



MASTER UNIVERSITARIO EN INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIONES

TRABAJO FIN DE MASTER

Optimización con material de impresión 3D de un
sensor dieléctrico para la caracterización de líquidos
con aplicación en la biomedicina

Autor: Lara Martínez Valledor

Directores: Francisco Javier Herraiz Martínez y Javier Matanza
Domingo

Madrid

Declaro, bajo mi responsabilidad, que el Proyecto presentado con el título
Optimización con material de impresión 3D de un sensor dieléctrico para la caracterización
de líquidos con aplicación en la biomedicina

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

curso académico 2010/21 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.

Fdo.: Lara Martínez Valledor

Fecha: 25/08/2021

Autorizada la entrega del proyecto

EL DIRECTOR DEL PROYECTO

Fdo.: Francisco Javier Herraiz Martínez y Javier Matanza Domingo

Fecha: 25/08/2021

OPTIMIZACIÓN CON MATERIAL DE IMPRESIÓN 3D DE UN SENSOR DIELECTRICO PARA LA CARACTERIZACIÓN DE LÍQUIDOS CON APLICACIÓN EN LA BIOMEDICINA

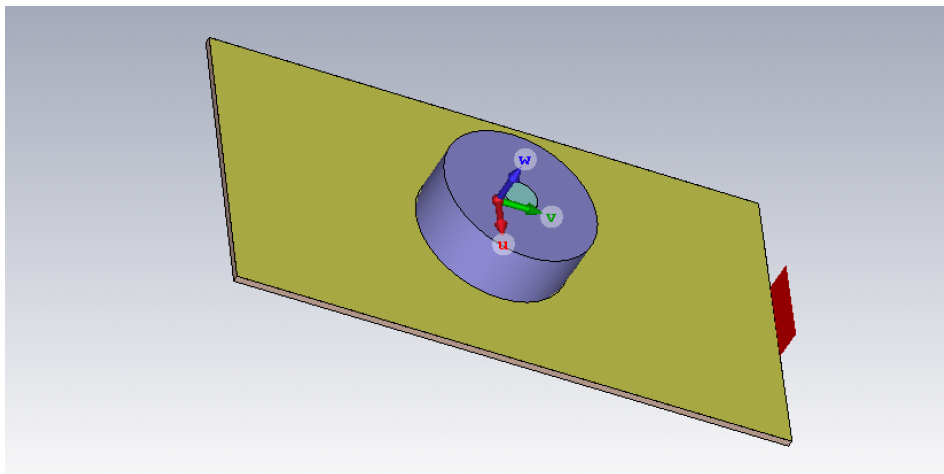
Autor: Martínez Valledor, Lara

Directores: Herraiz Martínez, Francisco Javier y Matanza Domingo, Javier

Entidad Colaboradora: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

RESUMEN DEL PROYECTO

Este proyecto ha desarrollado y analizado la posibilidad del uso de tecnología de impresión 3D en la fabricación de sensores dieléctricos resonadores para la caracterización de líquidos con aplicación en biomedicina.



Palabras clave: Sensor dieléctrico, Resonador cerámico, Impresión 3D, ABS, Biomedicina, Bioingeniería

1. Introducción

El contexto en el que surge este proyecto es de una necesidad cada vez más palpable de disponer de métodos de diagnóstico médico más rápidos y baratos. No solo es útil para enfermedades como el cáncer, sino también, como hemos vivido recientemente con el covid-19, para el freno y tratamiento de enfermedades contagiosas. La medicina preventiva apuesta por el desarrollo de sistemas que permitan el cribado de la población como medida para la prevención de enfermedades.

Por otro lado, el auge de la fabricación con impresión 3D, que cada vez se está aplicando a campos más diversos, ha surgido como una apuesta a futuro como una alternativa de fabricación cada vez más accesible, barata y rápida.

2. Definición del Proyecto

El proyecto se basa en el estudio tecnología de impresión 3D y simulación mediante software digital de las respuestas en frecuencia ante un cambio de material de fabricación del resonador en un sensor pasivo.

Para conseguir este objetivo surgen varios hitos:

1. Estudio de las necesidades y requerimientos del sector.
2. Análisis de los modelos actuales para métodos de cribado.
3. Estudio de las tecnologías de impresión 3D actuales y de los materiales usados.
4. Elección del material de impresión 3D adecuado para el proyecto.
5. Simulación digital y análisis de resultados del uso del material de impresión 3D en el modelo.
6. Estudio de ventajas y comparativo de costes entre los modelos.

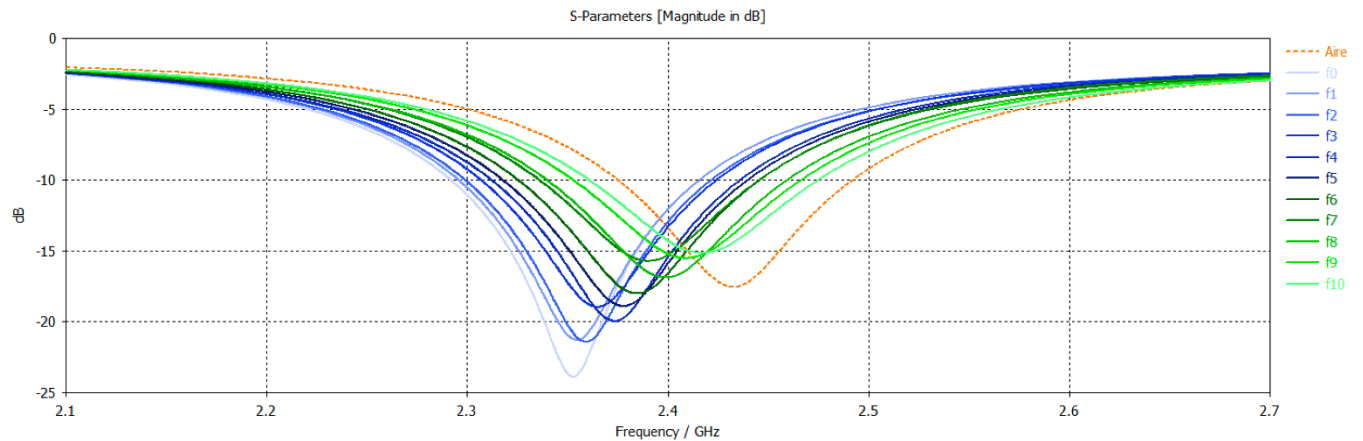
3. Descripción del modelo

El sensor final presenta un resonador hecho con filamento ABS para tecnología FDM de impresión 3D alimentado con ondas microondas para la caracterización de sustancias químicas en líquidos.

4. Resultados

Las pruebas realizadas a cabo se llevaron a cabo para filamento con permitividades de entre 2 y 15. Y los resultados fueron muy positivos para permitividades altas. En general, el sensor presenta una respuesta en frecuencia mejor cuanto mayor es la permitividad, un volumen más bajo, tiempo de impresión más bajo y, aunque el precio por gramo del filamento es mayor para permitividades altas, al ser más pequeño el diseño el precio final por producto también es más bajo para permitividades altas.

Las simulaciones realizadas se han hecho para $\epsilon_r = 12$ y 15 y concentraciones de etanol-agua del 0-100%. Se verifica que para filamentos con altas permitividades relativas existe un cambio de frecuencia mayor de 1MHz para distintas concentraciones de sustancias disueltas en un líquido y que, por lo tanto, es posible la su caracterización.



5. Conclusiones

Como resultado tenemos un sensor pasivo que permite la caracterización de líquidos con aplicación en medicina de bajo coste, pequeño, sencillo de usar y fácilmente reproducible en masa.

El diseño mediante filamentos de impresión 3D presenta una serie de ventajas respecto a los resonadores cerámicos: mayor oferta y, por tanto, disponibilidad, mayor rapidez de fabricación y menor coste.

Tras haber realizado el estudio comparativo de coste se puede concluir que la estructura con impresión 3D presenta una respuesta suficientemente buena para sustituir al material cerámico a un precio que se podría reducir en más del 50%.

OPTIMIZATION WITH 3D PRINTING MATERIAL OF A DIELECTRIC LIQUIDS CHARACTERIZATION SENSOR FOR BIOMEDICINE APPLICATIONS

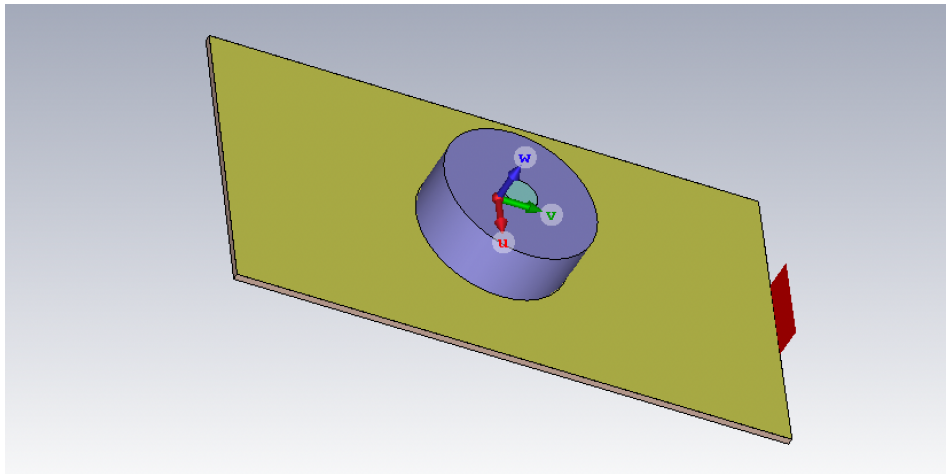
Author: Martínez Valledor, Lara

Supervisor: Herraiz Martínez, Francisco Javier y Matanza Domingo, Javier

Collaborating Entity: ICAI – Universidad Pontificia Comillas

ABSTRACT

This project has developed and analyzed the possibility of using 3D printing technology in the fabrication of dielectric resonator sensors for the characterization of liquids with application in biomedicine.



Keywords: Dielectric Sensor, Ceramic Resonator, 3D Printing, ABS, Biomedical, Bioengineering, Bioengineering

1. Introduction

The context in which this project arises is an increasingly need for faster and cheaper medical diagnostic methods. This is not only useful for diseases such as cancer, but also, as we have recently experienced with covid-19, for stopping the propagation and treating contagious diseases. Preventive medicine is committed to the development of systems that allow population screening as a measure to prevent diseases.

On the other hand, the rise of 3D printing manufacturing, which is being applied to more and more diverse fields, has emerged as a future bet as an increasingly accessible, cheap and fast manufacturing alternative.

2. Project Definition

The project studies 3D printing technology and simulates with digital software the frequency responses to a change of the resonator manufacturing material in a passive sensor.

In order to achieve this objective, several milestones arise:

1. Study of the needs and requirements of the sector.
2. Analysis of the current models for screening methods.
3. Study of current 3D printing technologies and materials used.
4. Choice of the appropriate 3D printing material for the project.
5. Digital simulation and analysis of results for the 3D printing material use in the model.
6. Study of advantages and comparative costs between the models.

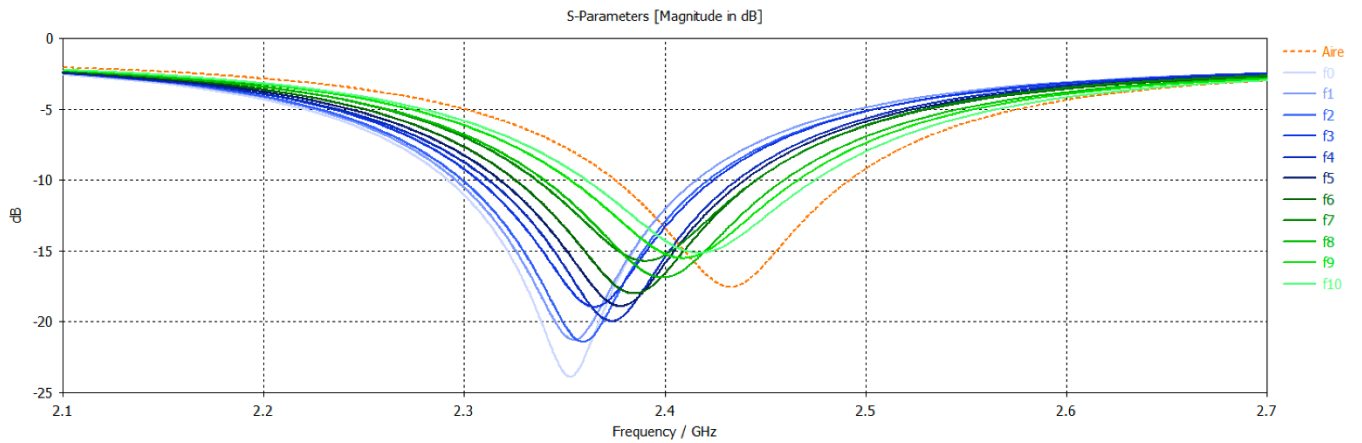
3. Model Description

The final sensor presents a resonator made with ABS filament for 3D printing FDM technology fed with microwave waves for characterization of chemicals in liquids.

4. Results

The tests were carried out for filament with permittivities between 2 and 15 and the results were very positive for high permittivities. In general, the sensor presents a better frequency response, lower volume, lower printing time and cost for higher permittivity. Although the price per gram of filament is higher for high permittivities, as the design is smaller the final price per product is also lower for high permittivities.

The simulations performed have been made for $\epsilon_r = 12$ y 15 and ethanol-water concentrations from 0 to 100%. It is verified that for filaments with high relative permittivities there is a frequency shift greater than 1MHz for different concentrations of substances dissolved in a liquid and that, therefore, characterization is possible.



5. Conclusions

As a result, we obtain small, easy-to-use, mass reproducible and low-cost passive sensor for liquid characterization in medical applications.

The design using 3D printed filaments has numerous advantages over ceramic resonators: greater suppliers and, therefore, availability, faster manufacturing and lower cost.

After having carried out the comparative cost study, it can be concluded that the 3D printed structure presents a sufficiently good response to replace the ceramic material at a price that could be reduced by more than 50%.

Índice de la memoria

Capítulo 1. Introducción.....	9
1.1 Motivación del proyecto	10
1.1.1 Medición de la concentración de electrolitos	11
1.1.2 Diagnóstico de enfermedades metabólicas congénitas	13
1.1.3 Propiedades de los tejidos cancerígenos	14
Capítulo 2. Descripción de las Tecnologías	17
Capítulo 3. Estado de la Cuestión	19
3.1 Sensores de ondas microondas para la caracterización de líquidos.....	20
3.2 Resonadores dieléctricos para la caracterización de líquidos	22
3.3 Últimos avances	22
Capítulo 4. Definición del Trabajo	23
4.1 Justificación	23
4.2 Objetivos	23
4.3 Metodología	24
4.3.1 Modelo inicial	24
4.3.2 Modelo propuesto	25
Capítulo 5. Estudio y elección del material de impresión 3D	26
5.1 Análisis y comparativa de las principales técnicas de impresión 3D	28
5.2 Elección de la tecnología de impresión para la construcción del resonador	30
5.3 Elección del material de fabricación para la construcción del resonador.....	31
Capítulo 6. Simulación del modelo y análisis de resultados	33
6.1 Optimización del modelo para el cambio del material del resonador dieléctrico sin muestra.....	35
6.1.1 Parámetros de la simulación y cómo afectan a los resultados obtenidos	35

6.1.2 Simulaciones para filamentos comunes	38
6.1.3 Simulaciones para filamentos de alta permitividad	39
6.1.4 Cálculo del coste y tiempos de impresión	41
6.1.5 Resumen de las principales características de los filamentos estudiados	42
6.2 Estudio del modelo para el cambio del material del resonador dieléctrico con muestra de etanol-agua	43
6.2.1 Modelado de la muestra etanol-agua	43
6.2.2 Simulaciones para filamentos de alta permitividad de la muestra etanol-agua	46
Capítulo 7. Ventajas del modelo y comparación de coste	50
Capítulo 8. Posibles aplicaciones.....	52
Capítulo 9. Conclusiones y trabajos futuros.....	53
9.1 Trabajos futuros.....	54
9.1.1 Análisis y medición en laboratorio	54
9.1.2 Estudio de características en la fase de diseño de impresión y análisis del efecto en frecuencia	54
Capítulo 10. Objetivos Desarrollo Sostenible.....	57
Capítulo 11. Bibliografía	59
ANEXO A: Script Python.....	64

Índice de figuras

Ilustración 1 - Incidencia estimada de tumores en la población mundial para los años 2020 y 2040 por sexo. (GLOBOCAN).....	14
Ilustración 2 - Constante dieléctrica medida en función de la frecuencia en muestras de tejidos mamarios normales figura de la izquierda, y muestras con presencia tumoral de cáncer de mama, figura de la derecha ([11])	16
Ilustración 3 - Imagen de ejemplo programa CST Studio	17
Ilustración 4 - Imagen de ejemplo programa Ultimaker Cura (Google)	18
Ilustración 5 - Tiempo transcurrido desde la última mamografía según grupo de edad. (ENSE, MSBCS/INE)	19
Ilustración 6 – Ejemplo de sensor sumergible (Google)	21
Ilustración 7 – Ejemplo de resonadores de anillo “Split Ring Resonator” plano, a la izquierda, y con volumen, derecha (Google).....	21
Ilustración 8 - Sensor pasivo basado en un resonador dieléctrico ([25]).....	24
Ilustración 9 - Ventajas percibidas por los usuarios de impresión 3D ([27]).....	27
Ilustración 10 – Modelo inicial del sensor en CST Studio	33
Ilustración 11 – Esquema inicial del sensor ([25])	34
Ilustración 12 - Respuesta en frecuencia del modelo inicial del sensor	34
Ilustración 13 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 5-12$ y $\tan(\delta)=0,0036-0,0029$	36
Ilustración 14 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r=10$ y $\tan(\delta)=0,003$ con variación de la altura del resonador	37
Ilustración 15 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r=10$ y $\tan(\delta)=0,003$ con variación del radio del resonador	37
Ilustración 16 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS con variación de la altura del depósito para la muestra	38
Ilustración 17 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS con variación de la pista de microstrip	38

