se ha cumplido el objetivo principal del estudio,

que era comprobar que una estructura dieléctrica porosa se puede comportar de forma similar a una sólida en términos electromagnéticos. Se ha podido comprobar que se miden resonancias comparables a pesar de extraer poros en la estructura, compatibles con las funciones de los *scaffold*. Esto se utilizará en el futuro para medir variaciones en la estructura y su entorno (degradación y/o regeneración de hueso). Sin embargo, queda un camino considerable por recorrer para optimizar estos dispositivos para aplicaciones prácticas, especialmente en el ámbito de la salud humana.

De cara a posibles trabajos futuros, será necesario continuar con la investigación y análisis del proyecto del IIT, especialmente considerando su potencial y revolucionaria aplicación. Se trata de un proyecto complejo, ya que hay numerosos factores que influyen en cada detalle. Para empezar, el pin debe ser capaz de medir a través de la piel y grasa humanas. Por este motivo, tal vez sea necesario modificarlo e incluir una sonda de campo cercano o una antena. Además, es esencial establecer una relación causa-efecto clara entre todas las posibles variables que pueden generar una variación en el pico de resonancia de la estructura, lo cual requerirá un estudio exhaustivo de todas las posibilidades, que son numerosas y diversas: degradación de la estructura, regeneración del hueso, infecciones... La investigación futura deberá enfocarse asimismo en la precisión de la fabricación y en mejorar los materiales haciendo un estudio de biocompatibilidad.

Capítulo 10. BIBLIOGRAFÍA

- [1] I. Roohani, E. Newsom y H. Zreiqat, «High-resolution vat-photopolymerization of personalized bioceramic implants: new advances, regulatory hurdles, and key recommendations,» *International Materials Reviews*, vol. 68, nº 8, pp. 1075-1097, 2023.
- [2] M. P. Ginebra y C. Canal, «Nuevas tecnologías para el desarrollo de injertos óseos osteoinductivos y antimicrobianos con altas prestaciones,» 2022. [En línea]. Available: <https://www.aei.gob.es/ayudas-concedidas/ayudas-destacadas/proyecto-idi-2019-nuevas-tecnologias-desarrollo-injertos-oseos>. [Último acceso: 13 Junio 2024].
- [3] I. R. Raudales Díaz, «Imágenes diagnósticas: conceptos y generalidades,» *Revista Facultad de Ciencias Medicas*, 2014.
- [4] P. Sofokleous, F. J. Herraiz-Martinez y E. Paz, «Design & manufacturing of dielectric resonators via material extrusion 3D printing using low-cost polymeric/ceramic filaments,» de *8th European Congress on 3D Printing & Additive Manufacturing - 3D Printing*, Amsterdam, 2023.
- [5] A. Marella, T. Yong Lee, D. Hoon Lee, S. Karuthedom, D. Sylva, A. Chawla, A. Khademhosseini y H. Lin Jang, «Engineering vascularized and innervated bone biomaterials for improved skeletal tissue regeneration,» *Materials Today*, vol. 21, nº 4, 2018.

- [6] V. Campana, G. Milano, E. Pagano, M. Barba, C. Cicione, G. Salonna, W. Lattanzi y G. Logroscino, «Bone substitutes in orthopaedic surgery: from basic science to clinical practice,» *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, vol. 25, pp. 2445-2461, 2014.
- [7] «Cambridge Dictionary,» [En línea]. Available: <https://dictionary.cambridge.org/>. [Último acceso: 5 Febrero 2024].
- [8] F. J. Herraiz-Martinez y E. Paz, «3D-printed self-sensing scaffolds for monitoring bone regeneration,» Instituto de Investigación Tecnológica, 2021.
- [9] I. Fernández-Tresguerres Hernández-Gil, M. A. Alobera Gracia, M. del Canto Pingarrón y L. Blanco Jerez, «Bases fisiológicas de la regeneración ósea I. Histología y fisiología del tejido óseo,» *Medicina Oral S.L.*, nº 11, pp. E47-E51, 2006.
- [10] «Diccionario de la Real Academia Española,» [En línea]. Available: <https://dle.rae.es/>. [Último acceso: 3 Febrero 2024].
- [11] W. Rodríguez Escobar y P. A. Naranjo Medina, «Aplicaciones del electromagnetismo en la medicina,» *Ciencia e Ingeniería Neogranadina*, nº 10, pp. 105-118, 2001.
- [12] D. H. Staelin, *Electromagnetics and Applications*, Massachusetts Institute of Technology, 2011.
- [13] C. K. Alexander y M. N. Sadiku, *Fundamentos de circuitos eléctricos*, McGraw Hill Education, 2013.

