

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería Aeroespacial

Estudio de las propiedades dieléctricas de los tejidos: una aproximación mediante modelado computacional y experimentación

Autora: Sara Gómez Mejías

Tutora: Laura María Roa Romero

Tutora: María Amparo Callejón Leblic

Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2017



Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería Aeroespacial

Estudio de las propiedades dieléctricas de los tejidos: una aproximación mediante modelado computacional y experimentación

Autora:

Sara Gómez Mejías

Tutoras:

Laura María Roa Romero

Catedrática

María Amparo Callejón Leblic

Personal Docente e Investigador Postdoctoral

Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2017

Trabajo Fin de Grado: Estudio de las propiedades dieléctricas de los tejidos: una aproximación mediante modelado computacional y experimentación

Autor: Sara Gómez Mejías
Tutores: Laura María Roa Romero
María Amparo Callejón Leblic

El tribunal nombrado para juzgar el trabajo arriba indicado, compuesto por los siguientes profesores:

Presidente:

Vocal/es:

Secretario:

acuerdan otorgarle la calificación de:

El Secretario del Tribunal

Fecha:

Agradecimientos

Dedico este Trabajo de Fin de Grado a mi familia, por apoyarme tanto y con tanta pasión todos estos años, animándome siempre a seguir adelante y alcanzar lo que deseaba. A esa persona que se ha incorporado a mi vida no hace mucho y que a día de hoy es uno de mis pilares fundamentales.

A la Universidad de Sevilla, a la Escuela y a todos los profesores que, han participado de todos estos años y me han enseñado que el trabajo duro tiene su recompensa.

También agradecer a mi tutora Laura María Roa por darme la oportunidad de poder realizar este trabajo, a Amparo Callejón, quién desde un principio me guió y ayudó para conseguir este resultado y finalmente a David Naranjo quien me ayudó con la experimentación.

*Sara Gómez Mejías
Sevilla, 2017*

Resumen

El estudio de las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos es un canal de investigación muy en auge debido al continuo desarrollo de diversos dispositivos biomédicos, los cuales se favorecen del conocimiento de dichas propiedades dieléctricas. También se estudian estas propiedades por la necesidad del conocimiento de este campo, pues aun se desconoce cuales son los mecanismos de conducción del cuerpo humano. Por ello, este trabajo se centra en dar una solución a estos aspectos, mediante modulado computacional y experimental.

Se parte en principio de una extensa revisión bibliográfica de los estudios que se han llevado a cabo hasta la fecha. Se estudian los diversos métodos existentes que se han empleado hasta el momento, mostrando especial interés por aquellos estudios que arrojaban datos de un gran rango de materiales dieléctricos. Tras la caracterización de las diferentes técnicas se pasa a la elección del método que mejor se adapte a nuestras características de medición. En este trabajo se eligen dos métodos de medida con el fin de corroborar los datos que se obtengan con uno y con otro.

Una vez elegidos los métodos de medición se proponen dos modelos computacionales de elementos finitos. Estos modelos se realizan con el fin de caracterizar la geometría y los valores de los parámetros de funcionamiento óptimos. Con esta caracterización computacional se llevan a cabo ambos modelos experimentales, siguiendo en la medida de lo posible el modelado computacional.

Finalmente se presentan los resultados de los modelos computacionales y de los modelos experimentales. Así mismo, como los modelos experimentales no se pueden basar completamente en los computacionales, se realiza también un modelo de elementos finitos para cada método que sea similar a los montajes experimentales desarrollados. Por lo tanto, para esto modelos de elementos finitos también se muestran los datos y se comparan con los datos que se extraen de los montajes experimentales, con el fin de arrojar unas conclusiones visuales y fácilmente reconocibles.

Abstract

The study of the dielectric properties of biological tissues is a very important research channel due to the continuous development of several biomedical devices, which favor the knowledge of these dielectric properties. These properties are also studied because of the need for knowledge of this field, because it is still unknown what are the mechanisms of conduction of the human body. Therefore, this work focuses on solving these aspects, using computational and experimental modulation.

It starts from an extensive bibliographical review of the studies that have been carried out to date. We study the various existing methods that have been employed so far, showing special interest in studies that yield data from a large range of dielectric materials. After the characterization of the different techniques is passed to the choice of the method that best suits our measurement characteristics. In this paper two methods of measurement are chosen in order to corroborate the data obtained with one and another.

Once the measurement methods are chosen, two computational models of finite elements are proposed. These models are made in order to characterize the geometry and the values for the optimal operating parameters. With this computational characterization both experimental models are carried out, following as far as possible the computational modeling.

Finally, the results of the computational models and the experimental models are presented. Also, since the experimental models can not be completely based on the computational ones, a finite element model is also made for each method that is similar to the experimental assemblies developed. Therefore, for this finite element models are also shown the data and are compared with the data that are extracted from the experimental assemblies, in order to throw some visual and easily recognizable conclusions.

Índice

Agradecimientos	I
<i>Resumen</i>	III
<i>Abstract</i>	V
1 Introducción	1
1.1 Antecedentes	1
1.2 Justificación	9
1.2.1 Método elegido	9
1.2.2 Material elegido	11
1.3 Hipótesis y objetivos	11
1.4 Estructura del trabajo	11
2 Fundamentos de la medida de las propiedades dieléctricas	13
2.1 Introducción	13
2.2 Propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos	13
3 Modelado computacional FEM del músculo de cerdo	19
3.1 Geometría de los modelos FEM	19
3.1.1 Modelo FEM de 2 electrodos	19
3.1.2 Modelo FEM de 4 electrodos	20
3.2 Ecuaciones que gobiernan los modelos FEM	21
3.3 Procesado computacional de los resultados obtenidos	23
3.4 Simulaciones mediante FEM y parámetros de estudio	25
3.4.1 Simulaciones para el método de 2 electrodos	25
3.4.2 Simulaciones para el método de 4 electrodos	25
4 Montajes experimentales para la obtención de las propiedades dieléctricas	27
4.1 Montaje experimental para 2 electrodos	27
4.2 Montaje experimental para 4 electrodos	29
5 Resultados	33
5.1 Resultados para el modelo FEM de 2 electrodos	33
5.2 Resultados para el modelo FEM de 4 electrodos	36
5.2.1 Resultados para una separación entre los electrodos de 8.5 cm	36
5.2.2 Resultados para una separación entre los electrodos de 17.5 cm	37
5.2.3 Resultados para una separación entre los electrodos de 26.5 cm	40
5.2.4 Resultados para $I_0 = 0.46mA$	42
5.3 Resultados para el montaje experimental de 2 electrodos	45
5.3.1 Resultados para la medida sin la función <i>averaging</i> activada	45
5.3.2 Resultados para la medida con la función <i>averaging</i> activada	46
5.4 Resultados para el montaje experimental de 4 electrodos	48
5.4.1 Resultados para $d_2 = 8.5cm$	48

5.4.2	Resultados para $d_2 = 17.5cm$	50
5.4.3	Resultados para $d_2 = 26.5cm$	52
5.5	Comparación de los resultados obtenidos	54
5.5.1	Comparación de los resultados para el modelo de 2 electrodos	54
5.5.2	Comparación de los resultados para el modelo de 4 electrodos	56
	Comparación para $d_2 = 8.5cm$	56
	Comparación para $d_2 = 17.5cm$	58
	Comparación para $d_2 = 26.5cm$	60
5.6	Comparación entre los dos montajes experimentales	62
6	Conclusiones	65
	<i>Índice de Figuras</i>	67
	<i>Índice de Tablas</i>	69
	<i>Índice de Códigos</i>	71
	<i>Bibliografía</i>	73

1 Introducción

El estudio de los materiales biológicos posee las características de incidir a corto plazo en la calidad de vida del ser humano, es por ello por lo que tiene infinidad de aplicaciones en diversos ámbitos como puede ser el clínico, farmacológico, y terapéutico. Desde aplicaciones en la detección de tumores [1], hasta el estudio del efecto que tienen diferentes tejidos en enfermedades como la diabetes o en la obesidad [2], o hasta las conocidas técnicas de IBC las cuales usan el cuerpo humano como canal de transmisión [3]. Es por eso que para el mejor aprovechamiento y calidad de la señal transmitida se desea una precisa caracterización de los tejidos que forman parte del cuerpo humano. Ante este creciente deseo por el conocimiento de estas propiedades surge la problemática relacionada con la existencia de una amplia diversidad entre los métodos que cada investigador adopta, para la obtención de estas propiedades, es decir no existe un consenso para ello.

Por esta razón se intenta dar solución a ese hecho con este trabajo, el cual se centra en la caracterización de las propiedades dieléctricas del tejido muscular de cerdo, a diferentes frecuencias, con el fin de contribuir a la caracterización del comportamiento de los tejidos biológicos cuando estos son sometidos a campos eléctricos externos variables. Para conseguir el objetivo final se procede en primer lugar realizando una revisión bibliográfica de los estudios que han seguido la línea de nuestro proyecto hasta el día de hoy, teniendo así una visión global de cual método de medida es mejor y cual se comporta más favorablemente en el rango de frecuencias deseado. Una vez que se conozca el método de medida elegido se realiza un modelo con el método de los elementos finitos para verificar nuestra hipótesis sobre el modelo desarrollado, y posteriormente poder llevarlo a la práctica en un setup experimental que sea fiel al modelo desarrollado y que nos permita obtener los datos dieléctricos deseados. Se escogieron dos métodos de medida, lo cual nos llevó a desarrollar dos modelos computacionales diferentes, así como, dos montajes experimentales. Tras la toma de medidas se procesan computacionalmente los datos, para la extracción de los resultados se comparan de forma gráfica con los datos del modelo de elementos finitos así como con aquellos que obtuvo Gabriel en sus experimentos [4].

1.1 Antecedentes

Es en la década de los años 50 cuando el interés por esta materia comenzaba a surgir y diversos estudios acerca de las características teóricas de los tejidos fueron expuestos como son los que se presentan en [5] [6] [7]. Del mismo modo, también se comenzó a caracterizar algunos tejidos, comenzando por parámetros fáciles de medir y adecuados a la disposición tecnológica de la época. Algunos de estos estudios son como el que se presenta en [8], el cual se centró en el estudio del espectro de frecuencias de diferentes tejidos biológicos. Conforme iban pasando los años el interés se iba incrementando, y los estudios cada vez se centraban más en la caracterización de los tejidos a través de sus propiedades dieléctricas, es decir se centraban más en el conocimiento de las propiedades de permitividad y conductividad. Se hace notorio que uno de los materiales más estrechamente estudiados es el tejido muscular, es por ello que Hurt en 1985 [7] recopiló todos los datos existentes hasta la fecha y desarrolló un programa encargado de interpolar los datos mediante expresiones de tipo Debye. Los resultados obtenidos los representó de forma gráfica, tanto para la permitividad como la conductividad en un rango de frecuencias que abarcaba desde los 10 Hz hasta los 100GHz, un rango bastante amplio para la fecha en el que se desarrolló el estudio.

Si bien el estudio desarrollado por Hurt en 1985 [7] arroja datos de mucha relevancia, existía aún la necesidad de caracterizar los diferentes tejidos que forman parte del cuerpo humano, ya que cada tipo de

tejido presenta un comportamiento ante la frecuencia diferente. Por este motivo en 1996 Gabriel lanza sus experimentos y los presenta en tres artículos diferentes. En el primero de ellos [9] expone una intensa revisión bibliográfica de los estudios existentes y una gran recopilación de datos. Él mismo encontró que había una gran disparidad entre ellos, así como que existían lagunas en los rangos de frecuencias, lo que hacía que había frecuencias en los que no existían valores que caracterizaran los tejidos. Debido a esto, en su artículo [4] llevó a cabo un estudio experimental de las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos en el rango de frecuencias comprendido entre 10Hz hasta 20 GHz, mediante tres técnicas diferentes de medida basados en instrumentos diferentes, para de esta forma asegurar que los datos recogidos fuesen correctos. Se valió de analizadores de impedancia y de analizadores de redes, junto con una sonda coaxial cónica adaptada a 50 Ω para medir las propiedades dieléctricas de más de 30 tejidos diferentes. Esta sonda que empleó en sus mediciones estaba recubierta de platino pulverizado lo que favorecía la toma de medidas desde los kilohercios hasta los gigahercios, sin embargo no se evitaba el efecto de la polarización del electrodo, el cual era más relevante para frecuencias por debajo de 100Hz. Para estabilizar los datos recogidos junto con los existentes en la literatura, en [10] desarrolló un modelo paramétrico para ajustar los datos experimentales. Los datos recogidos en [4] han sido y son motivo de referencia, sin embargo el procedimiento explicado deja muchas lagunas, como por ejemplo no se explica a que se hace referencia con la constante K , la cual aparece en las ecuaciones que rigen el método.

Otro problema que aparece en el estudio llevado a cabo en [4] es que las medidas tomadas en tejido animal están hechas tras dos horas desde que el animal ha sido sometido a la autopsia, y las de humanos tras 24 horas desde la autopsia, lo que induce a pensar que las medidas no representan las propiedades del cuerpo humano en vivo. Aun así se han aceptado los datos de este autor como correctos, sin cuestionar que el hecho de que no sean tomados con los tejidos in vivo no representa con fidelidad lo que realmente se quiere medir.

Dio que pensar este hecho y fue el estudio presentado en [11], con el que se cuantificaron los cambios que se producían en la permitividad y en la conductividad para tejido cerebral de cerdo vivo y extirpado. Este autor observó una diferencia de entre el 3-4% para la permitividad y del 15-11% para la conductividad en un rango de frecuencias desde los 900-1800MHz para tejidos muertos y in vivos respectivamente. Por ello tras estos resultados se llevó a cabo un estudio [12] similar pero en tejido cerebral humano extirpado y se extrapolaron los cambios que se apreciaban entre el tejido cerebral de cerdo vivo y extirpado al caso humano, pudiendo obtener así unos resultados más fieles a la medición que se tendría en la realidad. Este ánimo para extrapolar los datos de medición en tejido humano extirpado a tejido vivo mediante datos de animales, es motivado debido a que se sabe que existe un cambio en la conductividad iónica del tejido, lo que puede ser explicado por la disminución del contenido en sangre que presenta un tejido extirpado. En ambos estudios [11] y en [12] se emplearon al igual que en el de Gabriel [4] un analizador de redes, junto con una sonda coaxial de extremo abierto. En ambos estudios [11] y [12] la temperatura de la muestra es controlada, ya que se sabe que la temperatura en la que se tome la medición afecta al resultado de esta. Sin embargo, aunque se llevó a cabo el estudio de manera similar al propuesto por Gabriel, el autor, en [12] ya notó que existía una diferencia del 10-25% en los datos a la frecuencia de 1GHz entre sus estudios y el estudio de Gabriel en [4]. Motivo este junto con el hecho de extrapolar los datos de animales al caso humano, que refuerzan la principal problemática del consenso nulo que existe en la toma de mediciones dieléctricas.

Al igual que en los estudios presentados anteriormente existen muchos más que emplean el método de la sonda coaxial empleando la sonda de *Agilent* HP85070B (o otros tipos que también son del mismo fabricante). Algunos de estos estudios son los que se muestran en [4],[2],[11], [12] o en el estudio que se presenta en [13] en el cual se miden las propiedades de la dermis y la epidermis desde los 0.5GHz hasta los 110GHz, empleando dos métodos diferentes. En el rango de frecuencias hasta los 50GHz se empleó el de sonda coaxial de extremo abierto, mientras que, para frecuencias hasta los 110GHz se empleó el método de espacio libre, el cual consiste en colocar la muestra entre dos antenas que emiten ondas a la frecuencia deseada. El material aquí empleado fue piel de cerdo enucleado, y se dividió esta en sus dos partes, la dermis y la epidermis. Al igual que en [4] las medidas habían sido tomadas sobre las muestras tras 48 horas de haber sido extirpadas, lo que enfatiza en la disparidad existente y en lo que se plantea en [11] y en [12] ya que la conductividad iónica de los tejidos cambia en tejidos extirpados debido a que disminuye su contenido en sangre. Sin embargo como punto común en [13] la temperatura también fue controlada y osciló entre los 34-37°C. Así mismo en la comparación del estudio [13] con [4] se observa que los datos están en concordancia para la permitividad, aunque se demuestra en [13] que extendiendo el modelo paramétrico desarrollado en [10] hasta los 50GHz se obtiene una conductividad mayor que la reportada en [4]. Se llega pues a la conclusión de que las propiedades dieléctricas para la dermis son mayores que para la epidermis. Otro hecho importante a tener en cuenta es la anisotropía que aparece en los tejidos como la piel o el músculo, según se presenta en [2], pues estos poseen rutas eléctricas preferidas por el movimiento de los iones. En cambio el tejido adiposo blanco, que es

el estudiado en [2] carece de estas rutas pero si tiene un mayor contenido de agua, lo que se traduce en que su permitividad relativa será mayor.

En todos los estudios pasados y actuales el principal objetivo que se pretende es conseguir obtener datos de las propiedades dieléctricas en tejido vivo en humanos. Este hecho es complicado pues las técnicas que se desarrollan en [11], [12], [13], son invasivas y aún no se ha llegado a un acuerdo para su investigación. Por ello lo que se propone es tomar medidas en animales in vivo, principalmente mamíferos grandes, se estudia la variación de las propiedades entre el caso en vivo y el caso de tejido extirpado y tras esto se propone una extrapolación al caso humano. Sin embargo esta vía de investigación no está todavía del todo clara, debido a que no existe un único método de medición para el amplio rango de frecuencias, ni se ha normalizado la temperatura de medición, ni tampoco el tiempo que ha de transcurrir para realizar el experimento en materiales extirpados.

Otro gran inconveniente que se aprecia es que los septup presentados son difícilmente reproducibles si no se disponen de los instrumentos de medición que en ellos se emplean. Por ello animados por la necesidad de dar respuesta a este aspecto, diversos autores han proporcionado varios métodos, basados en la medición con sonda coaxial de extremo abierto. Estos métodos asemejan esta sonda como un modelo de circuitos equivalentes. Este ánimo por el conocimiento de estas propiedades con técnicas poco invasivas y económicas, lleva a los autores a tomar soluciones con elementos más cotidianos como los conectores coaxiales tipo N o SMA según se aprecia en [14],[15],[16] o en [17] evitando así el empleo de una sonda coaxial del tipo que presenta *Agilent*, y la que se usa en [4], [11], [13],[13]. Estas sondas coaxiales trabajan según se presenta en [18] y [19] en conjunción siempre de un analizador vectorial de redes(VNA), el cual proporciona el valor del coeficiente de reflexión de la línea, y más concretamente, proporciona el coeficiente de reflexión de la muestra. Si no se dispone de una sonda comercial, la sonda coaxial se modela según un circuito equivalente de parámetros concentrados por lo que se hace necesario el conocimiento de las ecuaciones que rigen su comportamiento. Por ello en el estudio llevado a cabo en [17], se presentan las ecuaciones que rigen esta aproximación, siendo las ecuaciones presentadas en dicho estudio las más completas. Existen también aproximaciones que dependiendo del rango de frecuencia en el que se quiera estudiar será más útil emplear una que otra. Una de estas aproximaciones es aquella denominada modelo de antena que aparece en varios estudios como son [15] y [16], la cual considera la sonda como si fuese una antena. En cambio existe otra aproximación cuyo tratamiento es mucho más sencillo, y se denomina modelo de parámetros concentrados capacitivo, y que también es usada en [20] y [19]. La principal diferencia entre uno y otro es que el modelo de antena posee una conductancia de radiación en su extremo abierto, mientras que el modelo capacitivo dispone solo de dos condensadores colocados en paralelo.

Como se aprecia, el método de la sonda coaxial es uno de los más empleados, pero entraña el hecho de que para tomar las medidas se precisa un material cuyas propiedades dieléctricas sean conocidas de antemano según nos muestran los estudios [15], [20], y [19] ya que en el modelado de parámetros concentrados aparecen parámetros cuyo conocimiento es muy costoso computacionalmente, por lo que diversos autores han optado por solventar este hecho midiendo sobre un material conocido, del cual se extraen dichos parámetros y se usan posteriormente en las mediciones. Este arreglo en la medición induce errores que los autores han optado por obviar a favor de un experimento rápido y más sencillo. En la Figura 1.1 se ve de forma gráfica en que consiste el modelado de la sonda coaxial con el modelo de parámetros concentrados de antena.

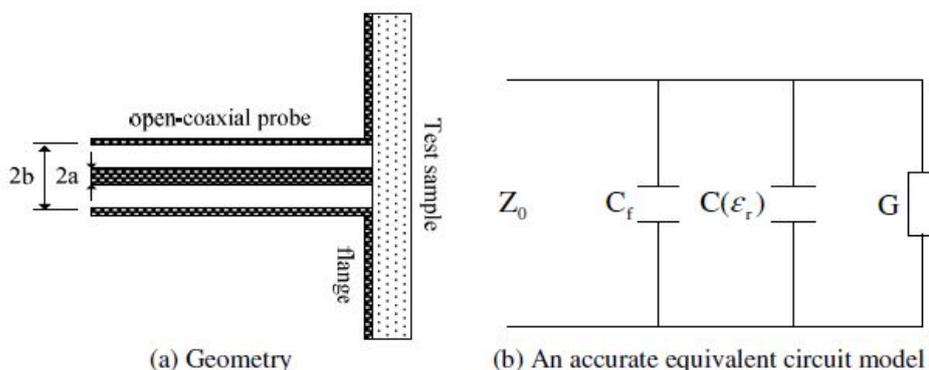


Figura 1.1 Modelo de antena de la sonda coaxial [15].

De la Figura 1.1 se pueden deducir los dos modelos de parámetros concentrados comentados anteriormente, ya que el modelo capacitivo surge de la simplificación en el modelo de antena cuando se desprecia la conductancia de radiación G , al igual que se desprecia en [15], [16] [19]. Analizando la Figura 1.1 se puede extraer cual sería la fórmula de la admitancia de este modelo y se conocerían los parámetros que se deben conocer a priori a partir de un material de referencia. Por este hecho, este método necesita de calibraciones recurrentes, pues cuanto mejor se caractericen los materiales de referencia mejores resultados se obtendrán.

$$Y(\omega) = j \cdot \omega \cdot C_f + j \cdot \omega \cdot C(\epsilon_r) + G \quad (1.1)$$

Como se observa de la ecuación 1.1 los parámetros que son necesarios conocer son la conductancia de radiación G , y las capacitancias C_f y $C(\epsilon_r)$. Para tener caracterizado el modelo de antena es necesario conocer esos tres valores, sin embargo en el modelo capacitivo se puede despreciar la conductancia de radiación G siempre y cuando se cumpla que $\frac{a}{\lambda} \ll 1$, siendo a el diámetro de la sonda coaxial, y λ la longitud de onda de la señal a la que es sometida la muestra según se muestra en el estudio llevado a cabo en [18]. Cabe la posibilidad también de simplificar otro de los parámetros como puede ser la capacitancia de franja C_f en el caso de que se considere un modelo de antena como vemos en los estudios realizados en [21] y en [22], los cuales desprecian la variación de la capacitancia de franja con la permitividad relativa de la muestra a favor de mantener la conductancia de radiación G .

Como se comentó más arriba, el desarrollo matemático de la impedancia de la sonda posee unos valores que se han supuesto que son independientes de la frecuencia y de la permitividad de la muestra, es por ello que se han de tener en cuenta las siguientes aclaraciones que se plantean en [16]. Dichas aclaraciones nos muestran las simplificaciones que se han realizado para poder obtener de forma sencilla la admitancia de la sonda, de la forma propuesta en la ecuación 1.1. Dichas consideraciones son:

- El campo en la apertura de la sonda no es puramente transversal (TEM), por lo tanto esto conllevaría a que no habría una sola admitancia.
- Para la simplificación de los cálculos se asume que la apertura de la sonda es puramente TEM, lo cual nos proporciona un solo valor de admitancia.
- La ecuación de la admitancia presentada en la ecuación 1.1 es para una sonda coaxial de extremo abierto cuya apertura tiene un plano de tierra infinito, mientras que la sonda considerada en realidad solo tiene un plano de tierra pequeño, que es el espesor del conductor externo, sin embargo este hecho solo tiene una pequeña influencia en la medida.

Del mismo modo también existen unas consideraciones a tener en cuenta para llevar a cabo la simplificación del modelo de antena al modelo capacitivo. Para obtener la simplificación deben cumplirse una serie de condiciones que se obtienen de [20], además de la relación $\frac{a}{\lambda} \ll 1$ obtenida de [18]. Estas condiciones son:

- C_o y C_f han de ser independientes de la permitividad compleja de la muestra.
- C_o y C_f han de ser independientes de la frecuencia.
- La sonda no ha de propagar radiación, hecho por el cual no es necesario tener en cuenta la conductancia de radiación.

Por tanto a la hora de realizar la simplificación, es necesario notar que se cumplen dichas condiciones, pues se traducirá en unas mediciones más precisas y certeras.

No solo el empleo de este sistema de medición se usa para la caracterización de los tejidos biológicos, sino que también su uso se está extendiendo a otros ámbitos como se puede ver en [19] en el que se emplea una sonda coaxial y su equivalente circuito eléctrico de parámetros concentrados para estudiar los cambios que se producen en la permitividad de diferentes aceites de transformadores, en el rango de frecuencia desde los 100MHz-3GHz. Como material de calibración y de referencia se empleó el aceite de oliva, del cual los datos de permitividad fueron obtenidos de [23]. Del mismo modo, en estos estudios la sonda coaxial empleada no es más que un conector coaxial estándar de tipo SMA, con el conector externo pulido para conseguir una superficie lo más plana posible.

Además del modelo de sonda coaxial de extremo abierto que se ha comentado, existen en la literatura dos más que son motivo de mención, estos son el modelo de la línea virtual y el modelo rotacional [24]. El primero consiste en asemejar el material bajo prueba como un material cuyas dimensiones son las mismas que las de la sonda coaxial, pero con un salto en permitividad determinado por la permitividad de la muestra. Es un método robusto para proporcionar datos con suficiente precisión cuando se emplea agua desionizada y

aire como elementos de calibración. El otro método del que se habla, es el método rotacional, el cual fue desarrollado allá por la década de los 90. Los resultados obtenidos con este método incluyen los efectos de radiación y la energía almacenada en la región de campo lejano. Sin embargo, ha de tenerse en cuenta que este modelo solo es válido si los valores de permitividad y frecuencia oscilan entre unos rangos determinados, lo que no lo hace atractivo para un estudio de diversos tipos de materiales. Estos valores entre los que deben moverse los resultados son los que aparecen en las ecuaciones 1.2 - 1.4.

$$1 \leq \epsilon' \leq 80 \quad (1.2)$$

$$-80 \leq \epsilon'' \leq 0 \quad (1.3)$$

$$1 \leq f \leq 20GHz \quad (1.4)$$

Aunque a día de hoy y en los estudios realizados en el pasado parece ser que el método predominante es el de la sonda coaxial de extremo abierto por su versatilidad, también existen otros métodos que aunque no son tan comunes ofrecen mediciones cuyas características son importantes de analizar. Uno de estos métodos es el de cavidad resonante, el cual no requiere de equipamientos especiales, pues con un generador de señales y un detector de potencia puede ser suficiente. Ofrece mediciones muy precisas sin necesidad de calibraciones complejas o procesar los datos tras la recogida de las medidas, además permite la realización de mediciones a elevadas temperaturas como se muestra en [25]. El principal impedimento que ofrece este sistema es que la medición solo es posible a una sola frecuencia [26] y la cavidad ha de ser diseñada específicamente según la frecuencia a la que resuene la muestra, consiguiendo a la vez un elevado factor de calidad lo que permite tener medidas muy precisas. Algunos artículos en los que se puede ver el empleo de esta técnica son [27] o en [26]. Es en el artículo [28] es donde se muestran todas las ecuaciones que dominan este método. Este método está basado en el cambio que existe en la frecuencia de resonancia cuando se introduce en la cavidad la muestra de la que se quiere conocer los datos dieléctricos. Por esta razón el tamaño de la cavidad resonante ha de ser diseñado para cada frecuencia de interés, manteniéndose una relación inversa según se muestra en [25]. Junto con el hecho de la fabricación específica de la cavidad, aparece el hecho de que la muestra ha de ser manipulada, sufriendo cortes y presión para poder rellenar completamente la cavidad, lo que hace que estas muestras no arrojen las propiedades dieléctricas reales, pues pierden cantidad de agua dando unos datos dieléctricos más bajos de los que serían en realidad como se muestra en [27]. Aún así este método es uno de los más precisos cuando las cavidades que se diseñan son cilíndricas, pues esta geometría favorece la manipulación y la inserción de la muestra.

En consonancia con este método aparece la técnica de espacio libre, la cual está agrupada en aquellas que son no destructivas y sin contacto. Por este motivo es una de las técnicas más empleadas en mediciones cuando el material se encuentra a elevadas temperaturas. La ventaja principal de este método es que se puede obtener el coeficiente de reflexión de un material sin necesidad de contacto físico, lo que lo hace especialmente útil para aquellas muestras que tengan un espesor muy delgado, como por ejemplo la piel. Su rango de uso está especialmente indicado para frecuencias mayores de 10GHz como se aprecia en [29]. Al igual que se mencionaba anteriormente, en el artículo [13], se usa para dar respuesta a las propiedades dieléctricas en el rango de frecuencias más elevado desde los 50GHz hasta los 110GHz.

La asunción hecha habitualmente con este método es que una onda plana uniforme es normalmente incidente en la superficie plana de un material homogéneo, para el cual se hace la aproximación de que dicho material se expande infinitamente lateralmente, por lo cual los efectos de difracción de los bordes pueden ser despreciados. Se conoce de este método que los principales desajustes y efectos de difracción en los bordes de la muestra son generalmente considerados la principal fuente de error. Estos errores se aprecian en [?] donde se contabilizaron múltiples reflexiones, desajustes y efectos de difracción en los bordes de la muestra. Para conseguir mediciones libres de errores se debe prestar especial atención a la elección de los elementos de radiación, el diseño del sostenedor de la muestra, la geometría de esta, así como su localización entre los dos elementos radiantes. Este método es ampliamente empleado en aplicaciones del sector textil [30], o para el estudio de materiales composites [31]. Mientras que, por otro lado en los campos de las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos está algo limitado por las características que debe mostrar la muestra, como en [13], donde la muestra ha de tener un espesor muy delgado como es el caso de la dermis y la epidermis.

Para los rangos de frecuencia elevados la técnica del espacio libre es la más óptima, junto con la técnica de la sonda coaxial de extremo abierto, pero para los rangos bajos la mejor es la técnica de las placas planas

paralelas que se desarrolla en [32] y en [33], siendo útil desde los kHz hasta las decenas de megahercios. Su funcionamiento se basa en introducir la muestra de material entre dos placas planas paralelas a las cuales se les inyecta una señal variable con la frecuencia, la cual es la encargada de que la capacitancia que arroja el condensador varíe proporcionando así el valor de la permittividad de la muestra [28]. Aunque es un método fácil, presenta dos errores que lleva aparejados. Uno de ellos es la polarización del electrodo, al igual que sucedía con el método de la sonda coaxial y que se reportó en el estudio de Gabriel [4], o en el estudio [34]. Este error aparece debido al efecto que se produce entre las placas metálicas y los electrolitos de la superficie del material. El segundo de estos errores son los huecos de aire que se pueden insertar entre las placas planas del condensador y la muestra, los cuales no son apreciables a simple vista.

El primero de estos errores se puede solventar evitando tomar mediciones por debajo de 1 kHz, pues es en esa región donde, como diversos autores han reportado [9], [4], [34], se hace más patente este efecto llegando incluso a enmascarar el verdadero valor de las propiedades dieléctricas. También según aparece en [35], es usual emplear electrodos con gran superficie microscópica para mitigar este efecto. En cuanto a los huecos de aire, se pueden solventar ayudándonos de dos aspectos, el primero de ellos es el que se presenta en [12], en el cual el autor describe un procedimiento para evitar que se creen huecos de aire entre la sonda y el material. Este procedimiento consiste simplemente en ir acercando la muestra lentamente hasta la sonda, y una vez que se produzca el primer contacto deslizar la muestra para que toda esté en contacto con la sonda, y una vez ahí hacer presión para que no se queden esos indeseables huecos. Otro ajuste es el que presenta Agilent en su nota de aplicación [32], en el cual se proporcionan unas ecuaciones para corregir los datos obtenidos y eliminar así el indeseable efecto que producen los huecos de aire. Es un método ampliamente aplicado, tanto en aplicaciones científicas como en académicas ya que el experimento conlleva fácilmente a la medición del parámetro de permitividad de cualquier material situado entre sus placas. Es en el artículo [36] donde se emplea para la medición de los parámetros dieléctricos de materiales biológicos con baja cantidad de agua en el rango de 1kHz hasta 1GHz, pero más exactamente se empleó solo hasta 13MHz para tejido animal. Los electrodos estaban fabricados de platino y su geometría era circular con un diámetro de 10cm. Se obtuvieron precisiones de aproximadamente el 3% para la conductividad y del 5% para la permitividad, lo cual son resultados muy aceptables.