Ilustración 18 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 2-4$	38
Ilustración 19 - Respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm 0,05\text{GHz}$ con filamento ABS para $\epsilon_r = 4-15$ y $\tan(\delta)=0,0043-0,0018$	39
Ilustración 20 - Oferta de materiales de impresión 3D del proveedor PREPERM ([36]) ...	40
Ilustración 21 - Imagen del software Ultimaker Cura con el resonador de filamento ABS	41
Ilustración 22 - Permitividad relativa y tangente de pérdidas calculadas para distintas concentraciones de etanol/agua entre 0-100%.....	45
Ilustración 23 - Respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm 0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 15$ y $\tan(\delta)=0,0018$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire	46
Ilustración 24 - Respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm 0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 12$ y $\tan(\delta)=0,0029$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire	48
Ilustración 25 - Modelo final del sensor en CST Studio	49

Índice de tablas

Tabla 1 – Resumen de propiedades de las técnicas de impresión 3D: FDM/FFF, SLA, SLS y DLP (I).....	29
Tabla 2 - Resumen de propiedades de las técnicas de impresión 3D: FDM/FFF, SLA, SLS y DLP (II)	30
Tabla 3 – Resumen de propiedades de los materiales de impresión 3D.....	31
Tabla 4 – Parámetros de la respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 5-12$ y $\tan(\delta)=0,0036-0,0029$	36
Tabla 5 - Parámetros de la respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm 0,05\text{GHz}$ con filamento ABS para $\epsilon_r = 4-15$ y $\tan(\delta)=0,0043-0,0018$	39
Tabla 6 - Parámetros para el cálculo del coste por unidad tras la optimización del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 4-15$ y $\tan(\delta)=0,0043-0,0018$	41
Tabla 7 - Resumen de parámetros tras la optimización del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 4-15$ y $\tan(\delta)=0,0043-0,0018$	42
Tabla 8 - Resultados obtenidos del cálculo de la permitividad relativa del agua y el etanol	44
Tabla 9 - Resultados obtenidos de permitividad relativa y tangente de pérdidas calculadas para distintas concentraciones de etanol/agua entre 0-100%	45
Tabla 10 – Parámetros de la respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm 0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 15$ y $\tan(\delta)=0,0018$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire.....	46
Tabla 11 - Parámetros de variación de la respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm 0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 15$ y $\tan(\delta)=0,0018$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire.....	47
Tabla 12 - Parámetros de la respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm 0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 12$ y $\tan(\delta)=0,0029$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire.....	48

Tabla 13 - Mapa de calor del precio del resonador con material ABS para $\epsilon_r = 3-15$ y porcentajes de relleno entre 0-100%	51
Tabla 14 - Mapa de calor en gramos necesarios para la fabricación del resonador con material ABS para $\epsilon_r = 3-15$ y porcentajes de relleno entre 0-100%.....	55
Tabla 15 - Mapa de calor en horas del tiempo de fabricación del resonador con material ABS para $\epsilon_r = 3-15$ y porcentajes de relleno entre 0-100%.....	55

Índice de ecuaciones

Ecuación 1	43
Ecuación 2	44
Ecuación 3	44
Ecuación 4	44

Acrónimos

- ABS (*Acrylonitrile Butadiene Styrene*): acrilonitrilo butadiene estireno
- PLA (*Polylactic Acid*): ácido poliláctico
- LUT (*Liquid Under Test*): líquido de muestra

Capítulo 1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, con el incremento mundial de enfermedades como el cáncer y enfermedades cardiovasculares y congénitas, la medicina preventiva y con ella la investigación en el campo de la bioingeniería no han hecho más que crecer en interés.

Pruebas básicas de laboratorio como puede ser la medición de gases sanguíneos, sangre u orina pueden indicar la presencia de enfermedades o desajustes que, de detectarse con tiempo y junto con un tratamiento preventivo puede significar, no solo un menor gasto de recursos en tratamientos, operaciones e intervenciones posteriores, sino ser un factor decisivo para el paciente.

Desde finales del siglo XIX, han comenzado a surgir muchos estudios relativos a la aplicación de principios de ingeniería en la medicina como puede ser el estudio del comportamiento electromagnético de sustancias biológicas. Los estudios han demostrado la existencia de propiedades eléctricas y la dependencia de la frecuencia de algunas sustancias químicas y biológicas. En esta línea, han surgido investigaciones sobre la posibilidad de utilizar sensores de microondas de caracterización de líquidos como posible aplicación en la biomedicina.

Sin embargo, el problema al que se enfrenta esta investigación es la falta de recursos, un alto coste y unas necesidades muy exigentes: sistemas sencillos, rápidos y baratos para poder llegar al mayor número de personas posibles sin gastar excesivos recursos.

Este trabajo presenta la optimización con material de impresión 3D de sensores dieléctricos resonadores para la caracterización de líquidos con aplicación en la biomedicina como una posible alternativa para desarrollar técnicas de diagnóstico rápidas y baratas, de manera que puedan producirse en masa y además a un coste bajo.

1.1 MOTIVACIÓN DEL PROYECTO

La pandemia del covid-19, no ha hecho más que resaltar, no solo la vulnerabilidad del cuerpo humano, sino también la necesidad de aplicar la tecnología para técnicas de prevención y diagnóstico que sean sencillas y baratas. En pocos meses después del decreto de la pandemia, ya empezaron a surgir test para el cribado de la población y, como se ha podido demostrar, la importancia de disponer de pruebas que se puedan fabricar masivamente ha sido vital y decisivo para frenar la propagación del virus y el tratamiento de los enfermos en las primeras fases de contagio del virus.

La medicina preventiva apuesta por el uso de tecnologías de cribado también aplicado a otras enfermedades. El objetivo de estas pruebas es detectar enfermedades en fases tempranas, antes de que causen síntomas cuando todavía son fáciles de tratar. Sin embargo, en muchos casos aun no son posibles por la falta de avance tecnológico de los métodos de detección.

Diversos organismos e instituciones han elaborado recomendaciones sobre enfermedades que pueden actualmente abordarse mediante sistemas de cribado. Por ejemplo, existe un proyecto global del Centro Internacional de Investigación del Cáncer (CIIC) que tiene como objetivo recopilar información sobre características y resultados de programas de cribado en todo el mundo para fomentar la participación en dichos programas [1]. O, por ejemplo, la estrategia en cáncer del Sistema Nacional de Salud de España para 2021 [2].

Para tener éxito las pruebas deben ser:

- Simples: para que no sea necesaria una formación exhaustiva.
- Fiable: debe cumplir con los criterios de sensibilidad necesarios para poder realizar un diagnóstico lo más acertado posible.
- De bajo coste: para poder llegar al mayor número de personas posibles. Una tecnología barata para la fabricación en masa, y a un bajo coste para que sea accesible al usuario final.

- Rapidez: tanto de realizar como de interpretar. Si el procesamiento es complicado, implicará un mayor gasto en recursos y la demora de la detección y diagnóstico.
- Segura y aceptada: tanto por los pacientes como por los profesionales sanitarios que le llevan a cabo.

A continuación, se presentan algunos ejemplos, entre otros, de campos en los que se podría aplicar sistemas de cribado mediante la caracterización de sustancias biológicas.

1.1.1 MEDICIÓN DE LA CONCENTRACIÓN DE ELECTROLITOS

Los electrolitos son sustancias químicas que se encuentran en nuestro organismo presentes en la sangre, en los tejidos, la orina y otros líquidos del cuerpo. La característica principal de estos electrolitos es que contienen iones libres, lo que hace que se comporten como conductores eléctricos y que, por tanto, se vean afectados por campos eléctricos.

Los principales electrolíticos que pueden encontrarse en el cuerpo humano son el sodio (Na^+), potasio (K^+), calcio (Ca^{2+}), magnesio (Mg^{2+}), cloruro (Cl^-) y fósforo. Todos los humanos almacenan estos electrolitos en su cuerpo, obtenidos a partir de los alimentos y líquidos. Son esenciales en el cuerpo ya que participan en algunas funciones vitales como en el control de la presión arterial, hidratación del cuerpo, funcionamiento de los nervios y de órganos y músculos, ayudan a transportar nutrientes y a eliminar desecho a las células.

El balance de electrolitos en el cuerpo, por regla general, se mantiene de manera natural. Sin embargo, existen ocasiones en las que se producen desequilibrios en el balance de estos. Algunas veces estos desequilibrios pueden traer consigo síntomas evidentes como, por ejemplo: fatiga, náuseas, vómitos, latidos irregulares, calambres o debilidad muscular, confusión u entumecimiento. [3]. Sin embargo, en ocasiones estos desequilibrios pueden pasar desapercibidos sin síntomas evidentes.

Las causas pueden deberse a una gran diversidad de motivos, algunos de ellos no son preocupantes como puede ser una leve deshidratación ocurrida después de realizar un gran

esfuerzo físico. Pero, en ocasiones, puede surgir de forma más severa y puede ser indicativo de un trastorno fisiológico grave.

Por ejemplo, la hipercalcemia, es decir, la presencia excesiva de calcio dentro de la sangre puede ser causada por enfermedades renales, trastornos de tiroides, determinadas enfermedades pulmonares como la tuberculosis, o ciertos tipos de cáncer como el cáncer de pulmón y el cáncer de mama. Mientras que, la hipocalcemia, la deficiencia de calcio en la sangre, puede ser causada por fallos de riñón, hipertiroidismo, cáncer de próstata, etc.

Varios estudios realizados en pacientes hospitalizados afirmaban la relación entre un desorden de sodio en el cuerpo con la mortalidad. En un estudio realizado sobre 14239 pacientes se vio que la mortalidad tenía una distribución en U para aquellos pacientes con niveles de sodio <125 y >140 mmol/l y se concluía que es un indicador inicial de mortalidad en pacientes hospitalarios. [4] [5].

Los métodos usados para la medición de la concentración de estos electrolitos en agua, sangre u otro líquido son los siguientes:

- La fotometría de emisión de llama: es una de las técnicas más antiguas, pero más utilizadas. Esta técnica se basa en la medición de la intensidad y longitud de onda emitida al introducir la muestra de suero u orina en una llama controlada. Sin embargo, este método tiene varios inconvenientes: bajo rendimiento, debido a que requiere operación manual, y alto tiempo de ejecución.
- La medición mediante electrodos selectivos de iones (ISE): se trata de un método más novedoso, versátil y fácil de usar que se basa en la medición de diferencia de potencial entre una muestra de referencia y la muestra de estudio. Aunque este método si es más rápido que el anterior el tiempo de respuesta sigue siendo alto ya que requiere procesamiento en el laboratorio.
- Gasometría arterial: es una técnica de medición respiratoria que permite determinar parámetros como el pH, presión arterial y también la concentración de sodio, potasio,

cloro... La ventaja que los resultados son inmediatos, sin embargo, al tratarse de un instrumento médico avanzado el coste de una máquina es muy elevado.

Estas técnicas, aunque útiles, tienen la problemática de no encontrar un equilibrio entre bajo tiempo y bajo coste.

1.1.2 DIAGNÓSTICO DE ENFERMEDADES METABÓLICAS CONGÉNITAS

Según un estudio realizado se puede diagnosticar trastornos genéticos del metabolismo en recién nacidos. Según la Organización Mundial de la Salud, afecta a un total entre el 2%-5% de la población mundial, representan hasta el 30% de los ingresos hospitalarios pediátricos y causan alrededor del 50% de las muertes infantiles en países industrializados. [6]

Un estudio realiza en individuos nacidos en Estados Unidos afirmó que, dentro de las enfermedades genéticas, las metabólicas pueden tener una tasa incluso superior a 1 de cada 1.000 recién nacidos. Sin embargo, son muy pocas las enfermedades metabólicas que producen síntomas en neonatos por lo que, cabe pensar, que la suma mayoría de ellas no son detectadas. Llevar a cabo test de laboratorio sencillos, como puede ser la medición de gases sanguíneos, orina o sangre pueden indicar la necesidad de realizar estudios genéticos bioquímicos más avanzados. Estas pruebas son importantes para detectar errores congénitos e iniciar un tratamiento que pueda reducir la gravedad de este tipo de enfermedades desde el inicio [7].

En España, se realizan cribados neonatales a los recién nacidos, la prueba se realiza mediante un análisis de sangre para detectar enfermedades de mal funcionamiento del metabolismo. Sin embargo y, como cabe esperar, no se puede realizar un seguimiento exhaustivo de todos los recién nacidos durante los siguientes meses [8].

La diferencia de concentraciones entre aniones y cationes, lo que se conoce como la “Brecha Aniónica”, puede ser un indicador. Una disminución en la brecha aniónica puede deberse a hipoalbuminemia, falta de una proteína de la sangre que puede deberse a

enfermedades hepáticas, disfunciones renales, ciertas condiciones cardíacas, problemas de estomago o incluso ciertos cánceres o enfermedades como sarcoma.

Un aumento de la brecha aniónica se suele deber al aumento de determinados ácidos en el cuerpo, por ejemplo, el ácido láctico. La mayoría de las veces el aumento del ácido láctico se debe a una inadecuada circulación o disminución del suministro de oxígeno causado por insuficiencias cardíacas, hipertensión pulmonar o anemias graves.

1.1.3 PROPIEDADES DE LOS TEJIDOS CANCERÍGENOS

El cáncer sigue siendo líder en principales causas de mortalidad en el mundo. El número de nuevos casos no hace más que aumentar anualmente. Según GLOBOCAN (Global Cancer Observatory) en 2020 se diagnosticaron aproximadamente 19,3 millones de casos nuevos en todo el mundo y para 2040 esta cifra se habrá elevado a los 30,2 millones.

[1]

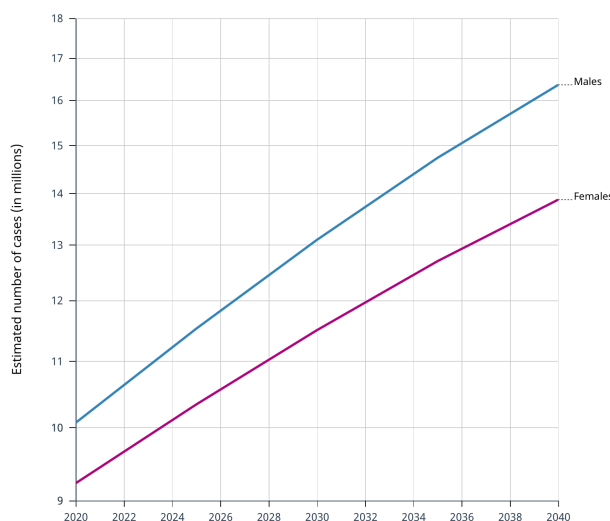


Ilustración 1 - Incidencia estimada de tumores en la población mundial para los años 2020 y 2040 por sexo. (GLOBOCAN)

En la actualidad la detección de cáncer suele implicar la realización de ecografías, resonancias magnéticas y rayos X. Estas son las técnicas mas extendidas a nivel mundial para la detección de tumores, si bien tienen sus desventajas:

- Las ecografías dependen de la habilidad y experiencia del médico, por lo que los resultados son muy variables y pueden llevar a diagnósticos no acertados.
- Las resonancias magnéticas implican un procedimiento largo, las máquinas para la realización de las pruebas son grandes y costosas, y, en el caso de las resonancias con contraste, se convierte en un proceso invasivo y con polémicos efectos secundarios en el cuerpo humano.
- Por último, los rayos X, proporcionan resultados a un tiempo bastante bueno a un coste relativamente bajo, pero requiere la exposición a radiación lo que aumenta el riesgo de desarrollo tumoral con el aumento de revisiones repetidas.
- Existen otras técnicas más específicas, normalmente muy intrusivas, caras, como las biopsias, colonoscopias, laparoscopias... y que normalmente se llevan a cabo cuando ya existen indicios de algún tipo de desajuste o problema.

Los científicos estudian nuevas medidas para la prevención y detección temprana del cáncer. Algunas de esas medidas hoy en día incluyen: vacunas, como el caso de la vacuna de papiloma, realización de ecografías, resonancias magnéticas y/o rayos X regulares, estudio de la predisposición genética a algunos tipos de cáncer, e incluso la realización de cirugías preventivas [10]. Sin embargo, las técnicas actuales no permiten la realización de un plan preventivo de la población como sería necesario. Se tratan de técnicas muy efectivas para obtener diagnósticos fiables, pero poco adecuadas para poder realizarse de manera fácil y sencilla en masa. Por tanto, existe un gran interés por el desarrollo de nuevas técnicas sencillas, rápidas y a muy bajo coste, que permitan obtener indicios de la necesidad de estudios más específicos.