- [14] P. Mohanan y S. Mridula, «Applications of Dielectric Resonators,» de *Microwave Materials and Applications*, 2017.
- [15] S. Redzwan, «Prospective Applications of Microwaves in Medicine. Microwave Sensors for Orthopedic Monitoring and Burn Depth Assessment,» de *Acta Universitatis Upsaliensis Uppsala*, 2019.
- [16] M. G. Mayani, F. Herraiz-Martínez, J. Matanza, R. Giannetti y C. Rodríguez-Morcillo, «A novel dielectric resonator-based passive sensor for drop-volume binary mixtures classification,» *IEEE Sensors Journal*, vol. 21, nº 18, pp. 20156-20164, 2021.
- [17] M. M. Honrubia, J. Matanza, F. Herraiz-Martínez y R. Giannetti, «Low-cost electronics for automatic classification and permittivity estimation of glycerin solutions using a dielectric resonator sensor and machine learning techniques,» *Sensors*, vol. 23, nº 8, pp. 3940-1 - 3940-15, 2023.
- [18] R. D. Richtmyer, «Dielectric resonators,» *Journal of Applied Physics*, vol. 10, pp. 391-398, 1939.
- [19] A. Petosa, A. Ittipiboon y Y. Antar, «Rectangular Dielectric Resonator Antennas,» de *Dielectric Resonator Antennas*, K. Luk y K. Leung, Edits., Foreword, 2002, pp. 55-89.
- [20] S. Keyrouz y D. Caratelli, «Dielectric Resonator Antennas: Basic Concepts, Design Guidelines, and Recent Developments at Millimeter-Wave Frequencies,» *International Journal of Antennas and Propagation*, vol. 2016, 2016.

- [21] A. Moure, R. Jiménez, C. Alemany y L. Pardo, «Estudio dieléctrico de cerámicas de textura y microestructura controladas con composiciones $(\text{SrBi}_2\text{Nb}_2\text{O}_9)_{1-x}(\text{Bi}_3\text{TiNbO}_9)_x$,» *Boletín de la sociedad española de Cerámica y Vidrio*, 2002.
- [22] O. A. Rosada y J. S. Tamayo, «Evaluación del comportamiento dieléctrico en mezclas de suelo artificial,» Pontificia Universidad Javeriana, 2016.
- [23] P. M. Hernández Castellano, A. Gutiérrez Barcenilla, M. D. Martínez Rivero, M. D. Marrero Alemán, R. Paz Hernández, L. Suárez García y F. Ortega García, «Tecnologías de fabricación aditiva,» *Universidad de las Palmas de Gran Canaria*, nº 3, 2018.
- [24] M. Zahera, «La fabricación aditiva, tecnología avanzada para el diseño y desarrollo de productos,» de *XVI Congreso Internacional de Ingeniería de Proyectos*, 2012.
- [25] A. S. Alagoz y V. Hasirci, «3D printing of polymeric tissue engineering scaffolds using open-source fused deposition modeling,» *Emergent Materials*, vol. 3, pp. 429-439, 2020.
- [26] Q. Yan, H. Dong, J. Su, J. Han, B. Song, Q. Wei y Y. Shi, «A review of 3D printing technology for medical applications,» *Chinese Academy of Engineering and Higher Education Press Limited Company*, 2018.
- [27] J. P. L. Job, «Revisión de las técnicas de fabricación aditiva y sus aplicaciones,» Escuela Superior de Ingeniería y Tecnología Universidad de La Laguna, 2020.