Aunque son muchos estudios los que desarrollan sus experimentos con el método de la sonda coaxial, también existen infinidad de estudios los cuales emplean el método de los electrodos para la medición de la impedancia de los diferentes tejidos biológicos, o más específicamente de la bioimpedancia. Esto es así debido a que es un método de medición barato, rápido y con aplicación en muchas partes del cuerpo humano. Se beneficia por su escasa preparación del material de prueba, y su versatilidad para medir en diferentes tejidos, ya sean sólidos o líquidos debido a que en el mercado existen infinidad de electrodos que son óptimos para un tipo de tejido y otros como podemos ver en [37].

Un método similar al que presenta Agilent en [33] y en [32] es el método de 2 electrodos. Este método es empleado para el conocimiento de la impedancia que posee una muestra de la que se quiere conocer los parámetros dieléctricos. Su fundamento se basa en hacer circular una corriente eléctrica conocida a través de los electrodos y medir la diferencia de potencial existentes entre los mismos dos electrodos con los cuales se inyecta la corriente. Con estos valores, empleando la ley de ohm, es posible conocer el valor de la impedancia de la muestra. Según se muestra en la Figura 1.2 la impedancia de la muestra Z_{MBP} se obtiene mediante la ley de ohm sin embargo, la impedancia total del circuito está formado más elementos. Está compuesta por la impedancia de la muestra bajo prueba Z_{MBP} la impedancia de los electrodos Z_{e1} y Z_{e2} así como las resistencias que resultan de los cables de conexión al voltímetro. Entonces la impedancia total del circuito se calcula como se muestra en la ecuación 1.5.

$$Z = Z_{MBP} + Z_{e1} + Z_{e2} + R_{cable1} + R_{cable2} \quad (1.5)$$

Sin embargo, este método aunque parezca a primera vista fácil y práctico es todo lo contrario, ya que es un método ineficiente pues es necesario conocer de antemano la impedancia de los electrodos y de los cables de conexión para cada valor de frecuencia, lo cual lo hace impropio para un análisis multifrecuencia. Además también se crean resistencia de contacto entre los electrodos y el voltímetro que suman un error en las mediciones. Pero es un buen inicio para una primera toma de contacto con las medidas, si se dispone de instrumentos que desprecien los valores de la resistencia de los cables.

En diversos estudios el método más favorecedor es el de los 4 electrodos como se muestra en [39], o en [34] ya que mitiga el efecto de la polarización del electrodo y elimina la necesidad de tener en cuenta la resistencia que añaden los cables de conexión. Como aparece en la Figura 1.3 este método elimina las resistencias de contacto y las resistencias que aparecen debido a los cables de conexión del voltímetro. Consiste en

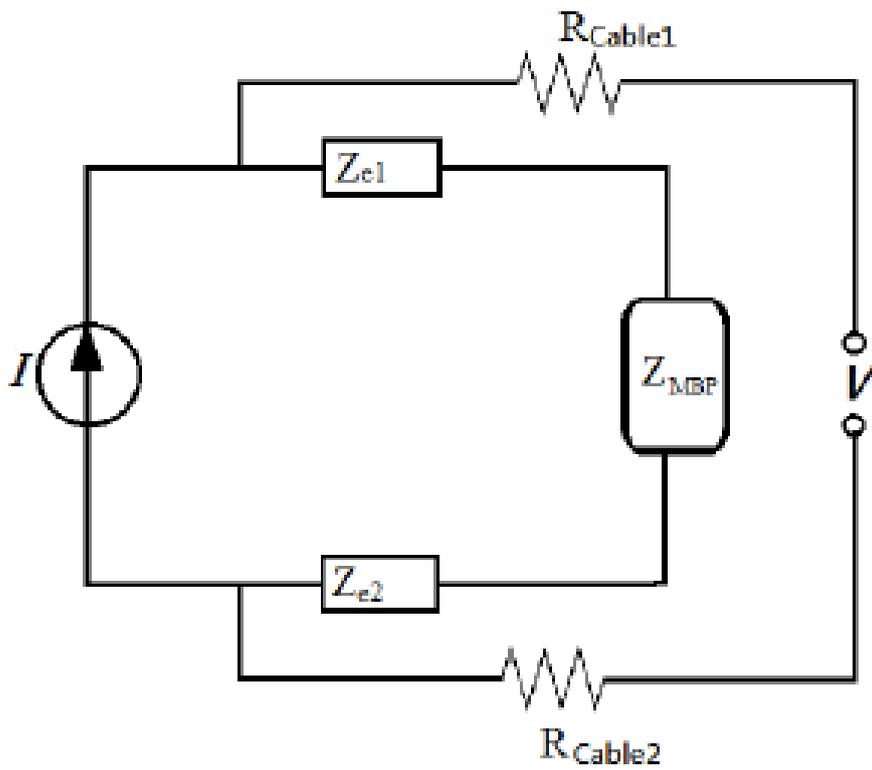


Figura 1.2 Diagrama circuital del método de 2 electrodos obtenida de [38].

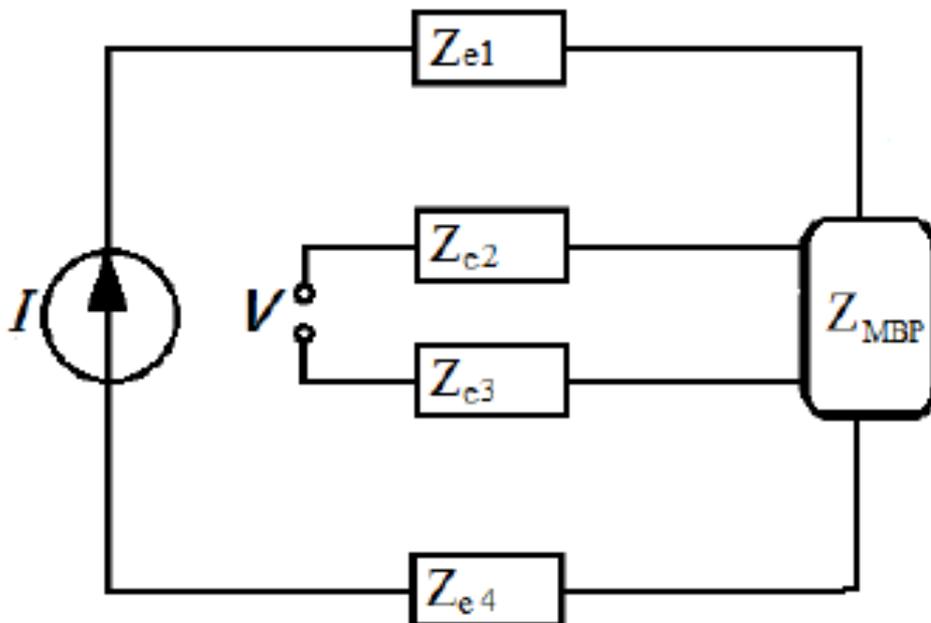


Figura 1.3 Diagrama circuital del método de 4 electrodos obtenida de [38].

inyectar una corriente entre los dos electrodos externos y medir la diferencia de potencial existente en los dos electrodos internos y por lo tanto la impedancia se obtendría aplicando la ya conocida ecuación de la ley de ohm. Los valores Z_{e1} , Z_{e2} , Z_{e3} , Z_{e4} y Z_{MBP} son las impedancias de los cuatro electrodos de medición y la impedancia de la muestra. Para calcular entonces la impedancia de dicha muestra se ha de aplicar la ecuación 1.6. La cual no depende de otros parámetros debido a que la impedancia de los instrumentos de medición de voltaje es muy alta y entonces habrá un flujo muy pequeño de corriente por los dos electrodos internos, hecho que nos permite determinar el voltaje que cae en la muestra.

$$Z_{MBP} = \frac{V}{I} \quad (1.6)$$

Un ejemplo del empleo de este método se muestra en [39] donde se miden las propiedades dieléctricas de diversos materiales como puede ser la gelatina Agar a modo de phantom, la cual es introducida en un tubo de PVC de 36mm de largo y un diámetro de 35mm. La medición se lleva a cabo usando el método de 4 electrodos, en el cual los electrodos de inyección de corriente se colocan en las caras planas de dicha muestra cilíndrica, y los electrodos de tensión, los cuales recogen la señal de medida, se colocan a una distancia de separación de 30mm en la cara curva de dicha muestra. Los electrodos de inyección fueron fabricados de acero inoxidable y los de medición de la aleación Ag/AgCl, muy común en el ámbito clínico. Este método también es usado por autores para caracterizar a los tejidos, o bien para obtener de ellos las propiedades dieléctricas que se desean como en [40] donde estudian las propiedades dieléctricas del tejido muscular cuando este está en diferentes situaciones fisiológicas como son, contraído, relajado o justo después de dejar de estar contraído. También es usado en [41] donde se caracteriza la duramadre humana, una capa del tejido cerebral humano. Más recientemente, en [34] se proporciona un enfoque, revisión y una medición para caracterizar los tejidos a frecuencias por debajo de 1MHz. En este estudio los materiales usados son tejido de cerdo in vivo y fluidos corporales. Se motivó este estudio por el hecho que surge al observar que las mediciones por debajo de esta frecuencia o no estaban bien caracterizadas o simplemente no existían. De [37] se sabe que el material del electrodo es fundamental para determinar la impedancia de polarización del electrodo, además que el cable de conexión añaden otra serie de componentes que interfieren en la medida. Se observa también del mismo estudio que los electrodos superficiales cuanto mayor superficie tengan, su impedancia serán más pequeñas, lo cual induce a que se tengan mejores resultados en las mediciones.

En último lugar, y no siendo este el menos importante, están las técnicas que emplean líneas de transmisión, y guías de onda. Estos métodos son también muy empleados pero parten del inconveniente de que la muestra ha de ser muy manipulada para que ocupe todo el espacio de la guía de onda. Por ejemplo, en [25] se ve que la muestra ha de tener una dimensión que es inversamente proporcional a la longitud de onda, lo cual hace que las muestras sean particularmente grandes para elevadas frecuencias. El sistema de medición se basa en que la energía de la guía de onda que se propaga por dentro está totalmente concentrada en su interior, y en que la velocidad de fase es igual a la velocidad de fase de una onda plana en el límite de un medio dieléctrico como se extrae de [29]. Su funcionamiento está basado en el cambio que se produce en la permitividad efectiva y la impedancia característica Z_0 de la línea. Las propiedades dieléctricas son entonces obtenidas del cambio en la permitividad efectiva usando las expresiones que se encuentran en el libro [42]. Un tipo especial, comúnmente caracterizadas y usadas son las líneas de transmisión planas, o microstrip. Entre sus principales ventajas destacan su facilidad en la fabricación bajo costo y la compacidad características que las hace muy atractivas para la investigación de las propiedades dieléctricas como aparece en [25]. Se ve en [29] como existen diversas implementaciones de este método, en el cual el material dieléctrico a considerar puede ser insertado de varias formas, la primera de ellas considera al material como si fuese este el propio sustrato de la línea plana, y en cambio el otro método lo considera como el material que se coloca sobre la línea y el sustrato. Para materiales líquidos sin embargo, estos se colocarán sobre la tira conductora superior y ha de ser contenido con un recipiente que mantenga el líquido en contacto sin que se derrame por fuera de la línea plana. Este material contenedor puede inducir cambios en la permitividad, debido a que interfiere en la medida, aunque como se muestra en [29] lo más usual es emplear un contenedor de un material que posea pocas pérdidas dieléctricas. Al igual que para la sonda coaxial o el método de los electrodos, es útil esta técnica para materiales tanto sólidos como líquidos, ya que la guía de ondas puede sumergirse en un medio líquido.

1.2 Justificación

1.2.1 Método elegido

Como se ha presentado en base a la literatura existente, existen múltiples sistemas para la medición de las propiedades dieléctricas de tanto materiales biológicos como de sustancias químicas o materiales plásticos como el nylon o el teflón. Los métodos están bien situados y debido al gran número de estudios existentes, están muy bien caracterizados tanto experimentalmente como matemáticamente. Sin embargo hay que tener en cuenta sus características principales y sus rangos de aplicación ya que no todos sirven para realizar mediciones de la misma manera. Por este motivo, y como resumen de todo lo planteado anteriormente, se presenta una tabla donde se plasman las principales características, así como ventajas y desventajas de cada método, con el fin de proporcionar una visión más clara y esquemática de cada uno de ellos y poder así tener una mayor rapidez a la hora de su elección. El empleo de un método u otro se discutirá más adelante, una vez que tengamos claramente identificados todos los datos y aspectos de la literatura.

Tabla 1.1 Resumen de los métodos de medida.

Métodos	Ventajas	Desventajas
Sonda coaxial , ϵ_r	Amplio rango de frecuencias Simple y no destructivo Líquidos y sólidos Preparación simple Elevada precisión	Huecos de aire Calibraciones repetitivas Necesario uso de Analizador de redes Sonda adaptada a 50Ω
Línea de transmisión , ϵ_r y μ	Elevadas frecuencias Mejor para materiales anisotrópicos Líquidos y sólidos Simple y económico Mediciones a altas temperaturas	Mucha preparación de la muestra No útil por debajo de GHz Huecos de aire
Espacio libre , ϵ_r y μ	Amplio rango de frecuencias Sin contacto Tratamiento simple de la muestra Precisión moderada Mejor para materiales planos y sólidos Elevadas temperaturas	Problemas de difracción en los bordes Extremo inferior de frecuencias limitado Útil para materiales delgados
Cavidad resonante , ϵ_r y μ	Sólidos y líquidos El más preciso No múltiple calibraciones Elevadas frecuencias	Limitado a una sola frecuencia Tamaño inversamente proporcional a frecuencia Cavidad para cada frecuencia Excesiva manipulación de la muestra
Método 2 electrodos , ϵ_r	Medición fácil Escasa preparación del material Fácil cálculo de Z No instrumentos especiales Sólidos y líquidos	Útil para el rango de MHz Polarización del electrodo Resistencias de contacto Conocer siempre la impedancia de cada electrodo Necesidad de elemento sostenedor
Método 4 electrodos , ϵ_r	Fácil reconocimiento Z Setup muy sencillo Disminuye contribución de los electrodos Elimina resistencias de contacto Cálculos sencillos	Mitiga efecto polarización electrodo No apto para elevadas frecuencias
Placas planas paralelas , ϵ_r	Elevada precisión Materiales delgados y en capas Mediciones muy fáciles Escasa preparación del material	Resultados buenos a bajas frecuencias Efecto de la polarización de electrodo Necesidad de elemento sostenedor

La tabla 1.1 presenta un resumen de todos los métodos de medición existentes, arrojando así una visión clara y concisa de cual es su rango de aplicabilidad y que precisión en la medida posee cada una de las técnicas. Para la elección de un método u otro, los aspectos claves a tener en cuenta son si el método tiene una precisión considerable, su rango de frecuencias de aplicación así como si la técnica es destructiva o no destructiva. Conocidos estos aspectos, la elección de uno u otro depende del tipo de medición en que se esté interesado. En el caso de este trabajo, se requiere el estudio de las propiedades dieléctricas en un rango de frecuencias considerable, con una precisión aceptable y que la medición no sea destructiva, para poder

realizar varias mediciones a la misma vez. Por ello se ha analizado cada uno de ellos con el fin de llegar a una conclusión acerca del método elegido.

Si se comienza analizando la precisión de cada método, se observa que los métodos de resonancia son los que ofrecen los niveles más altos, a los que les siguen los métodos de transmisión y por último los de espacio libre. También cabe mencionar los métodos de 2 y 4 electrodos, que aunque su rango de medición no se extienda hasta los gigahercios, si que tienen que ser considerados ya que en su rango de frecuencias de medidas son muy precisos. Como bien se indica en la tabla 1.1 los métodos de espacio libre están sujetos a infinidad de interacciones como pueden ser otras ondas que intercedan con la principal o los efectos de difracción en los bordes de la muestra, los cuales son muy difíciles de mitigar. Es por eso que se consideran estos métodos como los menos indicados para el estudio que se va a llevar a cabo, debido también al hecho de que las frecuencias óptimas de funcionamiento de este método son muy elevadas para trabajar bien con ellas, y en las que no se está interesado para el objetivo de este trabajo.

En cambio si lo que se quiere es un estudio a lo largo de un amplio rango de frecuencias, los métodos más adecuados son los de línea de transmisión, ya que como se observa de la tabla 1.1 son estos los de mayor ancho de banda. Si también se ha de tener en cuenta la geometría que presente el material de prueba también se puede usar un método u otro, por ejemplo para muestras grandes, de varias veces la longitud de onda de la frecuencia a la que esté sometida, son más adecuados los métodos de resonancia y finalmente para aquellos materiales que se presenten en láminas finas, es preferible usar los métodos de espacio libre o los métodos de 2 o 4 electrodos.

Por último se ha de considerar si la técnica que se precisa se quiere que sea destructiva o no destructiva. Como se observa del resumen de la tabla 1.1 los métodos de espacio libre, y los de tipo terminal como es el de la sonda coaxial de extremo abierto, no son destructivos ni intrusivos. Sin embargo, los métodos de línea de transmisión, especialmente los de guía de ondas, y los de resonancia requiere que el material sea cortado y se le dé la forma deseada para que se introduzca completamente en la estructura. Por otro lado, los métodos de 2 y 4 electrodos, tienen muy poca manipulación del material, haciendo este método viable para nuestro trabajo. Como se observa, aunque ninguno es destructivo, si que se tienen métodos que tienen una excesiva manipulación del material, y no son deseables para las mediciones que se requieren pues la manipulación de los tejidos biológicos puede conllevar a que estos cambien su estructura, y las propiedades dieléctricas también cambien.

Por tanto teniendo en cuenta estas consideraciones se pueden escoger dos métodos de todos los presentados atendiendo al objetivo final consistente en obtener los datos de permitividad y conductividad de un material mediante un método, que sea económico, fiable, reproducible, y de aplicabilidad en un amplio rango de frecuencias. Los métodos que cumplen estas características son los métodos de 2 y de 4 electrodos, cuya aplicabilidad está demostrada por la gran literatura. Se sabe que este método no está muy extendido en frecuencia pero si gana muchos puntos en cuanto estabilidad y facilidad a la hora del cálculo de los datos. Como se ve de la tabla 1.1 el método de 2 electrodos presenta el inconveniente frente al de 4 electrodos que los efectos de polarización del electrodo están más acentuados. Con estos métodos bastaría un analizador de impedancias como el que muestra *Agilent* en su nota de aplicación [32]. El método de la sonda coaxial, también es motivo de mención debido a que son muchos los investigadores que emplean este método, pues presenta muchas facilidades a la hora de la toma de las medidas. Estas facilidades son las que se presentan a continuación y se muestran en [43] :

- Presenta la habilidad de tomar mediciones tanto en vivo como en materiales extirpados.
- Se elimina la necesidad de tener una preparación tediosa de la muestra.
- Con este método es posible tomar medidas continuas de las propiedades dieléctricas en el rango desde los megahercios hasta los gigahercios.
- Se pueden procesar los datos en tiempo real

También hay que enfatizar en el hecho de que aunque este método es el más aplicado, hay que considerar que requiere de calibraciones constantes y una buena elección del material de referencia con el que obtener C_f y C_0 , valores que aparecen en la admitancia de la sonda. Además necesita que la sonda esté adaptada a 50Ω lo que hace que se induzcan errores entre la sonda y el instrumento de medición que puede ser un VNA (Analizador Vectorial de Redes). Por este motivo se decidió tomar medidas con los métodos de los electrodos, pues las impedancias de entrada de los instrumentos que se emplean para la medición con el método de los 2 y 4 electrodos son del orden de los $M\Omega$, lo que significa que no existirán resistencias de acoplo entre el instrumento y el electrodo. Se ha visto también en el estudio llevado a cabo por [39], que el

método de 4 electrodos es útil para obtener, tras la medida de la impedancia, los valores tanto de permitividad como de conductividad de la muestra en consideración. Este método presenta ventajas, como son su fácil implementación, y su rápida obtención de los datos deseados de las medidas. Sin embargo, presenta el gran inconveniente debido al efecto de polarización que ocurre entre la interfase del electrodo y electrolito que aparece en la superficie del tejido en contacto con el electrodo. Por ello se ha de tener cuidado a la hora de elegir el material del electrodo para elegir aquellos cuya influencia en la polarización del electrodo sea muy pequeña. En la literatura se han empleado desde el típico electrodo de Ag/AgCl, de platino pulverizado o aquellos que son chapados en oro, hasta electrodos de acero inoxidable como el que aparece en [39].

1.2.2 Material elegido

En la extensa literatura los autores han recurrido a materiales de los que se conocían sus propiedades dieléctricas para el estudio de su propiedades dieléctricas. Algunos llegaron a proponer materiales a modo de phantom que poseían las mismas propiedades de alguno de los tejidos humanos, con el fin de poder caracterizarlo sin necesidad de obtener el tejido en cuestión. Algunos de los materiales más extensamente usados tanto como de referencia, así como para usarlos en las mediciones son el agua destilada y las soluciones salinas de concentración conocidas como las que se emplean en el estudio [4], o en [34]. La gelatina agar ha sido también muy estudiada pues sus propiedades son muy parecidas al tejido muscular. Por este motivo se ha usado extensamente, en un paso previo al estudio con el material que se deseaba, como aparece en el estudio [44]. También aparece en el estudio [39] donde se usa a modo de phantom incluyéndola en un cilindro de PVC para mantener su sección y longitud constantes a lo largo de todo el proceso de medición, el cual es llevado a cabo por el método de los 4 electrodos.

Tras estas consideraciones se ha encontrado que el tejido muscular es uno de los más estudiados, y especialmente el tejido muscular de cerdo. Por este hecho se propone realizar los modelos computacionales y experimentales sobre este material, ya que se encuentra muy experimentado y tabulado, lo que nos facilitaría una fácil comparación con otros autores.

1.3 Hipótesis y objetivos

El trabajo que aquí se desarrolla se basa en la hipótesis que se enuncia a continuación:

- Una mejor caracterización de las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos y de los métodos empleados para ello puede llevar a conseguir un consenso en los métodos de medida, así como en diferentes técnicas empleadas para desarrollar un setup experimental.

El objetivo principal del mismo es realizar un estudio experimental de los cambios en la permitividad relativa y en la conductividad eléctrica en tejidos biológicos con el que se puedan verificar dichas propiedades y poder afianzar un método de medida. Con este fin se han establecido unos objetivos secundarios que son los que conforman el cuerpo del trabajo:

- En primer lugar se parte de una revisión bibliográfica de los estudios que se han realizado anteriormente sobre el estudio y caracterización de las propiedades de diferentes tejidos biológicos. Se centra esta revisión en el estudio y comparación de los diferentes métodos empleados así como la versatilidad, aplicación y rango de frecuencias en el que está centrado cada estudio. En base a lo revisado se proponen dos métodos con el fin de tener una validación sobre las medidas, y se decidirá el material a ensayar. Con esto se presentarán los dos desarrollos experimentales.
- En segundo lugar con los métodos propuestos junto con el material a ensayar se procederá a desarrollar un modelo computacional de elementos finitos, con el cual se obtendrán los datos requeridos y se tendrá un estudio en profundidad de la física que gobierna el experimento. Con estos modelos se estudiarán los parámetros que influyen en la obtención de los datos, y se evaluará cuales son las dimensiones óptimas del modelo. Tras esto se procederá a desarrollar el modelo experimental basado en los datos óptimos obtenidos del modelo en elementos finitos previamente desarrollado, y finalmente se procesarán los datos recogidos para así obtener las propiedades dieléctricas que se desean.

1.4 Estructura del trabajo

Este trabajo se estructura en diversos capítulos los cuales se muestran a continuación junto con la explicación de su contenido:

- **Capítulo 1.** En este capítulo se proporciona una introducción al contexto científico y técnico en el que se sitúa este trabajo, los antecedentes en las mediciones de parámetros dieléctricos, la problemática encontrada y la justificación del trabajo a desarrollar para solventar esta problemática, así como las hipótesis y los principales objetivos del mismo.
- **Capítulo 2.** En este capítulo se presentan los fundamentos teóricos de la medida de las propiedades dieléctricas como previo paso para el posterior desarrollo del modelo computacional y experimental. Se describen las propiedades dieléctricas de los principales tejidos y su comportamiento en el amplio rango de frecuencias existentes.
- **Capítulo 3.** En este capítulo se muestran los modelos desarrollados con el método de elementos finitos. Se dividirá este capítulo en apartados dedicando uno a la geometría del modelo, otro a las ecuaciones que gobiernan la física del modelo, otro a las ecuaciones y programas desarrollados en *Matlab* para la obtención de los resultados deseados y por último se tendrá un apartado en el que se explique que tipo de simulaciones se llevará a cabo.
- **Capítulo 4.** En este capítulo se explican con todo detalle los dos setups experimentales que se han desarrollado para obtener la conductividad y permitividad. Se apoyará el capítulo con diversas fotografías que ayuden a las explicaciones, así como los datos de funcionamiento de los diferentes instrumentos empleados.
- **Capítulo 5.** En este capítulo se presentan los resultados, para el modelo computacional y para el modelo experimental. Se concluirá el capítulo con una comparación entre ambos y la discusión de las características encontradas para ambos métodos, tanto experimentales como computacionales.
- **Capítulo 6.** En este capítulo se presentarán las conclusiones encontradas y los trabajos futuros que puedan surgir a partir de este trabajo.

2 Fundamentos de la medida de las propiedades dieléctricas

2.1 Introducción

Para el objetivo de este trabajo es útil conocer los fenómenos resultantes de la interacción de los tejidos biológicos con los campos electromagnéticos. Como se ha comentado anteriormente se requieren el conocimiento de las propiedades dieléctricas de los tejidos corporales humanos para así poder desarrollar por completo y satisfactoriamente las técnicas de IBC [3]. Por esta razón surge la necesidad de dar solución a este vacío existente en el conocimiento de dichas propiedades cuando se somete a un material a la acción de campos eléctricos variables. Es bien sabido lo que se conoce como impedancia, siendo esta la oposición que ofrece un material ante el paso de una corriente eléctrica. Bien pues cuando se habla de materiales biológicos esta impedancia pasa a denominarse bioimpedancia, es decir, al igual que para cualquier material, esta es la oposición que ofrece un material biológico ante el paso de una señal variable con el tiempo.

2.2 Propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos

Las principales propiedades dieléctricas son la permitividad y la conductividad eléctrica, parámetros que modelan el comportamiento del material cuando es sometido a diferentes frecuencias de excitación. Estas propiedades están relacionadas con el flujo de corriente eléctrica y la magnitud de los efectos de polarización, para la conductividad y la permitividad respectivamente. Como son propiedades intrínsecas al material, los tejidos biológicos conducen la corriente eléctrica en mayor o menor grado dependiendo de su composición, hecho por el cual también existe una relación entre las propiedades químicas. Como se ha visto en [12] la conductividad es dependiente del contenido en sangre que haya en el tejido, y como sabemos la sangre está compuesta de iones en disolución, por lo tanto tenemos como conclusión que la conductividad eléctrica es directamente proporcional a la cantidad de iones presentes en los fluidos que conformen los tejidos corporales. En cambio la permitividad dieléctrica está relacionada con la capacidad del material de almacenar energía eléctrica. Hecho este que se puede expresar como se observa en [5] o en los estudios revisados en [9] así como los experimentos llevados a cabo en [4], donde se ve que los materiales dieléctricos presentan una reducción de la permitividad conforme aumenta la frecuencia, basado en la absorción de energía electromagnética. Por el contrario se tiene un aumento de la conductividad cuando esta aumenta. La absorción de energía se produce por los efectos de resonancia que aparecen debido a la vibración y rotación de los átomos, iones, o moléculas que forman un tejido, y que aparecen a frecuencias cercanas a la frecuencia de resonancia. En los tejidos humanos cuando son sometidos a un campo eléctrico constante, los iones cargados eléctricamente se mueven y se acumulan en ambos lados de la membrana celular. Sin embargo, cuando el campo es alterno, al aumentar la frecuencia, aparecen corrientes de desplazamiento a través de la pared celular, produciendo un fenómeno de relajación.

El fenómeno de relajación dieléctrica en los tejidos es el resultado de la polarización de varios dipolos y del movimiento de las cargas, lo que se induce finalmente en un fenómeno de conducción. Se sabe que los portadores de cargas son principalmente iones y la fuente principal de dipolos son las moléculas polares del agua que forman parte de todos los tejidos del cuerpo humano. Por este fenómeno el comportamiento eléctrico

de los tejidos biológicos revela una dependencia de los parámetros dieléctricos con la frecuencia, cuando el material es atravesado por una corriente. Las características eléctricas de los tejidos vendrán determinadas en parte por las características de la célula, es decir el contenido de agua que exista en sus medios intracelular y extracelular. Se caracterizan por tanto varias regiones de dispersión, que no son más que zonas de variación de la conductividad cuando se aumenta la frecuencia. Cuando la corriente es de baja potencia, se puede ver que al incrementar el valor de su frecuencia, la impedancia del tejido en estudio presenta una variación. Del mismo modo a altas frecuencias se puede observar un cortocircuito en la membrana celular que no es más que la señal pasa a tener una longitud de onda más pequeña que la dimensión del medio, siendo esta capaz de atravesar el medio extracelular e incluirse en el medio intracelular. Es por ello que a elevadas frecuencia la impedancia es menor, ya que la señal puede viajar por todos los medios celulares, mientras que a bajas frecuencias la membrana celular ofrece cierta resistencia, lo cual hace que la impedancia sea mayor.

La polarización conlleva a que surjan los fenómenos de relajación dieléctrica, por ello cabe hacer referencia a los diferentes mecanismos que hacen que los dipolos se orienten sobre el dieléctrico ante la excitación de dicho material frente un campo eléctrico externo. Los mecanismos son los siguientes y se organizan en función de las partículas que son orientadas:

- **Polarización de orientación.** Es el mecanismo predominante en las moléculas que poseen momento dipolar permanente. El campo eléctrico aplicado hace que la orientación inicial se modifique y de lugar a una nueva orientación. Pasado un tiempo aparece una nueva situación de equilibrio en la que hay un mayor número de dipolos orientados en la dirección del campo aplicado.
- **Polarización de distorsión.** Aparece en materiales que no poseen dipolos permanentes. En ellos la polarización ocurre cuando a dicho material se le aplica un campo eléctrico y las cargas se redistribuyen debido a esta interacción, de forma inducida. Según la forma en que se induce la polarización existen dos mecanismos diferentes:
 - **Polarización iónica.** Aparece fundamentalmente en cristales iónicos, o en materiales que poseen iones como puede ser la sangre humana. La polarización se debe a que las uniones entre los iones se deforman elásticamente. Se produce una redistribución de carga dentro del material en la que los cationes o aniones se acercan o alejan, dependiendo de la dirección de campo.
 - **Polarización electrónica.** Se debe al desplazamiento de los electrones que forman la nube electrónica de los átomos o iones en la dirección del campo eléctrico aplicado.

Conocido estos diferentes fenómenos, ante la aplicación de un campo eléctrico externo variable los dipolos que forman los tejidos no tienen una respuesta instantánea, si no que poseen un cierto tiempo de respuesta hasta que consiguen polarizarse. Por ello a frecuencias elevadas los materiales que poseen dipolos permanentes tienen un tiempo de respuesta hasta que consiguen orientarse en la dirección del campo eléctrico externo. Si continuamos aumentando la frecuencia, la polarización por orientación no se producirá ya que los dipolos no pueden seguir la rapidez de cambio de la frecuencia. A partir de entonces serán notables los efectos de polarización debido al desplazamiento de los iones. Sin embargo a frecuencias muy elevadas, ni el mecanismo de polarización inducida, ni el de polarización electrónica podrán ser llevados a cabo, ya que ni los iones ni electrones son capaces de seguir al campo eléctrico externo. Se debe esto principalmente a que cuando los campos eléctricos de alta frecuencia se aplican sobre un material dieléctrico con un momento dipolar permanente, no habrá polarización por orientación pues la variación entre los picos del campo es muy rápida en comparación con el tiempo necesario para conseguir la orientación. En cambio los otros dos tipos de polarización, la iónica y la electrónica, serán notables a elevadas frecuencias. Todo esto es observable en la permitividad compleja, ya que es fuertemente dependiente con la frecuencia, y en su curva de dispersión se distinguirá perfectamente la región correspondiente al mecanismo de polarización por orientación y la región de polarización electrónica o iónica será menos influyente. Se denomina fenómeno de relajación al comportamiento de la polarización orientacional y fenómeno de resonancia al resto de mecanismos.

Como se observa en la Figura 2.3, a frecuencias muy elevadas, el fenómeno de la polarización por orientación deja casi de ser influyente para dar paso a los fenómenos de resonancia, en los cuales los picos abruptos que observamos, son picos de absorción de energía, y para los cuales la frecuencia del campo aplicado coincide con la frecuencia crítica de vibración de las cargas eléctricas.