A mediados del siglo XX, se descubrió que el tejido tumoral tiene aproximadamente un 25% más de agua que un tejido sano y se comenzó a estudiar las implicaciones que eso tenía sobre las propiedades eléctricas de los tejidos. A raíz de estas investigaciones, se ha demostrado que las propiedades dieléctricas de tejidos cancerígenos varían dependiendo del contenido de agua que estos tengan.

Un estudio de las propiedades eléctricas de los tejidos en cáncer de mama normales, benignos y malignos demostró que la correlación entre la constante dieléctrica y la presencia de células cancerígenas en los tejidos estudiados. En general, se pudo demostrar que las muestras sin presencia tumoral tienen una presencia mas alta de tejidos adiposos, conjuntivo y glandular. En particular, 50 de las 60 muestras contenían solo entre un 0 - 20% de tejido adiposo [11] y esa menor presencia de tejidos adiposos suponía una mayor presencia de agua y por tanto, es indicativo de una mayor probabilidad de presencia de células cancerígenas.

En la ilustración 2, se puede observar el comportamiento en frecuencia de las medidas realizadas sobre los tejidos mamarios. El color varía desde el rojo, correspondiente a muestras con un alto contenido adiposo, al verde, muestras con bajo contenido adiposo.

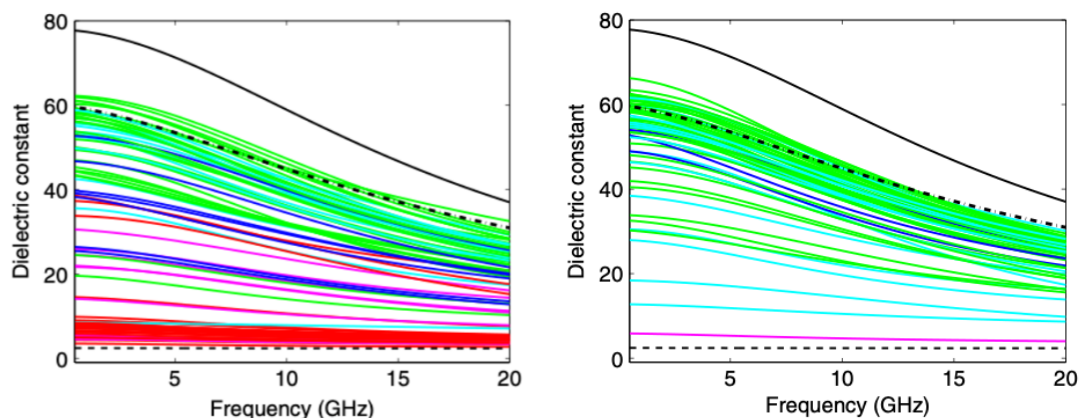


Ilustración 2 - Constante dieléctrica medida en función de la frecuencia en muestras de tejidos mamarios normales figura de la izquierda, y muestras con presencia tumoral de cáncer de mama, figura de la derecha ([11])

Las tres aplicaciones propuestas se pueden medir mediante pruebas de muestras biológicas: electrolitos, gases sanguíneos, orina o sangre, concentración de agua en tejidos o parámetros tumorales en sangre.

Capítulo 2. DESCRIPCIÓN DE LAS TECNOLOGÍAS

CST Studio: es un programa software de análisis electromagnético 3D de alto rendimiento para el diseño y análisis de componentes y sistemas electromagnéticos. Permite realizar simulaciones en tiempo y frecuencia de antenas, filtros y otros componentes. Se ha utilizado el programa CST Studio Suite para realizar las simulaciones y análisis del coeficiente de reflexión S_{11} para conocer la respuesta en frecuencia del sensor. De igual forma, se puede ver los campos magnéticos y eléctricos del dispositivo.

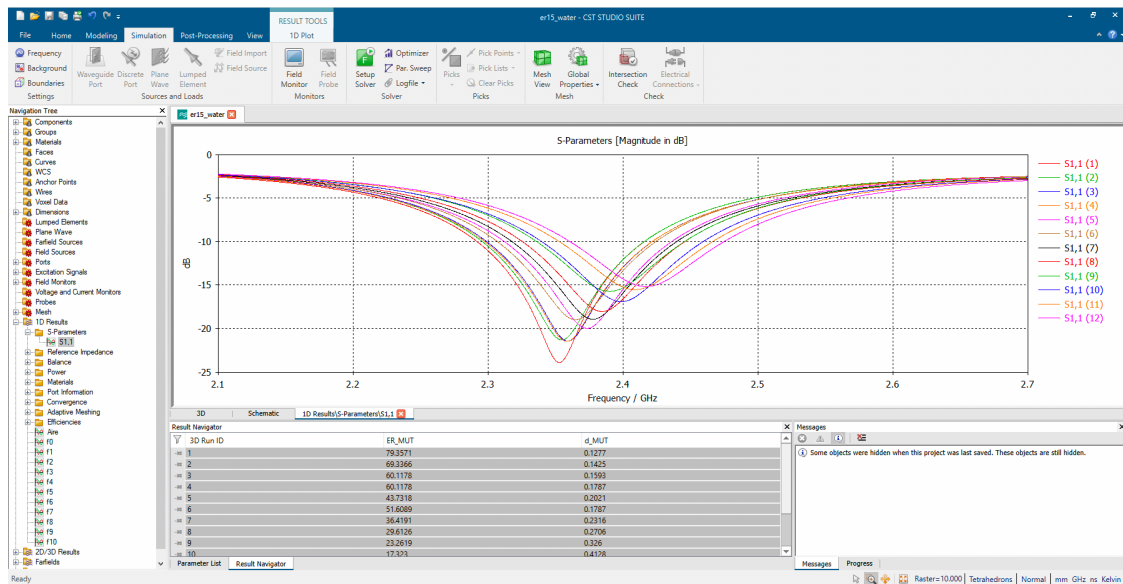


Ilustración 3 - Imagen de ejemplo programa CST Studio

Ultimaker Cura: Se trata de un software para la preparación, simulación y monitorización de procesos de impresión 3D. Para este proyecto, se ha usado en la fase de preparación para el cálculo de gramos, coste y tiempo de impresión.

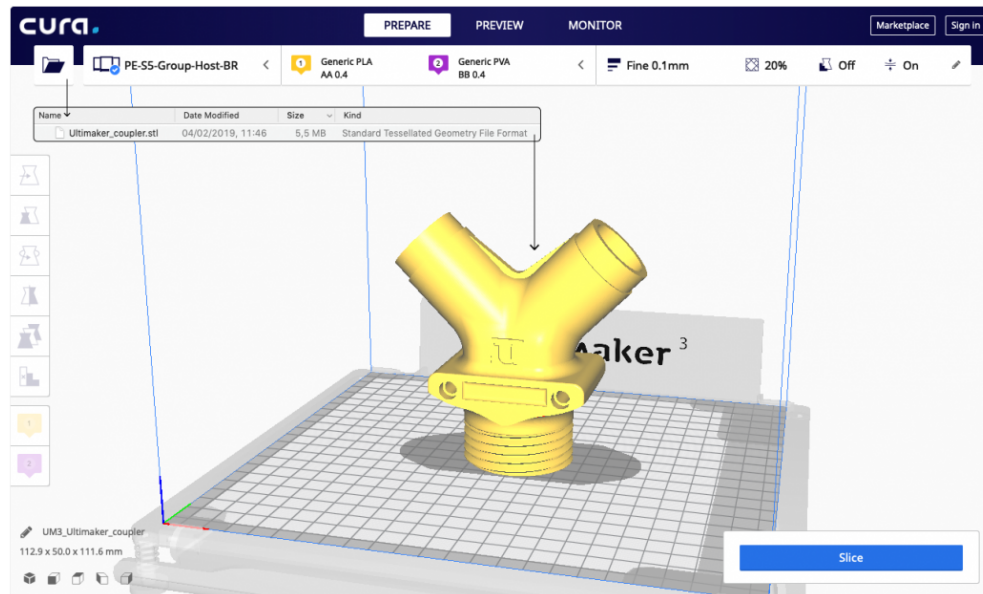


Ilustración 4 - Imagen de ejemplo programa Ultimaker Cura (Google)

Capítulo 3. ESTADO DE LA CUESTIÓN

Actualmente en España solo existen programas de cribado de cáncer de mama, colorrectal y cérvix, y programas de cribado neonatales [12]. Todos ellos están centrados en un sector muy reducido de la población, normalmente en un rango de edad muy determinado y con un seguimiento del paciente inexistente o prácticamente nulo. Como ya se ha comentado, estos programas implican pruebas normalmente intrusivas y costosas tanto en recursos como en tiempo: mamografías, citologías, colonoscopias...

Dentro de la Encuesta Nacional de Salud de España de 2017 se incluyen estadísticas que reflejan la cobertura de estos programas. Las estadísticas muestran que aproximadamente más del 75% de la población femenina menor de 39 años no se ha hecho una mamografía nunca en toda su vida [12] cuando, según la Sociedad Española de Oncología Médica, ha sido el tipo de tumor más frecuente diagnosticado en todo el mundo en 2020 [9].

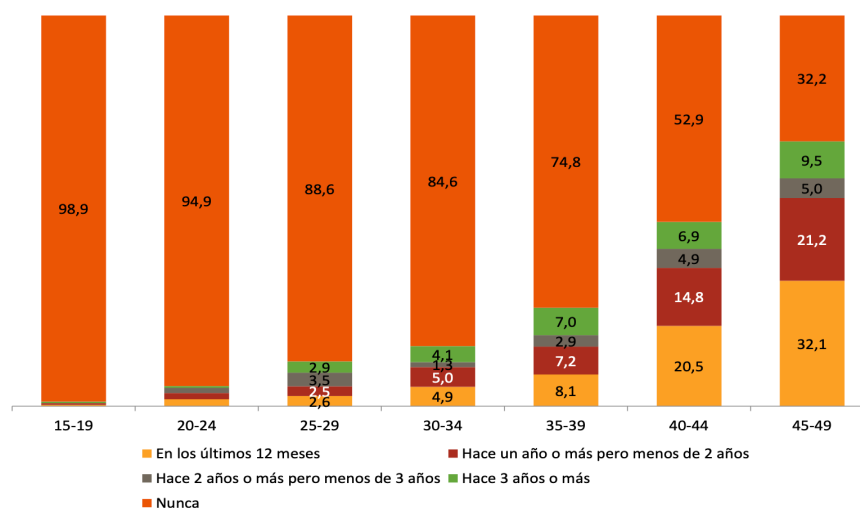


Ilustración 5 - Tiempo transcurrido desde la última mamografía según grupo de edad. (ENSE, MSBCS/INE)

Y, aunque la mamografía, las colonoscopias y este tipo de pruebas médicas, siguen siendo el método más fiable para la detección de enfermedades, una simple muestra de

sangre, orina u otras sustancias corporales ya puede dar indicativos suficientes de un posible problema médico [13].

3.1 SENSORES DE ONDAS MICROONDAS PARA LA CARACTERIZACIÓN DE LÍQUIDOS

Desde hace unos años, han comenzado a surgir estudios para la utilización de sensores de ondas microondas para la caracterización de líquidos con posible aplicación en la medicina: análisis de orina, sangre y otros fluidos. Algunos ejemplos son: estudios de la medición de la concentración de electrolitos [14] [15] y monitorización de indicadores como la glucosa [16], entre otros. A su vez, se ha comenzado a investigar sobre tecnologías e instrumentación en microondas para la caracterización de tejidos [17].

Estos estudios podrían tener aplicación en el desarrollo de programas de cribado ya que, además de sencillos y moderadamente baratos, han obtenido resultados prometedores. La posibilidad de realizar esa caracterización de líquidos se basa en las propiedades dieléctricas de los mismos. Todos los líquidos tienen una serie de propiedades dieléctricas tales como impedancia, permitividad dieléctrica, momento dieléctrico, etc. Las variaciones de unos líquidos a otro en términos de estas propiedades dieléctricas (permitividad eléctrica, tangente de pérdidas, etc.) permiten la caracterización de los mismos.

Para el trabajo con líquidos en el dominio de la frecuencia han surgido estructuras diversas que incorporaban sensores sumergibles [18]. Sin embargo, para aplicación en medicina esta alternativa puede ser no muy acertada debido a que la cantidad de muestra biológica disponible suele ser limitada. De esta manera, se ha desarrollado sensores de microfluidos, si bien, estos son mas caros y complejos, son más adecuados para las aplicaciones relacionadas con la biomedicina [19] [20].



Ilustración 6 – Ejemplo de sensor sumergible (Google)

Algunos de estos estudios, como el presentado anteriormente para microfluidos, utilizan estructuras con carga de líneas microstrip [19] o estructuras de resonancia LC sobre líneas microstrip [21]. Estas estructuras presentan factores de calidad altos y bajas pérdidas, pero, en general, se prefieren los sensores basados en resonadores debido a su mayor precisión dentro de una banda estrecha de medida.

Los estudios mas abundantes hoy en día para la caracterización dieléctrica de líquidos se basan en resonadores de anillo (“*Split Ring Resonator*”) [22][23][24]. Los resonadores de anillo, si bien son una buena opción, sufren de mayor coste y, en general, mayor complejidad que otras alternativas como pueden ser los resonadores dieléctricos.

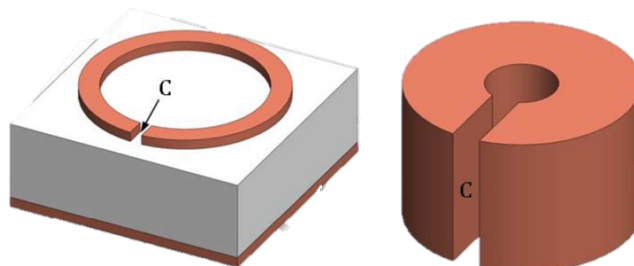


Ilustración 7 – Ejemplo de resonadores de anillo “Split Ring Resonator” plano, a la izquierda, y con volumen, derecha (Google)

3.2 *RESONADORES DIELECTRICOS PARA LA* ***CARACTERIZACIÓN DE LÍQUIDOS***

Los resonadores dieléctricos se caracterizan por tener una permitividad dieléctrica alta y ser capaces de almacenar gran cantidad. La utilización de resonadores dieléctricos los últimos años se ha ceñido, en general, a la construcción de antenas en bandas de frecuencias más altas a las de microondas.

Un estudio reciente ha desarrollado la idea de la realización de un sensor pasivo basado en resonador dieléctrico para la caracterización de líquidos [25]. Se trata de un estudio interesante y novedoso en el campo, y será el punto de partida de este proyecto.

3.3 *ÚLTIMOS AVANCES*

Con el objetivo de desarrollar dispositivos que sean fácilmente reproducidos en masa y que, por lo tanto, tengan una coste y tiempo de fabricación bajo, además de buscar las estructuras más adecuadas para la fabricación, se han buscado otros materiales diferentes a los tradicionalmente ya usados en el mercado. Una de ellas ha sido por ejemplo la utilización de sustratos de bajo coste sobre la estructura ya conocida de resonador de anillo [24]. Otro estudio muy reciente ha realizado una investigación con filamentos PLA con resonadores de anillo recortado (“*Split-Ring Resonator*”) [26].

Este proyecto propone la utilización de materiales de impresión 3D para su estudio y análisis como una nueva alternativa para la sustitución de resonadores dieléctricos para la caracterización de líquidos.

Capítulo 4. DEFINICIÓN DEL TRABAJO

4.1 JUSTIFICACIÓN

El contexto en el que surge este proyecto es de una necesidad cada vez más palpable de disponer de métodos de diagnóstico médico más rápidos y baratos. No solo es útil para enfermedades como el cáncer, sino también, como hemos vivido recientemente con el covid-19, para el freno y tratamiento de enfermedades contagiosas.

La medicina preventiva, que implica tanto la educación en salud como el diagnóstico y tratamiento de enfermedades en etapas tempranas, apuesta por el desarrollo de sistemas que permitan el cribado de la población.

Todo esto unido al auge de la fabricación con impresión 3D, que cada vez se está aplicando a campos más diversos, hace que surja como una apuesta a futuro como una alternativa de fabricación cada vez más accesible, barata y rápida con aplicabilidad a estas nuevas soluciones de diagnóstico.

4.2 OBJETIVOS

El objetivo principal de este proyecto es el estudio de posibles alternativas a los materiales de fabricación tradicionales utilizados en el contexto de los sensores de ondas microondas para aplicaciones en biomedicina mediante la optimización con material de impresión 3D de un sensor dieléctrico resonador de caracterización de líquidos.

Para ello surgen varios hitos principales:

1. Estudio de las necesidades y requerimientos del sector.
2. Análisis de los modelos actuales para métodos de cribado.
3. Estudio de las tecnologías de impresión 3D actuales y de los materiales usados.
4. Elección del material de impresión 3D adecuado para el proyecto.

5. Simulación digital y análisis de resultados del uso del material de impresión 3D en el modelo.
6. Estudio de ventajas y comparativo de costes entre los modelos.

4.3 METODOLOGÍA

Como ya se ha comentado, se parte de un modelo desarrollado de sensor pasivo basado en resonador dieléctrico para la caracterización de líquidos. A partir de ahí, se ha realizado todo el estudio y optimización del modelo.