- [28] C. Parulski, O. Jennotte, A. Lechanteur y B. Evrard, «Challenges of fused deposition modeling 3D printing in pharmaceutical applications: where are we now?,» *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 175, 2021.
- [29] G. I. Salentijn, P. E. Oomen, M. Grajewski y E. Verpoorte, «Fused Deposition Modeling 3D Printing for (Bio)analytical DeviceFabrication: Procedures, Materials, and Applications,» *Analytical Chemistry*, vol. 89, pp. 7053-7061, 2017.
- [30] J. Quesada Funes, «Estudio de resonancias electromagnéticas de materiales cerámicos con alta permitividad en el rango de las microondas,» Universidad de Oviedo, 2020.
- [31] M. Mirkhalaf, Y. Men, R. Wang, Y. No y H. Zreiqat, «Personalized 3D printed bone scaffolds: A review,» *Acta Biomateriala*, vol. 156, pp. 110-124, 2023.
- [32] M. A. Velasco Peña y D. A. Garzón Alvarado, «Implantes Scaffolds para regeneración ósea. Materiales, técnicas y modelado mediante sistemas de reacción-difusión,» *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, nº 29, pp. 140-154, 2010.
- [33] Keysight, «Understanding the fundamental principles of vector network analysis,» [En línea]. Available: <https://www.keysight.com/>. [Último acceso: 13 Junio 2024].
- [34] P. F. Manicone, P. R. Iommetti y L. Raffaelli, «An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications,» *Journal of Dentistry*, vol. 35, pp. 819-826, 2007.
- [35] P. Sofokleous, F. J. Herraiz-Martínez, E. Paz, E. Márquez-Segura, P. Padilla y M. Pérez-Escribano, «A 3D-printed Prototype of a Miniturized Top-Metalized

Rectangular Dielectric Resonator Antenna,» de *XXXIX Simposio Nacional de la Unión Científica Internacional de Radio - URSI*, Cuenca, 2024.

[36] A. Corporation, *Vector Network Analyzer Primer MS4640A and 37000D*, 2009.

[37] N. Shoaib, «Vector Network Analyzer (VNA) Measurements and Uncertainty Assessment,» Springer, 2017.

[38] Naciones Unidas, «Objetivos de Desarrollo Sostenible,» 2015. [En línea]. Available: <https://www.undp.org/es/sustainable-development-goals>. [Último acceso: 10 Abril 2024].

ANEXO I: ALINEACIÓN CON ODS

El proyecto se alinea con varios Objetivos del Desarrollo Sostenible (ODS) [38] establecidos por las Naciones Unidas. A continuación, se describen los principales ODS con los que el proyecto está alineado:

ODS 3. SALUD Y BIENESTAR

El proyecto contribuye principalmente al ODS 3 al desarrollar una tecnología innovadora en el ámbito de la ingeniería biomédica. La tecnología propuesta minimiza la exposición de los pacientes a radiación ionizante y busca mejorar la monitorización de la regeneración ósea, lo que impacta positivamente en la salud y bienestar de los pacientes.

ODS 9. INDUSTRIA, INNOVACIÓN E INFRAESTRUCTURA

El uso de tecnologías avanzadas como la impresión 3D para fabricar estos dispositivos biomédicos y el mismo diseño innovador de los mismos refleja el compromiso con el desarrollo tecnológico.

ODS 12. PRODUCCIÓN Y CONSUMO RESPONSABLES

La fabricación aditiva mediante impresión 3D ofrece una producción eficiente, optimizando de esta manera el uso de recursos, lo que concuerda con los principios de consumo y producción responsables.