En los tejidos biológicos, que son los que se van a tratar en este estudio se tiene una buena caracterización de los diferentes fenómenos de dispersión que aparecen en ellos al variar la frecuencia. Estos fenómenos son el resultado de la interacción entre los campos electromagnéticos con las moléculas e iones contenidos tanto fuera como dentro del medio celular. Las principales características dieléctricas de los tejidos fueron

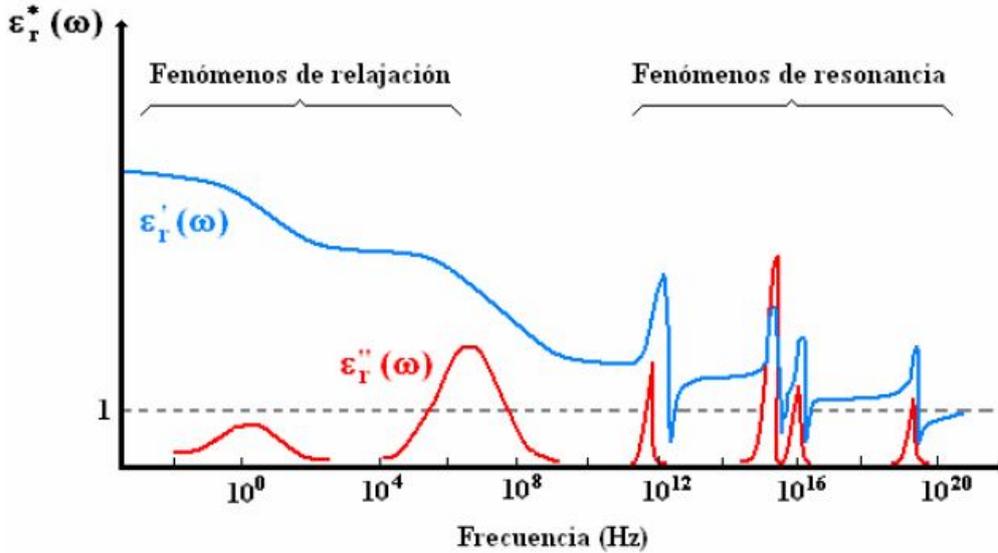


Figura 2.1 Fenómenos de relajación y resonancia para la permitividad compleja relativa obtenido de [45].

estudiadas y plasmadas en los estudios realizados por Foster y Schwan en 1989 en su estudio presentando en [5], los cuales observaron que las dispersiones que aparecen en los tejidos biológicos se distribuyen principalmente en tres regiones principales y una última. Estas tres regiones principales son α, β, γ para bajas, medias y altas frecuencias, y por último una dispersión más pequeña denominada δ para muy altas frecuencias. Cada una de estas regiones están determinadas en un rango de frecuencias y se basan en un mecanismo de polarización diferente.

- **Región de dispersión α .** Se sitúa por debajo de los KHz, en ella el efecto predominante se debe a la difusión iónica en la membrana celular.
- **Región de dispersión β .** Se sitúa entre los KHz y los MHz. Esta región está dominada por los efectos de polarización de las membranas celulares.
- **Región de dispersión γ .** Se sitúa en la región de los gigahercios, GHz, y su aparición se debe a la polarización de los dipolos de agua.

Se puede observar en la Figura 2.2 obtenida del estudio [46], en el rango de frecuencia desde los Hz hasta los GHz, las regiones de dispersión existentes, tanto para la permitividad, como para la conductividad. La dispersión δ , aunque no aparece en el gráfico es observable para frecuencias mayores de 10^8 Hz. Como se explicó anteriormente estas regiones de dispersión son la manifestación de un mecanismo de polarización, el cual está caracterizado por un tiempo de respuesta, denominado τ . Dichas regiones de dispersión pueden ser representadas en una primera aproximación partiendo de la permitividad compleja relativa de la siguiente forma:

$$\epsilon_r^*(\omega) = \epsilon_r'(\omega) - j \cdot \epsilon_r''(\omega) \tag{2.1}$$

Podemos ver como en la ecuación (2.1) como la parte real y la parte imaginaria de la permitividad compleja relativa representa cada una diversos fenómenos adyacentes a la aplicación de un campo eléctrico variable. La parte real $\epsilon_r'(\omega)$, representa la energía que es capaz de almacenar el material dieléctrico en su interior, y la segunda componente, su parte imaginaria $\epsilon_r''(\omega)$, es la denominada factor de pérdidas del material, y se basa en las pérdidas dieléctricas que sufre el material. Todos estos valores, son valores relativos, pues están todos normalizados con la permitividad del vacío, ϵ_0 , de la misma forma que aparece a continuación:

$$\epsilon_r^*(\omega) = \frac{\epsilon^*(\omega)}{\epsilon_0} = \epsilon_r'(\omega) - j \cdot \epsilon_r''(\omega) \tag{2.2}$$

Viendo la ecuación (2.2) se sabe ahora que la parte real de la permitividad, $\epsilon_r'(\omega)$ siempre va a tener un valor mayor que 1, ya que ningún dieléctrico tiene tan poca permitividad como el vacío, y que la parte imaginaria siempre va a ser mayor que 0. Como se sabe que la expresión de la permitividad compleja relativa tiene un término real, equivalente al almacenamiento de energía en el dieléctrico, y otro imaginario que hace

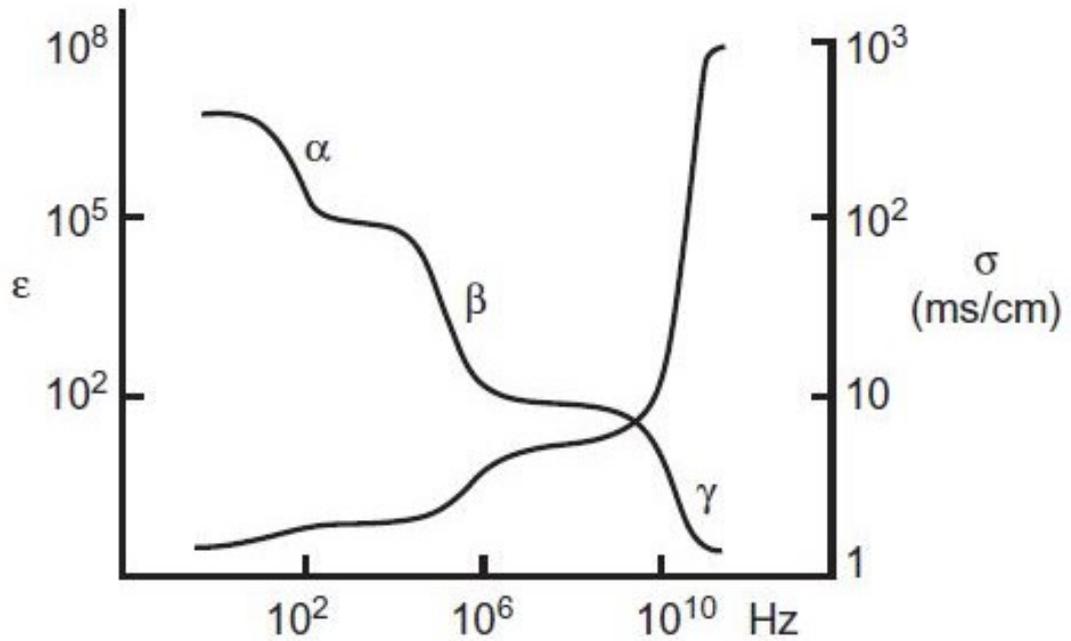


Figura 2.2 Regiones de dispersión frente a la frecuencia.

cuenta de las pérdidas, hay que hacer una aclaración respecto a este valor. Se demuestra en [9], basándose en la revisión de la literatura existente, donde el autor notó que este factor de pérdidas se debe fundamentalmente a la conductividad de dicho material que posee a la frecuencia determinada. Por tanto se puede expresar la ecuación (2.2) referente a la permitividad compleja relativa en función de dicha conductividad como se muestra a continuación:

$$\epsilon_r^*(\omega) = \frac{\epsilon^*(\omega)}{\epsilon_0} = \epsilon_r'(\omega) - j \cdot \epsilon_r''(\omega) = \epsilon_r'(\omega) - j \cdot \frac{\sigma_s}{\epsilon_0 \omega} \quad (2.3)$$

Donde se puede observar de la ecuación (2.3) que σ_s es el valor de la conductividad absoluta del material y ω es la frecuencia angular de la medición que se expresa como $\omega = 2\pi f$. Teniendo caracterizada ya completamente la permitividad, las regiones de dispersión se siguen de la conocida expresión de *Debye*, en la que también aparecen los términos reales e imaginarios de la permitividad pero expresados de forma diferente y en función del valor de la constante de tiempo τ .

$$\epsilon_r^*(\omega) = \frac{\epsilon^*(\omega)}{\epsilon_0} = \epsilon_r'(\omega) - j \cdot \epsilon_r''(\omega) = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (2.4)$$

Se observa de la ecuación (2.4) que el parámetro ϵ_∞ es el valor de la permitividad para frecuencias en las que $\omega\tau \gg 1$ y ϵ_s es el valor de la permitividad para valores de las frecuencias que cumplan que $\omega\tau \ll 1$, siendo parámetro que cuantifica la dispersión $\Delta_s = \epsilon_s - \epsilon_\infty$. Debido a la complejidad de los tejidos biológicos la ecuación de *Debye* no consigue simular por completo las propiedades dieléctricas en un amplio rango de frecuencias, por ello es necesario introducir más parámetros de distribución denominados α ($0 \ll \alpha \ll 1$) en cada una de las regiones de dispersión, dando lugar a otra expresión se es conocida como la expresión del modelo de Cole-Cole proporcionada en [10]:

$$\epsilon_r^*(\omega) = \epsilon_\infty + \sum_{n=1}^4 \frac{\Delta\epsilon_n}{1 + (j\omega\tau_n)^{1-\alpha_n}} + \frac{\sigma_s}{j\omega\epsilon_0} \quad (2.5)$$

Del mismo modo también podemos conocer el valor de la expresión de la conductividad compleja, partiendo de la ecuación (2.5) según se muestra a continuación:

$$\sigma^*(\omega) = j\omega\epsilon_0\epsilon^* \tag{2.6}$$

Fue Gabriel en [4] quien desarrolló uno de los estudios más extensos en el que se reportaba la conductividad y la permitividad de diversos tejidos biológicos. Ajustó los datos obtenidos mediante ecuaciones de Cole-Cole como la presentada en la ecuación (2.6) para la que se necesitan los parámetros que se muestran en la tabla 2.1 y a partir de los cuales es posible obtener las gráficas del comportamiento de la permitividad y la conductividad en el amplio rango de frecuencias considerado. Aunque los parámetros se muestran para todos los tipos de tejidos, para este trabajo resulta de interés los parámetros de Cole-Cole para el tejido muscular, que es el que aparece en la tabla 2.1 para un modelo de 4 dispersiones de Cole-Cole.

Tabla 2.1 Parámetros de la ecuación de Cole-Cole obtenidos de [10].

Tejido	ϵ_∞	$\Delta\epsilon_1$	$\tau_1(ps)$	α_1	$\Delta\epsilon_2$	$\tau_2(ns)$	α_2	$\Delta\epsilon_3$	$\tau_3(\mu s)$	α_3	$\Delta\epsilon_4$	$\tau_4(ms)$	α_4	σ
Músculo	4	50	7.23	0.10	7000	353.68	0.1	$1.2 \cdot 10^6$	318.31	0.1	$2.5 \cdot 10^7$	2.27	0.00	0.2

Con los datos de la tabla se pueden representar tanto la conductividad como la permitividad para el tejido muscular, el cual es el que se quiere estudiar, según los datos que encontró Gabriel en sus experimentos [4] y los cuales posteriormente los parametrizó como aparece en [10] para proporcionar una ecuación de Cole-Cole con la que obtener rápidamente los valores a todas las frecuencias que se deseen. Como servirá de apoyo y referencia los datos de Gabriel, se han representado estos para el músculo frente a un rango de frecuencias comprendido desde $1Hz$ hasta $10^{10} Hz$.

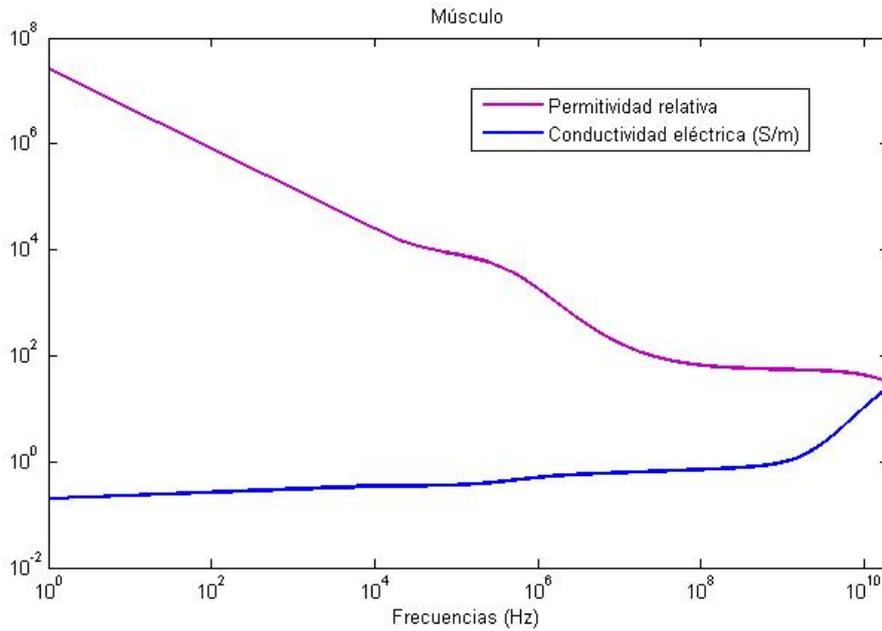


Figura 2.3 Permitividad relativa y conductividad eléctrica para el tejido muscular reportados por Gabriel [10] en un amplio rango de frecuencias.

En la Figura 2.3 se muestran los resultados para el tejido muscular, y se puede observar todo lo comentado anteriormente relativo al comportamiento de la permitividad relativa y la conductividad eléctrica frente a la frecuencia. Para el primer parámetro se tiene que conforme aumenta la frecuencia, su valor va disminuyendo, mientras que para el segundo parámetro, va aumentando cuando la frecuencia aumenta.

A partir de las ecuaciones enunciadas para el modelo de Cole-Cole y según diversos autores [39],[47] o el estudio llevado a cabo en [48], las ecuaciones que gobiernan el comportamiento de las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos son las que relacionan la bioimpedancia Z con la permitividad relativa,

ϵ_r y con la conductividad eléctrica, σ . Si se parte del conocimiento de la impedancia de la muestra Z , conocer la admitancia, Y y las propiedades dieléctricas resulta sencillo:

$$Z = R + jX \quad (2.7)$$

$$Y = \frac{1}{Z} \Rightarrow Y = G + jB \quad (2.8)$$

$$C = \frac{B}{2\pi f} \quad (2.9)$$

$$\sigma = \frac{G \cdot d}{A} \quad (2.10)$$

$$\epsilon_r = \frac{C \cdot d}{A \cdot \epsilon_0} \quad (2.11)$$

Donde como se observa A es el área de la sección transversal de la muestra, f es la frecuencia de trabajo y d es la separación entre los electrodos. Estas ecuaciones son las que se emplean para la obtención de los parámetros dieléctricos en los procesados posteriores, tanto para el modelado computacional como para el modelado experimental. A partir de ellas, y con los datos del modelo FEM o del modelo experimental, se pueden obtener las propiedades dieléctricas en el rango de frecuencias deseado. De esta forma se pueden representar en un diagrama frente a la frecuencia, al igual que hemos hecho en la Figura 2.3.

3 Modelado computacional FEM del músculo de cerdo

Para el propósito de las mediciones experimentales en laboratorio siempre es recomendable, en una etapa anterior, realizar una simulación del experimento a llevar a cabo. Por ello en este trabajo se van a desarrollar dos modelos experimentales, de los cuales se van a extraer todos los aspectos fundamentales que se han tenido en cuenta a la hora del desarrollo del modelo de elementos finitos, tanto para el método de 2 electrodos como para el método de 4 electrodos. En ambos, la geometría del tejido muscular es la misma, lo único que varía es la disposición de los electrodos. Por ello se presentan los datos de geometría para el método de 2 electrodos, junto con todos los pasos que se han desarrollado en el programa para desarrollar el modelo, así como con las ecuaciones que gobiernan cada método, y el posterior tratamiento de los datos para arrojar las conclusiones necesarias. Para el desarrollo del modelo, así como del experimento se han tomado muchas ideas del modelo que se ha desarrollado en el estudio [39], el cual usa un método de 4 electrodos junto con gelatina Agar, a modo de phantom, la cual está dentro de un tubo de PVC para asegurar que la geometría es constante durante todo el experimento.

Los softwares utilizados fueron *COMSOL Multiphysics 5.2* y *Matlab 2014.a*. El primero de ellos nos valió para realizar el estudio de los parámetros físicos que influyen en el experimento y el segundo, para procesar los datos obtenidos y graficar los resultados, de forma que las conclusiones que se pudiesen sacar fuesen más visuales y fácilmente reconocibles. En el modelo desarrollado de FEM se introdujo los datos de un músculo de cerdo, el cual para que en el experimento en el laboratorio pudiésemos tener la sección transversal más controlada se introdució en un tubo cilíndrico de PVC como aparece en [39]. Por este motivo nuestro modelo de elementos finitos es un cilindro de tejido muscular, con las dimensiones del interior del tubo de PVC. Este cilindro posee las propiedades del tejido muscular, ya que se le han asignado desde unas funciones externas al programa, las cuales se basan en la ecuación de Cole-Cole que hemos descrito en la ecuación (2.5) de la sección 2.2 del Capítulo 2. Para la medición se optó por usar electrodos de acero inoxidable, ya que posee características anticorrosivas, y una elevada conductividad, lo que se traduce en que es un buen conductor, y que se puede poner en contacto con materiales compuestos por agua. Estos electrodos son circulares, de la misma dimensión que el cilindro y se sitúan en los extremos del mismo.

3.1 Geometría de los modelos FEM

3.1.1 Modelo FEM de 2 electrodos

Los datos de la geometría para el modelo de 2 electrodos, son el diámetro, la longitud del músculo así como el espesor de los electrodos empleados. De manera esquemática se presenta en la Figura 3.1 la geometría que tendría el material a ensayar.

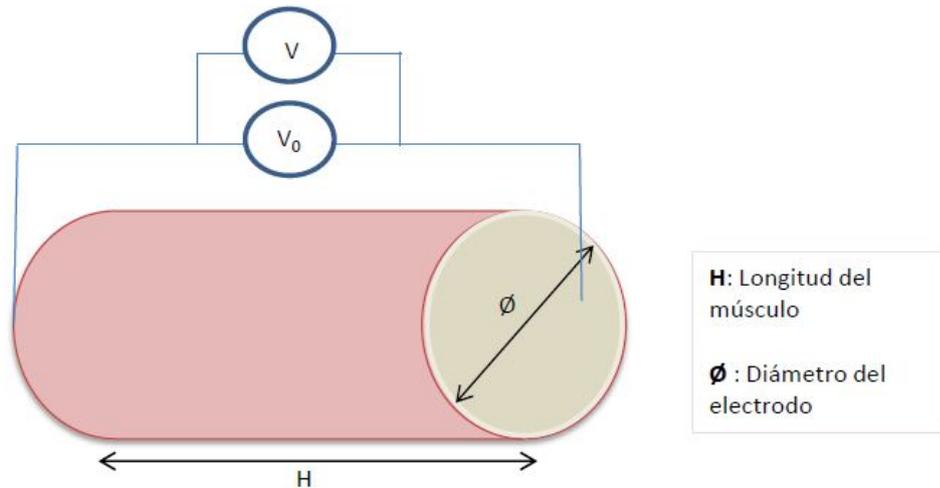


Figura 3.1 Esquema del modelo para 2 electrodos.

Como se observa de la Figura 3.1 los electrodos de inyección de la tensión son circulares y están localizados en los extremos del trozo de músculo, con la misma sección transversal que este. Entre ellos como se observa, se inyecta el voltaje V_0 y en ellos mismos se recoge la respuesta del tejido al someterse a una señal eléctrica, V . En este método no es muy intuitivo medir la impedancia compleja, ya que necesitaríamos medir fase, y es complicado ya que con la implementación habitual solo se puede medir amplitud. Por ello hay que tomar la diferencia entre la señal senoidal que se recibe del lomo, y otra señal senoidal resultante de aplicar a una resistencia, de valor conocido, el mismo voltaje que para el lomo. Este método sin embargo, estará más castigado como son las fuentes de error intrínsecas al método. Una de ellas, y la más importante, es la polarización del electrodo, así como las resistencias de los cables y de los propios electrodos. Las dimensiones tanto del músculo como de los electrodos se presentan en la tabla y son con las que se trabajará en el desarrollo del modelo de elementos finitos.

Tabla 3.1 Datos del modelo FEM propuesto de 2 electrodos.

Parámetro	Valor	Descripción
\varnothing	0.045 m	Diámetro
H	0.295 m	Longitud del músculo
e_e	0.002 m	Espesor de los electrodos

3.1.2 Modelo FEM de 4 electrodos

La geometría correspondiente a este modelo, es igual a la anterior respecto al tamaño del músculo y a los electrodos circulares. La principal diferencia es que para poder desarrollar el modelo de FEM de 4 electrodos hemos de indicarle al programa que existen dos electrodos, como se aprecia en la Figura 3.2, que son los que van a recoger el voltaje que cae en el músculo al introducir una corriente I_0 de valor constante como aparece en la 3.2.

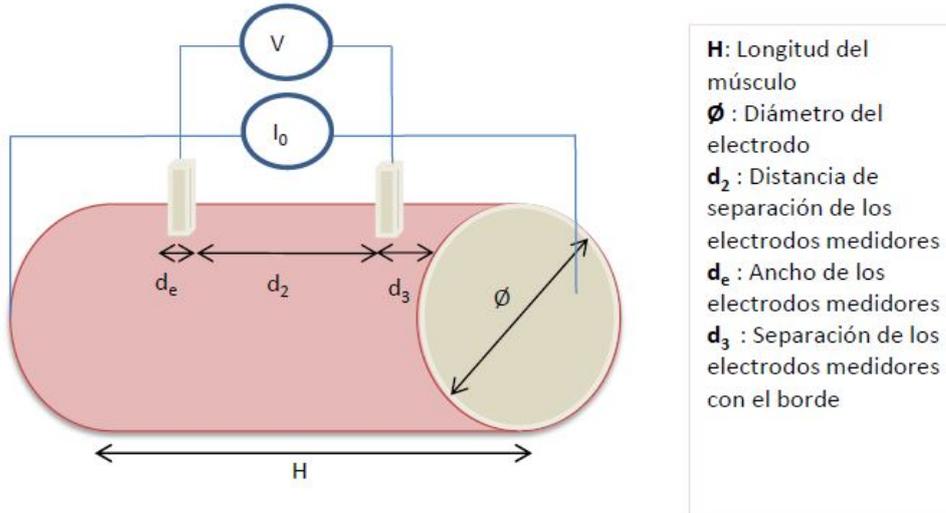


Figura 3.2 Esquema del modelo para 4 electrodos.

Por esta razón, se ha de especificar el ancho de los electrodos medidores como aparece en la Figura 3.2, y que se ha denominado como d_e . En la tabla 3.2 se muestran todas las dimensiones que son necesarias para desarrollar el modelo de elementos finitos y sus valores. También aparece un parámetro denominado, p , el cual cuantifica la profundidad de penetración de los electrodos medidores en el músculo. Este parámetro no es apreciable en la Figura 3.2, pero es una dimensión que representa que los electrodos de medición están incrustados en el tejido. Se le proporciona al programa para que en dichos electrodos se pueda obtener los valores del potencial del del tejido muscular cuando este es sometido a la acción de una intensidad constante.

Tabla 3.2 Datos del modelo FEM propuesto de 4 electrodos.

Parámetro	Valor	Descripción
\varnothing	0.045 m	Diámetro
H	0.295 m	Longitud del músculo
e_e	0.002 m	Espesor de los electrodos
d_2	Variable	Distancia de separación entre los electrodos de medición
$\frac{H-d_2}{2}$	Variable	Separación de los electrodos con el borde del músculo
p	0.005 m	Profundidad de penetración de los electrodos de medición
d_e	0.01 m	Ancho de los electrodos de medición

Tanto en el modelo de 2 electrodos como en el modelo de 4 lo que resulta de interés es estudiar como influye el cambio de los valores de la geometría de nuestra muestra junto con cambios en la corriente de inyección o en el voltaje de inyección. Por este motivo el modelo en FEM se programa para que realice el estudio simultáneamente, es decir para cada valor de la geometría se simula para un valor de la intensidad y así sucesivamente con todas las combinaciones posibles que existen. Tras esto se exportan los datos a una tabla que luego en *Matlab* se procesa para obtener las gráficas de permitividad relativa y conductividad eléctrica deseadas.

3.2 Ecuaciones que gobiernan los modelos FEM

Para profundizar en el conocimiento de las propiedades dieléctricas, que son el objetivo último de este proyecto se han de implementar con el método de los elementos finitos los dos modelos de medición

propuestos. Por ello con las características de la geometría propuestas en la sección 3.1 del Capítulo 3, se implementa un modelo de FEM con el fin de emular el comportamiento que tendría el tejido. Con este modelado computacional, además, se dan las dimensiones óptimas que ha de tener el tejido y los electrodos, para que las mediciones sean lo más precisas posibles. El modelo de FEM se ha implementado para un rango de frecuencias considerado entre 1kHz hasta 1Mhz.

Los modelos computacionales propuestos se han desarrollado con el uso de Electric Currents, dentro del módulo AC/DC del Software COMSOL Multiphysics 5.2, el cual nos permite resolver ambos problemas físicos mediante la técnica de elementos finitos. Para ambos problemas el programa simula la aproximación cuasiestática al problema mediante la ecuación de continuidad de la carga junto con la ecuación de Gauss para el campo eléctrico. Estas ecuaciones son las que aparecen a continuación :

$$\nabla J = Q_j \quad (3.1)$$

$$J = (\sigma + j\omega\epsilon_0\epsilon_r)E + J_e \quad (3.2)$$

$$E = -\nabla V \quad (3.3)$$

donde σ es la conductividad eléctrica [S/m], J la densidad de corriente [A/m^2], E es la intensidad de campo eléctrico [V/m], J_e es la densidad de corriente de la fuente [A/m^2], ω la frecuencia angular [rad/s], y ρ la densidad de carga eléctrica [C/m^3].

Esta formulación del problema cuasiestático solo es válida cuando la longitud de onda es muy mayor que las dimensiones de la geometría propuesta, pudiéndose despreciar de esta forma los efectos de inducción y de propagación de ondas. Además de estas consideraciones, el modelo del músculo está aislado eléctricamente, ya que el uso de Electric Currents, dentro del módulo AC/DC del Software COMSOL Multiphysics 5.2, nos proporciona ya este aislamiento. La ecuación que rige este hecho es la siguiente:

$$n \cdot J = 0 \quad (3.4)$$

Para la computación de ambos modelos, la geometría fue mallada usando un mallado normal como se muestra en la Figura 3.3 para el modelo de 2 electrodos y según la Figura 3.4 para el modelo de 4 electrodos.

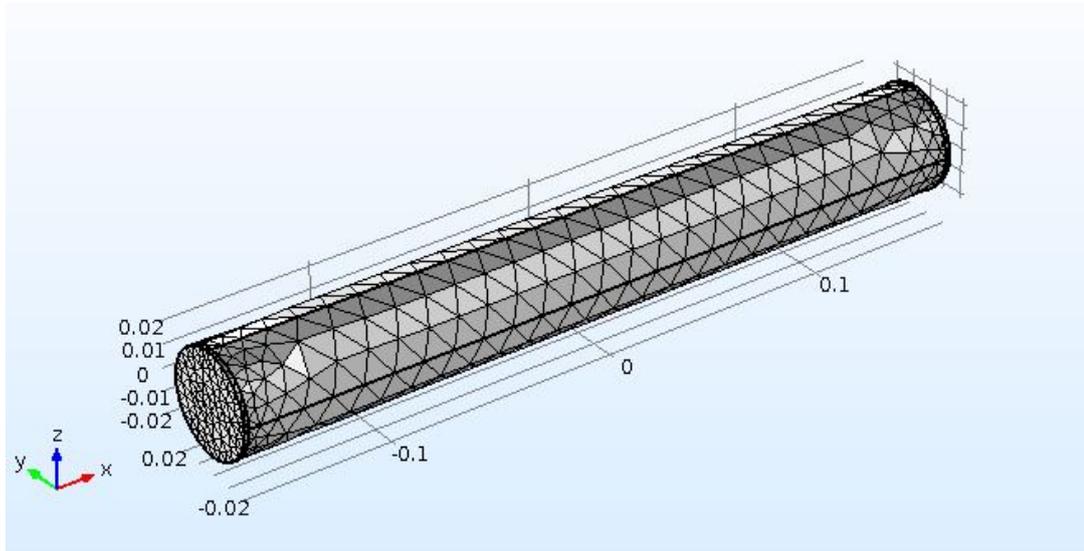


Figura 3.3 Mallado normal del modelo FEM de 2 electrodos.

Hasta aquí la implementación de los modelos de 2 y 4 electrodos es igual, pero existe una diferencia a la hora de obtener la impedancia.

Considerando en primer lugar el método de 2 electrodos, se han de especificar las siguientes expresiones. Con estos cambios, tras el modelado los datos obtenidos de admitancia para este método, se vuelcan en un tabla, la cual es procesada y se obtienen los resultados. Los cambios pertinentes son los siguientes:

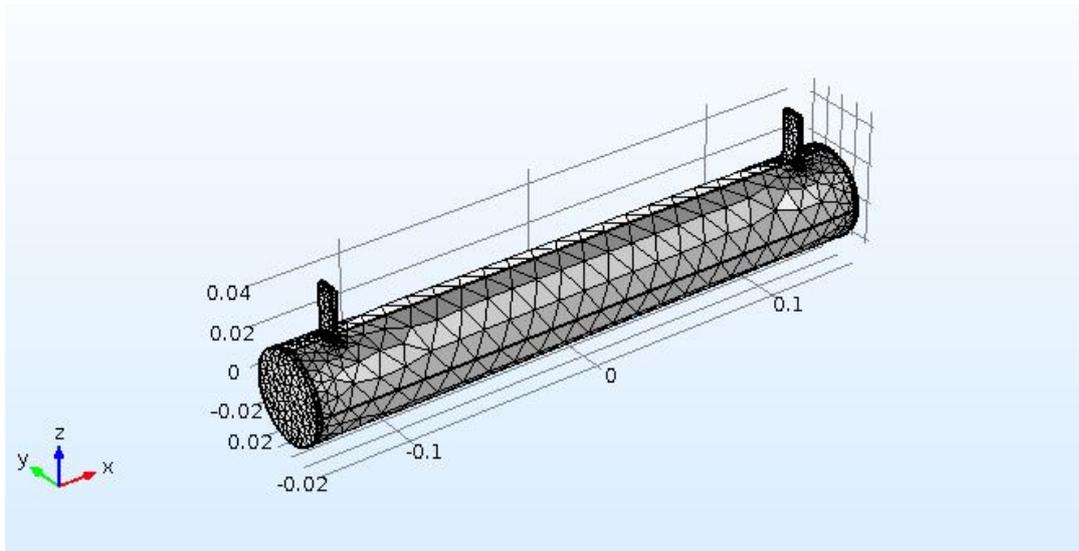


Figura 3.4 Mallado normal del modelo FEM de 4 electrodos.

- **Results** \Rightarrow **Derived Values** \Rightarrow **Global Evaluation 1** \Rightarrow Expression : $ec.Y11$
- **Results** \Rightarrow **Derived Values** \Rightarrow **Global Evaluation 2** \Rightarrow Expression : $imag(ec.Y11)/ec.omega$
- **Results** \Rightarrow **Derived Values** \Rightarrow **Volumen Integration 1** \Rightarrow Selection : Dominio del músculo \Rightarrow Expression : $ec.Qrh$

Tras esto en el apartado **Tables** se genera una tabla que contiene en la primera columna todas las frecuencias consideradas, y en la segunda el valor de la admitancia para cada frecuencia. Esta es la tabla que queremos exportar para posteriormente procesar estos resultados. Además se ha de fijar un valor inicial del voltaje, el cual es inyectado en el músculo.

En segundo lugar, para la implementación de 4 electrodos, se han de configurar una serie de parámetros, y al igual que para el método de 2 electrodos, también se vuelcan los datos en una tabla.

- **Results** \Rightarrow **Derived Values** \Rightarrow **Global Evaluation 1** \Rightarrow Expression : $ec.I0_1$

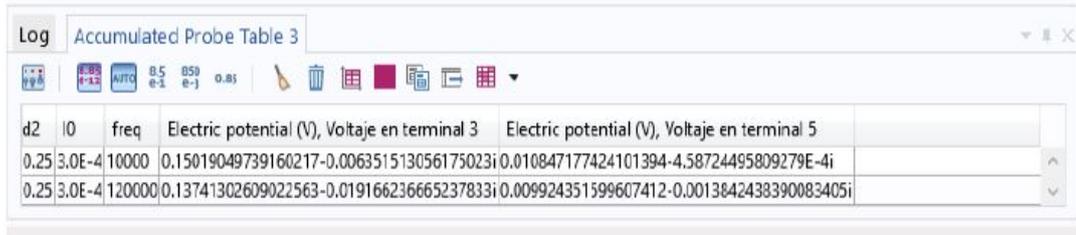
En este caso, en cada uno de los electrodos de medición se han de crear una sonda que recogen el voltaje en cada uno de ellos, y se almacena en la tabla que se ha de exportar. Esta tabla está formada por cinco columnas en las que se representan los valores d_2 , I_0 , frecuencias, y potencial eléctrico en cada electrodo. Esta tabla también está formada por los parámetros d_2 e I_0 , debido a que también son objeto de estudio para corroborar que la solución hallada varía con estos parámetros, y poder encontrar aquella que dentro de los valores considerados, sea la óptima. Por lo tanto se analizará el efecto de la variación de estos en la admitancia del modelado.