4.3.1 MODELO INICIAL

El circuito que se va a optimizar en este trabajo ha sido propuesto en el estudio “*A novel dielectric resonator-based passive sensor for drop-volume binary mixtures classification*” por Mahdieh Gholami Mayani, Francisco Javier Herraiz-Martínez, Javier Matanza Domingo, Romano Giannetti y Carlos Rodríguez-Morcillo García [25].

La tecnología propuesta presenta un resonador dieléctrico alimentado por un mecanismo por un mecanismo de acoplamiento de ranura en el plano de masa de una línea de transmisión microstrip. El resultado obtenido es un sensor pasivo alimentado mediante una señal de radiofrecuencia y preparado para funcionar en la banda de 2,45GHz.



Ilustración 8 - Sensor pasivo basado en un resonador dieléctrico ([25])

La frecuencia de resonancia cambia dependiendo de las características electromagnéticas del líquido de prueba. Por tanto, aprovechando esta variación en frecuencia, se puede caracterizar el líquido introducido. La elección de la banda de frecuencia porque se trata de una banda libre, muy usada en aplicaciones inalámbricas y también porque existen muchos componentes que son compatibles.

El cerámico está preparado con un pequeño depósito para contener el líquido de muestra. Se trata de un sensor muy sencillo de usar que se alimentaría mediante un puerto con ondas microondas y solo habría que medir la respuesta en frecuencia producida al introducir la muestra.

El prototipo funciona y los resultados obtenidos se ajustan bastante a las simulaciones realizadas, con una sensibilidad de 718KHz por porcentaje de etanol en agua.

4.3.2 MODELO PROPUESTO

El modelo propuesto propone sustituir el resonador dieléctrico cerámico por un resonador hecho con materiales de impresión 3D. Los materiales cerámicos son muy usados en aplicaciones en radiofrecuencia por su alta constante dieléctrica y sus bajas pérdidas. Sin embargo, la producción de componentes cerámicos también tiene desventajas como son elevados costes, procesamiento a alta temperatura, se suelen exigir tiradas mínimas de cientos, pocos proveedores, etc. La fabricación en impresión 3D ofrece mucha más flexibilidad. En el apartado 8 se recogen las ventajas de fabricación del nuevo modelo y una comparativa de costes.

En el apartado 6 se recogen los resultados de las optimizaciones realizadas para adaptar el resonador dieléctrico a la impresión 3D. En el apartado 6.1 se describe el análisis de la optimización del modelo para el cambio de material. Y en el apartado 6.2, se describe el análisis para la caracterización de líquidos con el nuevo material.

Capítulo 5. ESTUDIO Y ELECCIÓN DEL MATERIAL DE IMPRESIÓN 3D

La impresión 3D está influyendo en la manera de fabricación y producción a nivel mundial. Se trata de un mercado que no ha hecho más que crecer en los últimos años y del cual, según los expertos en la materia, solo estamos viendo actualmente la punta del iceberg. Tal es el impacto que este sector está ocasionando en el mundo tecnológico que se prevé una tercera revolución digital en la fabricación.

La principal consecuencia es la modificación de la cadena de producción tal cual la entendemos ahora, trasladando la fabricación desde la industria, directamente al usuario final, convirtiéndolos directamente en productores.

Esto pone al alcance de cualquier persona la posibilidad de fabricar, en pequeños lotes, prácticamente cualquier cosa (el límite es la imaginación, y las ganas). Se espera que sea un avance no solo para la industria tecnológica sino para muchos otros sectores: la medicina, la automoción, la aeronáutica... Hoy en día incluso se está experimentando en impresión 3D con la fabricación de órganos para trasplantes en humanos [27].

Las consecuencias son tanto positivas como negativas. Por un lado, la fabricación pasaría a ser mucho más personalizable, eficiente evitando prácticamente los inventarios y la acumulación de existencias, barata eliminando los gastos de envíos y transporte con su consecuente impacto positivo medioambiental y, sobre todo, mucho más rápida al consumidor final, sin intermediarios. Uno de los ejemplos más evidentes podría ser la fabricación de piezas de repuesto que se podría hacer de manera fácil y sencilla desde cualquier parte del mundo.

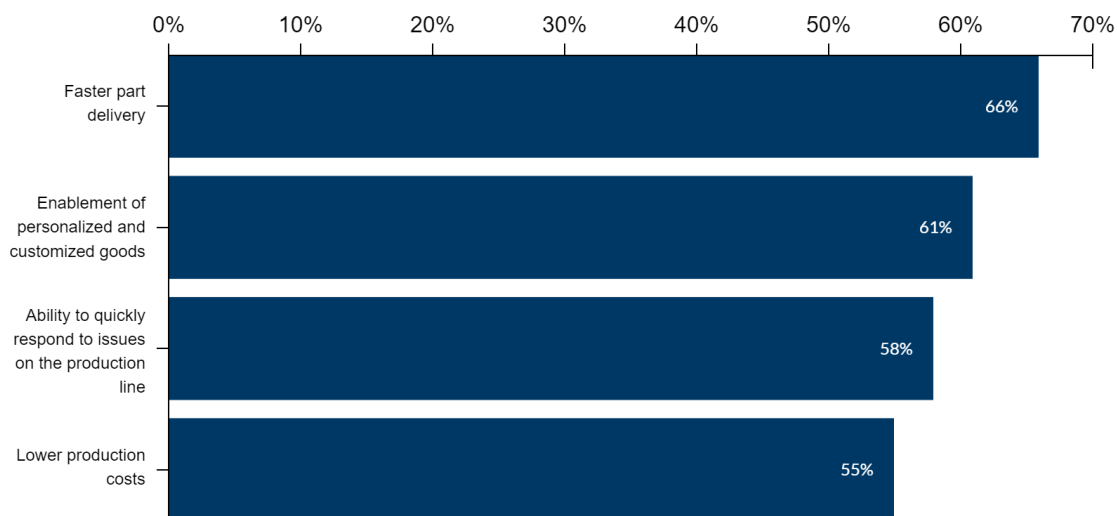


Ilustración 9 - Ventajas percibidas por los usuarios de impresión 3D ([27])

Además, la pandemia del Covid-19 ha puesto en manifiesto la vulnerabilidad de las cadenas de suministro globales. El desarrollo de resiliencia en la cadena de suministros se ha convertido en una de las claves que las empresas se han llevado de este año 2020 y que se convertirá en un objetivo clave para todos los sectores en el futuro. La impresión 3D podría impulsarse, por lo tanto, como un medio para conseguir esta recuperación ante incidentes de la cadena de suministro.

Como en todo, también existen inconvenientes, la dificultad de producir a gran escala, eliminación de puestos de trabajo actuales, los materiales todavía tienen que evolucionar y por tanto todavía pueden ser caros para algunas fabricaciones y también más o menos difíciles de obtener inmediatamente.

El paso a la producción a gran escala y/o los diseños complejos que requieren materiales muy específicos es todavía un reto para la impresión 3D, aunque se espera que explote en los próximos años. Sin embargo, no existe duda que, para impresiones en las cuales no se requieren unas características de resistencia, flexibilidad, dureza o meticulosidad importantes, sino que se valoran otras características como la rapidez, la baratez y sencillez, esta metodología de producción resulta totalmente adecuada.

5.1 ANÁLISIS Y COMPARATIVA DE LAS PRINCIPALES TÉCNICAS DE IMPRESIÓN 3D

Como se ha introducido, en este momento la impresión 3D ha comenzado a posicionarse como una alternativa de alto valor para la producción de objetos. Por todo ello, parece que puede ser interesante su aplicación a la construcción de sensores en electrónica.

Dentro del alcance de este proyecto, se ha realizado un estudio de las distintas técnicas de impresión 3D para determinar cual de ellas sería la más adecuada [28] [29] [30] [31].

Actualmente, las principales técnicas de impresión 3D son las siguientes:

- Impresión por estereolitografía (SLA): es la primera que surgió, se realiza con luz ultravioleta que solidifica una resina líquida sensible a la luz. Las piezas fabricadas en SLA tienen la mayor resolución, precisión y nitidez, se crean uniones químicas mediante la reticulación de fotopolímeros entre las capas, lo que da lugar a piezas totalmente densas y estancas al agua y al aire. El acabado es el más suave de todas las tecnologías de impresión. El uso de la luz en lugar del calor para la impresión se realiza a una temperatura cercana a la ambiente, por lo cual los diseños no sufren de expansión y contracción térmica que pueden producirse durante el proceso de impresión. Sin embargo, los diseños son más frágiles. No es recomendable exponerlos al sol. Se requiere muchas veces post-procesamiento de las piezas.
- Impresión por deposición de material fundido (FDM o FFF): es la más común de todas, la más accesible y la más barata. La técnica consiste en el fundido de un material polímero, que se deposita capa a capa mediante una boquilla en una placa de impresión, donde se enfría y se solidifica, dando forma a la estructura que se haya diseñado. Sin embargo, también supone el que menos resolución y precisión tiene. El proceso FDM tiene la ventaja de que no requiere limpieza; las piezas acabadas sin soporte están listas para su uso, a diferencia del SLA. En general, más rápido que el SLA. Las piezas sufren de expansión y contracción térmica.

- Impresión por procesamiento de luz digital (DLP): es otro tipo de impresión con resina, similar al SLA, pero en este caso se utiliza un proyector como fuente de luz, en vez de un láser. Mucho mas rápida que la SLA, más rápido que FDM, pero también mas caro y más difícil de encontrar.
- Sintetizado selectivo por láser (SLS): Se utiliza un láser, al igual que en el SLA, pero en este caso impacta en un material polvo, lo funde y lo solidifica. Las impresoras SLS pueden utilizar una amplia gama de materiales, siempre en polvo, pero lo más frecuente es que sean poliamidas (normalmente, Nylon PA12) con aditivos, si es necesario, para cambiar propiedades como el color, la resistencia, la flexibilidad, la rigidez, etc. Sigue siendo mas caro que el FDM, pero menos que las de resina. En cuanto a la rapidez de impresión, similar a la de FDM.

En cuanto a los materiales, los filamentos también son relativamente baratos en comparación con los materiales de otras tecnologías de impresión 3D. Los materiales FDM comunes, como el ABS, el PLA y sus diversas mezclas, suelen costar a partir de 50 dólares/kg, mientras que los filamentos FDM especializados para aplicaciones de ingeniería pueden costar entre 100 y 150 dólares/kg. En comparación, la mayoría de las resinas estándar y de ingeniería para las impresoras 3D SLA cuestan entre 149 y 200 dólares por litro.

Tabla 1 – Resumen de propiedades de las técnicas de impresión 3D: FDM/FFF, SLA, SLS y DLP (I)

	Precio	Resolución	Rapidez	Dureza	Variedad propiedades	Post-procesamiento
FDM / FFF	Bajo	Baja	Alta	Media	Bajo	Bajo
SLA	Medio	Alta	Media	Media	Alto	Medio
SLS	Alto	Media-Alta	Baja	Alto	Alto	Medio
DLP	Alto	Media	Alta	Media	Bajo	Alto

Tabla 2 - Resumen de propiedades de las técnicas de impresión 3D: FDM/FFF, SLA, SLS y DLP (II)

Otros		
	Ventajas	Desventajas
FDM / FFF	Porosidad baja Resistencia química, agua y temperatura Volumen de producción alto	Necesita soportes
SLA	Acabado y resolución excelente	Se puede necesitar estructura de soporte Los materiales pueden ser algo tóxicos Volumen de producción medio
SLS	Impresiones duraderas Superficies lisas Piezas móviles No se necesita estructura de soporte: menores restricciones en el diseño	Volumen de producción medio
DLP	Resolución excelente Volumen de producción alto para piezas grandes con poco detalle	Volumen de producción medio para piezas pequeñas

5.2 ELECCIÓN DE LA TECNOLOGÍA DE IMPRESIÓN PARA LA CONSTRUCCIÓN DEL RESONADOR

Las especificaciones de fabricación principales requeridas para nuestro sensor son:

- Bajo coste
- Volumen de producción alto: tiempo de fabricación bajo
- No se requiere diseños con mucho detalle

Las tecnologías de SLS y DLP se han descartado por motivos de precio, mayor dificultad para encontrar los materiales y además mayor dificultad para producción a gran escala. Ambas tecnologías resultan más adecuadas para aplicaciones como joyería, dental o audífonos, para el diseño de estructuras con mucho más detalle y que requieren una precisión mucho mayor sobretodo por cuestiones estéticas.

En referencia a las otras dos técnicas restantes, tanto el FDM como el SLA pueden ser válidos para la fabricación de este tipo de resonadores. Si bien en ocasiones la producción con tecnología SLA puede ser más lenta, para un alto volumen de producción los tiempos se

asemejan. Sin embargo, como una de las premisas principales para el diseño es el precio se ha decidido elegir la fabricación con FDM que hoy en día sigue siendo la opción de más bajo precio.

5.3 ELECCIÓN DEL MATERIAL DE FABRICACIÓN PARA LA CONSTRUCCIÓN DEL RESONADOR

Para la elección del filamento de fabricación se ha hecho un breve análisis de las propiedades de las principales opciones en el mercado actualmente. Sin embargo, las necesidades podrán variar dependiendo del proveedor [32][33]:

Tabla 3 – Resumen de propiedades de los materiales de impresión 3D

	Resistencia	Flexibilidad	Duración	Soluble	Temperatura	Otras
PLA	Alta	Baja	Media	No	180-230	Biodegradable
ABS	Alta	Media	Alta	Algunos	210-250	Resistente a altas temperaturas
PETG (PET, PETT)	Alta	Media	Alta	No	220-250	Para piezas mecánicas
TPE, TPU, TPC	Media	Muy alta	Muy alta	No	210-230	Soportan mucho desgaste
NYLON	Alta	Alta	Alta	No	240-260	Absorbe humedad Alto precio Para piezas mecánicas
PC	Muy alta	Media	Muy alta	No	270-310	Resistente a altas temperaturas Absorbe humedad

La flexibilidad y la resistencia no son necesarias para nuestro diseño. No es necesarios que la duración del material sea muy alta, ya que al interactuar con muestras biológicas serán de único uso.

Es importante que el material tenga cierta resistencia al agua. Aunque el circuito no vaya a ser sumergido ya que se tratan de sistemas de medida de microfluidos, al interactuar

con líquidos es necesario que el material tenga una mínima resistencia a estos y que no cambian las propiedades del material por porosidades. También puede ser recomendable que tenga cierta resistencia a la temperatura, de manera que no surjan problemas cuando el sensor se alimente. Y, sobre todo, es muy importante que el precio se lo más bajo posible.

Por todo ello, se ha elegido el ABS como filamento.

En el capítulo 7 se realiza un análisis cuantitativo de la diferencia de precio que supondría la impresión con esta tecnología.

Capítulo 6. SIMULACIÓN DEL MODELO Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

Se ha utilizado el programa CST Studio Suite para realizar las simulaciones. Se han realizado diferentes simulaciones en frecuencia del coeficiente de reflexión S_{11} para conocer la respuesta del sensor. El rango de frecuencia de trabajo es alrededor de los 2,45 GHz, que es la frecuencia de resonancia del sensor.

A continuación, se incluye una imagen esquemática de cómo es el sensor en 3D simulado con el programa CST.

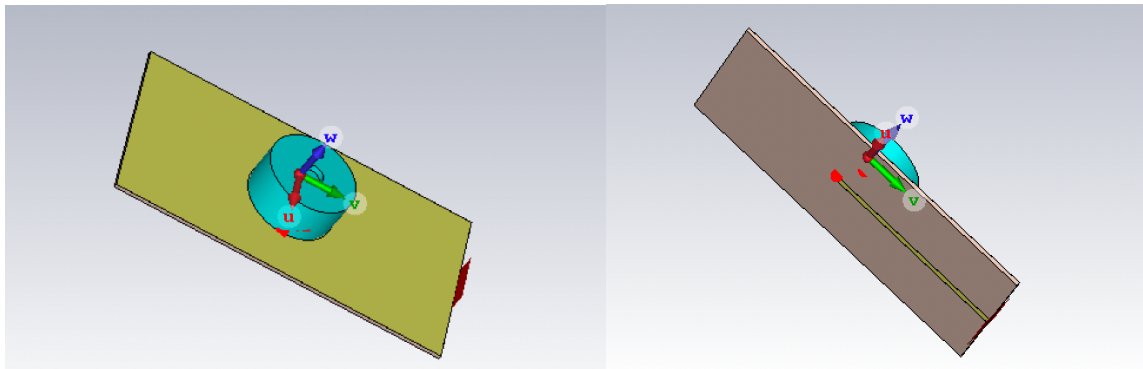


Ilustración 10 – Modelo inicial del sensor en CST Studio

Los materiales utilizados inicialmente para la simulación del sensor son:

- Material cerámico: con constante dieléctrica $\epsilon_r = 29,1$ y $\tan(\delta) = 0,0019$
- FR-4: es un material de fibra de vidrio con aglutinante de resina que se utiliza sobre todo como aislante eléctrico ya que apenas absorbe agua. Se trata de un vidrio versátil con una buena resistencia. Además, es resistente a las llamas.
- Substrato: $\epsilon_r = 3,45$ y $\tan(\delta) = 0,003$
- Cobre

El sensor presenta las siguientes dimensiones para una frecuencia de resonancia en 2,45GHz.

- Dimensiones del resonador cerámico: $r_d=17\text{mm}$, $h=8\text{mm}$
- Dimensiones del depósito para LUT: $r_h=4\text{mm}$ y $h_h=2,5\text{mm}$
- Dimensiones de la línea microstrip: $w=2,95\text{mm}$, $l=74\text{mm}$, $l_{\text{stub}}=6,65\text{mm}$
- Dimensiones slot: $w_s=0,7\text{mm}$, $l_s=32\text{mm}$
- Dimensiones del sustrato: $x=70\text{mm}$, $y=130\text{mm}$, $z=1,55\text{mm}$

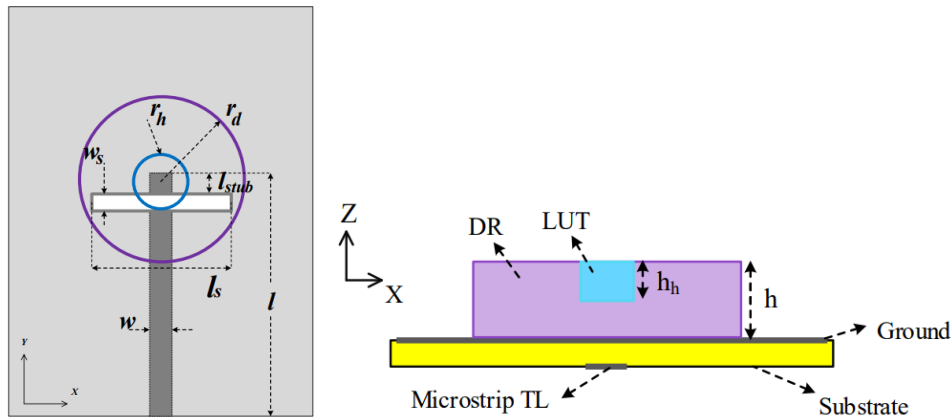


Ilustración 11 – Esquema inicial del sensor ([25])

Para estos materiales y estas dimensiones el sensor presenta un pico en frecuencia al introducir en 2,48GHz al introducir una onda de tipo gaussiana de 2,5GHz sin ningún líquido de prueba (LUT aire):

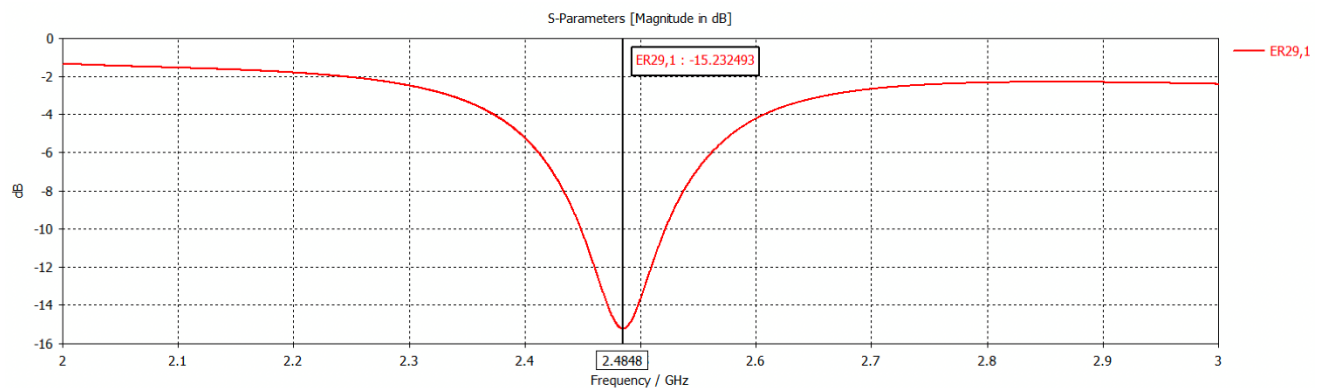


Ilustración 12 - Respuesta en frecuencia del modelo inicial del sensor

6.1 OPTIMIZACIÓN DEL MODELO PARA EL CAMBIO DEL MATERIAL DEL RESONADOR DIELECTRICO SIN MUESTRA

6.1.1 PARÁMETROS DE LA SIMULACIÓN Y CÓMO AFECTAN A LOS RESULTADOS OBTENIDOS

A continuación, se recoge el análisis hecho para optimizar el modelo de sensor con resonador dieléctrico a un resonador fabricado con filamentos de impresión 3D.

Se ha simulado el cambio de material del resonador cambiando la constante dieléctrica relativa ϵ_r y las pérdidas del material $\tan(\delta)$. Esta primera optimización se ha hecho sin incluir ningún líquido de prueba, por lo tanto, el depósito del resonador dieléctrico incluye aire con una constante dieléctrica de $\epsilon_r = 1$.

La constante dieléctrica de los materiales cerámicos suele encontrarse entre los 20-40. El material usado inicialmente tiene una constante relativa de 29,1. Sin embargo, los filamentos de impresión 3D tienen una constante dieléctrica mucho más pequeña. Los filamentos PLA y ABS presentan constantes dieléctricas a 2,4GHz de entre 2-3, por eso se realiza una simulación en frecuencia para constantes dieléctricas más bajas con el objetivo de entender qué ocurre y cómo se puede modificar el resto de parámetros del sensor para optimizarlo a este nuevo material.

Una menor constante dieléctrica del material hace que la frecuencia aumente. La constante dieléctrica del material es inversamente proporcional a la frecuencia de resonancia, así que la frecuencia de resonancia será mayor cuanto más pequeña sea esta constante.

A continuación se recoge la simulación realizada modificando distintos parámetros de la simulación, con constante dieléctrica del material $\epsilon_r = 5-12$ y $\tan(\delta) = 0,0036-0,0029$ respectivamente. Como se puede observar, se verifica que cuanto menor es la constante dieléctrica más se desplaza hacia la derecha la frecuencia de resonancia. Existe un primer pico de resonancia entre los 1,5-2GHz, pero este primer pico se ignorará ya que se encuentra

por debajo de los 6dB. Respecto a los picos de resonancia se puede ver además que cuanto más pequeña es la constante dieléctrica mayor es el ancho de banda del pico de resonancia.

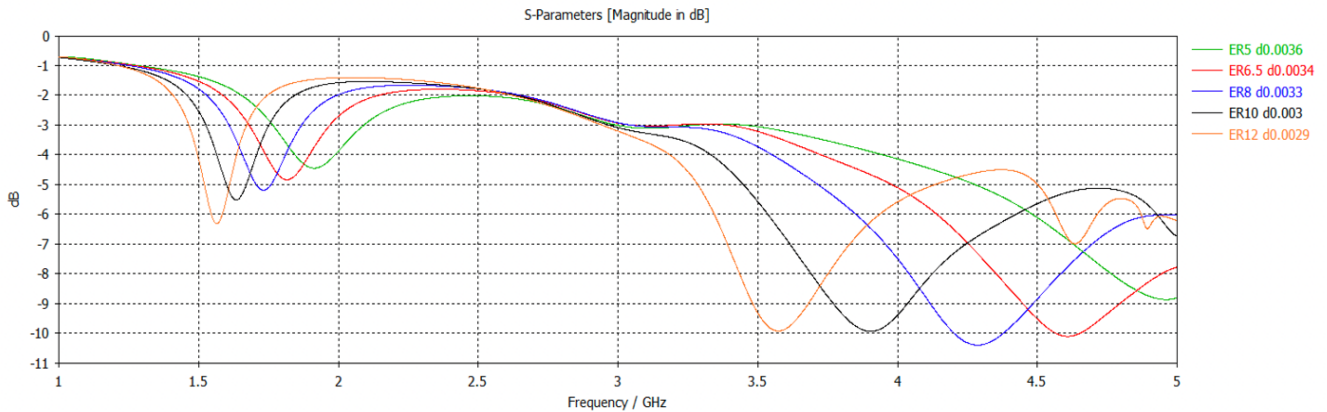


Ilustración 13 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 5-12$ y $\tan(\delta)=0,0036-0,0029$

Para conocer la relación que existen entre los parámetros estudiados se recoge a continuación una tabla resumen de los resultados obtenidos:

Tabla 4 – Parámetros de la respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 5-12$ y $\tan(\delta)=0,0036-0,0029$

ϵ_r	$\tan(\delta)$	f_r (GHz)	A_{fr} (dB)	$BW_{min+2dB}$
5	0,0036	4,96	-6,8	0,71
6,5	0,0034	4,61	-7,3	0,56
8	0,0033	4,29	-10,4	0,47
10	0,0030	3,90	-9,9	0,44
12	0,0029	3,57	-9,9	0,32

Para conseguir que a constantes dieléctricas bajas la frecuencia de resonancia se encuentre en 2,45 GHz es necesario aumentar las dimensiones de diseño de nuestro resonador. Mayor dimensión implicará una menor frecuencia. Por lo tanto, habrá que llegar a un compromiso entre la respuesta en frecuencia y el tamaño final del sensor, que tiene que ser manejable y asequible. Además, cuanto mayor sea el resonador más dinero se tendrá que gastar en filamento de impresión 3D.

A continuación se incluye las simulaciones realizadas para una constante dieléctrica $\epsilon_r=10$ y $\tan(\delta)=0,003$ variando parámetros de la dimensión del resonador para verificar la relación inversa entre la frecuencia y las dimensiones del mismo.

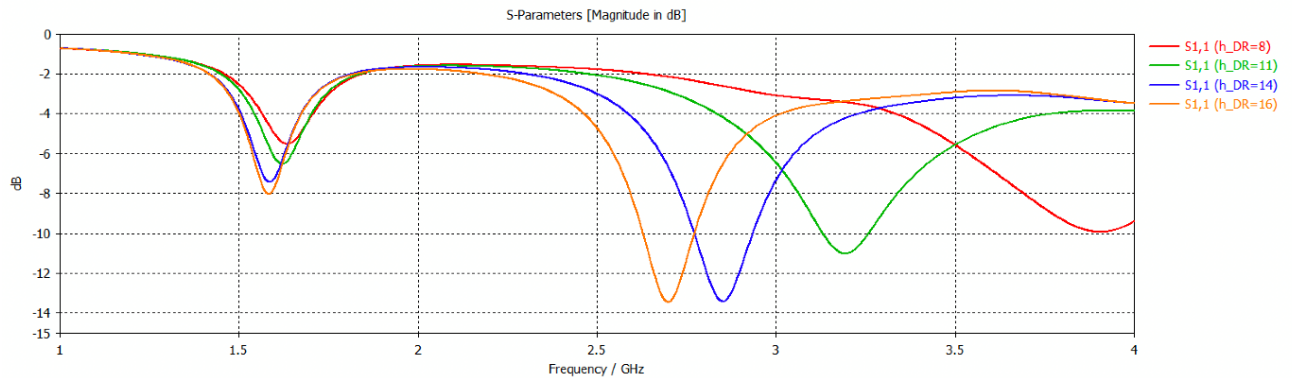


Ilustración 14 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r=10$ y $\tan(\delta)=0,003$ con variación de la altura del resonador

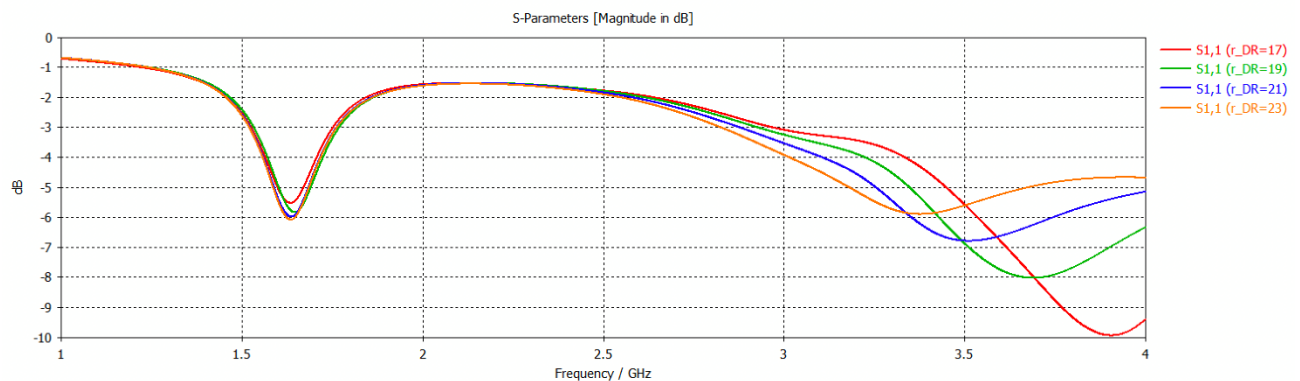


Ilustración 15 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r=10$ y $\tan(\delta)=0,003$ con variación del radio del resonador

Los cambios realizados en otros parámetros, como por ejemplo en las dimensiones del depósito preparado para el LUT o en las líneas de transmisión, como se recoge a continuación, apenas producen cambios en la respuesta en frecuencia y por ello no se han tenido en consideración en las siguientes simulaciones.

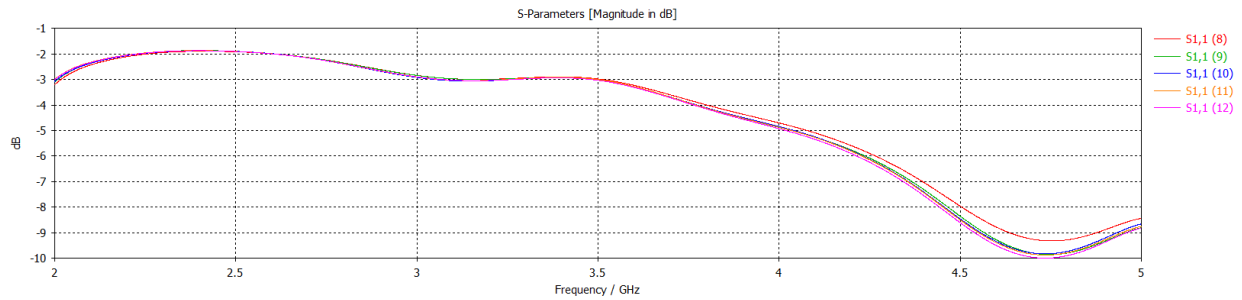


Ilustración 17 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS con variación de la pista de microstrip

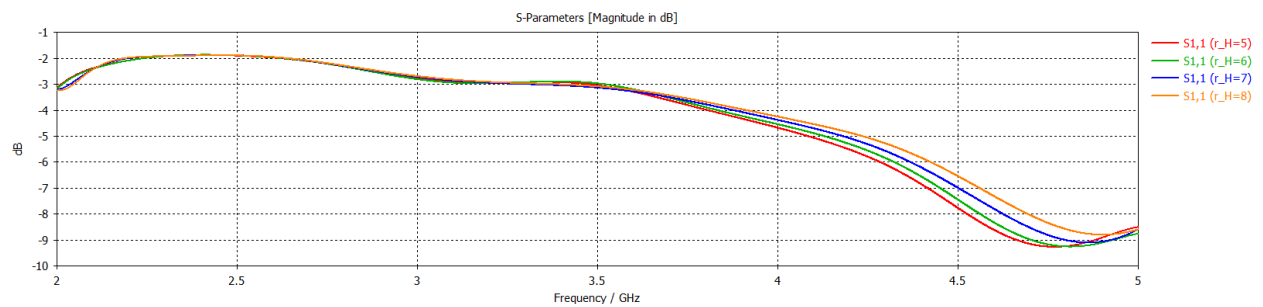


Ilustración 16 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS con variación de la altura del depósito para la muestra

6.1.2 SIMULACIONES PARA FILAMENTOS COMUNES

Como se había comentado anteriormente, las constantes dieléctricas típicas de los filamentos PLA Y ABS se encuentra entre 2-3. Se han intentado realizar los cambios oportunos para la optimización del modelo y se han obtenido los siguientes resultados a la frecuencia deseada. La línea roja se corresponde con la mayor optimización posible.

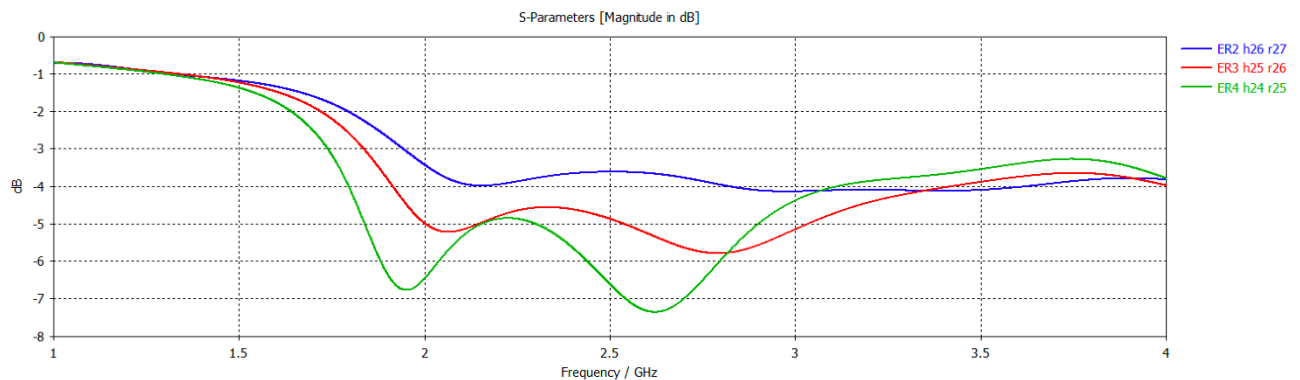


Ilustración 18 - Respuesta en frecuencia del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 2-4$

Como puede observarse, los resultados no son los deseados. Cuanto más se baja en permitividad menor variación en la respuesta en frecuencia existe. Para permitividades de $\epsilon_r=2$ la respuesta es prácticamente plana. Por lo tanto, se necesitan materiales con constantes dieléctricas más grandes de lo que usualmente tienen los filamentos.