Además, para ambos se realiza un estudio en el dominio de la frecuencia para los valores de frecuencias que se desean. Para ello se ha de seleccionar *Frequency Domain* en el módulo **Physics** y añadir los valores deseados de frecuencia. En este trabajo se han modelado ambos para un rango de frecuencia comprendido desde 1KHz hasta 1 MHz, con un paso en frecuencia de 1KHz hasta 100 KHz, y un paso de 100KHz hasta 1 MHz. Se escoge este rango de frecuencias debido a que las técnicas empleadas no son muy buenas a frecuencias mayores de las planteadas, ni a frecuencias menores de 1KHz, pues a frecuencias muy bajas son latentes los efectos de polarización del electrodo.

3.3 Procesado computacional de los resultados obtenidos

Con los datos del modelado computacional mediante FEM exportados en hojas del software Microsoft Excel, se procede al procesamiento de estos datos para la obtención de las propiedades dieléctricas del tejido muscular de cerdo. El procesamiento es necesario para tener una visión clara del comportamiento físico de ambos modelos propuestos, para que, en la experimentación los resultados obtenidos sean certeros y lo más fieles posibles al modelo de FEM. Por ello con las ecuaciones (2.7 - 2.11) para la obtención de las

propiedades dieléctricas presentadas en la sección 2.2 del Capítulo 2 conseguimos obtener la permitividad relativa ϵ_r y la conductividad eléctrica del material, σ . Por ello para tratar los datos es necesario realizar una extracción de los datos de la tabla que se exporta del programa de elementos finitos. El software *Matlab* nos permite llevar a cabo esta operación, por ello se explica a continuación cual es el procedimiento de extracción para el caso de 4 electrodos. Para el método de 2 electrodos el procedimiento sería similar, con la única diferencia que la tabla extraída con este método, como ya se explicó en la sección 3.2 de este capítulo, tiene menos columnas además de que ya devuelve el valor de la admitancia del material Y .



d2	IO	freq	Electric potential (V), Voltaje en terminal 3	Electric potential (V), Voltaje en terminal 5
0.25	3.0E-4	10000	0.15019049739160217-0.006351513056175023i	0.010847177424101394-4.58724495809279E-4i
0.25	3.0E-4	120000	0.13741302609022563-0.019166236665237833i	0.009924351599607412-0.0013842438390083405i

Figura 3.5 Datos almacenados en COMSOL Multiphysics 5.2 tras el modelado para 4 electrodos. Estos datos son los que se exportan a una hoja de Excel.

Se observa en la Figura 3.5 lo comentado sobre la tabla de datos que *COMSOL Multiphysics 5.2* almacena para ser exportada y procesada mediante el software *Matlab*. Se ve las cinco columnas comentadas anteriormente, y como para cada electrodos de medición, lo que se almacena en la tabla son los valores del potencial eléctrico en cada uno de ellos. Estos son los datos que se reciben para el procesamiento y de los que se obtienen las propiedades dieléctricas. Para poder leer la tabla los comandos a emplear son los siguientes:

Código 3.1 Código Matlab para la obtención de los resultados tras el modelado computacional para el método de 4 electrodos.

```

%% Lectura de los datos de la tabla
[num,txt,row]=xlsread('datos_4_elec'); % Leo los datos del estudio parametrico
almacenado en el archivo datos.xlsx
x = str2double(row); % Los convierto a una matriz
a1 = real(x(:,1)); % Vector distancia de separacion
a2 = x(:,2); % Vector Intensidad
a3 = x(:,3); % Vector Frecuencias
a4 = x(:,4); % Vector Voltaje electrodo 3
a5 = x(:,5); % Vector Voltaje electrodo 5
N = [a1,a2,a3,a4,a5];

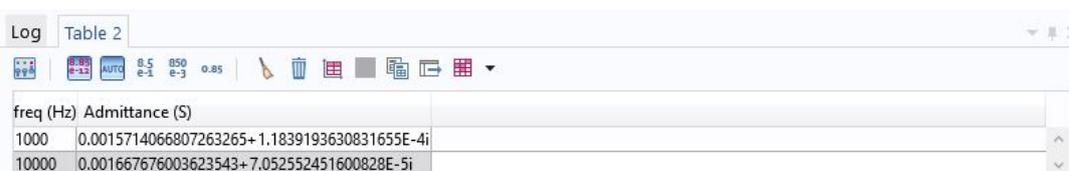
%% Datos geometricos
H = 0.295; % Largo del lomo, proporcionado
D = 0.045; % Diametro, proporcionado
A = pi*(D/2)^2; % Sección transversal

```

Como se observa del código 3.1 lo que se genera tras este proceso es una matriz a la que se le ha denominado N en cuyas columnas están almacenados todos los datos que se requieren para obtener las propiedades dieléctricas. Hemos de trabajar con estas columnas para ir leyendo y calculado la diferencia de voltaje, la impedancia y los parámetros de interés como son la conductividad eléctrica y la permitividad relativa. El programa consiste en ir leyendo todas las filas de la matriz N para cada grupo de valores, y así obtener los resultados para cada frecuencia a la intensidad y distancia de separación de electrodos requerida.

Este código se emplea para el método de 4 electrodos, sin embargo el código empleado para el método de 2 electrodos es similar, ya que la tabla que devuelve *COMSOL Multiphysics 5.2* con los datos almacenados consta solo de 3 columnas, siendo está última la que contiene la admitancia del tejido. Se ve en la Figura 3.6 como sería el formato de la tabla exportada a una hoja del software *Microsoft Excel*. Tras la simulación mediante FEM se obtiene por tanto la admitancia de la muestra, y basta trabajar con ella y aplicar las

ecuaciones (2.7 - 2.11) para la obtención de las propiedades dieléctricas presentadas en la sección 2.2 del Capítulo 2.



freq (Hz)	Admittance (S)
1000	0.0015714066807263265+1.1839193630831655E-4i
10000	0.001667676003623543+7.052552451600828E-5i

Figura 3.6 Datos almacenados en COMSOL Multiphysics 5.2 tras el modelado para 2 electrodos. Estos datos son los que se exportan a una hoja de Excel.

3.4 Simulaciones mediante FEM y parámetros de estudio

Una vez que tenemos caracterizados y bien simulados los modelos de elementos finitos de ambos métodos, pasamos a estudiar las diferentes simulaciones que se llevan a cabo y los parámetros de estudio que influyen en los resultados. A simple vista en el modelo de 2 electrodos, no es necesario tener en consideración ningún parámetro de estudio, pues la geometría es fija y no hay ningún elemento que sea móvil. En cambio para el modelo de 4 electrodos si hay elementos que pueden variar, pues este modelo es dependiente de la distancia de separación que exista entre los electrodos de medición. En las secciones siguientes se detalla cuales son los aspectos fundamentales a tener en cuenta, además se explica cual será la forma de presentar los resultados, tanto para un método como para el otro.

3.4.1 Simulaciones para el método de 2 electrodos

En este método, como ya se ha mencionado anteriormente, no existe ningún parámetro geométrico que sea motivo de estudio. En cambio si existe un parámetro de funcionamiento, como es el voltaje inicial inyectado V_0 , que puede ser variado para estudiar su influencia en los resultados y llegar al consenso de un valor óptimo. Esto se trata así para tener caracterizado en el modelado experimental cuales serían los parámetros de funcionamiento que proporcionan los resultados más favorables. Aunque se sabe de este métodos, que el hecho de inyectar un valor diferente de V_0 no va a influir en los resultados, ya que al variar el valor de V_0 , varía la intensidad que se desprende del modelo de la misma forma, lo cual arroja siempre el mismo valor de admitancia. Por tanto se propone un estudio en el cual el valor de V_0 sea el que se propone en la tabla 3.3.

Tabla 3.3 Datos para la simulación del modelo FEM propuesto de 2 electrodos.

Parámetro	Valor V
V_0	2.5

Tras esto se presentan los resultados del modelado frente al rango de frecuencias considerado en formato gráfico. Los resultados obtenidos se comparan con los datos que Gabriel reportó de su estudio en [10]. Por lo tanto se obtienen unos sets de resultados gráficos para la comparación del modelado computacional con los resultados de Gabriel de los siguientes parámetros:

- Impedancia según el formato de Cole-Cole
- Permitividad relativa
- Conductividad eléctrica
- Error absoluto en la permitividad relativa
- Error absoluto en la conductividad eléctrica

3.4.2 Simulaciones para el método de 4 electrodos

Para este método analizaremos el efecto que produce en los resultados el cambio en la distancia de separación de los electrodos de medición y de la intensidad inyectada I_0 . Del mismo modo que se ha comentado en

3.1.1, se pretenderá llegar a un consenso para obtener así el valor óptimo de la geometría que arroje los resultados más favorecedores. Se propone estudiar el cambio existente en los valores que proporciona el modelo computacional cuando varía la intensidad inyectada I_0 , y la distancia de separación d_2 , parámetro que aparece en la Figura 3.2. En la tabla 3.4 aparecen los valores que se han considerado para cada parámetro para estudiar.

Tabla 3.4 Datos para la simulación del modelo FEM propuesto de 4 electrodos.

Parámetro	I_0					d_2		
Valor	0.3	0.5	1	2	3	0.265	0.175	0.085

Al igual que en el caso anterior se generan unos sets de resultados gráficos, los cuales en este caso irán en función de la distancia de separación. Es decir, para una distancia de separación se mostrarán todos los resultados que resultan de computar para todas las intensidades. Esto se realiza con los parámetros que se han considerado en la sección 3.1.1. Del mismo modo también se realizará una simulación con el valor de intensidad I_0 que sea capaz de proporcionar el instrumento empleado en las mediciones, para así tener unos datos similares con los que comparar los resultados del montaje experimental.

4 Montajes experimentales para la obtención de las propiedades dieléctricas

Tras haber caracterizado completamente el modelo computacional de elementos finitos, se pasa ahora al desarrollo del modelo experimental, basado en la revisión bibliográfica y en el modelo FEM. Como ya se ha comentado se introduce el músculo de cerdo de un tubo de PVC con el fin de mantener la geometría del material fija, asegurándonos así una medición controlada y rápida. El tejido muscular de cerdo se ha escogido de la parte del lomo de cerdo. Se escogió esta, debido a que es un músculo largo y lo suficientemente ancho para que pudiera cubrir por completo el tubo. También se consideró que esta parte del cerdo ya que es la que menos grasa posee, y si la tuviera es en la capa externa, la cual se puede quitar fácilmente. Los electrodos de inyección, se colocarán en los extremos de dicho tubo, manteniendo el contacto directo con la muestra. Estos electrodos, como se comentó anteriormente, son de acero inoxidable y cuentan con un espesor de 2mm y el mismo diámetro que el tubo de PVC.

Como se ha podido observar, las técnicas de caracterización de las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos dependen de aspectos ambientales. Dos de los aspectos que tienen más influencia son la temperatura de la muestra y la frescura del tejido, siendo lo mejor que la medición se realizase en vivo. Este hecho no es factible, principalmente por las características del trabajo, y también debido a que en este proyecto se desarrolla una primera aproximación tomando las mediciones sobre un tejido animal similar al tejido humano, el cual es el tejido muscular.

Se procede por tanto en este capítulo a explicar las medidas adoptadas para cada modelo experimental, cuales fueron los instrumentos empleados, sus parámetros de funcionamiento, y los diferentes sets de medidas que se tomaron para corroborar que se estaba haciendo todo correctamente. Se comienza explicando el método de 2 electrodos y posteriormente se pasa a explicar el método de 4 electrodos. Cada uno de estos montajes, como se verá a continuación, se han realizado con unos instrumentos diferentes, pues la forma de medición, aunque similar, no es igual.

4.1 Montaje experimental para 2 electrodos

En este montaje se siguen los valores de geometría propuestos anteriormente, pero ha de considerarse que al introducir el tejido muscular en el interior del tubo de PVC, para que los electrodos estuvieran en contacto directo, se dejó que el músculo sobresaliera un poco por los extremos y posteriormente se le colocó el electrodo. Por este motivo la longitud del músculo no es la que se ha determinado en el apartado 3.1.1 de la sección 3.1 del Capítulo 3, ahora las características del modelo son las siguientes que aparecen en la tabla 4.1.

Tras haber corregido este hecho, se pueden volver a tomar datos en el modelo FEM para obtener unos valores que sean lo más fieles posibles al montaje experimental aquí desarrollado. Para obtener las propiedades dieléctricas con este método de medición se realiza un montaje consistente en los siguientes instrumentos y con las siguientes características:

- Osciloscopio portable HANDYSCOPE HS3, que aparece en 4.1, el cual inyecta una señal 5 Vpp. Este instrumento está conectado a batería a través del ordenador portátil que lo controla.
- Osciloscopio de Agilent MSO6032A, que aparece en 4.2, conectado a la red eléctrica, el cual almacena los datos de las señales recogidas, tanto para la resistencia como para la muestra.

Tabla 4.1 Datos del modelo FEM propuesto de 2 electrodos.

Parámetro	Valor	Descripción
\varnothing	0.045 m	Diámetro
H	0.325 m	Longitud del músculo
e_e	0.002 m	Espesor de los electrodos

- Resistencia cuyo valor es de 200 Ω .
- Tubo de PVC con el material relleno de su interior.
- Electrodo de acero inoxidable.

La forma de conectar estos instrumentos, se basa en la Figura 3.1. Por tanto se ha de inyectar el voltaje de 5 Vpp en los electrodos de acero inoxidable, para lo cual debe estar unido el osciloscopio HANDYSCOPE HS3 con los electrodos de acero. A la vez, el osciloscopio MSO6032A, debe estar conectado también a estos electrodos para recoger la señal de voltaje del material. Por último, para conocer la fase de la impedancia y así poder tener la impedancia compleja de la muestra, se mide en el osciloscopio MSO6032A la señal senoidal que aparece al inyectar en la resistencia de 200 Ω la señal de 5 Vpp. La forma de conexión se ve más clara en la Figura 4.1 .

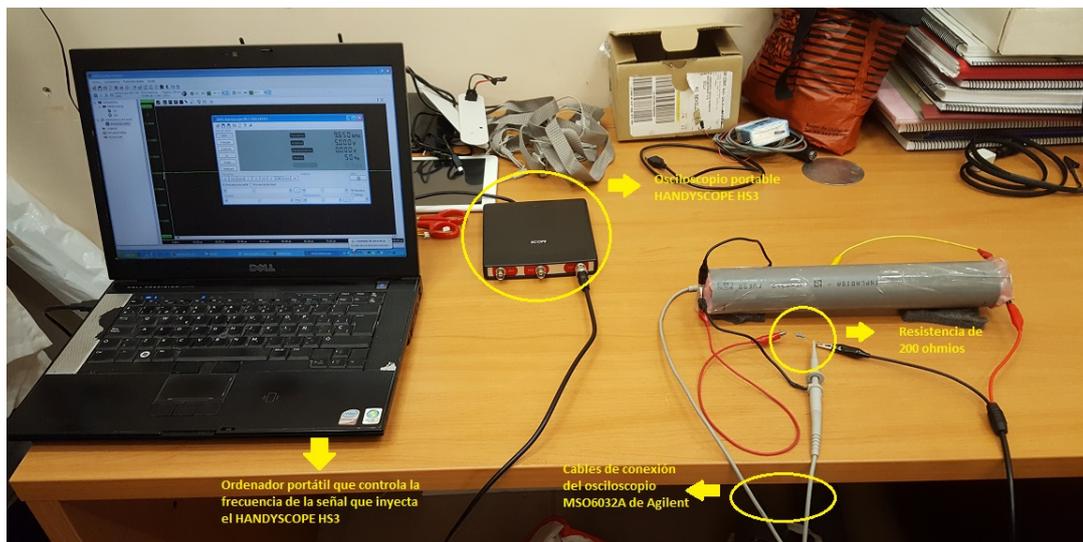


Figura 4.1 Montaje del set up experimental para el método de 2 electrodos.

En la Figura 4.2 se puede ver el osciloscopio no portable que es el encargado de recibir la señal senoidal que resulta en la muestra de tejido muscular, y en la resistencia. Estos datos de las señales son almacenados en un pendrive en archivos .csv , que posteriormente son procesados para obtener los datos de permitividad y conductividad. Como se observa del montaje experimental el osciloscopio portátil HANDYSCOPE HS3 funciona como un generador de señales, ya que es el instrumento encargado de inyectar la señal a la muestra. Este funcionamiento está permitido pues puede funcionar como osciloscopio, así como generador de señales. Los electrodos fueron colocados en los extremos del tubo de PVC, y para evitar que no se mantuvieran el contacto directo al músculo, se sujetan con una cinta adhesiva como se puede apreciar en la Figura 4.3. Además también se puede ver de que forma están conectados los cables de los osciloscopios con los electrodos.

Para la realización del experimento y la posterior verificación de este, se tomaron tres medidas, la primera de ellas con un generador de señales diferente al HANDYSCOPE HS3, y las dos últimas con el osciloscopio portátil que se ha mencionado. Sin embargo, esta primera medida es descartada ya que se vio que dicho generador no arrojaba datos concluyentes, pues la señal se veía muy atenuada en torno a la frecuencia de 200KHz. Por este motivo solo se tomaron 2 mediciones con el osciloscopio portátil que aparece en la 4.1, estos sets de medidas son los siguientes:

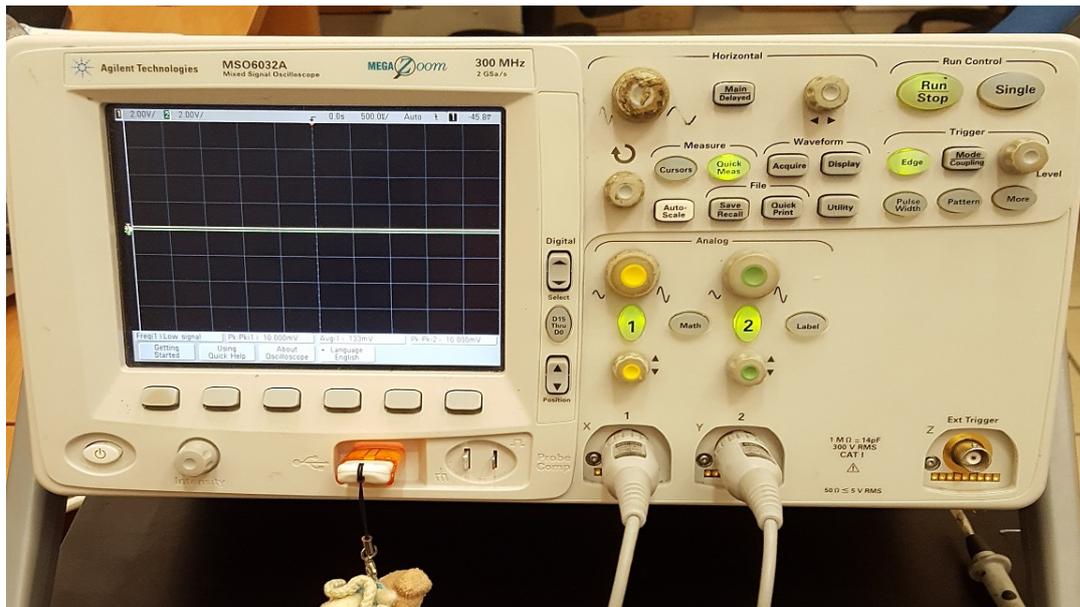


Figura 4.2 Osciloscopio MSO6032A de Agilent que se encarga de recoger los datos de las señales senoidales para el tejido muscular y para la resistencia.

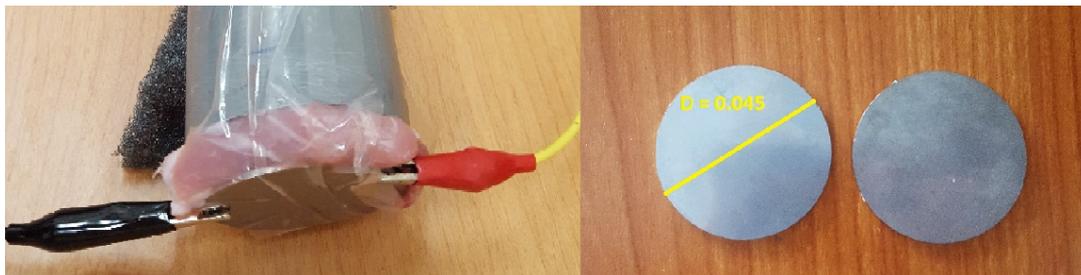


Figura 4.3 Forma de conexión y tamaño de los electrodos de acero inoxidable.

- **Primera medida.** Osciloscopio HANDYSCOPE HS3 funcionando como generador de señales conectado mediante batería, inyectando un voltaje de 5Vpp. En este caso el osciloscopio MSO6032A funcionando sin la función *averaging* activada. El rango de frecuencias considerado es desde 1KHz hasta 1MHz con un paso en frecuencia de 10KHz hasta los 100KHz, y a partir de ahí con un paso de 100KHz.
- **Segunda medida.** Osciloscopio HANDYSCOPE HS3 funcionando como generador de señales conectado mediante batería, inyectando un voltaje de 5Vpp. En este caso el osciloscopio MSO6032A funcionando con la función *averaging* activada. El rango de frecuencias considerado es el mismo que el caso anterior.

El hecho de que el osciloscopio MSO6032A tenga activada la función de *averaging* implica que la señal que recoge, antes de ser almacenada ha pasado por un filtro propio del osciloscopio para suavizar los picos abruptos que pueda tener. Este hecho puede ser bueno, o no, según se discutirá más adelante.

4.2 Montaje experimental para 4 electrodos

En este montaje experimental, se hace necesario hacer unos huecos en el tubo de PVC para poder medir con dos electrodos adicionales, los cuales están separados entre sí una cierta distancia. Por este motivo se hacen tres parejas de incisiones separadas, 8.5cm, 17.5cm y 26.5cm, para estudiar la dependencia existente entre la separación de los electrodos y las propiedades dieléctricas, al igual que se hace en el modelo de elementos finitos. Cada hueco está separado de su contiguo 4.5cm, excepto los dos centrales los cuales están separados entre si 8.5cm. Las medidas se toman con un Impedancímetro multifrecuencia desarrollado por el Grupo de

Ingeniería Biomédica de la Universidad de Sevilla, el cual permite la medición en el rango de frecuencia desde aproximadamente los 5kHz o 10kHz hasta 1MHz. Finalmente las medidas se tomaron desde los 12 KHz hasta 1 MHz en un paso que venía determinado por dicho instrumento.

Se realizan tres sets de medidas, cada cual consistente en tomar 3 mediciones con cada distancia de separación, es decir se tomaran tres medidas con la separación más pequeña y así hasta la separación mayor. Este hecho nos permite poder realizar una media con las medidas y tener así unos valores más normalizados. En la Figura 4.4 aparecen los huecos que se han realizado en el mismo tubo de PVC empleado en el modelo de 2 electrodos, así como la forma de conexión para cada distancia de separación. Al igual que en modelo anterior, los electrodos circulares se adhieren a la muestra de la misma forma anterior según se muestra en la Figura 4.3, mediante una cinta adhesiva, evitando en este caso que tape alguno de los huecos hechos para introducir los electrodos del instrumento de medición.

Para este modelo también, al introducir el tejido muscular de cerdo dentro del tubo, se ha dejado que sobresalga un poco para, como se comentó en el apartado anterior, asegurar siempre el contacto del electrodo con la muestra. Por ello se ha determinado que la distancia del material no es la distancia del tubo de PVC, si no que está dimensión ha cambiado, por ello para este modelo las dimensiones son las mismas que las de la tabla 4.1. Este hecho nos hace que en el modelado en FEM hemos de cambiar la longitud del músculo cilíndrico que hemos simulado para tener mejor caracterizado el comportamiento computacional, y poder realizar una comparación verosímil.



Figura 4.4 Tubo de PVC con las incisiones para la medición y con el tejido muscular en su interior.

A continuación se muestran las distintas posiciones en las que se medirán para cada distancia de separación de los electrodos. La Figura 4.5 muestra la medida cuando los electrodos están más separados, la Figura 4.6 se trata de la posición intermedia, y por último la Figura 4.7 cuando los electrodos están más cerca entre sí.



Figura 4.5 Distribución de los electrodos en la muestra para una distancia de separación de 26.5cm.

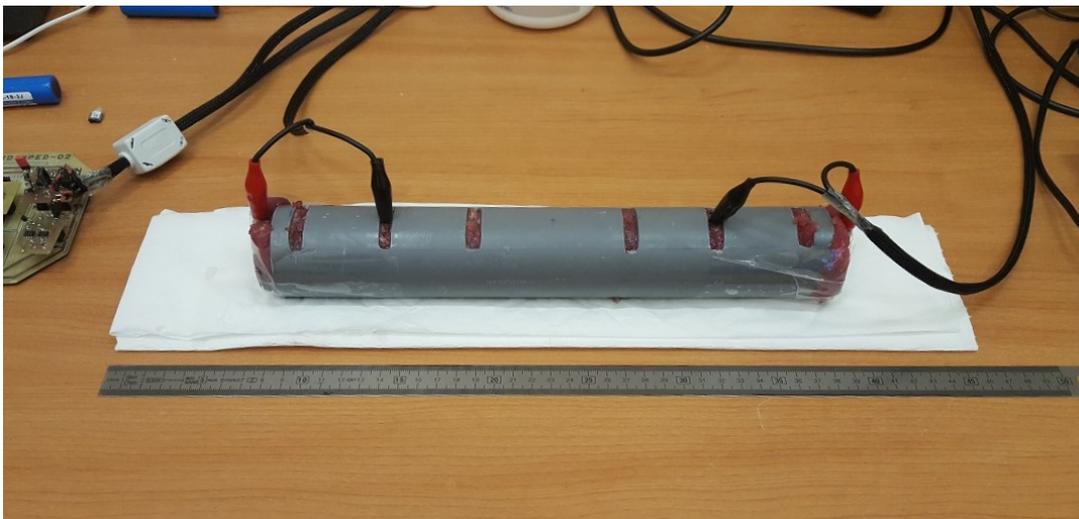


Figura 4.6 Distribución de los electrodos en la muestra para una distancia de separación de 17.5cm.



Figura 4.7 Distribución de los electrodos en la muestra para una distancia de separación de 8.5cm.

5 Resultados

Se presenta en este capítulo los resultados que se han obtenido para la simulación mediante el método de elementos finitos, y los resultados obtenidos mediante los montajes experimentales desarrollados en el 4. Se muestran en primer lugar los resultados computacionales para ambos modelos, comparados con los datos extraídos de [10], y en segundo lugar los resultados experimentales, también comparados con los datos que se pueden extraer de [10]. Para finalizar se hace una comparación entre los modelos computacionales y experimentales de cada método, para arrojar los resultados que se extraen de la simulación y experimentación llevada a cabo en este trabajo.

Se presentarán los resultados en comparación con los datos que se extraen de los estudios de Gabriel en [4] y en [10]. De esta forma tendremos una comparación similar a la que se ha ido desarrollando en los estudios pasados. Se muestran en primer lugar los resultados para los modelos de elementos finitos, luego los resultados para los montajes experimentales y finalmente se hace una comparación entre ellos.

5.1 Resultados para el modelo FEM de 2 electrodos

Para extraer los resultados se muestran a continuación la impedancia, la permitividad relativa y la conductividad eléctrica y los errores obtenidos para la permitividad y conductividad en el caso del modelo de elementos finitos de 2 electrodos al aplicarle el voltaje que se emplea en las mediciones experimentales $V_0 = 5V_{pp}$. Se muestra solo para este valor ya que se sabe que las propiedades y la impedancia no van a variar al inyectar diferentes valores de tensión entre los electrodos circulares. Si cambiaría la intensidad que se recoge, pero esto no es el motivo de estudio del trabajo aquí presentado. Por lo tanto se presentan a continuación los datos que se recogen para el caso cuyo valor $V_0 = 5V_{pp}$ que en el modelado computacional de elementos finitos se traduce en $V_0 = 2.5V$.

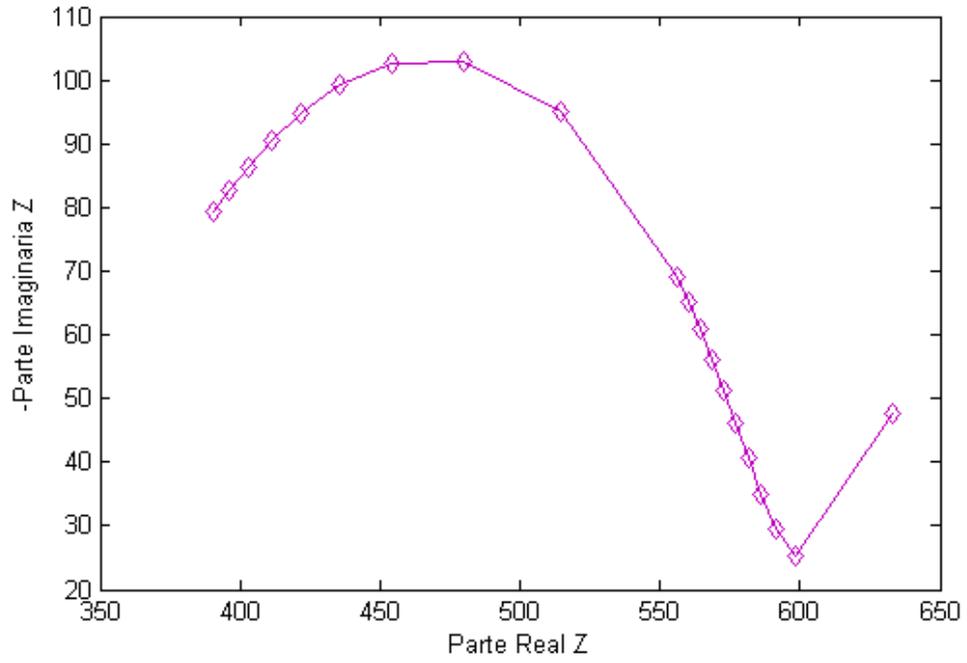


Figura 5.1 Representación de la impedancia según Cole-Cole para $V_0 = 2.5v$.

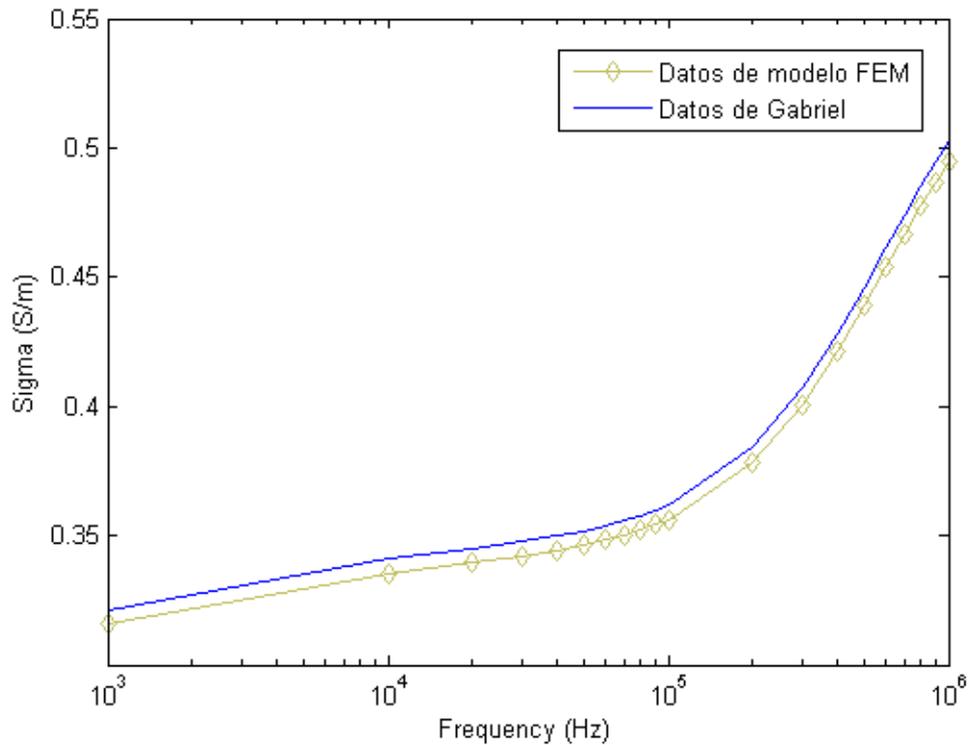


Figura 5.2 Conductividad eléctrica del modelo FEM y de Gabriel en el rango de frecuencias desde 1KHz hasta 1MHz $V_0 = 2.5v$.