6.1.3 SIMULACIONES PARA FILAMENTOS DE ALTA PERMITIVIDAD

Se han realizado las optimizaciones para simulaciones con diferentes constantes dieléctricas a la frecuencia deseada, en un rango entre $2,45 \pm 0,05 \text{ GHz}$, para constantes dieléctricas más altas.

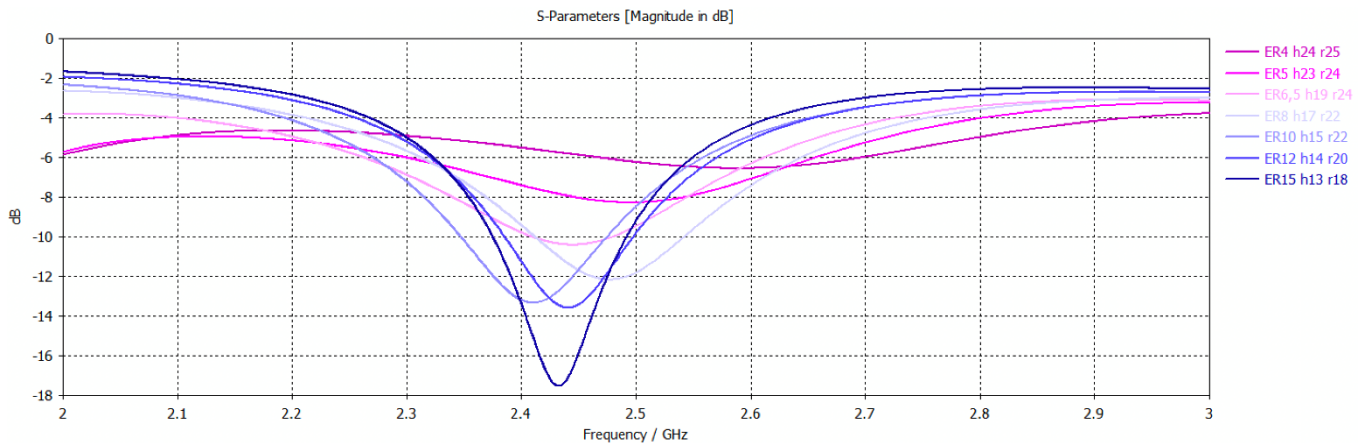


Ilustración 19 - Respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45 \pm 0,05 \text{ GHz}$ con filamento ABS para $\epsilon_r = 4-15$ y $\tan(\delta)=0,0043-0,0018$

Se recogen los resultados obtenidos en la siguiente tabla a partir de $\epsilon_r=3$:

Tabla 5 - Parámetros de la respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45 \pm 0,05 \text{ GHz}$ con filamento ABS para $\epsilon_r = 4-15$ y $\tan(\delta)=0,0043-0,0018$

ϵ_r	$\tan(\delta)$	f_r (GHz)	A_{fr} (dB)	$BW_{min+2dB}$
3	0,0046	2,79	-5,79	1,67
4	0,0043	2,62	-7,35	0,49
5	0,0036	2,49	-8,28	0,32
6,5	0,0034	2,44	-10,42	0,18
8	0,0033	2,47	-12,18	0,12
10	0,0030	2,41	-13,35	0,09
12	0,0029	2,44	-13,59	0,07

15	0,0018	2,43	-17,55	0,04
----	--------	------	--------	------

Si se considera que se debe tener un pico de amplitud como mínimo de $A_{\text{ff}}=-8\text{dB}$, deberíamos tener una constante de al menos $\epsilon_r=5$ y $\tan(\delta)=0,0036$. La mayoría de filamentos comunes no serían válidos para estas especificaciones. Sin embargo, se ha comenzado a investigar recientemente sobre filamentos de alta permitividad para componentes de RF en la región microondas llegando a permitividades de hasta $\epsilon_r=11$. [34] [35]

Existen muy pocos proveedores actualmente que vendan filamentos específicos con altas permitividades para aplicaciones electromagnéticas. Uno de ellos es el proveedor PREPERMTM, especializado en la venta de productos, materiales y servicios de RF aplicados a electrónica, salud, electrodomésticos, construcción, textiles, bienes de consumo, etc. [36]

Este proveedor ofrece materiales específicos para constantes dieléctricas entre 2 y 10 entre 2,4 y 60 GHz y con pérdidas relativamente bajas.

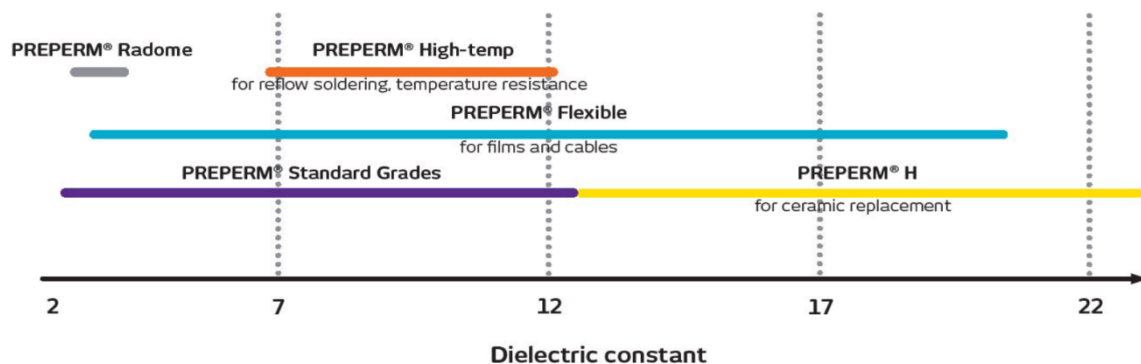


Ilustración 20 - Oferta de materiales de impresión 3D del proveedor PREPERM ([36])

Ofrecen una gama de filamentos de alta constante dieléctrica de hasta $\epsilon_r=23$. Sin embargo, estos filamentos se realizan customizados. A la venta disponen de filamentos hasta una constante de $\epsilon_r=15$. Cuanto más alta es la constante dieléctrica más alto es el coste del filamento. Por lo tanto, debemos encontrar un compromiso entre los beneficios que ofrece una alta permitividad (dimensiones del resonador más pequeñas) y los inconvenientes (mayor coste del material, menor disponibilidad...)

6.1.4 CALCULO DEL COSTE Y TIEMPOS DE IMPRESIÓN

Para calcular el coste aproximado que supondría el resonador dieléctrico con materiales de impresión 3D, se ha usado el software Ultimaker Cura.



Ilustración 21 - Imagen del software Ultimaker Cura con el resonador de filamento ABS

En la tabla adjunta se incluye el coste calculado a partir de los cálculos de gramos obtenidos con el programa:

Tabla 6 - Parámetros para el cálculo del coste por unidad tras la optimización del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 4-15$ y $\tan(\delta)=0,0043-0,0018$

ϵ_r	$\tan(\delta)$	Volumen total (mm ³)	€/g filamento	g (100% relleno)	€/ unidad
3	0,0046	52,97	30€/1000g (0,03)	59	1,77 €
4	0,0043	47,00	145€/750g (0,19)	52	10,05 €
5	0,0036	41,49	180€/750g (0,24)	46	11,04 €
6,5	0,0034	34,26	250€/750g (0,33)	38	12,67 €
8	0,0033	25,72	275€/750g (0,37)	29	10,63 €
10	0,0030	22,68	600€/1500g (0,40)	25	10,00 €
12	0,0029	17,47	700€/1500g (0,47)	19	8,87 €
15	0,0018	13,11	800€/1500g (0,53)	15	8,00 €

Los gramos para cada una de las estructuras estudiadas pueden variar en función de la densidad de relleno que se configure en el programa. En la tabla anterior se ha asumido que el relleno debe ser del 100% ya que se está trabajando con una estructura completamente maciza. Sin embargo, esto podría variar dependiendo de la respuesta en frecuencia que tenga la estructura con densidades más bajas (9.1. Trabajo futuro).

6.1.5 RESUMEN DE LAS PRINCIPALES CARACTERÍSTICAS DE LOS FILAMENTOS ESTUDIADOS

A continuación, se recoge un resumen de las características principales para cada estructura. Los precios y la velocidad aparecen para rellenos de 100%.

Tabla 7 - Resumen de parámetros tras la optimización del modelo con filamento ABS para $\epsilon_r = 4-15$ y $\tan(\delta)=0,0043-0,0018$

ϵ_r	$\tan(\delta)$	A_{fr}	BWmin+2dB	Volumen total (mm ³)	€/unidad (100%)	Tiempo de impresión (100%)
3	0,0046	-5,79	1,67	52,97	1,77	15,25
4	0,0043	-7,35	0,49	47,00	10,05	13,6
5	0,0036	-8,28	0,32	41,49	11,04	12,0
6,5	0,0034	-10,42	0,18	28,76	10,67	8,4
8	0,0033	-12,18	0,12	25,72	10,63	7,6
10	0,0030	-13,35	0,09	22,68	10,00	6,7
12	0,0029	-13,59	0,07	17,47	8,87	5,2
15	0,0018	-17,55	0,04	13,11	8,00	4,0

Los parámetros de respuesta en frecuencia, amplitud y ancho de banda son mejores cuanto mayor es la permitividad. El ancho de banda BW es importante porque afecta al factor de calidad.

El volumen total y la velocidad de impresión son importantes porque determinan la cantidad de piezas que pueden imprimirse a la vez, menos volumen y menor tiempo implicará que se pueden imprimir más piezas en la misma cama. Los resultados obtenidos son mejores cuanto mayor es la permitividad.

Los precios, en general, para estructuras macizas (100%) son más altos de lo que se esperaba, si bien, siguen siendo más bajos que los de un resonador cerámico. Puede ser interesante para bajar los precios estudiar si se pudieran conseguir piezas con menor índice de relleno. Muchas piezas realizadas con materiales como ABS y PLA se rellenan solo hasta el 10% o menor. Pero, habrá que tener en cuenta las consecuencias en la respuesta en frecuencia que pueda tener.

6.2 ESTUDIO DEL MODELO PARA EL CAMBIO DEL MATERIAL DEL RESONADOR DIELECTRICO CON MUESTRA DE ETANOL-AGUA

Una vez conseguida la optimización del modelo sin muestra se pasa al estudio de la respuesta en frecuencia con un líquido de muestra (LUT), en este caso etanol diluido en agua.

Se ha decidido realizar el estudio con el filamento ABS con propiedades $\epsilon_r=15$ y $\tan(\delta)=0,0018$ que es el que muestra características muy buenas para nuestro sensor.

6.2.1 MODELADO DE LA MUESTRA ETANOL-AGUA

Para modelar la simulación de distintas concentraciones binarias se pueden utilizar diversas fórmulas. En este caso, se ha seguido la fórmula de mezcla de Rayleigh [37], ecuación 1, donde f es la fracción de volumen de etanol respecto al agua. De ahí se obtienen los parámetros de permitividad relativa de la solución, ecuación 2, y tangente de pérdidas, ecuación 3.

Ecuación 1

$$\frac{\epsilon_{LUT} - \epsilon_{agua}}{\epsilon_{LUT} + 2 \cdot \epsilon_{agua}} = f \frac{\epsilon_{etanol} - \epsilon_{agua}}{\epsilon_{etanol} + 2 \cdot \epsilon_{agua}}$$

Ecuación 2

$$\varepsilon_{LUT} = \varepsilon_{agua} \cdot \left(1 + 3f \frac{\frac{\varepsilon_{etanol} - 1}{\varepsilon_{agua}}}{\frac{\varepsilon_{etanol}}{\varepsilon_{agua}} + 2 - f \cdot \left(\frac{\varepsilon_{etanol}}{\varepsilon_{agua}} - 1 \right)} \right)$$

Ecuación 3

$$\tan(\vartheta) = \left| \frac{\text{imag}(\varepsilon_{LUT})}{\text{real}(\varepsilon_{LUT})} \right|$$

Para conocer la permitividad relativa del etanol y del agua se usa una de las fórmulas del modelo de reflexión de Debye [38], ecuación 4. Los resultados aparecen recogidos en la siguiente tabla.

Ecuación 4

$$\varepsilon_0 = \varepsilon_{\infty} + \frac{\varepsilon_{\infty} - \varepsilon_s}{1 + \frac{jf}{f_r}}$$

Tabla 8 - Resultados obtenidos del cálculo de la permitividad relativa del agua y el etanol

LUT	ε_{∞}	ε_s	f_r	ε_0
Agua	4,37	24,79	0,86	79,3572-10,1343j
Etanol	5,62	80,75	18,19	6,5307-6,2812j

Finalmente, para un mejor entendimiento de los resultados se ha realizado una representación gráfica. Como puede observarse, la permitividad relativa y la tangente de pérdidas se relacionan inversamente. Para concentraciones de etanol muy bajas la permitividad relativa es muy alta llegando a los 80 para agua pura, mientras que para concentraciones de etanol muy altas la permitividad relativa es muy baja en torno a 7. El código correspondiente se encuentra en el Anexo I.

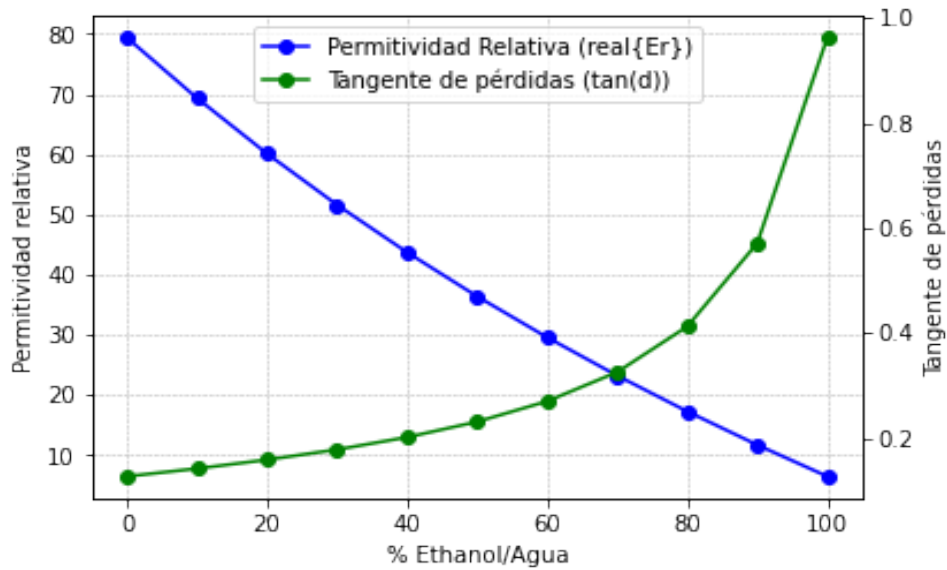


Ilustración 22 - Permitividad relativa y tangente de pérdidas calculadas para distintas concentraciones de etanol/agua entre 0-100%

Los resultados calculados aparecen en la tabla 9.

Tabla 9 - Resultados obtenidos de permitividad relativa y tangente de pérdidas calculadas para distintas concentraciones de etanol/agua entre 0-100%

$P_{\text{etanol}}/P_{\text{agua}}$	ϵ_{LUT}	$\tan(\theta)$
0%	79.3572-10.1343j	0.1277
10%	69.3366-9.8837j	0.1425
20%	60.1178-9.5745j	0.1593
30%	51.6089-9.2222j	0.1787
40%	43.7318-8.8387j	0.2021
50%	36.4191-8.4334j	0.2316
60%	29.6126-8.0133j	0.2706
70%	23.2619-7.5842j	0.3260
80%	17.3230-7.1503j	0.4127
90%	11.7572-6.7151j	0.5711
100%	6.5307-6.2811j	0.9618

6.2.2 SIMULACIONES PARA FILAMENTOS DE ALTA PERMITIVIDAD DE LA MUESTRA ETANOL-AGUA

Como cabía de esperar, el comportamiento del sensor para las diferentes soluciones varía en frecuencia de resonancia de manera que esta aumenta con la concentración de etanol, inversamente a la permitividad.