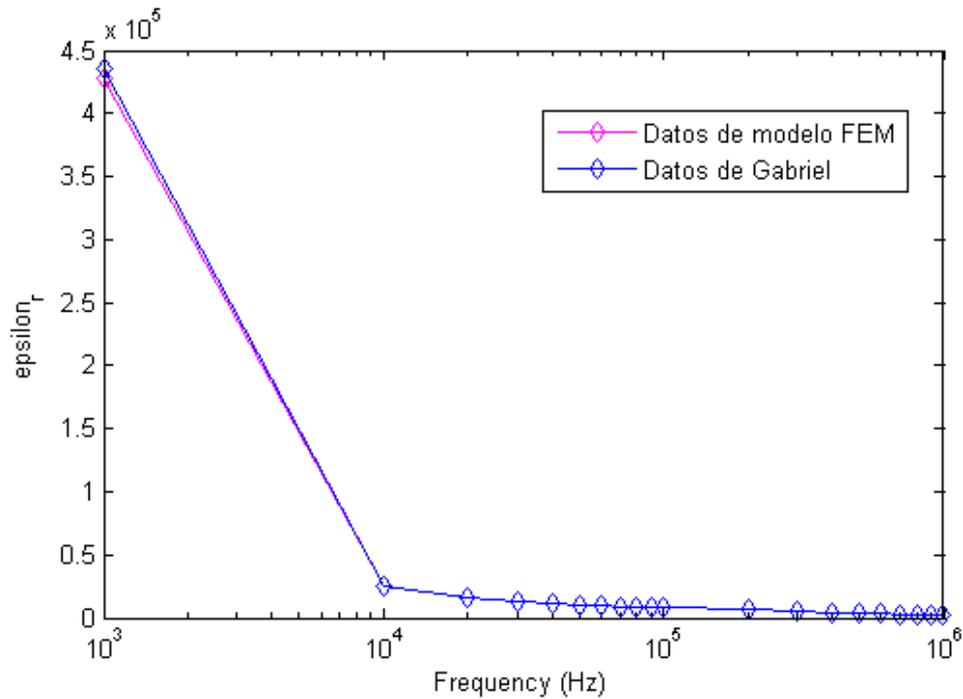


Figura 5.3 Permitividad relativa del modelo FEM y de Gabriel en el rango de frecuencias desde 1KHz hasta 1MHz $V_0 = 2.5v$.

Se ve que los resultados están bien situados, pues las gráficas para la permitividad relativa y la conductividad eléctrica mantienen la misma tendencia que las de Gabriel. Además los errores son pequeños pues se obtiene un error máximo del orden de 10^{-3} para la conductividad eléctrica, como se puede ver en la Figura 5.5, y un error máximo del orden de 7000 para la permitividad eléctrica como se observa en la Figura 5.4.

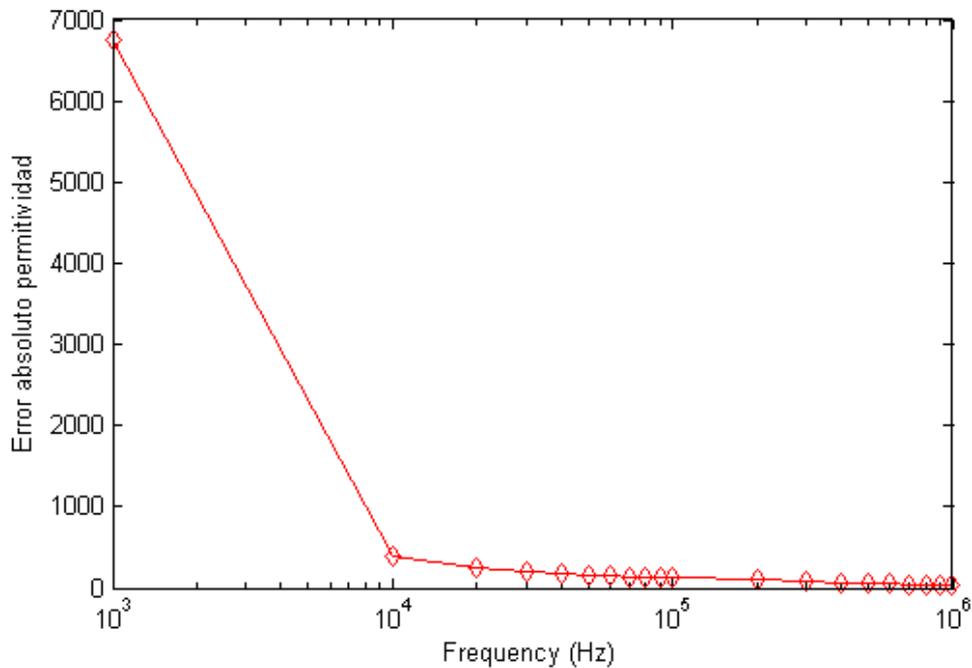


Figura 5.4 Error absoluto para la permitividad relativa en el rango de frecuencias desde 1KHz hasta 1MHz $V_0 = 2.5v$.

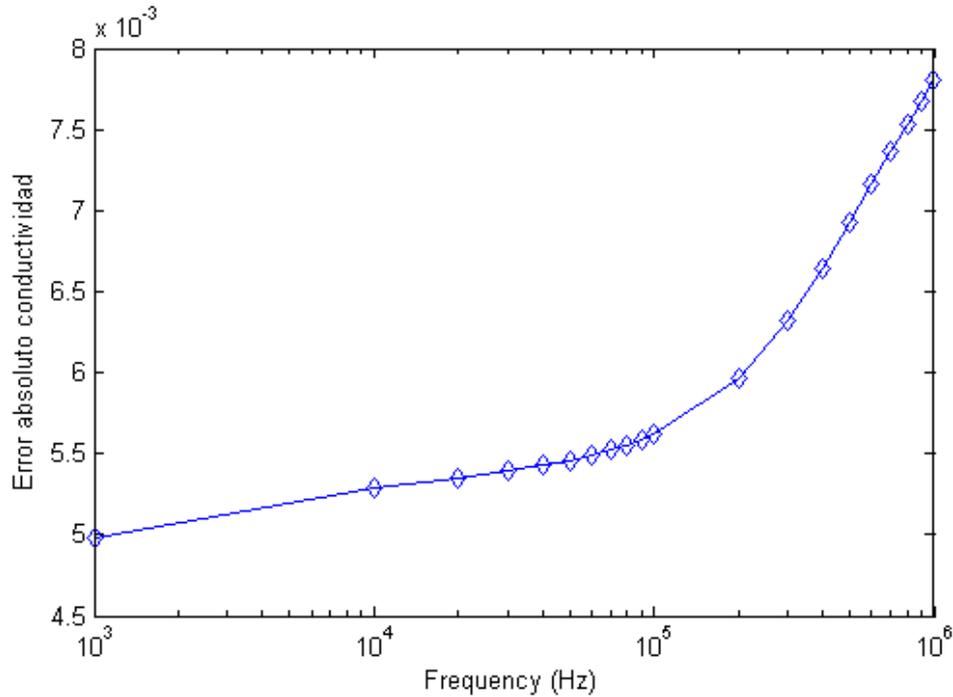


Figura 5.5 Error absoluto para la conductividad eléctrica en el rango de frecuencias desde 1KHz hasta 1MHz $V_0 = 2.5v$.

5.2 Resultados para el modelo FEM de 4 electrodos

Se presentan aquí los resultados para el modelado mediante elementos finitos del modelo de 4 electrodos para obtener la permitividad relativa y la conductividad eléctrica. En primer lugar se muestra una comparación entre los parámetros de estudio de este modelo que era la intensidad de inyección I_0 y la distancia de separación de los electrodos de medición, d_2 . Los resultados se expresan en tres grupos, donde cada grupo está simulado para todas las intensidades que se requieren y según aparecen en la tabla 3.4. De esta forma podremos determinar cuales serían los valores óptimos de los parámetros de estudio y proponer así el mejor montaje experimental. Finalmente debido a que el instrumento solo es capaz de dar una intensidad de $I_0 = 0.46mA$, se muestran los resultados computacionales para ese valor.

5.2.1 Resultados para una separación entre los electrodos de 8.5 cm

Se presentan en este apartado los resultados para el modelo FEM de 4 electrodos para una distancia de separación entre los electrodos de medición de $d_2 = 8.5cm$. Se presentan los errores que se comenten en la obtención de la conductividad eléctrica y la permitividad relativa para cada valor de intensidad considerado. Con esto se puede ver que valor de intensidad inyectada es el óptimo. Además también se presentan la diferencia de voltaje que se genera entre ambos electrodos de medición, siendo este parámetro útil en el diseño del setup experimental, pues es un indicador de cuanta precisión vamos a considerar en nuestras mediciones. Por este motivo, a mayor diferencia de voltaje mayor precisión tendrán las medidas, ya que el instrumento empleado en la medición podrá recoger la medida más fácil, al haber un mayor nivel de voltaje en la muestra.

En la Figura 5.6 se observa que el mayor valor de la diferencia de voltaje entre ambos electrodos se obtiene para el mayor valor de intensidad, es decir para $I_0 = 5mA$ y tiene un valor de 0.85 V aproximadamente. En las gráficas de los errores absolutos, Figura 5.7 y Figura 5.8 sucede que no existe diferencia en los errores para cada valor de intensidad. Este hecho hace que se plantee la teoría de que los errores en la medición son dependientes de la distancia de separación entre los electrodos que recogen los valores de voltaje, y no son tan dependientes de la intensidad de inyección. Aún así, se ve que para $d_2 = 8.5cm$, en el caso de la conductividad el error toma un máximo de 0.013, mientras que para la permitividad relativa, el máximo valor del error es de 11000, valores que se pueden mejorar al variar la geometría del modelo.

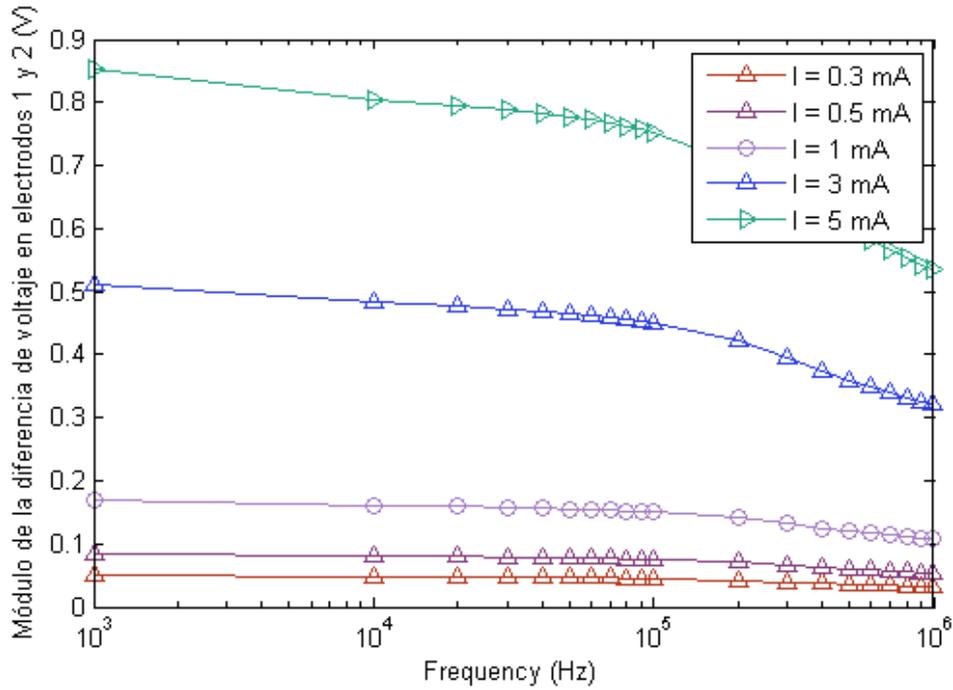


Figura 5.6 Diferencia de voltaje para cada valor de intensidad y $d_2 = 8.5\text{cm}$.

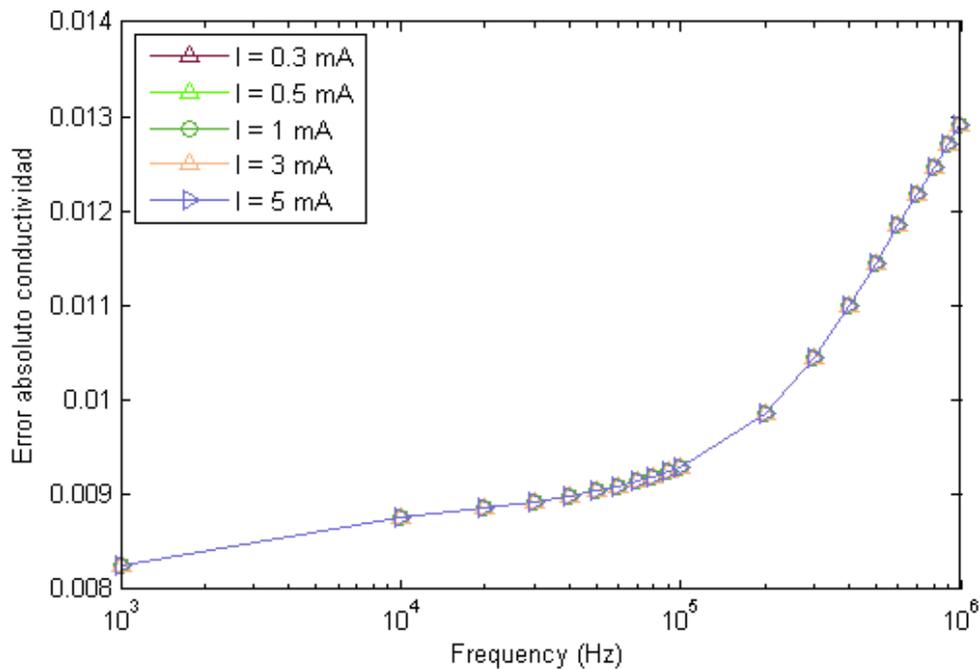


Figura 5.7 Error absoluto cometido en la conductividad eléctrica para cada valor de intensidad y $d_2 = 8.5\text{cm}$.

5.2.2 Resultados para una separación entre los electrodos de 17.5 cm

Se muestran aquí los resultados para el modelo de 4 electrodos para una distancia de separación entre los electrodos de medición de $d_2 = 17.5\text{cm}$. Al igual que en el apartado anterior, se muestran los resultados para la diferencia de voltaje entre los electrodos, y los errores que se comenten.

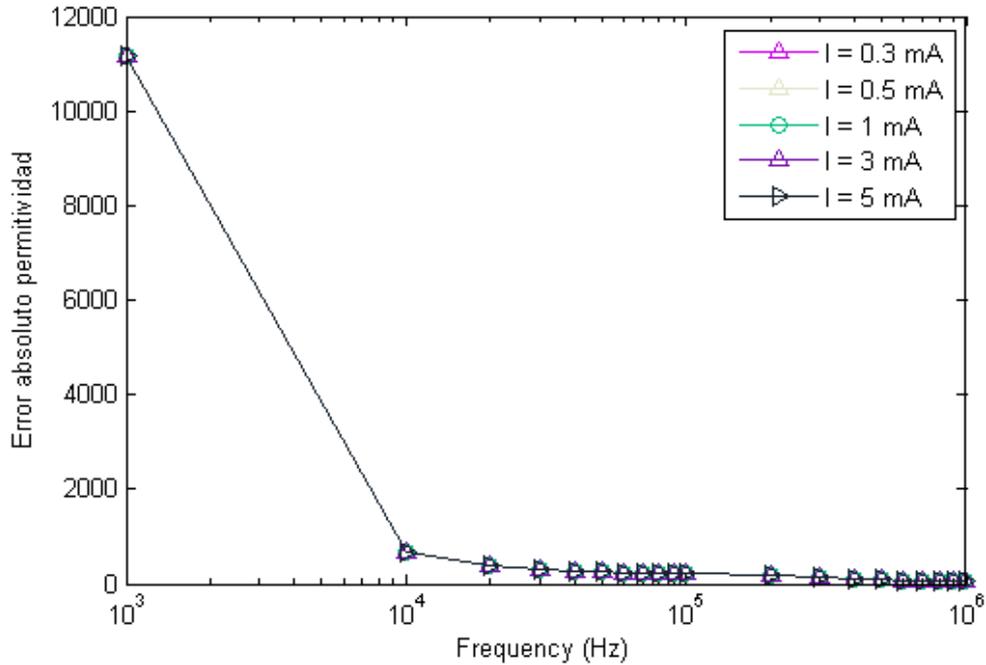


Figura 5.8 Error absoluto cometido en la permitividad relativa para cada valor de intensidad y $d_2 = 8.5cm$.

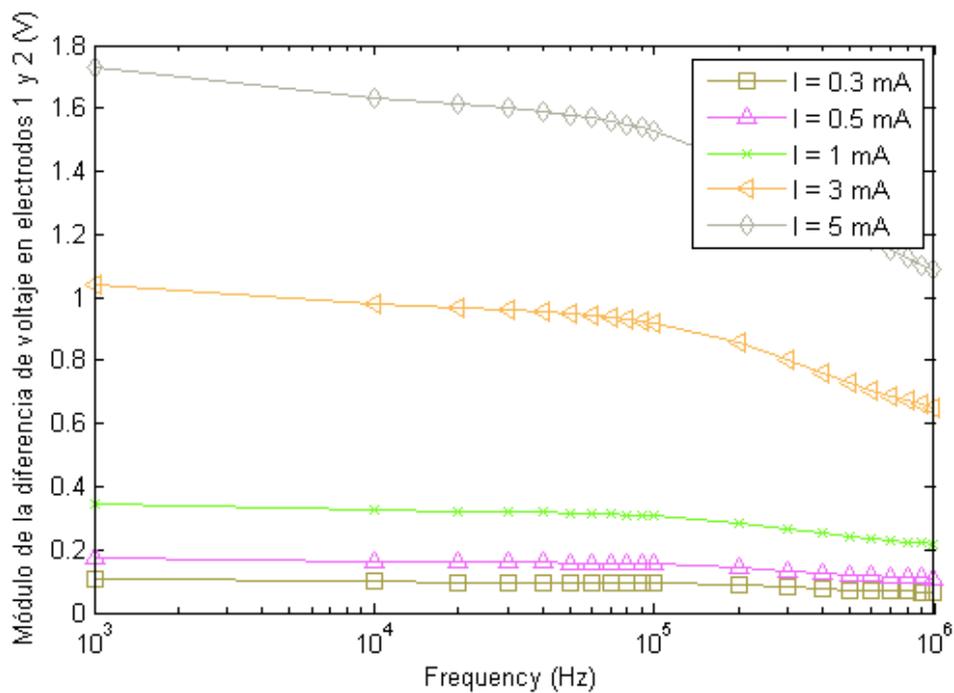


Figura 5.9 Diferencia de voltaje para cada valor de intensidad y $d_2 = 17.5cm$.

Se observa en la 5.9 que el máximo valor de la diferencia de voltaje se alcanza para $I_0 = 5mA$ y tiene un valor de 1.75V aproximadamente. Se contrasta el hecho de que la distancia de separación entre los electrodos también influye en la caída de tensión entre ellos, siendo esta mayor cuanto mayor es la distancia que los separa. Por tanto, se puede intuir que los errores cometidos en la conductividad y en la permitividad, serán menores que los comentados en el caso para $d_2 = 8.5cm$. Este hecho se observa en la Figura 5.10, donde se ve que el máximo valor del error para la conductividad es de $6.5 \cdot 10^{-3}$, y para la permitividad es de 5500. Como se puede ver, el error en la conductividad ha disminuido a la mitad, lo mismo que para la permitividad.

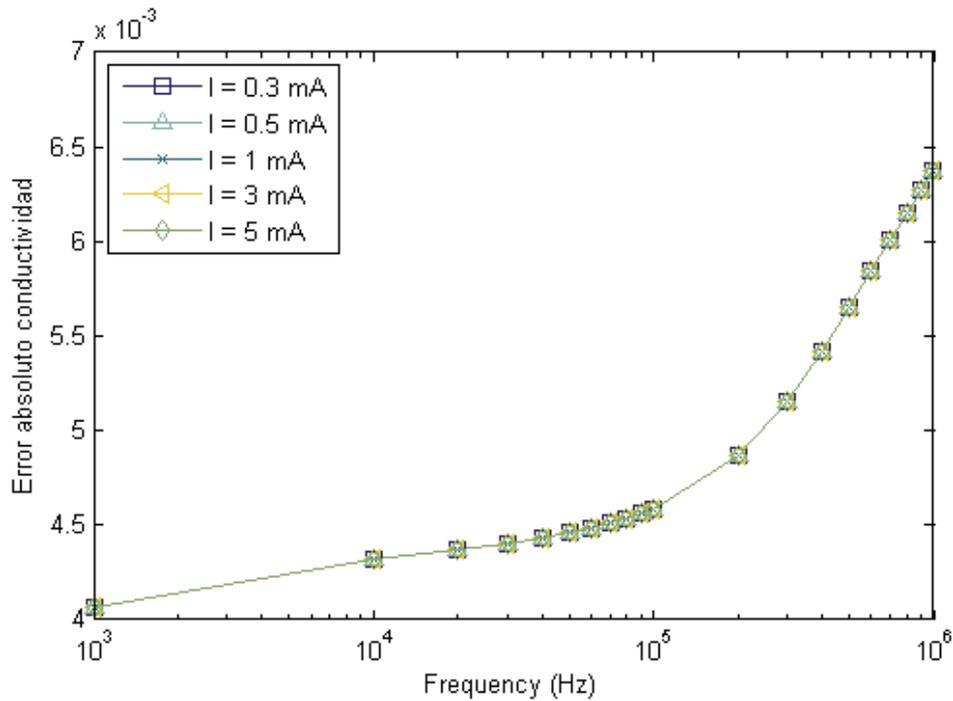


Figura 5.10 Error absoluto cometido en la conductividad eléctrica para cada valor de intensidad y $d_2 = 17.5\text{cm}$.

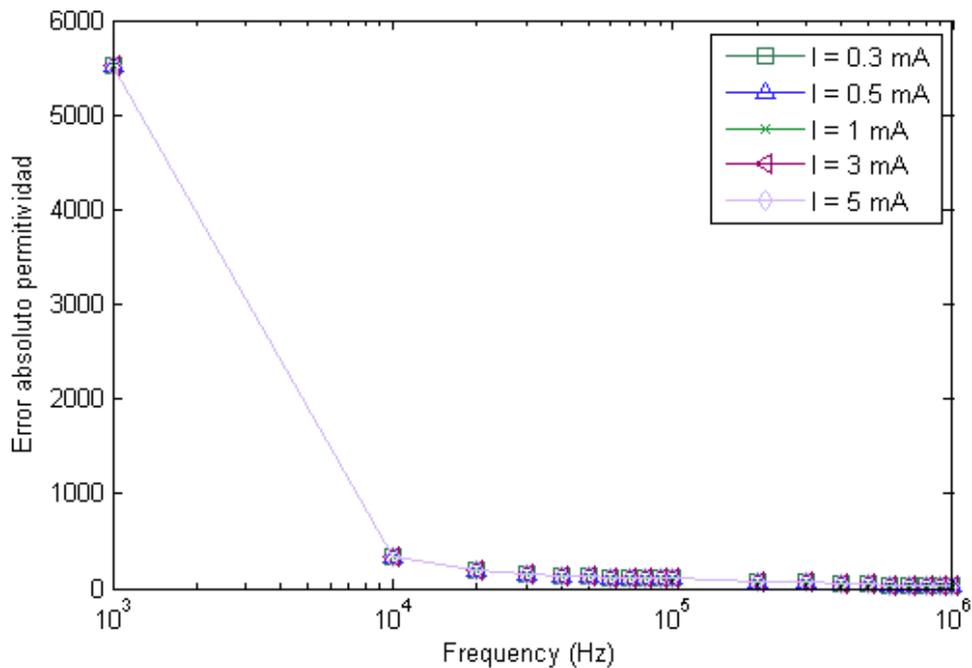


Figura 5.11 Error absoluto cometido en la permitividad relativa para cada valor de intensidad y $d_2 = 17.5\text{cm}$.

Sin embargo, el valor de la diferencia de voltaje en este caso es el doble de lo que se obtenía para el caso en que $d_2 = 8.5\text{cm}$. Esto verifica el hecho que se ha comentado, para el que se sabe que el valor de la diferencia de voltaje, aumenta cuando la separación de los electrodos es mayor. Esto se puede explicar debido a que, a mayor voltaje entre los electrodos de medición, mejores resultados es posible obtener, ya que la medida no se ve tan afectada por la atenuación. Por este motivo, los errores serán menores cuanto mayor sea la distancia de separación entre los electrodos

5.2.3 Resultados para una separación entre los electrodos de 26.5 cm

Para concluir, mostramos los resultados para el último valor de la distancia de separación de los electrodos. Veamos si se sigue manteniendo la línea que se a presentado en la sección anterior, en la que los errores han disminuido a la mitad, y la diferencia de voltaje a aumentado al doble de lo que se tenía para el primer caso donde $d_2 = 8.5\text{cm}$. Se ve que al igual que para los casos anteriores, en este caso, el mayor valor de voltaje se alcanza para $I_0 = 5\text{mA}$ y tiene un valor de 2.5 V como se puede observar en la Figura 5.12. Este valor al ser comparado con los casos anteriores, es aproximadamente el triple del valor que se obtenía para el caso $d_2 = 8.5\text{cm}$. En cambio para el aspecto de los errores absolutos, se tiene para la conductividad que el máximo del error cometido vale $4.2 \cdot 10^{-3}$, según aparece en la Figura 5.13, siendo este el correspondiente a la frecuencia de 1MHz. En cambio para la permitividad, según aparece en la Figura 5.14 se obtiene un valor máximo de 3550 aproximadamente para la frecuencia de 1KHz. Como vemos se puede decir que estos valores son aproximadamente resultado de la tercera parte de la primera simulación para $d_2 = 8.5\text{cm}$.

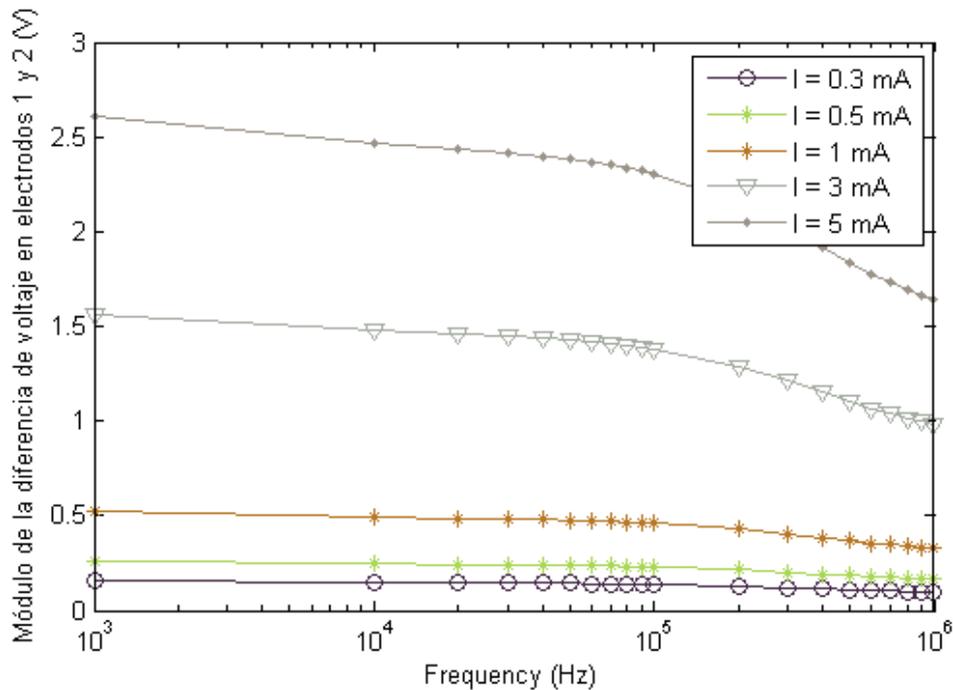


Figura 5.12 Diferencia de voltaje para cada valor de intensidad y $d_2 = 26.5\text{cm}$.

Por tanto, se pueden extraer las siguientes conclusiones de las simulaciones que se han llevado a cabo:

- La caída de tensión entre los dos electrodos medidores es mayor cuanto mayor sea la distancia entre ellos. Se puede establecer una relación de proporcionalidad, considerando que estas aumentan, al doble para la segunda distancia, o al triple para la tercera.
- Los errores absolutos para la conductividad son mayores cuando la distancia de separación es menor, y van disminuyendo conforme dicha distancia se hace mayor. En cuanto a como disminuyen estos valores, se ha visto que tienen una relación de proporcionalidad inversa con respecto al voltaje medido entre los electrodos. Es decir si entre una distancia y otra dicho voltaje aumenta al doble, para la conductividad disminuye a la mitad.
- Los errores absolutos para la permitividad siguen la misma línea que para la conductividad. La única diferencia existente entre ambos es el hecho de que, los errores para la permitividad van disminuyendo conforme la frecuencia se hace mayor, mientras que la conductividad tiene un comportamiento contrario.

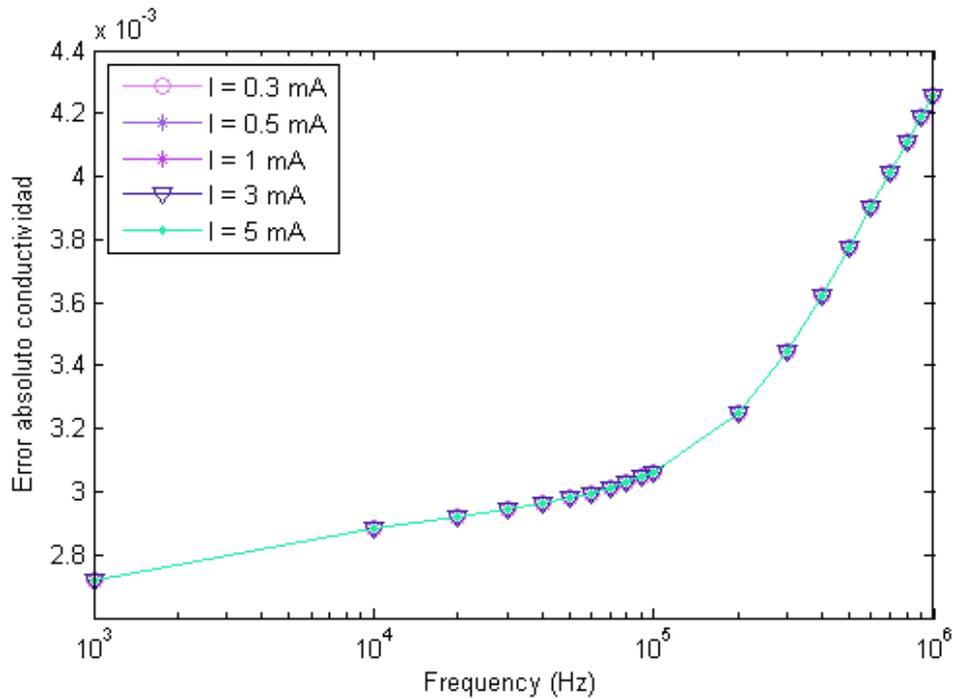


Figura 5.13 Error absoluto cometido en la conductividad eléctrica para cada valor de intensidad y $d_2 = 26.5\text{cm}$.

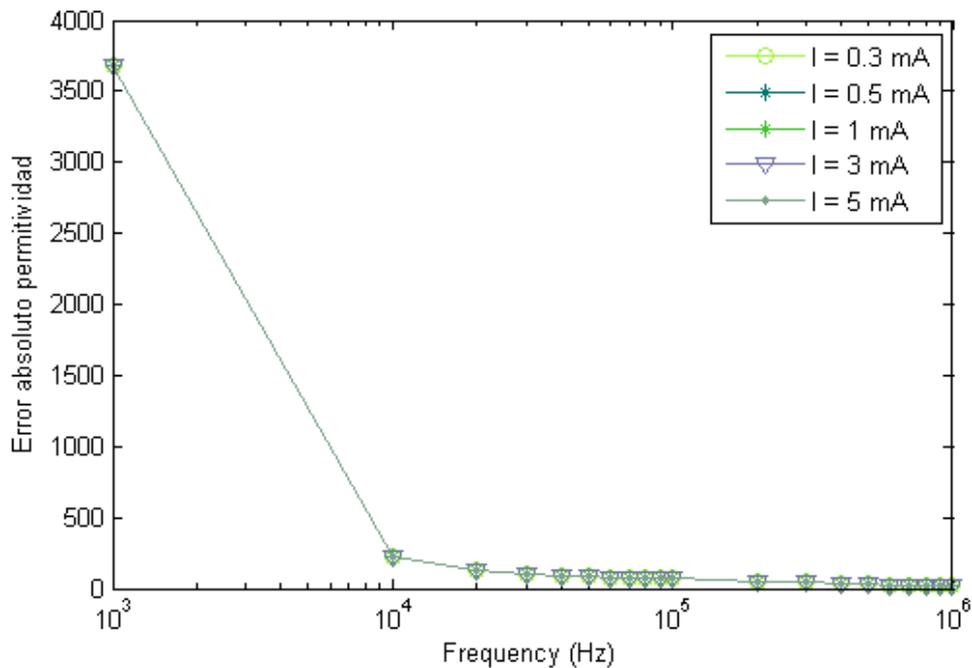


Figura 5.14 Error absoluto cometido en la permitividad relativa para cada valor de intensidad y $d_2 = 26.5\text{cm}$.