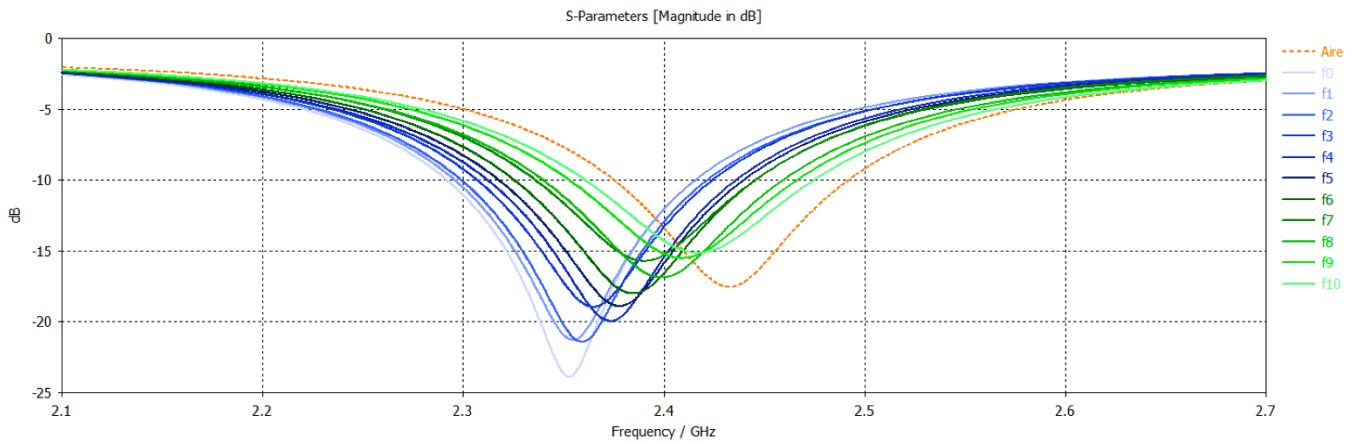


Ilustración 23 - Respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 15$ y $\tan(\delta)=0,0018$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire

Altas permitividades implican concentraciones más bajas de etanol y por tanto frecuencias de resonancia más bajas. Los resultados se recogen en la siguiente tabla.

Tabla 10 – Parámetros de la respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 15$ y $\tan(\delta)=0,0018$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire

$P_{\text{etanol}}/P_{\text{agua}}$	f_r (GHz)	A_{fr} (dB)	$BW_{\text{min}+2\text{dB}}$
$f_0 = 0\%$	2,353	-23,899	0,019
$f_1 = 10\%$	2,355	-21,303	0,024
$f_2 = 20\%$	2,359	-21,443	0,024
$f_3 = 30\%$	2,365	-18,984	0,034
$f_4 = 40\%$	2,373	-19,979	0,029
$f_5 = 50\%$	2,378	-18,931	0,034
$f_6 = 60\%$	2,384	-18,034	0,038
$f_7 = 70\%$	2,390	-15,727	0,048
$f_8 = 80\%$	2,399	-16,904	0,045
$f_9 = 90\%$	2,409	-15,527	0,052
$f_{10} = 100\%$	2,417	-15,169	0,055

Aire	2,433	-17,554	0,040
------	-------	---------	-------

La diferencia de frecuencia de unas concentraciones a otra es lineal y superior siempre a 1MHz. Por lo tanto, sí es posible la caracterización de líquidos con el resonador. Cabe destacar, que la diferencia de unas a otras no es la misma y que, la variación de amplitud existe a la frecuencia de resonancia no es lineal tampoco, en algunos casos es ascendente y en otras descendente. En la tabla 11 se recoge un resumen de ambos parámetros, aunque no se estudia en más detalle las casusas porque se considera que excede los límites de alcance de este trabajo.

Tabla 11 - Parámetros de variación de la respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 15$ y $\tan(\delta)=0,0018$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire

Δf	Δf_r (MHz)	ΔA_{fr}
Δf_{0-1}	+1,8	+2,60
Δf_{1-2}	+4,4	-0,14
Δf_{2-3}	+5,8	+2,46
Δf_{3-4}	+8,6	-0,10
Δf_{4-5}	+4,4	+1,05
Δf_{5-6}	+6,6	+0,90
Δf_{6-7}	+5,6	+2,31
Δf_{7-8}	+8,6	-1,18
Δf_{8-9}	+10,2	+1,38
Δf_{9-10}	+8,2	+0,36

Por último, se ha realizado la simulación para el filamento ABS con propiedades $\epsilon_r=12$ y $\tan(\delta)=0,0029$

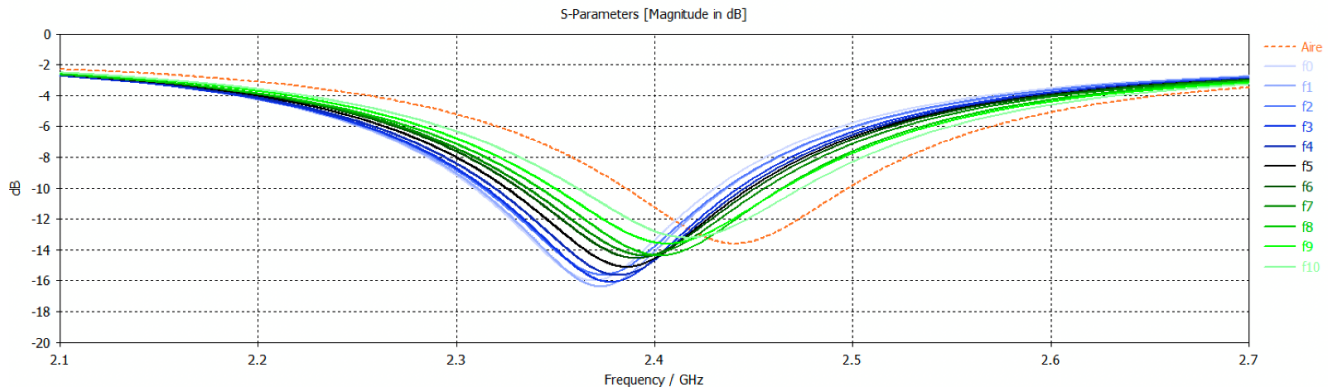


Ilustración 24 - Respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 12$ y $\tan(\delta)=0,0029$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire

Si bien el resultado es válido se puede observar que cuanto más pequeño es el parámetro de permitividad relativa, el ancho de banda es mayor y la amplitud más baja por lo que las diferencias de frecuencia entre unos compuestos y otros es más pequeña y difícil de apreciar. Por tanto, cuanto mayor es la permitividad relativa más precisa será la caracterización de líquidos.

Tabla 12 - Parámetros de la respuesta en frecuencia tras la optimización del modelo a $f=2,45\pm0,05\text{GHz}$ con filamento ABS $\epsilon_r = 12$ y $\tan(\delta)=0,0029$ para las distintas concentraciones etanol-agua y aire

$P_{\text{etanol}}/P_{\text{agua}}$	f_r (GHz)	A_{fr} (dB)	$BW_{\text{min}+2\text{dB}}$
$f_0 = 0\%$	2,369	-15,998	0,051
$f_1 = 10\%$	2,372	-16,386	0,049
$f_2 = 20\%$	2,374	-15,626	0,054
$f_3 = 30\%$	2,378	-16,085	0,053
$f_4 = 40\%$	2,381	-15,658	0,057
$f_5 = 50\%$	2,386	-15,103	0,060
$f_6 = 60\%$	2,391	-14,538	0,064
$f_7 = 70\%$	2,395	-14,363	0,069
$f_8 = 80\%$	2,403	-14,366	0,069
$f_9 = 90\%$	2,406	-13,596	0,077
$f_{10} = 100\%$	2,417	-13,234	0,080
Aire	2,440	-13,594	0,072

A continuación, se muestra la estructura final del resonador. El sensor presenta las siguientes dimensiones para una frecuencia de resonancia en 2,43GHz.

- Dimensiones del resonador cerámico: $r_d=18\text{mm}$, $h=13\text{mm}$

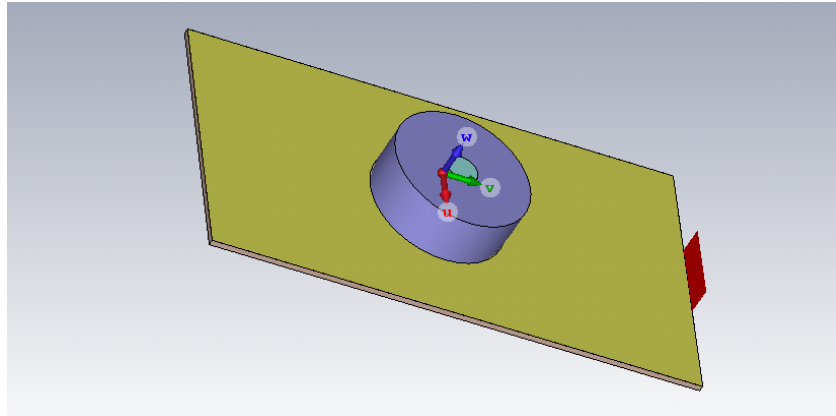


Ilustración 25 - Modelo final del sensor en CST Studio

Capítulo 7. VENTAJAS DEL MODELO Y

COMPARACIÓN DE COSTE

El diseño inicial presentaba un resonador dieléctrico cerámico hecho a medida con un pequeño depósito para colocar el líquido de muestra. Un resonador de este tipo presenta una serie de desventajas:

- Existen pocos proveedores, por lo tanto, la disponibilidad no es alta y los tiempos de entrega pueden verse afectados por el proveedor.
- Los diseños son hechos a medida, lo que incrementan el coste, y además cada proveedor realiza el diseño para su producción.
- Se exigen tiradas mínimas de cientos.
- El coste medio es de 20€ aproximadamente.

El diseño mediante filamentos de impresión 3D, por el contrario, presenta tres ventajas principales:

- La disponibilidad es muy alta, cualquier empresa o particular con una impresora 3D que tenga acceso al diseño puede realizarlo.
- El diseño, una vez hecho, no es necesario repetirlo y se puede compartir fácilmente.
- El numero de proveedores de filamento de impresión 3D cada vez es más grande.
- El aumento de la oferta y la demanda está provocando que el precio de los filamentos de impresión 3D cada vez sea más bajo.
- El coste medio es de 10€ aproximadamente.

Tras haber realizado el estudio con filamento 3D se puede concluir que la estructura con impresión 3D presenta una respuesta suficientemente buena para sustituir al material cerámico y además el precio se podría reducir en más del 50%.

Como se había comentado anteriormente, el precio del diseño con filamento 3D varía en gran medida en función del nivel de relleno que se desee. En la tabla adjunta se incluyen los precios para los distintos niveles de relleno para cada uno de los diseños. Como puede observarse los precios podrían llegar incluso a menos de la mitad del precio original, lo que supondría una disminución del precio de un 75% aproximadamente respecto al material cerámico.

Tabla 13 - Mapa de calor del precio del resonador con material ABS para $\varepsilon_r = 3-15$ y porcentajes de relleno entre 0-100%

ε_r	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
3	0,69 €	0,81 €	0,93 €	1,05 €	1,17 €	1,29 €	1,41 €	1,50 €	1,62 €	1,77 €
4	4,06 €	4,64 €	5,41 €	5,99 €	6,77 €	7,35 €	7,93 €	8,70 €	9,28 €	10,05 €
5	4,32 €	5,04 €	5,76 €	6,48 €	7,20 €	7,92 €	8,64 €	9,36 €	10,32 €	11,04 €
6,5	5,00 €	6,00 €	6,67 €	7,67 €	8,33 €	9,33 €	10,00 €	11,00 €	11,67 €	12,67 €
8	4,40 €	5,13 €	5,87 €	6,60 €	6,97 €	7,70 €	8,43 €	9,17 €	9,90 €	10,63 €
10	4,40 €	5,20 €	5,60 €	6,40 €	6,80 €	7,60 €	8,00 €	8,80 €	9,60 €	10,00 €
12	4,67 €	5,13 €	5,60 €	6,07 €	6,53 €	7,00 €	7,47 €	7,93 €	8,40 €	8,87 €
15	4,27 €	4,27 €	4,80 €	5,33 €	5,87 €	5,87 €	6,40 €	6,93 €	7,47 €	8,00 €

Capítulo 8. POSIBLES APLICACIONES

Aunque ya se explicó en el apartado 1 de motivación del proyecto, se recoge a continuación algunas de las aplicaciones que podría tener en biomedicina la fabricación con material de impresión 3D de sensores con resonadores de filamentos ABS para la caracterización de líquidos:

- Medicina preventiva:
 - Diagnostico prematuro de posibles desequilibrios de electrolitos y otras concentraciones para identificar enfermedades.
 - Detección de tejidos cancerígenos.
 - Detección de enfermedades congénitas.
 - Detección en las primeras etapas de enfermedades contagiosas.
- En urgencias para saber de manera rápida qué hay que corregir. Las pruebas de electrolitos se utilizan para diagnosticar por ejemplo una pérdida excesiva de nutrientes debida a micción, vómitos, diarreas... [39]
- Atletas de alto rendimiento: para los deportistas es muy importante mantener sus niveles de electrolitos a unos niveles específicos. Los electrolitos son importantes para la hidratación, los músculos, la presión arterial... y un nivel inadecuado de los mismos puede afectar a su rendimiento deportivo. Muchos de estos electrolitos, como el potasio, se pierden con el sudor, por eso, los deportistas suelen tomar complementos alimenticios y bebidas ricos en estos electrolitos. Conseguir de una forma rápida y barata una monitorización constante de estos análisis puede ser muy beneficiosa para su actividad [40].

Capítulo 9. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

Desde hace unos años la bioingeniería, es decir, el estudio y aplicación de principios de ingeniería y tecnología a problemas de la biología y medicina, ha ido creciendo en interés. Además de nuevas tecnologías y aparatos de medición y tratamiento, han surgido algunos estudios interesantes sobre la relación entre las propiedades químicas y biológicas con las propiedades eléctricas y magnéticas de la ingeniería.

Estas investigaciones han demostrado la posibilidad de caracterizar las propiedades electromagnéticas de líquidos, como pueden ser la sangre y la orina, ante la presencia de sustancias químicas presentes en ellos para el diagnóstico de enfermedades. Sin embargo, para que sea posible el desarrollo de técnicas de diagnóstico masivas, útiles para la producción en masa y el cribado de la población, es necesario aplicar nuevas tecnologías baratas, sencillas y de fácil aplicación.

Este proyecto ha desarrollado y analizado la posibilidad del uso de tecnología de impresión 3D para la fabricación de sensores dieléctricos resonadores para la caracterización de líquidos con aplicación en biomedicina.

Dentro de todas las tecnologías actuales para la impresión 3D se ha realizado el análisis para el uso de tecnología FDM de impresión 3D con filamentos ABS ya que resultaba el más adecuado para el proyecto. Los resultados obtenidos de las simulaciones son positivos. Estas simulaciones muestran que sí que es posible la utilización de filamentos ABS para la sustitución de los resonadores cerámicos de sensores para la caracterización de líquidos.

Los filamentos de impresión 3D más comunes hoy en día presentan permitividades bajas en torno a $\epsilon_r \approx 3$, y sus precios son muy bajos lo que permiten obtener dispositivos realmente baratos. Sin embargo, se ha comprobado que estos filamentos no son óptimos para

la sustitución del cerámico ya que presenta en el sensor unas respuestas en frecuencia bastante planas e implica un tamaño más grande del mismo.

Sin embargo, existen ya actualmente proveedores de filamentos de impresión de permitividad alta ($\epsilon_r > 3$). Si bien las características de estos filamentos no son iguales que las de los cerámicos se acercan más a las propiedades que estos presentan. En general, el sensor presenta una respuesta en frecuencia mejor cuanto mayor es la permitividad y, aunque el precio por gramo del filamento es mayor para permitividades altas, al ser más pequeño el diseño el precio final por producto también es más bajo para permitividades altas.

Por todo ello, se ha elegido el filamento de $\epsilon_r \approx 15$ para realizar simulaciones con un liquido de muestra. Las simulaciones realizadas demuestran que existe un desplazamiento de frecuencia mayor de 1MHz según aumenta el porcentaje de etanol-agua en la mezcla y que, por tanto, es posible, distinguir entre unas concentraciones u otras dependiendo de la frecuencia de resonancia medida.

Como resultado tenemos un sensor pasivo que permite la caracterización de líquidos con aplicación en medicina de bajo coste, pequeño, sencillo de usar y fácilmente reproducible en masa.

9.1 TRABAJOS FUTUROS

9.1.1 ANÁLISIS Y MEDICIÓN EN LABORATORIO

Una vez realizadas las simulaciones sería necesario realizar una medición en laboratorio para comprobar el funcionamiento real del sensor. Los resultados obtenidos no deberían diferir en gran medida de las simulaciones obtenidas mediante software.

9.1.2 ESTUDIO DE CARACTERÍSTICAS EN LA FASE DE DISEÑO DE IMPRESIÓN Y ANÁLISIS DEL EFECTO EN FRECUENCIA

Con el fin de que la tecnología sea lo más barata posible se pueden estudiar diversos factores que interfieren en el diseño en impresión 3D.

Uno de los factores es el relleno de filamento (*Infill*). Este relleno se refiere a la cantidad de filamento que tiene que imprimirse en cada una de las capas y puede variar entre el 0 y el 100%, donde 100% indicaría que se trata de una estructura completamente maciza. Disminuir el relleno implicará un menor gramaje usado de filamento para realizar un resonador y, por tanto, una disminución del precio, del tiempo requerido para la impresión y por tanto, la posibilidad de escalar a mayor número de elementos fabricados para la producción.

En las tablas siguientes se recogen los gramos requeridos y el tiempo de fabricación para cada una de las estructuras vistas y grados de relleno posibles.