Por lo tanto de los resultados mostrados en los apartados anteriores, se puede extraer que el valor de intensidad óptimo es de $I_0 = 5\text{mA}$ y la distancia de separación de los electrodos de medición óptima es aquella que arroja una mayor diferencia de voltaje, siendo esta distancia de $d_2 = 26.5\text{cm}$. Por tanto para un montaje experimental que siga la línea aquí presentada, y cuyos errores sean pequeños, se deben de seguir los datos de geometría y el de la intensidad aquí explicados.

5.2.4 Resultados para $I_0 = 0.46mA$

Estudiamos ahora los resultados correspondientes al montaje experimental que se ha llevado a cabo para el método de 4 electrodos. El instrumento empleado desarrollado por el Grupo de Investigación Biomédica de la Universidad de Sevilla, nos permitía inyectar una intensidad máxima de $I_0 = 0.46mA$. Por lo tanto se muestra aquí los resultados computacionales para ese valor de intensidad. Bien sabemos que no es lo óptimo, debido a que como se ha presentado en los apartados anteriores el valor óptimo de la intensidad es de $I_0 = 5mA$, pero este valor no es posible obtenerlo. Por ello se muestran los resultados computacionales para este hecho para cada una de las tres separaciones distintas, pudiendo así ser comparadas con los datos resultantes del montaje experimental. Se muestran para este apartado todos los resultados que son de utilidad para una caracterización completa del montaje experimental. En la Figura 5.15 se muestran los valores de la impedancia según los diagramas de Cole-Cole, en la Figura 5.16 y 5.17 se muestran los resultados para la conductividad y la permitividad respectivamente. Del mismo modo también se representan los errores que se obtienen, para la conductividad en la Figura 5.18 y en la Figura 5.20 para la permitividad.

Se observa de la Figura 5.18 y 5.20, que para la distancia de separación mayor, los errores son menores, reflejando esto que los resultados están más cercanos a los datos dados por Gabriel. Por el contrario, para la distancia de separación menor, los resultados arrojan peores resultados, debido a como se comentó en los aparados anteriores, la caída de tensión que recogen los electros de medición es menor, ya que no abarcan una gran longitud de la muestra.

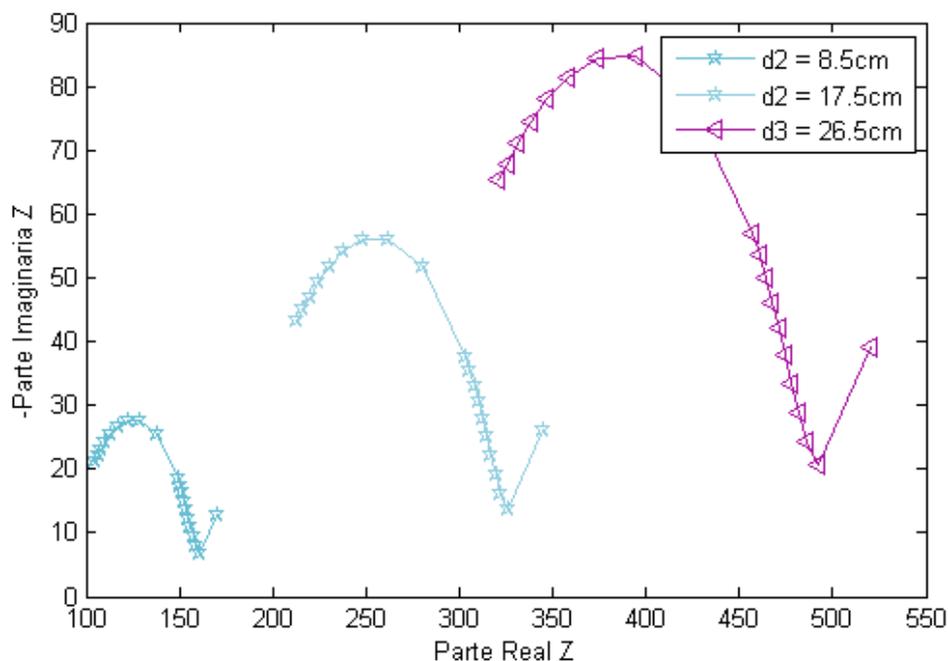


Figura 5.15 Impedancia según los diagramas de Cole-Cole con $I_0 = 0.46mA$ para cada distancia de separación.

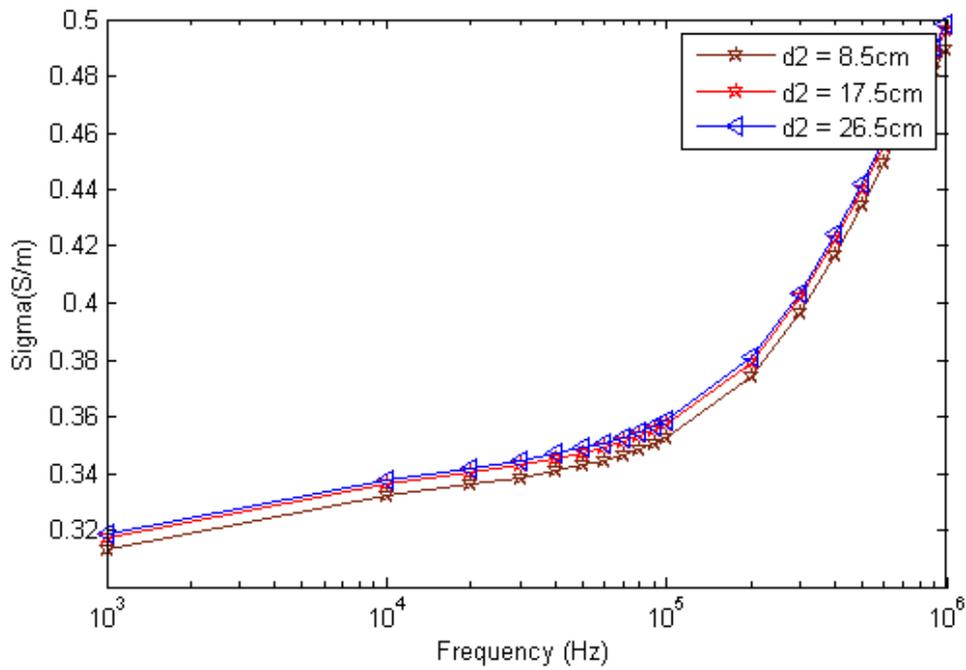


Figura 5.16 Conductividad eléctrica para el modelo FEM con $I_0 = 0.46\text{mA}$ para cada distancia de separación.

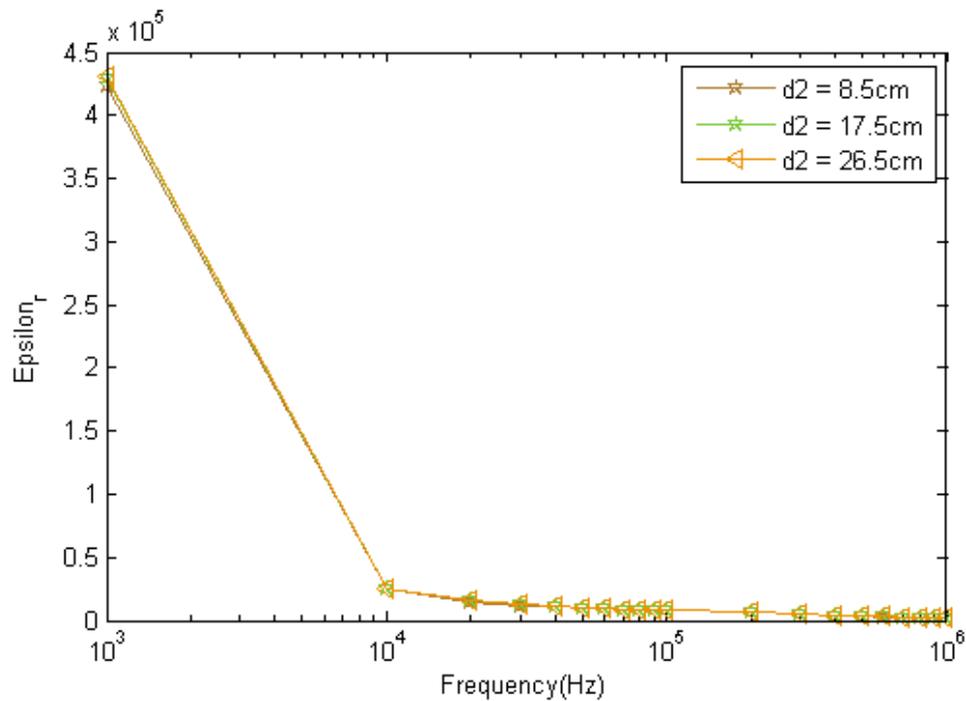


Figura 5.17 Permitividad relativa para el modelo FEM con $I_0 = 0.46\text{mA}$ para cada distancia de separación.

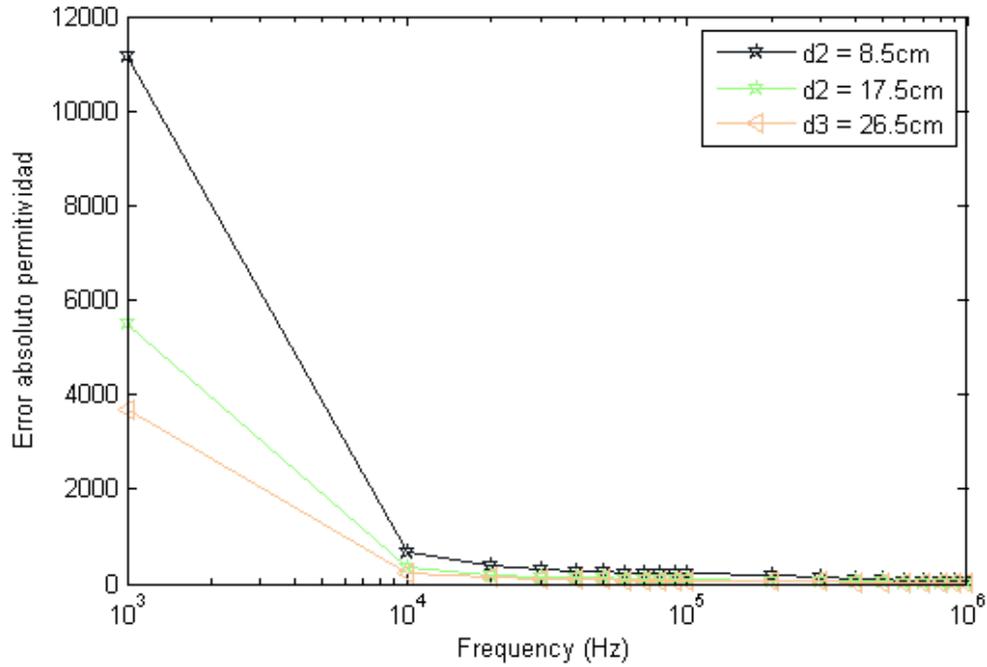


Figura 5.18 Error en la permitividad relativa para el modelo FEM con $I_0 = 0.46\text{mA}$ para cada distancia de separación.

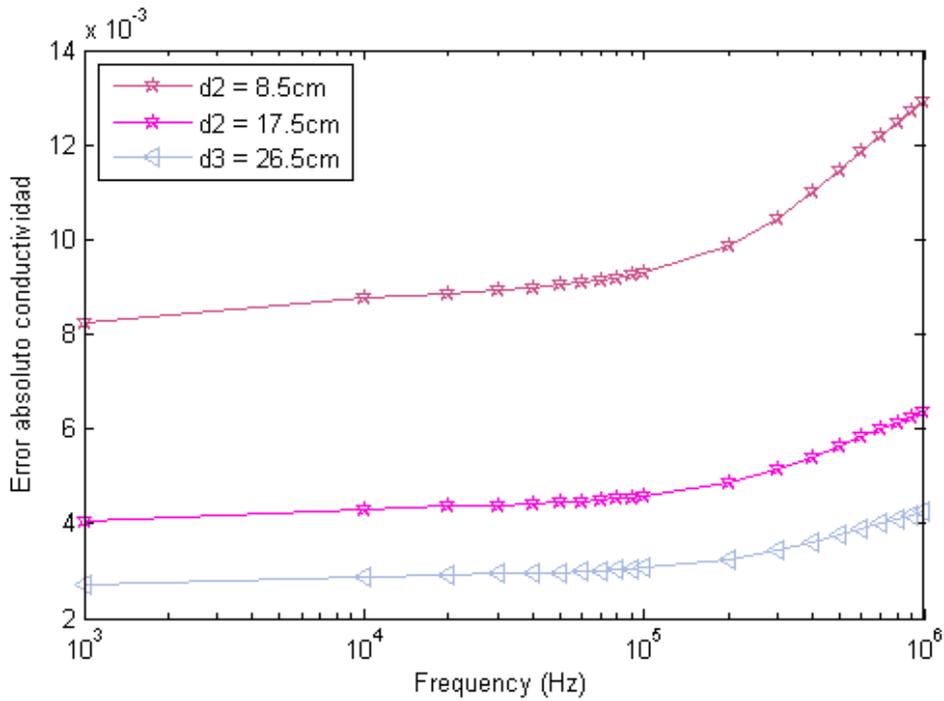


Figura 5.19 Error en la conductividad eléctrica para el modelo FEM con $I_0 = 0.46\text{mA}$ para cada distancia de separación.

5.3 Resultados para el montaje experimental de 2 electrodos

Se muestra en esta sección los resultados que tras la realización del setup experimental para el método de 2 electrodos se han obtenido. Como se comentó en la Sección 4.1 del Capítulo 4, se hacen dos mediciones, una en la que el osciloscopio MSO6032A no tenía la opción *averaging* activada, y otra medida en la que sí se tenía activada. Se muestran en este capítulo los resultados para estos montajes y se comparan con los resultados de Gabriel.

5.3.1 Resultados para la medida sin la función *averaging* activada

Mostramos los resultados que se extraen del modelado experimental cuando el osciloscopio MSO6032A no tiene activada la función *averaging*. Se presentan los resultados obtenidos para la impedancia, la conductividad y la permitividad frente a los resultados de Gabriel.

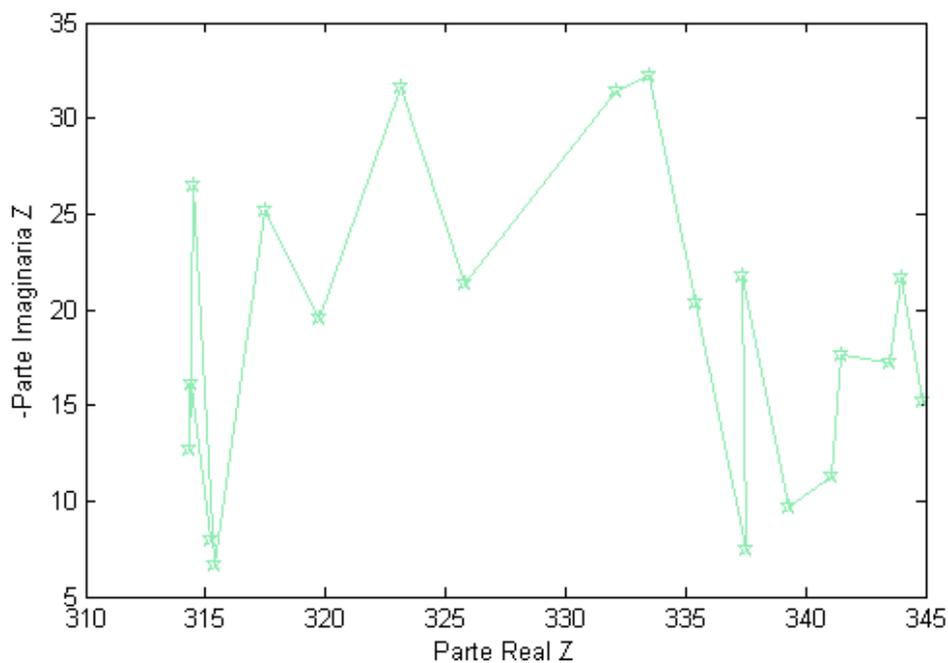


Figura 5.20 Impedancia para el montaje experimental de 2 electrodos.

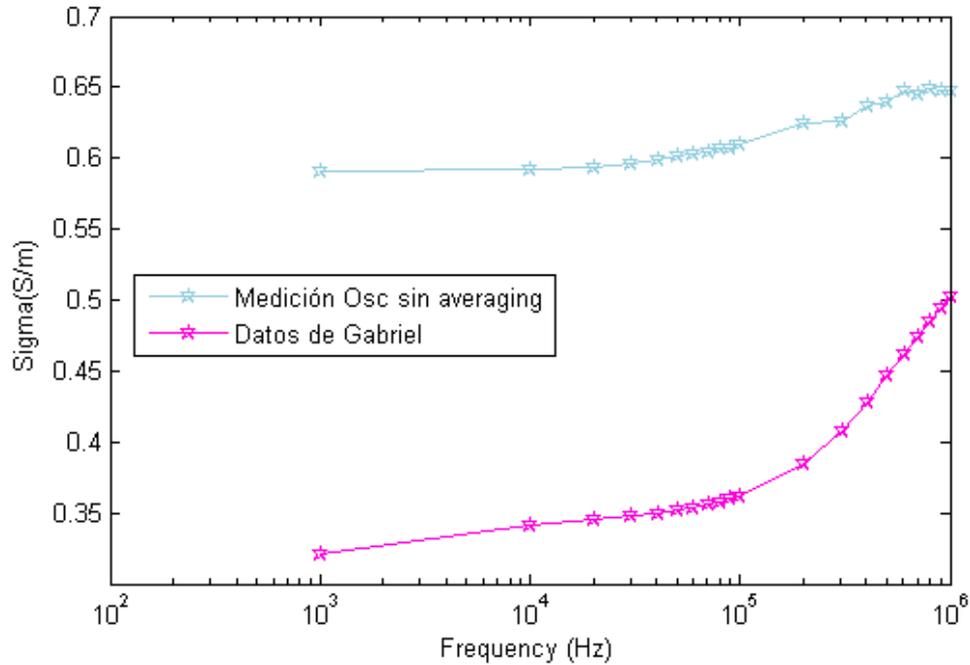


Figura 5.21 Conductividad eléctrica para el montaje experimental de 2 electrodos.

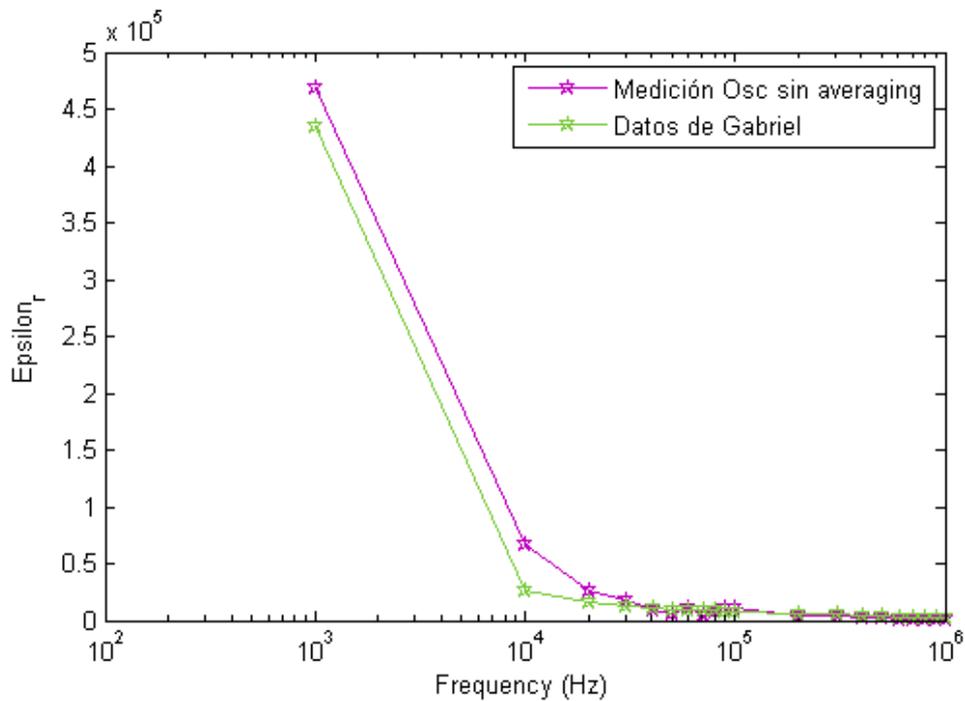


Figura 5.22 Permitividad relativa para el montaje experimental de 2 electrodos.

5.3.2 Resultados para la medida con la función *averaging* activada

Mostramos los resultados que se extraen del modelado experimental cuando el osciloscopio MSO6032A tiene activada la función *averaging*. Se presentan los resultados obtenidos para la impedancia, la conductividad y la permitividad frente a los resultados de Gabriel. Esta función *averaging* filtra la señal recogida y suaviza los cambios abruptos existentes.

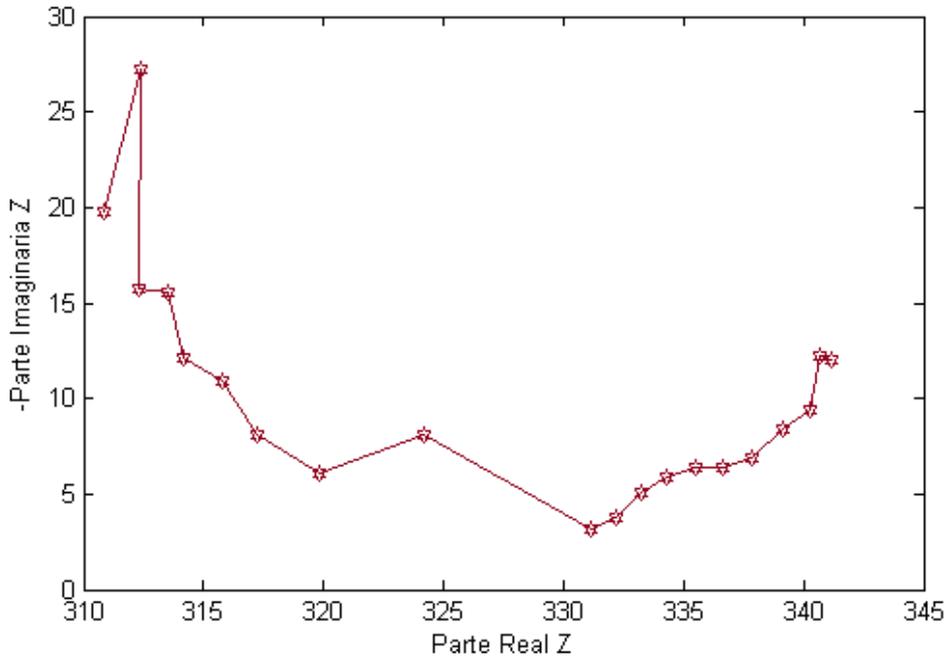


Figura 5.23 Impedancia para el montaje experimental de 2 electrodos. Osciloscopio funcionando con la función averaging activada.

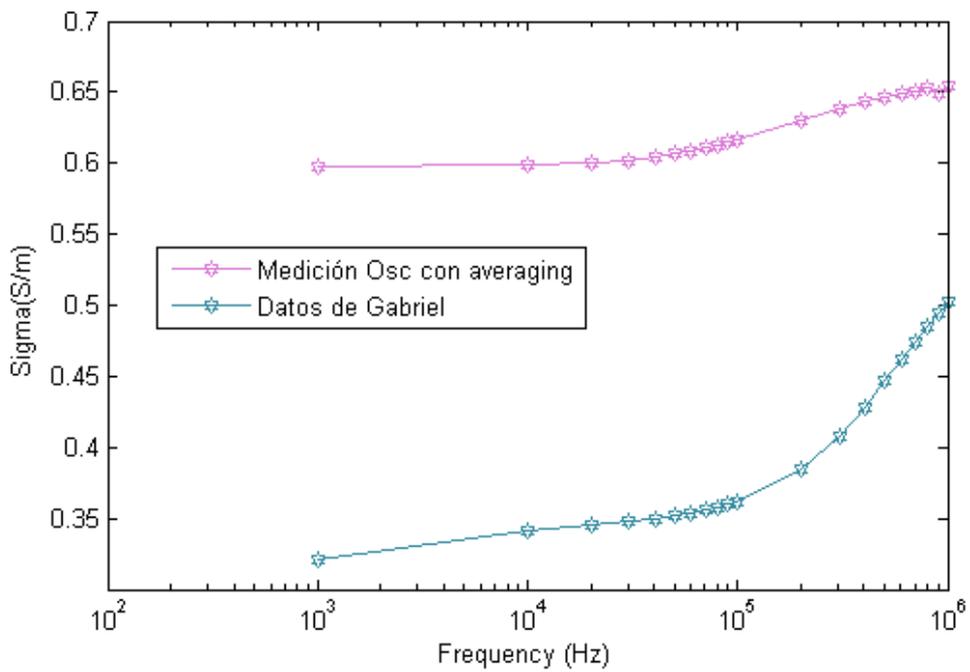


Figura 5.24 Conductividad eléctrica para el montaje experimental de 2 electrodos. Osciloscopio funcionando con la función averaging activada.

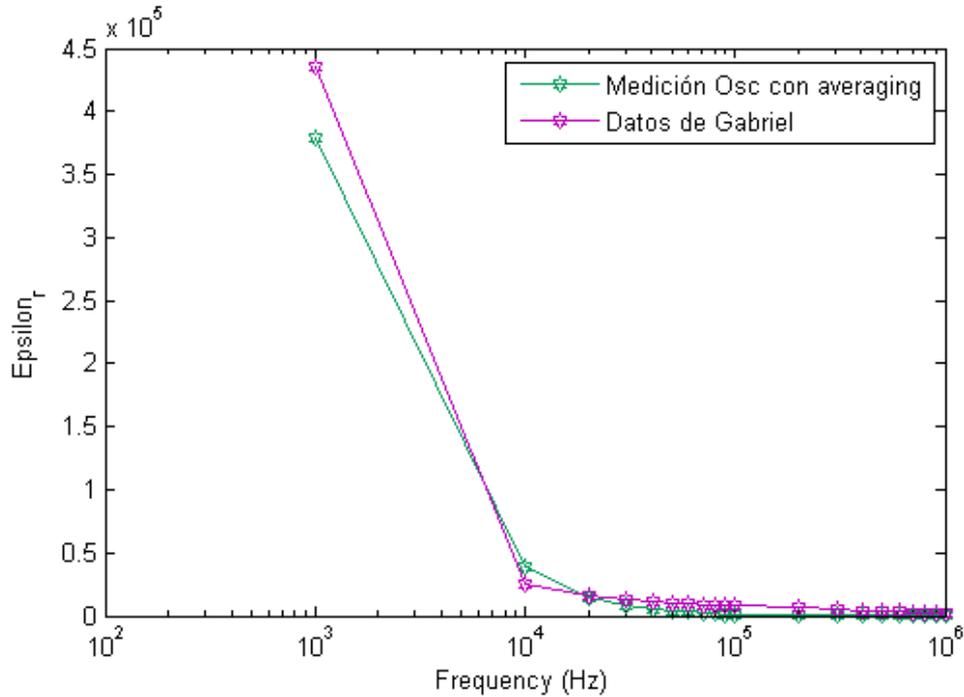


Figura 5.25 Permitividad relativa para el montaje experimental de 2 electrodos. Osciloscopio funcionando con la función averaging activada.

Finalmente, tras estos resultados se ve que tanto para el montaje que tiene la opción averaging activada como no, son muy similares entre sí y las diferencias con el modelo de Gabriel son prácticamente iguales. Por ello, con el fin de descartar una, se descarta aquella que tiene la función averaging activada, ya que la Figura 5.23 muestra que la impedancia tiene una tendencia totalmente distinta a la esperada, mientras que la impedancia obtenida cuando el osciloscopio no emplea la función averaging, si sigue la tendencia esperada, según se muestra en 5.20.

5.4 Resultados para el montaje experimental de 4 electrodos

5.4.1 Resultados para $d_2 = 8.5\text{cm}$

Se presentan aquí los resultados para el montaje experimental de 4 electrodos cuando la distancia de separación es de $d_2 = 8.5\text{cm}$. Se muestra la gráfica de la impedancia, la conductividad y la permitividad. Para la permitividad y la conductividad se muestra una comparación con los datos de Gabriel y los datos del modelo de elementos finitos.

Se observa que la permitividad 5.28 es $2 \cdot 10^4$ unidades aproximadamente mayor, que los datos presentados para Gabriel o para el modelo de FEM. Lo mismo sucede para la conductividad, según aparece en la figura 5.27. Esto puede deberse al hecho de que en este caso los electrodos de medición están muy cerca, y por lo tanto, según se ha deducido anteriormente, cuando más cerca estén los electrodos de medición, menor voltaje recogen y por lo tanto las medidas están más afectadas por cualquier fuente de error. La impedancia 5.26 alcanza valores de entorno a 2.5 para la parte imaginaria y valores entre 83 - 89 para la parte real.

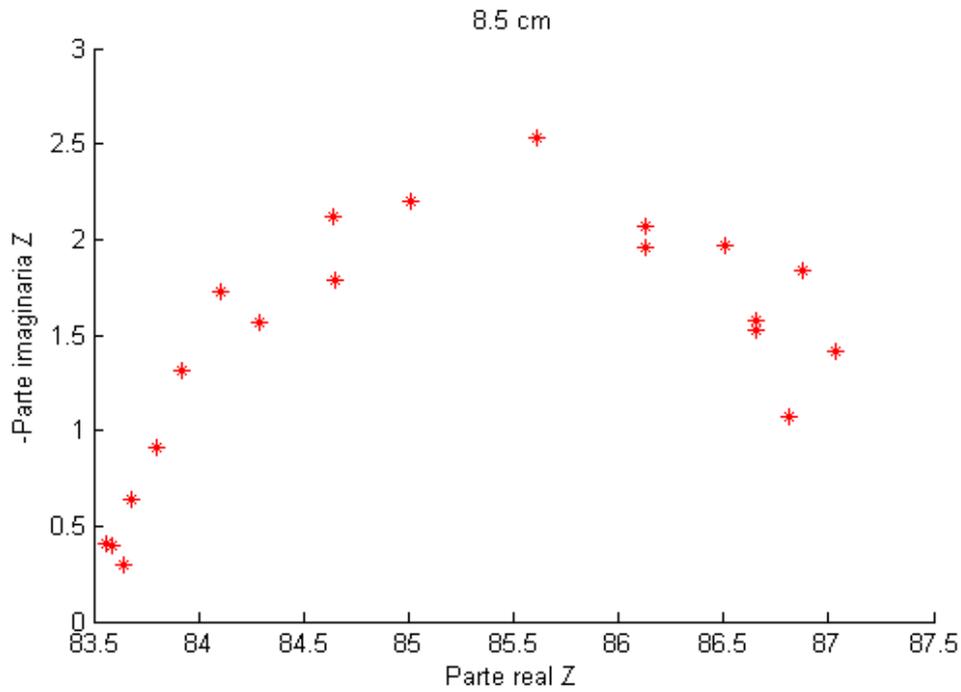


Figura 5.26 Impedancia del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5cm$.

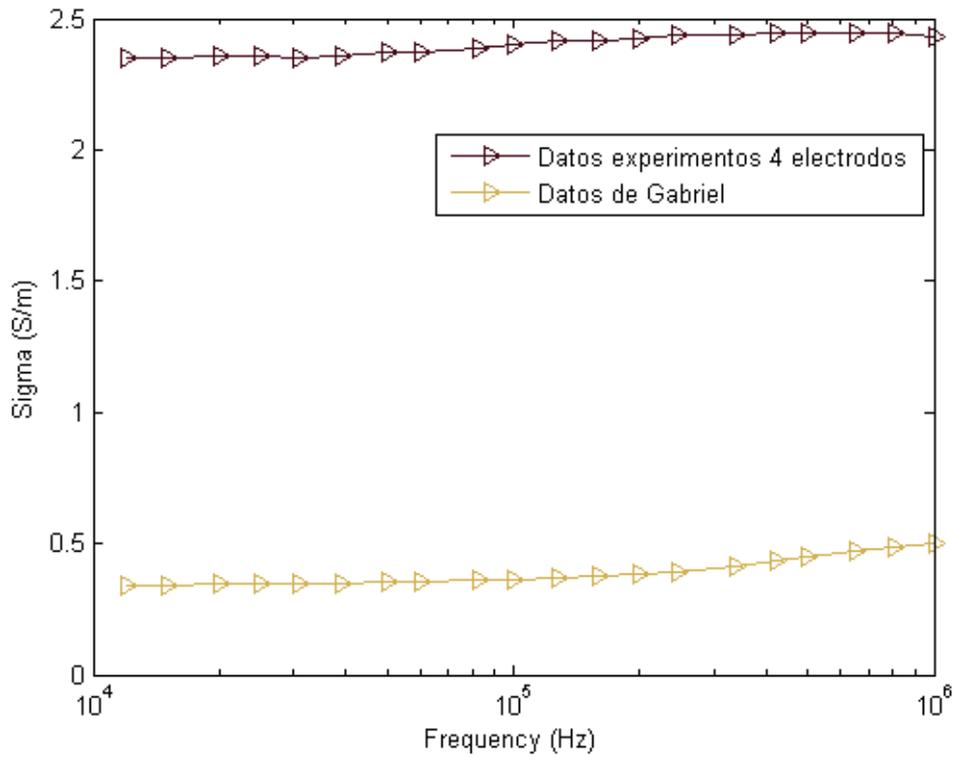


Figura 5.27 Conductividad eléctrica del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5cm$.