Tabla 14 - Mapa de calor en gramos necesarios para la fabricación del resonador con material ABS para $\epsilon_r = 3-15$ y porcentajes de relleno entre 0-100%

ϵ_r	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
4	23	27	31	35	39	43	47	50	54	59
5	21	24	28	31	35	38	41	45	48	52
6,5	18	21	24	27	30	33	36	39	43	46
8	13	15	17	20	22	24	26	28	30	32
10	12	14	16	18	19	21	23	25	27	29
12	11	13	14	16	17	19	20	22	24	25
15	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19

Tabla 15 - Mapa de calor en horas del tiempo de fabricación del resonador con material ABS para $\epsilon_r = 3-15$ y porcentajes de relleno entre 0-100%

ϵ_r	10%	20%	30%	40%	50%	60%	70%	80%	90%	100%
4	5,9	6,5	7,2	7,8	8,5	9,1	9,7	10,4	11,0	15,3
5	5,4	6,0	6,6	7,1	7,6	8,2	8,7	9,3	9,8	13,6
6,5	4,6	5,2	5,7	6,1	6,6	7,1	7,6	8,1	8,6	12,0
8	3,5	3,9	4,2	4,5	4,8	5,2	5,5	5,8	6,1	8,4
10	3,2	3,5	3,8	4,1	4,4	4,7	4,9	5,2	5,5	7,6

12	2,9	3,2	3,4	3,7	3,9	4,2	4,4	4,7	4,9	6,7
15	2,7	2,8	3,0	3,2	3,3	3,5	3,7	3,8	4,0	5,2

Sería necesario estudiar las consecuencias en frecuencia en la simulación que tendría este cambio del grado de relleno, si se produce un degradado de la forma de onda, el posible aumento de ancho de banda, disminución del pico de resonancia...

Capítulo 10. OBJETIVOS DESARROLLO

SOSTENIBLE

Como objetivos secundarios se ha alineado el proyecto con dos de los objetivos de desarrollo sostenible aprobados por la ONU en 2015 [41]:

1. Salud y Bienestar

“Garantizar una vida sana y promover el bienestar en todas las edades”

La motivación principal de este proyecto es promover la realización de pruebas de cribado en la población mediante test baratos y sencillos que permitan mejorar la salud de las personas. En particular, impulsar el control preventivo de enfermedades a través de sistemas más eficientes, accesibles para el mayor número de personas posible, para conseguir una cobertura sanitaria universal.

Como nos ha enseñado el covid-19, las pruebas de cribado son esenciales para la detección y freno de enfermedades, pero también para el tratamiento en las primeras etapas de desarrollo de la misma. La prevención es vital y puede suponer una diferencia enorme, no solo para el paciente, sino también para el país en gasto de recursos posteriores.

2. Reducir las desigualdades entre los países

“Reducir las desigualdades y garantizar que nadie se queda atrás”

Todo el mundo debería tener acceso a un sistema sanitario digno. Por desgracia, esto no es así y es motivo de desigualdades entre los países. Cuando se piensa en problemas sanitarios en países desarrollados a las personas le viene a la cabeza enfermedades cardiovasculares, cáncer... Sin embargo, en países subdesarrollados los problemas empiezan mucho antes, empiezan con un % de mortalidad altísimo entre recién nacidos, epidemias de

enfermedades contagiosas y mortales como la malaria, VIH... La diferencia de unos países a otros radica de la desigual de acceso a recursos sanitarios y también de la imposibilidad de llevar a cabo un control sanitario de la población. Muchos países desarrollados implantan sistemas de cribado de la población, sin embargo, en países subdesarrollados no se dispone de suficientes recursos para poder llevarlo a cabo.

El desarrollo de nuevas y caras técnicas de tratamiento e intervención médica es importante pero inaccesible para muchos países sin recursos económicos suficientes. Por eso, este proyecto pretende optimizar un sistemas de detección de enfermedades para conseguir que sea más barato, sencillo de usar para no necesitar capacitación, y más fácil de reproducir.

Capítulo 11. BIBLIOGRAFÍA

- [1] World Health Organization, International Agency for Research on Cancer “The Cancer Screening in Five Continents)
https://gco.iarc.fr/tomorrow/en/dataviz/trends?types=0&sexes=2&mode=cancer&group_populations=0&multiple_populations=0&multiple_cancers=1&cancers=20_23&populations=910&apc=cat_ca20v1.5_ca23v-1.5
- [2] Gobierno de España, Ministerio de Sanidad. “Estrategia en Cáncer del Sistema Nacional de Salud”. Enero, 2021.
https://www.msbs.gob.es/organizacion/sns/planCalidadSNS/pdf/Estrategia_en_cancer_de_l_Sistema_Nacional_de_Salud_Actualizacion_2021.pdf
- [3] Alana Biggers, M.D. MPH. Kimberly Holland “All about electrolyte disorders”. Abril, 2019. <https://www.healthline.com/health/electrolyte-disorders#symptoms>
- [4] “Ion-selective Electrode”. TrAC Trends in Analytical Chemistry, 2016
<https://www.sciencedirect.com/topics/chemistry/ion-selective-electrode>
- [5] Arun Chawla, Richard H. Sterns, Sagar U. Nigwekar, Joseph D. Cappuccio. “Mortality and Serum Sodium: Do Patients Die from or with Hyponatremia?”. Mayo, 2011.
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3087791/>
- [6] World Health Organization. “Genetic disorders and congenital abnormalities: strategies for reducing the burden in the region” <http://www.emro.who.int/emhj-volume-3-1997/volume-3-issue-1/article18.html>
- [7] Gregory M. Enns, MB, ChB. Seymour Packman, MD. “Diagnosing Inborn Errors of Metabolism in the Newborn: Laboratory Investigations”. Diciembre, 2013.
https://www.researchgate.net/publication/269932833_Diagnosing_Inborn_Errors_of_Metabolism_in_the_Newborn_Laboratory_Investigations
- [8] Asociación Española de Pediatría. “¿Qué es el cribado neonatal o prueba del talón?”. Noviembre, 2013. <https://www.aeped.es/rss/en-familia/que-es-cribado-neonatal-o-prueba-talon>
- [9] Sociedad Española de Oncología Médica. “Las cifras del cáncer en España, 2021” 2021.
https://seom.org/images/Cifras_del_cancer_en_Espana_2021.pdf

- [10] Centers for Disease Control and Prevention “How to prevent Cancer or Find it Early”
<https://www.cdc.gov/cancer/dcpc/prevention/index.htm>
- [11] Mariya Lazebnik, Dijana Popovic, Leah McCartney, Cynthia B Watkins, Mary J Lindstrom, Josephine Harter, Sarah Sewall, Travis Ogilvie, Anthony Magliocco, Tara M Breslin, Walley Temple, Daphne Mew, John H Booske, Michal Okoniewski and Susan C Hagness. “A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries”. Noviembre, 2007. https://www.researchgate.net/publication/5922647_A_large-scale_study_of_the_ultrawideband_microwave_dielectric_properties_of_normal_benign_and_malignant_breast_tissues_obtained_from_cancer_surgeries
- [12] Ministerio de Sanidad, Consumo y Bienestar Social de España. “Encuesta Nacional de Salud de España (ENSE)”. 2017.
https://www.msbs.gob.es/estadEstudios/estadisticas/encuestaNacional/encuestaNac2017/DETECCION_PRECOZ_CANCER.pdf
- [13] “Análisis de sangre oncológicos: análisis de laboratorio utilizados en el diagnóstico del cáncer” <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/cancer/in-depth/cancer-diagnosis/art-20046459>
- [14] Maximilian Hofmann. Georg Fischer. Robert Weigel. Dietmar Kissinger. “Microwave-Based Noninvasive Concentration Measurements for Biomedical Applications”. Marzo, 2013. <https://ieeexplore.ieee.org/document/6480899>
- [15] Paris Velez. Jonathan Munoz-Enano. Katia Grenier. Javier Mata-Contreras. David Dubuc, Ferran Martín. “Split Ring Resonator-Based Microwave Fluidic Sensors for Electrolyte Concentration Measurements”. Diciembre, 2019. <https://hal.laas.fr/hal-02401048/document>
- [16] Heungjae Choi, Member, IEEE, Jack Naylor, Steve Luzio, Jan Beutler, James Birchall, Chris Martin, and Adrian Porch. “Design and In Vitro Interference Test of Microwave Noninvasive Blood Glucose Monitoring Sensor”. Octubre, 2015.
https://www.researchgate.net/publication/281512084_Design_and_In_Vitro_Interference_Test_of_Microwave_Noninvasive_Blood_Glucose_Monitoring_Sensor
- [17] Fritz Topfer, Joachim Oberhammer. “Millimeter-Wave Tissue Diagnosis: The Most Promising Fields for Medical Applications”. Marzo, 2015.
<https://ieeexplore.ieee.org/document/7072578>

- [18] Gabriel Galindo Romera, Francisco Javier Herraiz-Martínez, Marta Gil, Daniel Segovia-Vargas. “Submersible Printed Split-Ring Resonator-Based Sensor for Thin-Film Detection and Permittivity Characterization”. Mayo 2016.
<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7425140>
- [19] Amir Ebrahimi, Member, IEEE, James Scott, Member, IEEE, and Kamran Ghorbani, Senior Member, IEEE. “Ultrahigh-Sensitivity Microwave Sensor for Microfluidic Complex Permittivity Measurement”. Octubre, 2019.
https://www.academia.edu/42926796/Ultrahigh_Sensitivity_Microwave_Sensor_for_Microfluidic_Complex_Permittivity_Measurement
- [20] David J. Rowe, Member, IEEE, Sultan al-Malki, Ali A. Abduljabar, Member, IEEE, Adrian Porch, David A. Barrow, and Christopher J. Allender. “Improved Split-Ring Resonator for Microfluidic Sensing”. Marzo, 2014.
<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6716094>
- [21] Amir Ebrahimi, Withawat Withayachumnankul, Said Al-Sarawi, Derek Abbott. “Dual-mode behavior of the complementary electric-LC resonators loaded on transmission line: Analysis and applications”. Agosto, 2014.
https://www.researchgate.net/publication/265059117_Dual-mode_behavior_of_the_complementary_electric-LC_resonators_loaded_on_transmission_line_Analysis_and_applications
- [22] Paris Vélez, Member, IEEE, Lijuan Su, Student Member, IEEE, Katia Grenier, Member, IEEE, Javier Mata-Contreras, David, Dubuc, Member, IEEE, and Ferran Martín, Fellow, IEEE. “Microwave Microfluidic Sensor Based on a Microstrip Splitter/Combiner Configuration and Split Ring Resonators (SRRs”) for Dielectric Characterization of Liquids”. Octubre, 2017.
<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=8023742>
- [23] Amir Ebrahimi, *Student Member, IEEE*, Withawat Withayachumnankul, Said Al-Sarawi, *Member, IEEE*, and Derek Abbott, *Fellow, IEEE*. “High-Sensitivity Metamaterial-Inspired Sensor for Microfluidic Dielectric Characterization”. Mayo, 2014.
<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6687229>
- [24] Ahmed Javed, Ali Arif, Muhammad Zubair, Member, IEEE, Muhammad Qasim Mehmood, Member, IEEE, and Kashif Riaz. “A Low-Cost Multiple Complementary Split-Ring Resonator-Based Microwave Sensor for Contactless Dielectric Characterization of

- Liquids”. Octubre, 2020.
<https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=9102273>
- [25] Mahdiah Gholami Mayani, *Student Member, IEEE*, Francisco Javier Herraiz-Martínez, *Member, IEEE*, Javier Matanza Domingo, Romano Giannetti, *Senior Member, IEEE* and Carlos Rodríguez-Morcillo García. “A novel dielectric resonator-based passive sensor for drop-volume binary mixtures classification”.
https://www.iit.comillas.edu/documentacion/IIT-21-100R/A_novel_dielectric_resonator-based_passive_sensor_for_drop-volume_binary_mixtures_classification.pdf
- [26] Ahmed Salim, Saptarshi Ghosh and Sungjoon Lim. “Low-Cost and Lightweight 3D-Printed Split-Ring Resonator for Chemical Sensing Applications”. Septiembre, 2018.
<https://www.mdpi.com/1424-8220/18/9/3049>
- [27] Cristian Rus. “Desarrollan un nuevo método de impresión 3D: mucho más veloz que los actuales y para la impresión de órganos”. Marzo, 2021.
<https://www.xataka.com/investigacion/desarrollan-nuevo-metodo-impresion-3d-mucho-veloz-que-actuales-para-impresion-organos>
- [28] 3D Printing Industry. “The Free Beginner’s Guide”. <https://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/>
- [29] Formlabs. “FDM vs. SLA: Compare the Two Most Popular Types of 3D Printers”.
<https://formlabs.com/blog/fdm-vs-sla-compare-types-of-3d-printers/>
- [30] Jabil. “3D Printing Trends: Six Major Developments”. Febrero, 2020.
<https://www.jabil.com/blog/3d-printing-trends-show-positive-outlook.html>
- [31] All3dp. “The Types of 3D Printing Technology”. Febrero, 2020.
<https://all3dp.com/1/types-of-3d-printers-3d-printing-technology/#:~:text=The%20fundamental%20difference%20between%20these,used%20by%20a%20DLP%20printer>
- [32] All3dp. “Best 3D Printer Filament – The Ultimate Guide”. Enero, 2021.
<https://all3dp.com/1/3d-printer-filament-types-3d-printing-3d-filament/>
- [33] The 3D Printer Bee. “FDM vs. SLA – Filament vs. Resin: Differences, Pros & Cons”.
<https://the3dprinterbee.com/fdm-vs-sla-resin-vs-filament/>
- [34] Athanasios Goulas, Shiyu Zhang, Darren A. Cadman, Jan Järveläinen, Ville Mylläri, Will G. Whittow, John (Yiannis) C. Vardaxoglou and Daniel S. Engström. “The Impact of 3D Printing Process Parameters on the Dielectric Properties of High Permittivity Composites”. Noviembre, 2019. <https://www.mdpi.com/2411-9660/3/4/50/htm>

- [35] Yingwei Wu, Dmitry Isakov, Patrick S. Grant. “Fabrication of Composite Filaments with High Dielectric Permittivity for Fused Deposition 3D Printing”. Octubre, 2017.
https://www.researchgate.net/publication/320571125_Fabrication_of_Composite_Filaments_with_High_Dielectric_Permittivity_for_Fused_Deposition_3D_Printing
- [36] PREPERM. <https://www.preperm.com/products/raw-materials/>
- [37] Ari Sihvola. “Mixing Rules with Complex Dielectric Coefficients”. Marzo, 2000.
<https://vdocuments.net/reader/full/mixing-rules-with-complex-dielectric-coeff-maxwell-garnett-mixing-rule-in-practical>
- [38] Zail Omán Rodríguez-Moré, Humberto Lobato-Morales, Ricardo Arturo Chávez-Pérez & José Luis Medina-Monroy. “Complex dielectric permittivity of rum and its mixtures with methanol, ethanol, and water at frequencies up to 15 GHz”. Enero, 2018.
http://usuario.cicese.mx/~hlobato/publications/2018_JMPEE.pdf
- [39] Michael d. Kraft, Imad F. Btaiche, Gordon S. Sacks, and Kenneth A. Kudsk. “Treatment of electrolyte disorders in adult patients in the intensive care unit”. Agosto, 2005.
http://eloizaquintela.com.br/guide_lines/hyponatremia.pdf
- [40] Natalie Rizzo, MS, RD. "Why Are Electrolytes Important for Athletes?"
<https://greenletes.com/every-athlete-needs-know-electrolytes/>
- [41] “Objetivos de desarrollo sostenible” <https://www.un.org/sustainabledevelopment/es/>

ANEXO A: SCRIPT PYTHON

```
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt

Ethanol_per=np.linspace(0,1,11)

freq_v=[2.5]
Eps_eth_s=24.79
Eps_eth_i=4.37
Fr_eth=0.86

Eps_wat_s=80.75
Eps_wat_i=5.62
Fr_wat=18.19

Eps_Relative=dict()

    Freq=freq_v[freq_iter]
    Eps_Ethanol=Eps_eth_i+(Eps_eth_s-Eps_eth_i)/(1+1j*Freq/Fr_eth)
    Eps_Water=Eps_wat_i+(Eps_wat_s-Eps_wat_i)/(1+1j*Freq/Fr_wat)
    m=Ethanol_per
    Eps_Solution=Eps_Water*(1+3*m*((Eps_Ethanol/Eps_Water)-
1)/((Eps_Ethanol/Eps_Water)+2-m*((Eps_Ethanol/Eps_Water)-1)))
    Tan_Delta=abs((Eps_Solution).imag/(Eps_Solution).real)
    Eps_Relative[str(Freq)] = Eps_Solution.real

    fig,ax = plt.subplots()
    twin1=ax.twinx()
    p1=ax.plot(Ethanol_per*100,Eps_Relative[str(Freq)],'b-
o',label='Permitividad Relativa (real{Er})')
    p2=twin1.plot(Ethanol_per*100,Tan_Delta,'g-o',label='Tangente de
pérdidas (tan(d))')
    lns=p1+p2
    labs=[l.get_label() for l in lns]
    ax.legend(lns,labs,loc=9)
    ax.set_xlabel('% Ethanol/Agua')
    ax.set_ylabel('Permitividad relativa')
    ax.grid(linestyle='--',linewidth=0.5)
    twin1.set_ylabel('Tangente de pérdidas')
    plt.show()
```