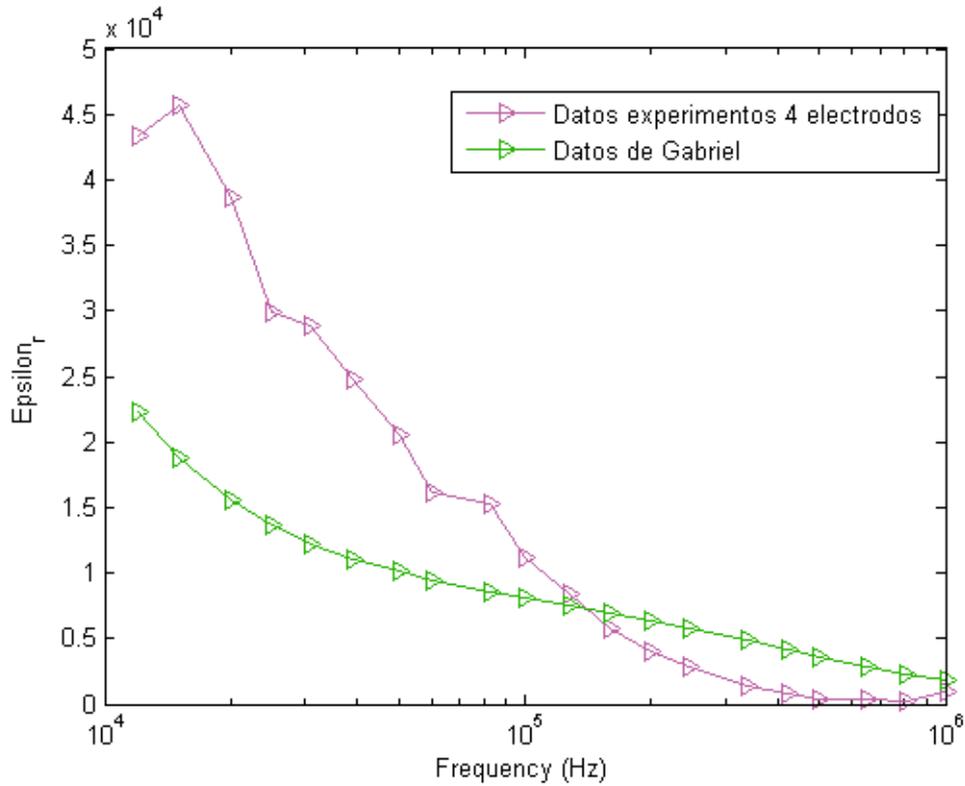


Figura 5.28 Permitividad relativa del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5\text{cm}$.

5.4.2 Resultados para $d_2 = 17.5\text{cm}$

Se presentan aquí los resultados para el montaje experimental de 4 electrodos cuando estos están separados una distancia de 17.5cm. Para este caso sucede que los valores de la conductividad 5.30 son mayores que los datos de Gabriel, y los del modelo de elementos finitos. Pero en comparación para el caso con $d_2 = 8.5\text{cm}$, esa diferencia es menor, siendo de apenas una unidad. Para la permitividad 5.31, en cambio sucede lo contrario, ya que en este caso es menor que los valores de Gabriel. Aunque el valor de la permitividad del montaje experimental sea menor, la diferencia con los datos del modelo se diferencian en $1 \cdot 10^4$ unidades aproximadamente. La impedancia 5.29 adquiere valores entre 173-184 para la parte real, y entre 1 - 4 para la parte imaginaria.

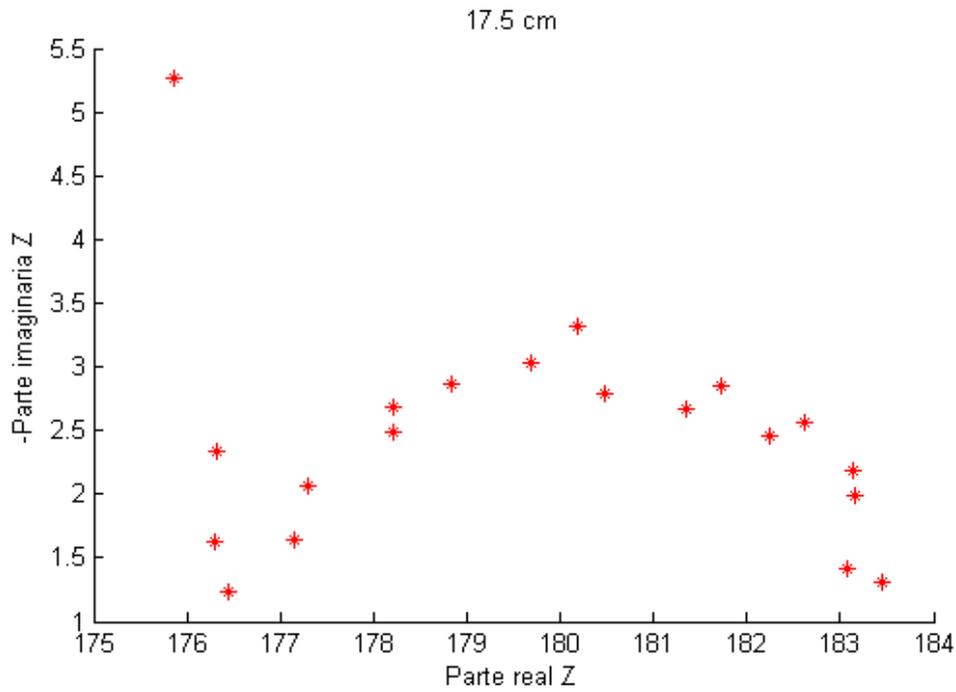


Figura 5.29 Impedancia del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5cm$.

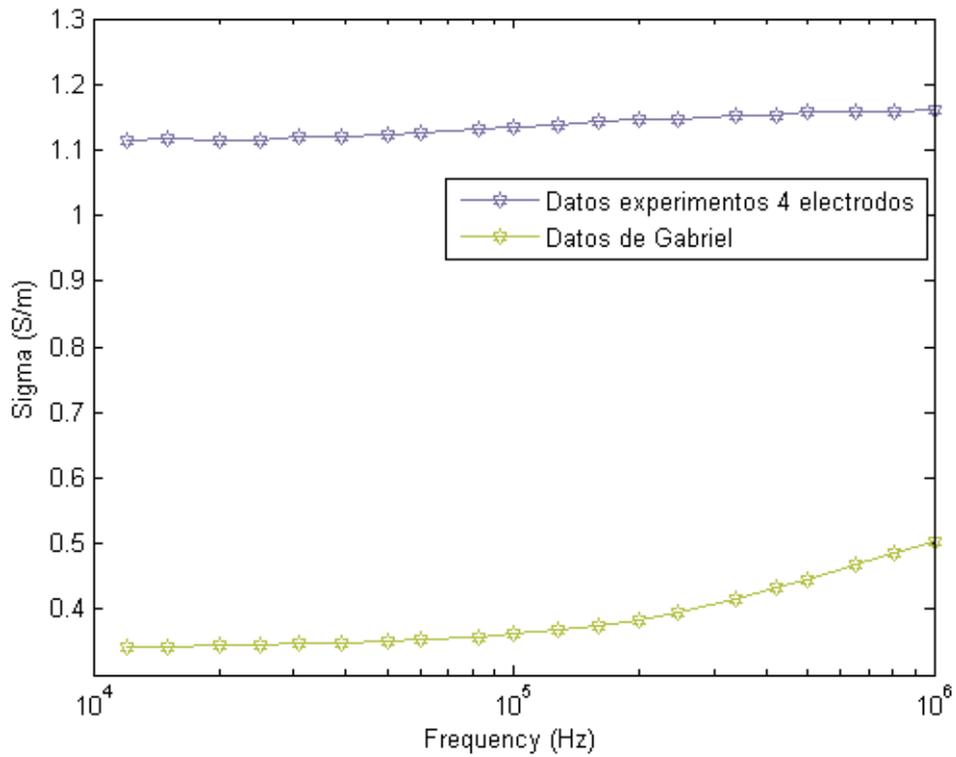


Figura 5.30 Conductividad eléctrica del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5cm$.

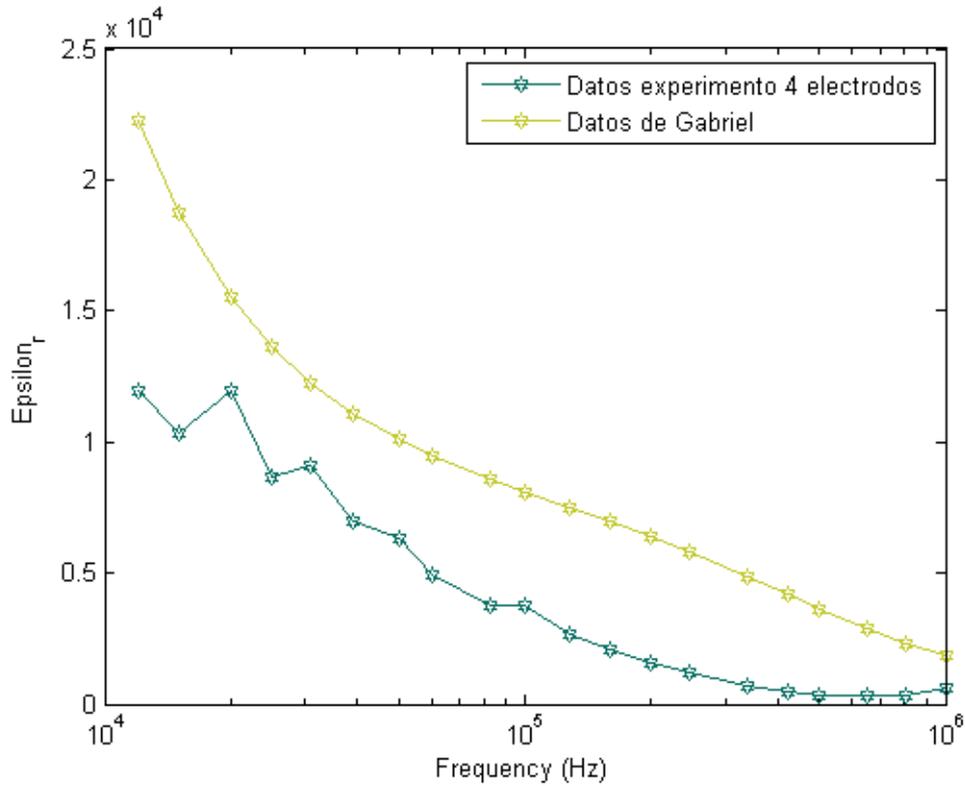


Figura 5.31 Permitividad relativa del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5\text{cm}$.

5.4.3 Resultados para $d_2 = 26.5\text{cm}$

En este apartado se presentan los resultados para el montaje experimental cuando la distancia de separación es de 26.5cm. Este valor, por lo estudiado de los datos del modelado computacional, debe arrojar los mejores resultados, dentro del rango en que se está trabajando. Se puede ver de la gráfica de la conductividad 5.33 que los datos del experimentos tienen un mayor módulo, estando la diferencia entre los datos experimentales y computacionales en torno a 0.35 S/m unidades. Para la permitividad 5.34, en cambio se ve que la diferencia es mayor, estando en torno a $1.5 \cdot 10^4$ unidades, quedando los datos experimentales por debajo de los datos computacionales y de los datos de Gabriel. La impedancia 5.32, se mueve entre 260-280 para la parte real, y entre 1-6 para la parte imaginaria, pudiendo ser mayor, lo que equivaldría a unos resultados más precisos.

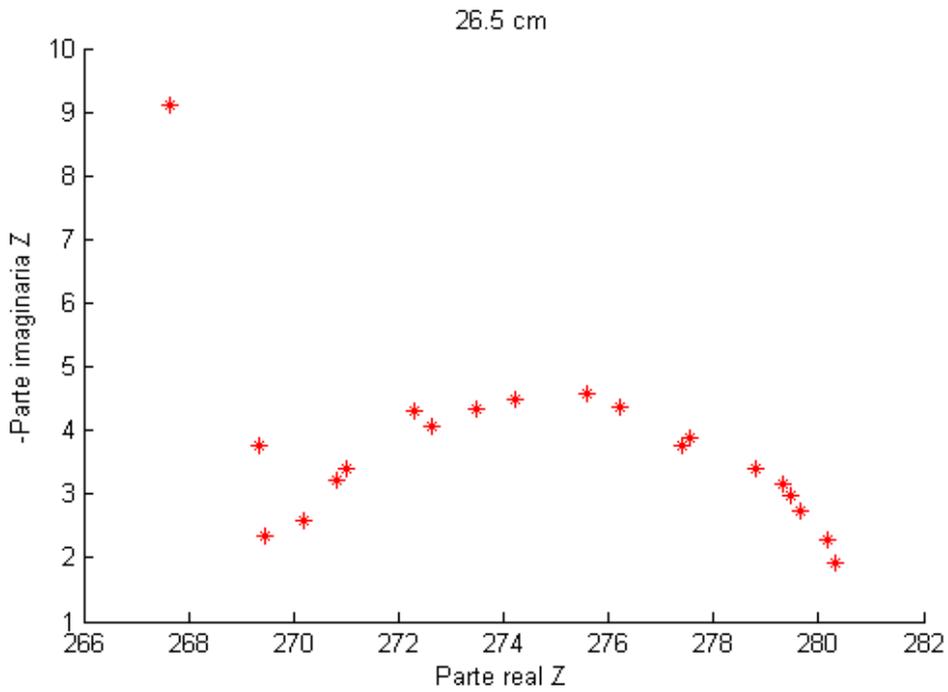


Figura 5.32 Impedancia del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5cm$.

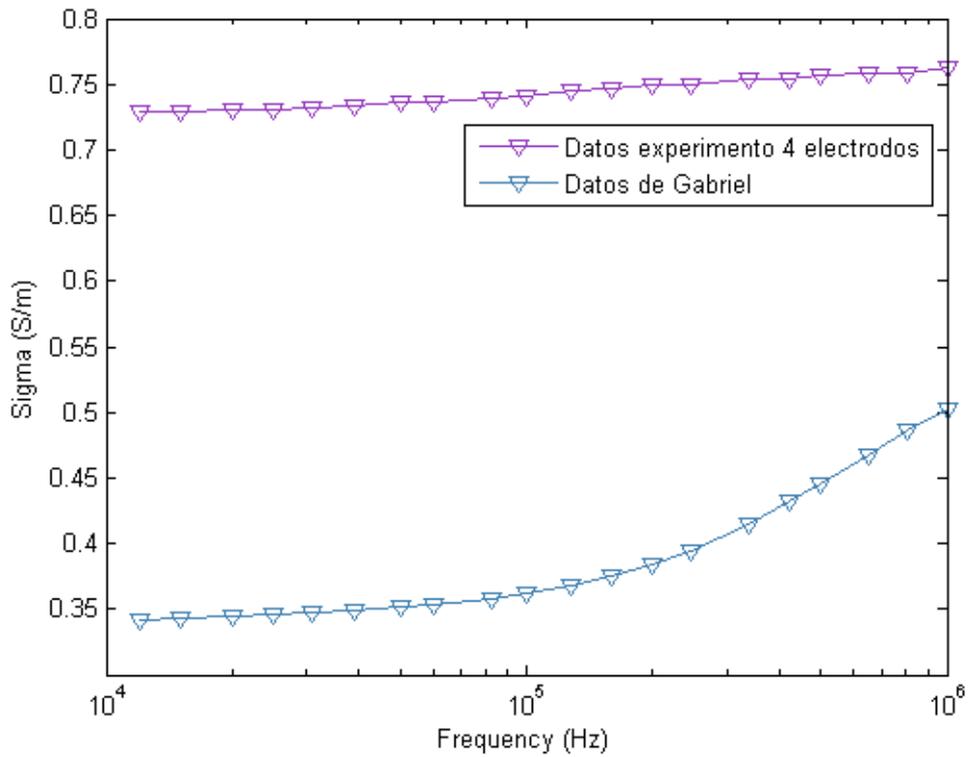


Figura 5.33 Conductividad eléctrica del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5cm$.

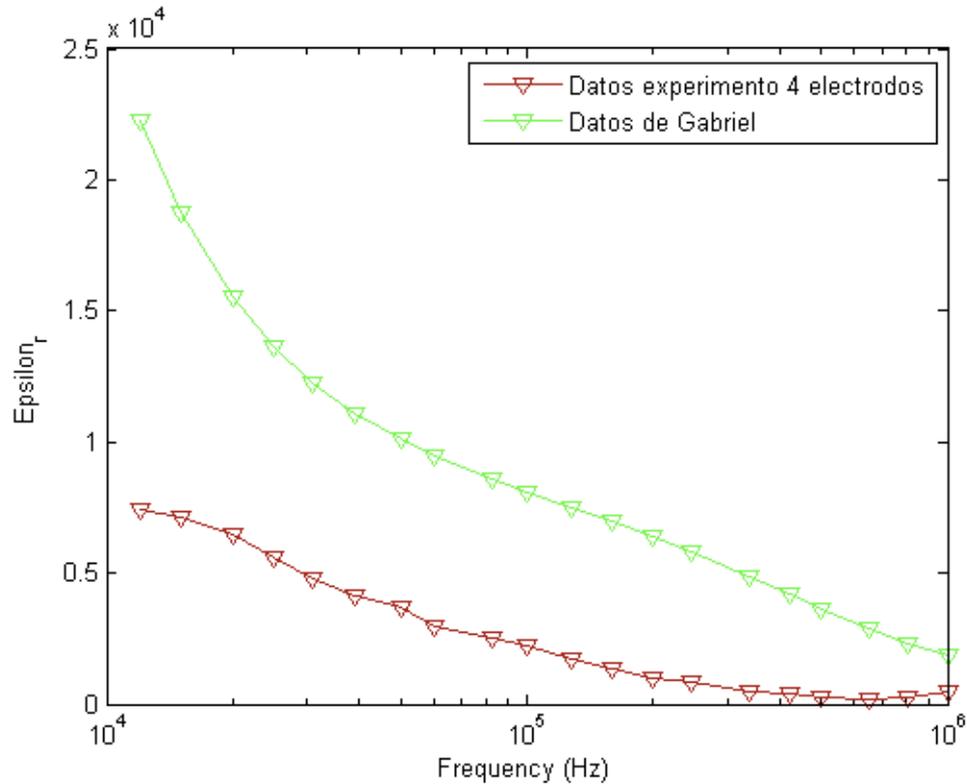


Figura 5.34 Permitividad relativa del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5\text{cm}$.

5.5 Comparación de los resultados obtenidos

Se presentan aquí los resultados de la comparación de los datos del montaje experimental, el modelo computacional y los datos de Gabriel para cada uno de los montajes considerados.

5.5.1 Comparación de los resultados para el modelo de 2 electrodos

Se observa de la Figura 5.36 que la conductividad para el caso con averaging y sin esta función activada están muy cercanos. Sin embargo, al comparar el resultado del montaje sin la función averaging activada, con los datos del modelo FEM se obtiene una diferencia de aproximadamente 0.35 S/m, siendo los datos experimentales mayores que los computacionales. Este dato es relevante, ya que para para los resultados experimentales con el método de 4 electrodos cuando $d_2 = 26.5\text{cm}$, también hay una diferencia de 0.35 S/m para la conductividad medida en comparación con el modelo FEM. Esto se puede corroborar en la Figura 5.33. Para los datos recogidos de la permitividad 5.37 se observa que los datos computacionales quedan justo entre los valores de permitividad cuando la función averaging está activada y cuando no lo está. Este hecho nos hace pensar, que quizás con una media se puedan obtener unos resultados más cercanos a los que arroja Gabriel [10]. La impedancia 5.35, presenta un comportamiento extraño para la medida con la función averaging activada, mientras que para el otro caso en que no está activado, dicha impedancia sigue la tendencia esperada.

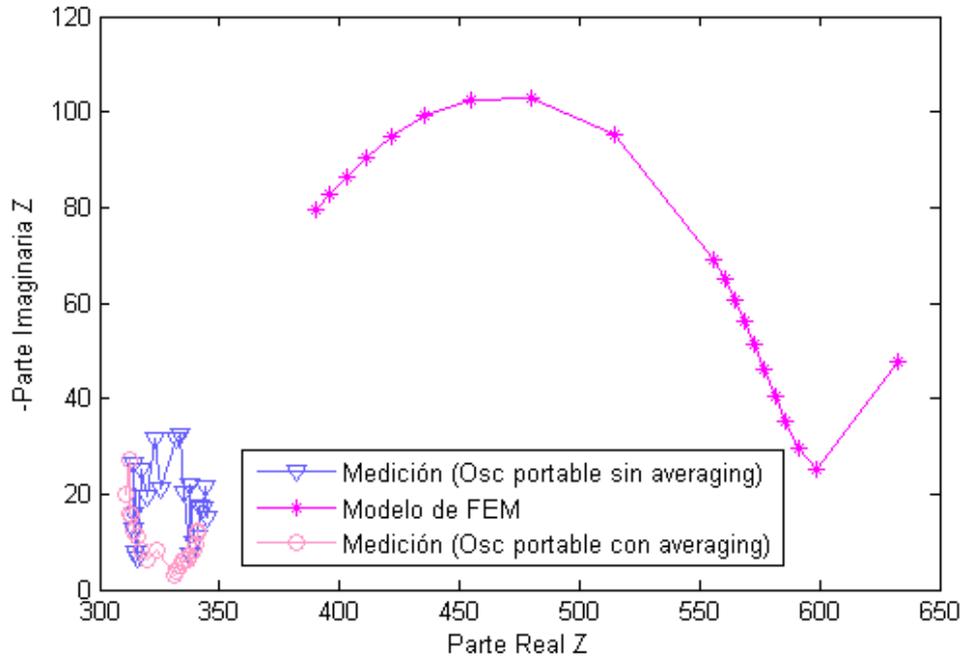


Figura 5.35 Comparación de la impedancia para el modelo de 2 electrodos..

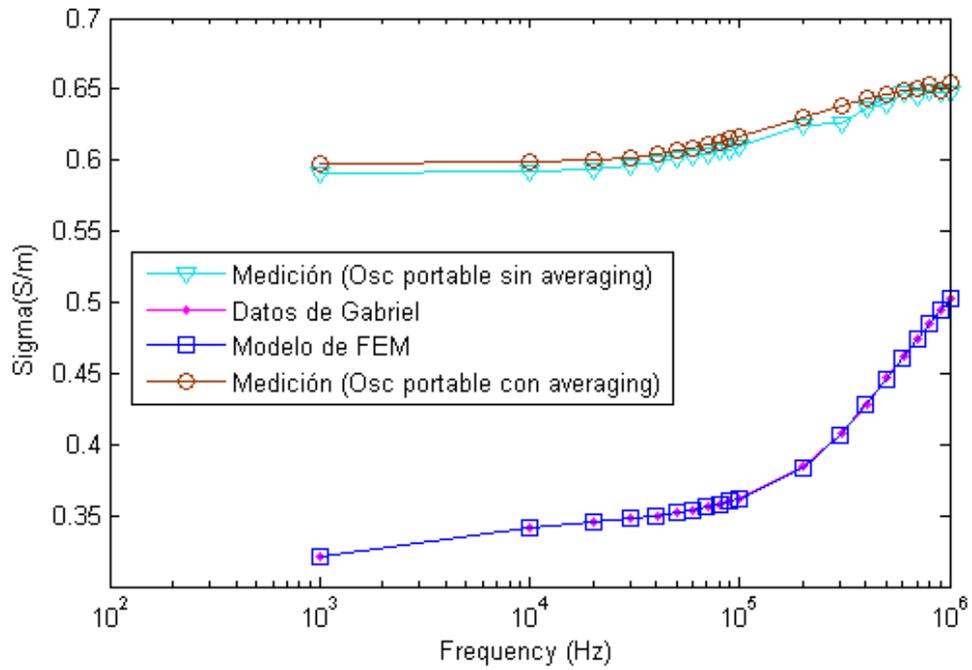


Figura 5.36 Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 2 electrodos..

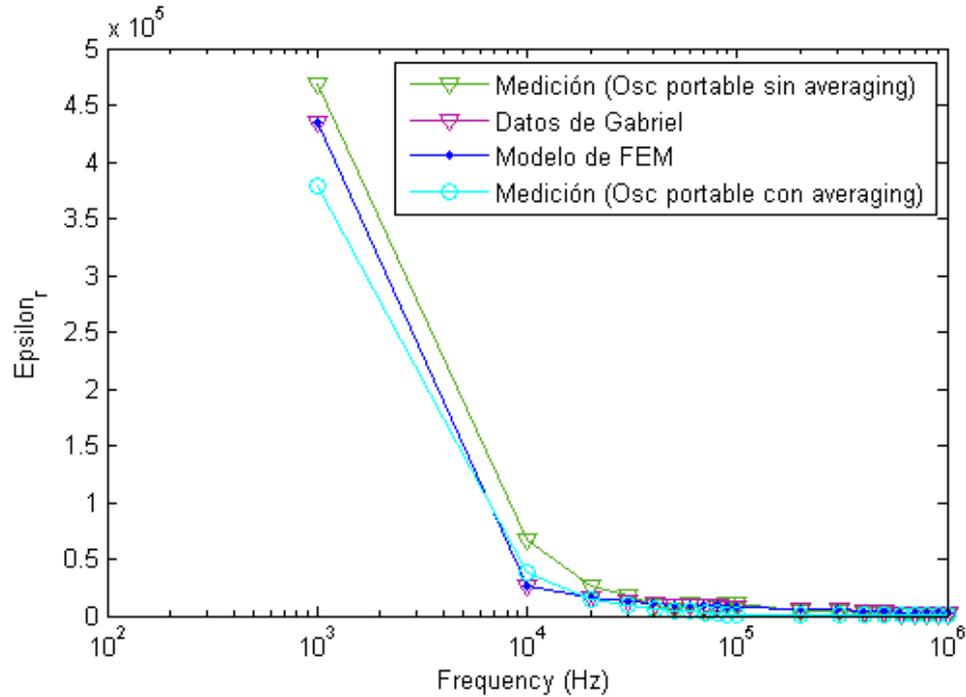


Figura 5.37 Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 2 electrodos..

5.5.2 Comparación de los resultados para el modelo de 4 electrodos

Se presentan los resultados del modelo de 4 electrodos para cada distancia de separación entre los electrodos de medición. Por ello se presentan tres apartados en los cuales se muestran las gráficas de la impedancia, conductividad y permitividad para el tejido muscular de cerdo. Hay que matizar que debido al instrumento empleado en estas mediciones el rango de frecuencia considerado abarca desde los 12KHz hasta 1MHz, por lo que se ha ajustado los datos arrojados del modelo para que el rango de frecuencias en la simulación mediante elementos finitos y en el modelo experimental sea el mismo.

Comparación para $d_2 = 8.5cm$

Se presentan los resultados gráficos para la distancia de 8.5cm. Para la impedancia se compara esta con los resultados experimentales y el modelo FEM. En este caso, los resultados para la conductividad y la permitividad, no varían respecto a lo que se ha mostrado en el apartado 5.4.1 de la sección 5.4. Si existe una diferencia en la gráfica de la impedancia, ya que según se observa de la Figura 5.38, donde se ve que su parte real como imaginaria, son mucho menores que los datos que se obtiene del modelo de elementos finitos, hecho que queda explicado debido a que la distancia de separación es muy pequeña y por este motivo no se puede obtener una diferencia de voltaje con la suficiente precisión para que la señal no se vea atenuada.

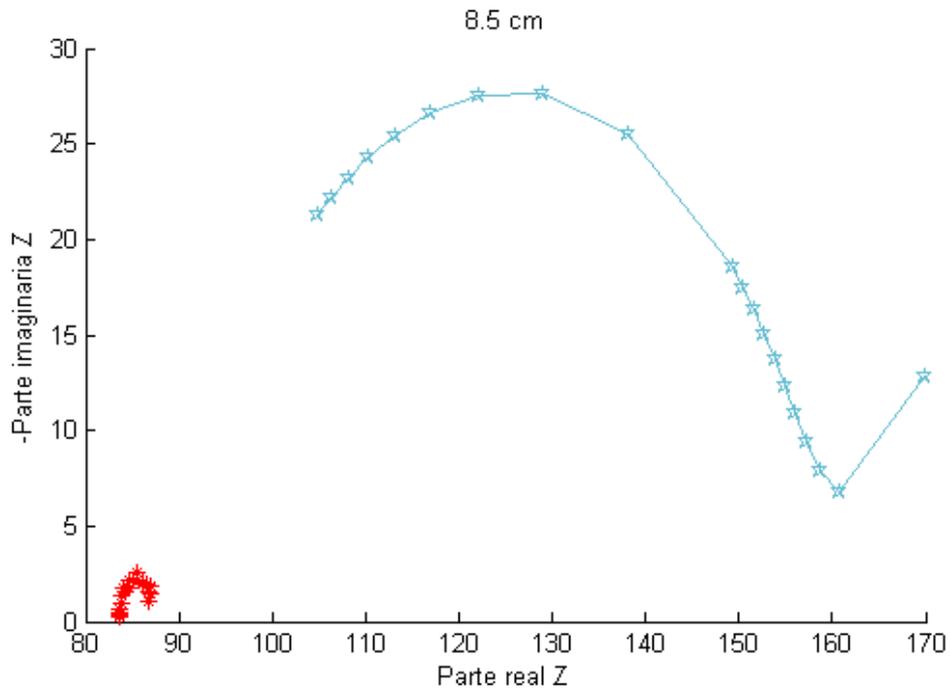


Figura 5.38 Comparación de la impedancia para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5\text{cm}$.

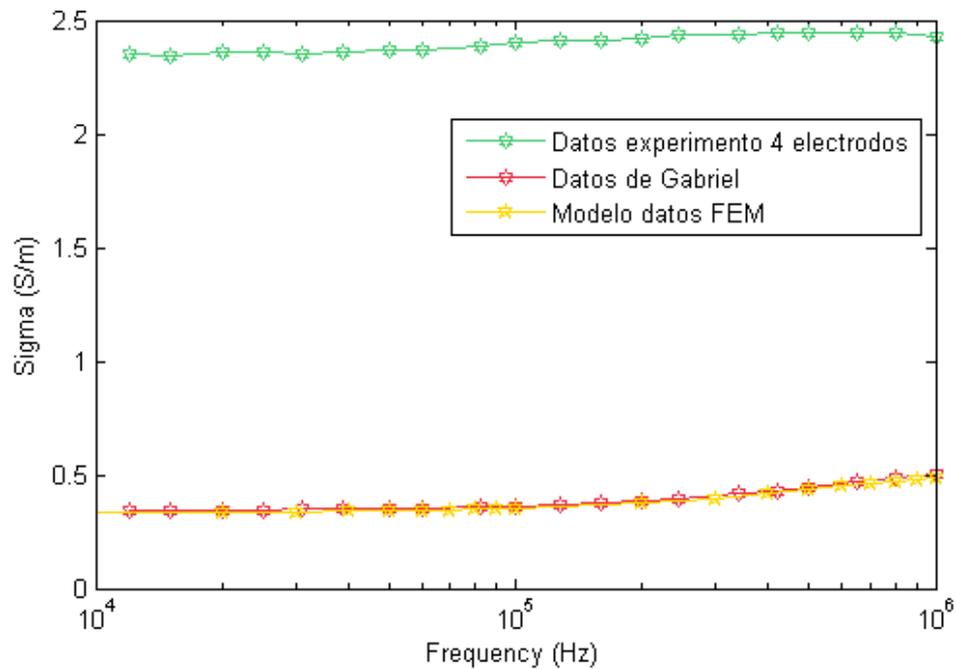


Figura 5.39 Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5\text{cm}$.

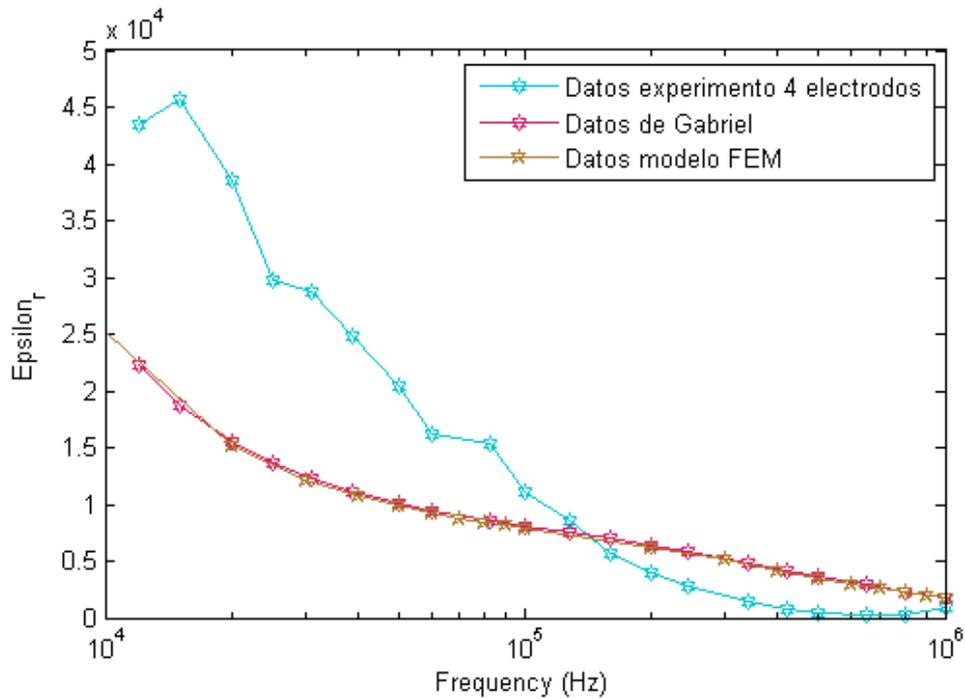


Figura 5.40 Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5\text{cm}$.

Se observa que la conductividad, que aparece en la Figura 5.39 tiene una tendencia similar a la de Gabriel, y al modelo FEM aunque tiene un valor mayor, concretamente hay una diferencia de 2 puntos con el modelo de Gabriel y el modelo FEM. La permitividad, según aparece en la Figura 5.40 para este caso es por una parte mayor, mientras que por otra queda por debajo de los datos computacionales.

Comparación para $d_2 = 17.5\text{cm}$

Se presentan los resultados gráficos para la distancia de 17.5cm. Para la impedancia se compara esta con los resultados experimentales y el modelo FEM. Para este caso se observa de la Figura 5.41 que la impedancia de los datos experimentales tiene poca variación con el caso anterior, mientras que si aumenta la impedancia del modelo de elementos finitos.

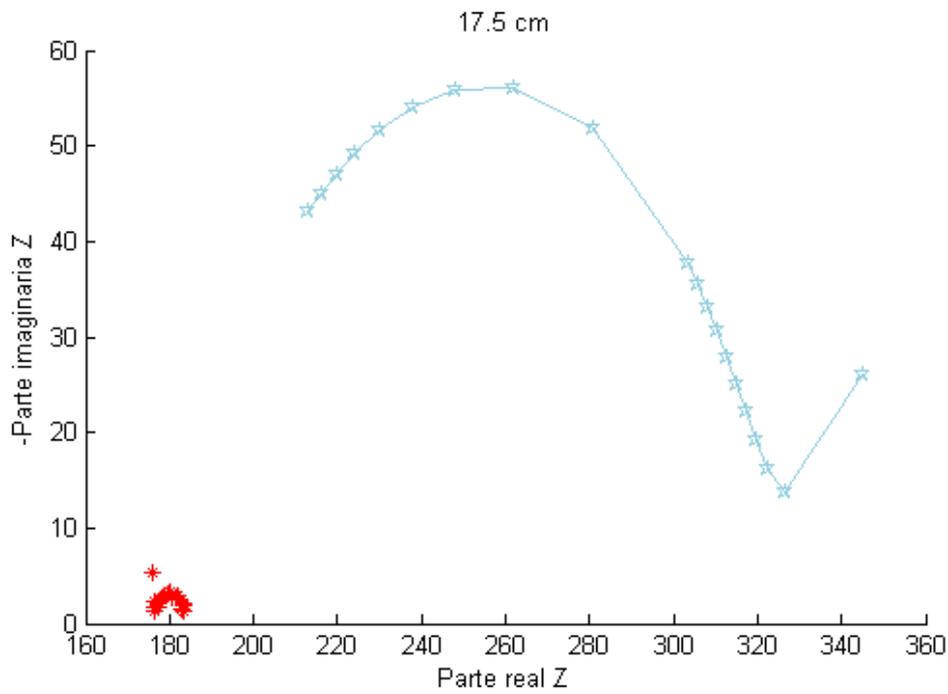


Figura 5.41 Comparación de la impedancia para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5 \text{ cm}$.

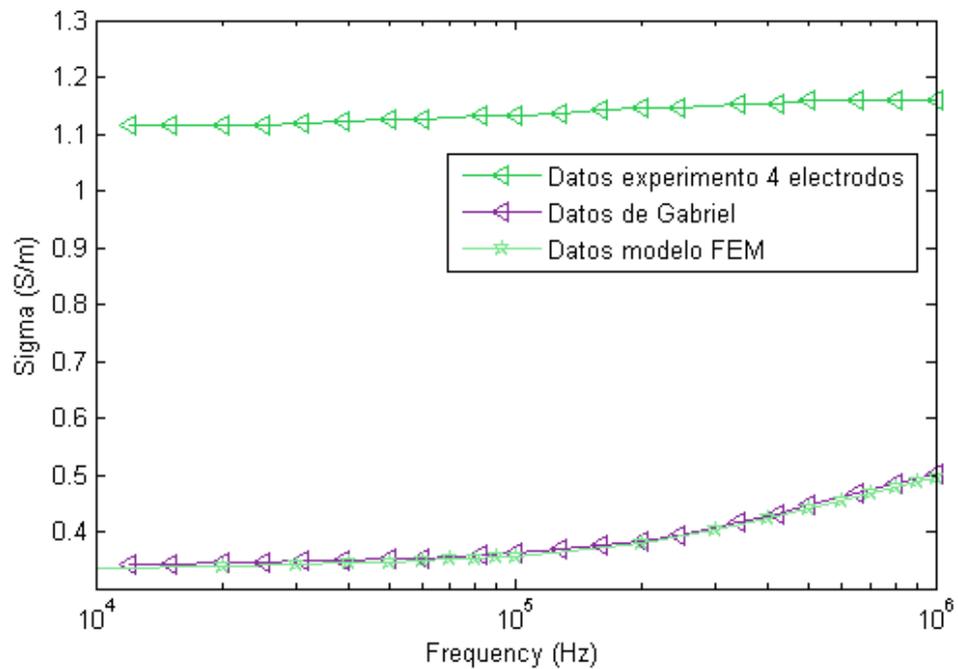


Figura 5.42 Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5 \text{ cm}$.

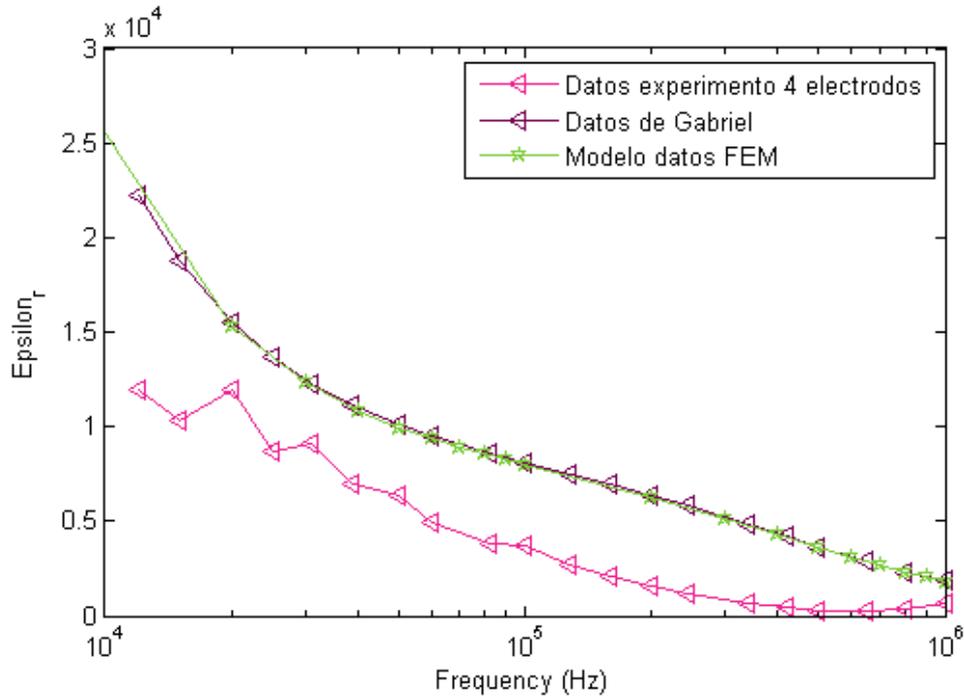


Figura 5.43 Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5\text{cm}$.

La conductividad según se ve de la Figura 5.42 tiene una tendencia similar a la de Gabriel, y al modelo FEM aunque tiene un valor mayor, concretamente hay una diferencia de 0.7 puntos con el modelo de Gabriel y el modelo FEM. La permitividad al contrario queda por debajo que los datos de Gabriel o del modelado computacional.

Comparación para $d_2 = 26.5\text{cm}$

Se presentan los resultados gráficos para la distancia de 26.5cm. Para la impedancia se compara esta con los resultados experimentales y el modelo FEM. En este caso sucede lo mismo que en el apartado anterior. De la Figura 5.44 se puede ver que la impedancia experimental tiene un valor para su parte real comprendido entre $260\text{-}280\Omega$ y para la parte imaginaria valores cercanos a 10Ω . Sin embargo para el modelo computacional, la parte real está comprendida entre valores $300\text{-}500\Omega$ y la parte imaginaria está entre $60\text{-}90\Omega$. La conductividad que aparece en la Figura 5.45 es mayor que la de Gabriel y los datos del modelo FEM, siendo esta diferencia de 0.3 unidades aproximadamente. Como se observa, la diferencia entre los resultados ha ido disminuyendo conforme se aumentaba la distancia de separación, lo que indica que este valor es influyente en las medidas. Para la permitividad según aparece en la Figura 5.46, queda por debajo de los datos de Gabriel o el modelo FEM, siendo la diferencia de casi 1.5 unidades. Este hecho puede deberse a que la señal se atenúa en su traspaso por el material, y no arroja la amplitud necesaria para que la señal esté más cercada de los datos de Gabriel.

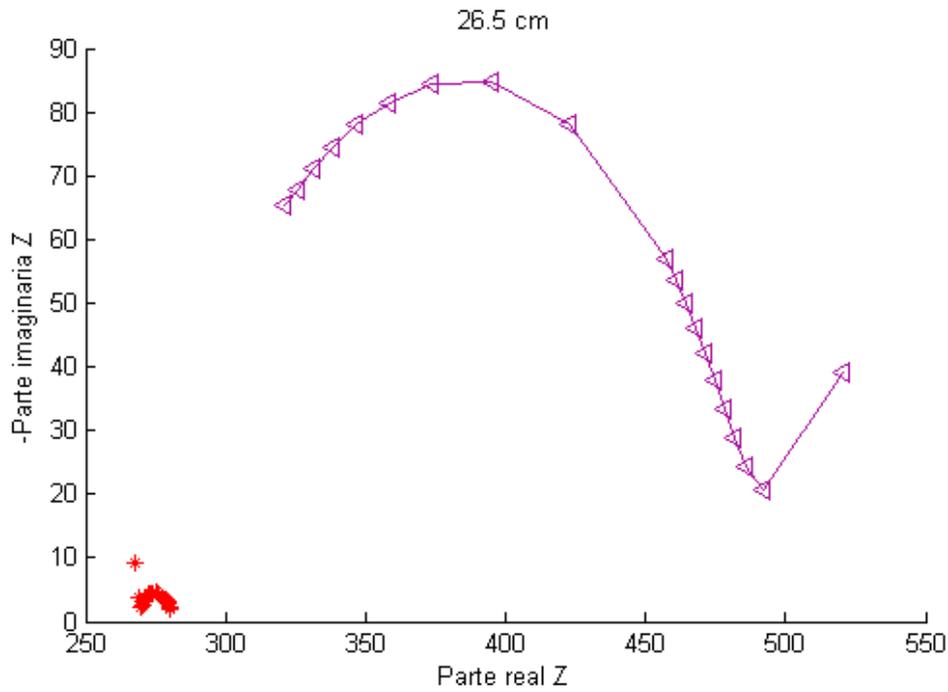


Figura 5.44 Comparación de la impedancia para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5\text{cm}$.

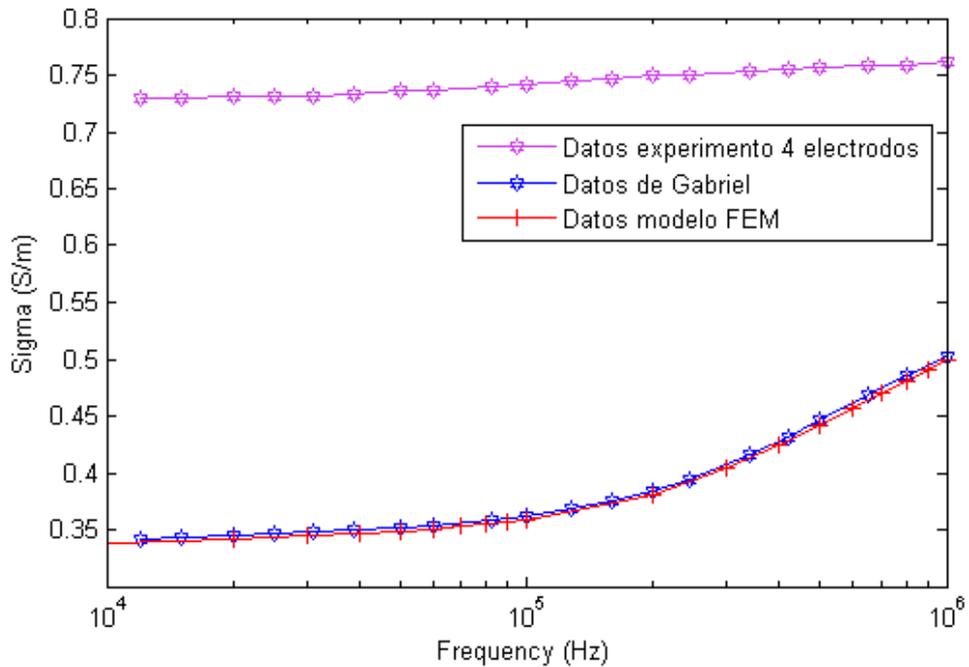


Figura 5.45 Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5\text{cm}$.

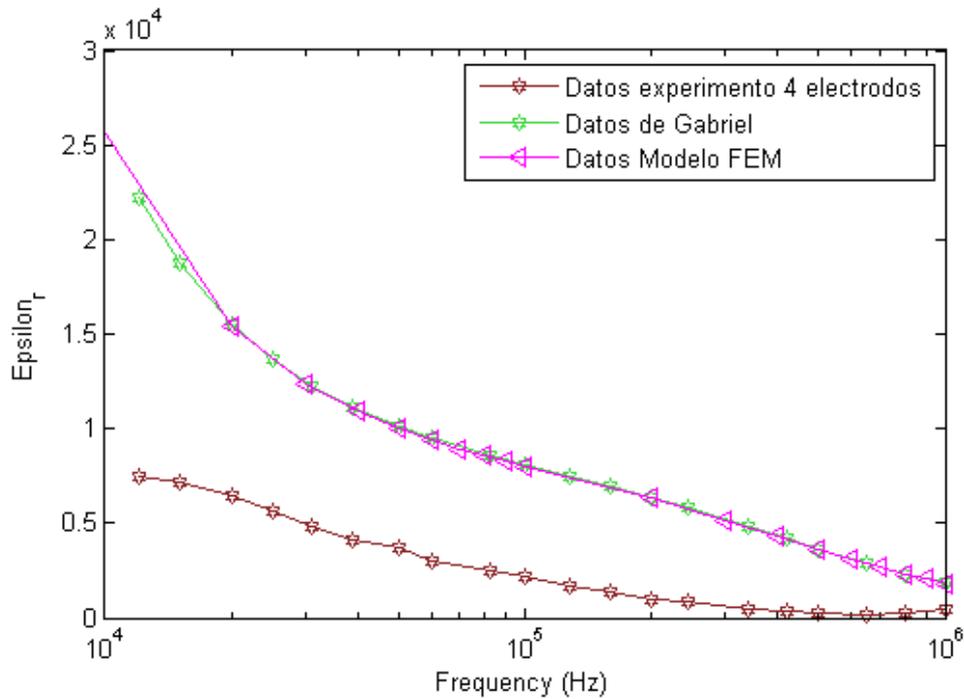


Figura 5.46 Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5\text{cm}$.

5.6 Comparación entre los dos montajes experimentales

Se muestran a continuación los resultados que se obtienen tras comparar los resultados recogidos de la conductividad eléctrica y la permitividad relativa entre los resultados experimentales del método de 2 electrodos y el método de 4 electrodos. El rango de frecuencias aquí considerados va desde los 10kHz hasta 1MHz, debido a que el instrumento de medición desarrollado por el Grupo de Ingeniería de Biomédica de la Universidad de Sevilla, no fue posible medir a una frecuencia menor de 10KHz.

Se observa de la Figura 5.47 que los valores de la conductividad están todos por encima del valor que obtuvo Gabriel en sus experimentos. Sin embargo el resultado que queda más cercano, es el que se obtiene con el método de 2 electrodos, algo que es de destacar. Para los valores de permitividad, según se muestra en la Figura 5.48 pasa algo más peculiar, y es que los valores encontrados por Gabriel en sus experimentos caen entre los valores experimentales que se han encontrado en este trabajo. Se puede notar que para la permitividad 5.48 el valor que está más desajustado de los datos de Gabriel, es el que se toma con el método de 2 electrodos, siendo los valores que se encuentran con $d_2 = 8.5\text{cm}$ y $d_2 = 17.5\text{cm}$, los que mejor se ajustan a los datos de Gabriel.

Estos sucesos se pueden explicar debido a que se sabe que cuanto más separados estén los electrodos entre sí mejores son las medidas, y es lo que sucede con el método de 2 electrodos, ya que estos están separados una distancia de 32.5cm. Por tanto las medidas de amplitud son más precisas que las que se obtienen con el método de 4 electrodos para la conductividad, sin embargo, el método de 2 electrodos conlleva una medición más imprecisa de la fase de la impedancia. Debido a este hecho se tienen buenos resultados para la conductividad eléctrica con el método de 2 electrodos, ya que este parámetro no está influenciado por el valor de la fase, y además debido a que con este método la amplitud se mide con más afinidad. En cambio para la permitividad relativa se tienen buenos resultados con el método de 4 electrodos, ya que este parámetro está influenciado por la fase de la impedancia, y con este método se mide dicho valor con más precisión.

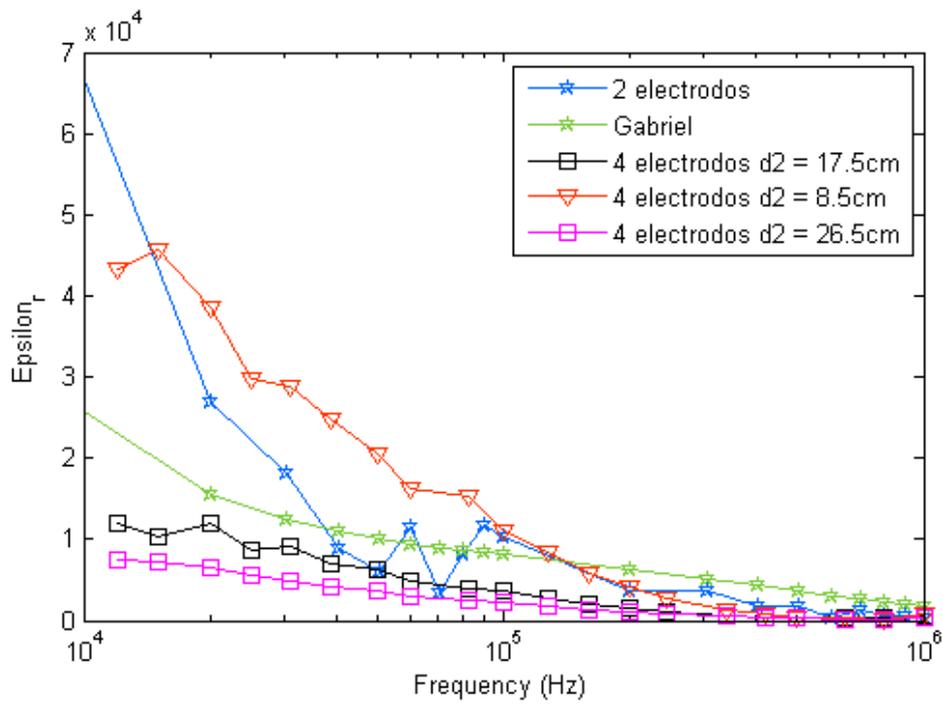


Figura 5.47 Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 4 electrodos y el de 2 electrodos. Además también son comparados con los resultados de Gabriel [4].

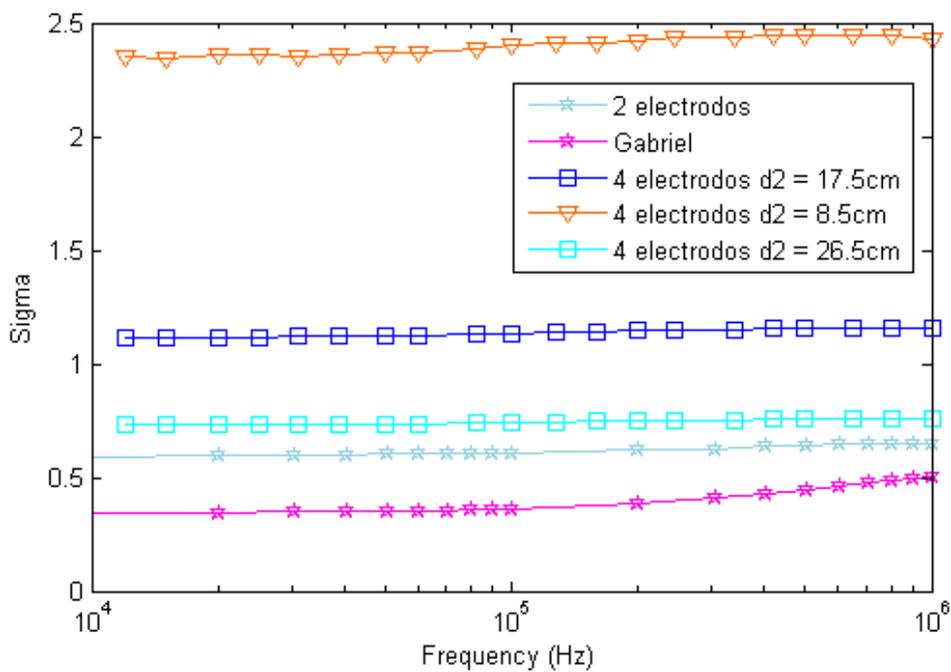


Figura 5.48 Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 4 electrodos y el de 2 electrodos. Además también son comparados con los resultados de Gabriel [4].

6 Conclusiones

En la sección 1.3 se desarrollaban las hipótesis y los objetivos finales a alcanzar. En el presente trabajo se ha realizado una revisión bibliográfica con el fin de encontrar las lagunas que se sabían que existían en la caracterización de las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos, además con el fin de dar una respuesta se estudia también las diferentes técnicas existentes que son capaces de proporcionarlos las propiedades dieléctricas de cualquier tejido. Se escogieron dos técnicas y se aplicaron a dos modelos computacionales, los cuales arrojaron los datos dieléctricos en el rango de frecuencias deseado. Con estos modelos se obtuvieron resultados sobre los parámetros de diseño que son influyentes en la obtención de la permitividad relativa y la conductividad eléctrica. Tras la caracterización del modelo se proponen dos montajes experimentales que sean fieles a los modelos computacionales de elementos finitos que se han estudiado. Finalmente se compararon en formato gráfico los resultados computacionales con los resultados experimentales, con el fin de poder verificar el montaje experimental cuando el error cometido en la medida real sea menor.

Con todo lo desarrollado se han conseguido obtener las siguientes conclusiones que se muestran a continuación:

- La revisión bibliográfica ha puesto en conocimiento las grandes opciones para tomar medidas de las propiedades dieléctricas de los tejidos mediante diferentes técnicas de medición. Cada una de estas técnicas tiene determinado su funcionamiento por un rango de frecuencias característico. Así mismo, cada técnica está dominada por diferentes teorías físicas, las cuales están determinadas por diferentes ecuaciones físicas que propician un tratamiento, tanto computacional como experimental, diferente.
- Se han propuesto dos modelos computacionales basados en electrodos para la obtención de las propiedades dieléctricas del tejido muscular de cerdo. Estos modelos han arrojado valores diferentes de las propiedades dieléctricas. Se ha podido realizar un análisis comparativo identificándose las diferencias existentes entre uno y otro en cuanto a la dependencia con variables como la frecuencia y la longitud del material, el voltaje inyectado, o la intensidad inyectada. Con estos modelos se estudia la configuración óptima dentro de las posibilidades que permiten los instrumentos, y las dimensiones de la muestra.
- Se han propuesto dos montajes experimentales basándose en los parámetros óptimos que se han desprendido del exhaustivo estudio computacional, tanto para el método de 2 electrodos, como el método de los 4 electrodos. Al igual que en el estudio computacional, se ha hecho la experimentación con el tejido muscular de cerdo y se han presentado en formato gráfico.
- Los datos del modelado computacional para el método de dos electrodos arrojan muy buenos resultados. Se ve que las gráficas de conductividad eléctrica y permitividad relativa tienen la misma tendencia que aquellas para los datos extraídos del modelo de Gabriel. La diferencia existente se puede deber principalmente, a que Gabriel en sus experimentos usó para la obtención de las propiedades dieléctricas, el método de la sonda coaxial de extremo abierto, el cual emplea un Analizador de Redes y un Analizador de impedancias para la obtención de los datos, estando estos adaptados a 50Ω . Para los datos experimentales también se observa que existe una diferencia con los datos de Gabriel. Las diferencias son observables aunque es más atractivo el hecho de que las tendencias en las gráficas son similares, proporcionando esto que las medidas están bien caracterizadas salvo por una diferencia en amplitud hecho que puede deberse a que el voltaje de la señal no es suficiente, o a la atenuación que puede sufrir está dentro del tejido de muestra.

- Los datos extraídos para el modelo computacional de cuatro electrodos arrojan resultados variopintos. En primer lugar se ha encontrado que cuando los electrodos de medición están más cercanos entre sí la medición se vuelve más imprecisa, debido a que la diferencia de tensión medida entre ellos es muy baja, dando lugar a que el dispositivo de medida no tenga la sensibilidad suficiente para obtener la señal con precisión. Del mismo modo, también se ha visto que la intensidad inyectada influye en la medición, pues su influencia es directamente proporcional con la diferencia de tensión existente entre los electrodos. Por ello como conclusión para este modelado se ha extraído que cuanto más separados estén los electrodos medidores entre sí, y mayor sea la intensidad de inyección las mediciones serán mas precisas. Esto se constata con los datos obtenidos para el modelo experimental presentado, el cual ha tratado tres separaciones diferente entre los electrodos de medida y se han comparado con los datos extraídos de Gabriel. Para este montaje se observan conclusiones similares al modelado para dos electrodos, pues se obtienen unas tendencias muy claras pero los valores no son completamente iguales ni siquiera con errores por debajo de la milésima parte.
- Con los datos presentados de ambos montajes experimentales se ha visto que la conductividad obtenido para el montaje experimental de dos electrodos es mayor al obtenido para Gabriel, y que los valores para el montaje experimental de cuatro electrodos, es aún mayor que los datos de Gabriel. Este hecho nos muestra por tanto que nuestras mediciones se mueven en el mismo rango, estando las de Gabriel más desplazadas de las nuestras. También se constata para la permitividad relativa, lo que hace pensar que quizás nuestros modelos presentados estén bien caracterizados y arrojen conclusiones fiables.
- Como disposición final, comentar que tras el trabajo aquí desarrollado queda planteado como trabajo a futuro, dar una descripción más exhaustiva de cuales serían las dimensiones características para ambos modelos. Del mismo modo también cabría que extender el rango de frecuencias empleado así como, implementar un modelo que junto con los aquí presentados sean capaces de realizar mediciones sobre una gama más extensa de materiales biológicos.

Índice de Figuras

1.1	Modelo de antena de la sonda coaxial [15]	3
1.2	Diagrama circuital del método de 2 electrodos obtenida de [38]	7
1.3	Diagrama circuital del método de 4 electrodos obtenida de [38]	7
2.1	Fenómenos de relajación y resonancia para la permitividad compleja relativa obtenido de [45]	15
2.2	Regiones de dispersión frente a la frecuencia	16
2.3	Permitividad relativa y conductividad eléctrica para el tejido muscular reportados por Gabriel [10] en un amplio rango de frecuencias	17
3.1	Esquema del modelo para 2 electrodos	20
3.2	Esquema del modelo para 4 electrodos	21
3.3	Mallado normal del modelo FEM de 2 electrodos	22
3.4	Mallado normal del modelo FEM de 4 electrodos	23
3.5	Datos almacenados en COMSOL Multiphysics 5.2 tras el modelado para 4 electrodos. Estos datos son los que se exportan a una hoja de Excel	24
3.6	Datos almacenados en COMSOL Multiphysics 5.2 tras el modelado para 2 electrodos. Estos datos son los que se exportan a una hoja de Excel	25
4.1	Montaje del set up experimental para el método de 2 electrodos	28
4.2	Osciloscopio MSO6032A de <i>Agilent</i> que se encarga de recoger los datos de las señales senoidales para el tejido muscular y para la resistencia	29
4.3	Forma de conexión y tamaño de los electrodos de acero inoxidable	29
4.4	Tubo de PVC con las incisiones para la medición y con el tejido muscular en su interior	30
4.5	Distribución de los electrodos en la muestra para una distancia de separación de 26.5cm	31
4.6	Distribución de los electrodos en la muestra para una distancia de separación de 17.5cm	31
4.7	Distribución de los electrodos en la muestra para una distancia de separación de 8.5cm	32
5.1	Representación de la impedancia según Cole-Cole para $V_0 = 2.5v$	34
5.2	Conductividad eléctrica del modelo FEM y de Gabriel en el rango de frecuencias desde 1KHz hasta 1MHz $V_0 = 2.5v$	34
5.3	Permitividad relativa del modelo FEM y de Gabriel en el rango de frecuencias desde 1KHz hasta 1MHz $V_0 = 2.5v$	35
5.4	Error absoluto para la permitividad relativa en el rango de frecuencias desde 1KHz hasta 1MHz $V_0 = 2.5v$	35
5.5	Error absoluto para la conductividad eléctrica en el rango de frecuencias desde 1KHz hasta 1MHz $V_0 = 2.5v$	36
5.6	Diferencia de voltaje para cada valor de intensidad y $d_2 = 8.5cm$	37
5.7	Error absoluto cometido en la conductividad eléctrica para cada valor de intensidad y $d_2 = 8.5cm$	37
5.8	Error absoluto cometido en la permitividad relativa para cada valor de intensidad y $d_2 = 8.5cm$	38
5.9	Diferencia de voltaje para cada valor de intensidad y $d_2 = 17.5cm$	38
5.10	Error absoluto cometido en la conductividad eléctrica para cada valor de intensidad y $d_2 = 17.5cm$	39
5.11	Error absoluto cometido en la permitividad relativa para cada valor de intensidad y $d_2 = 17.5cm$	39

5.12	Diferencia de voltaje para cada valor de intensidad y $d_2 = 26.5cm$	40
5.13	Error absoluto cometido en la conductividad eléctrica para cada valor de intensidad y $d_2 = 26.5cm$	41
5.14	Error absoluto cometido en la permitividad relativa para cada valor de intensidad y $d_2 = 26.5cm$	41
5.15	Impedancia según los diagramas de Cole-Cole con $I_0 = 0.46mA$ para cada distancia de separación	42
5.16	Conductividad eléctrica para el modelo FEM con $I_0 = 0.46mA$ para cada distancia de separación	43
5.17	Permitividad relativa para el modelo FEM con $I_0 = 0.46mA$ para cada distancia de separación	43
5.18	Error en la permitividad relativa para el modelo FEM con $I_0 = 0.46mA$ para cada distancia de separación	44
5.19	Error en la conductividad eléctrica para el modelo FEM con $I_0 = 0.46mA$ para cada distancia de separación	44
5.20	Impedancia para el montaje experimental de 2 electrodos	45
5.21	Conductividad eléctrica para el montaje experimental de 2 electrodos	46
5.22	Permitividad relativa para el montaje experimental de 2 electrodos	46
5.23	Impedancia para el montaje experimental de 2 electrodos. Osciloscopio funcionando con la función averaging activada	47
5.24	Conductividad eléctrica para el montaje experimental de 2 electrodos. Osciloscopio funcionando con la función averaging activada	47
5.25	Permitividad relativa para el montaje experimental de 2 electrodos. Osciloscopio funcionando con la función averaging activada	48
5.26	Impedancia del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5cm$	49
5.27	Conductividad eléctrica del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5cm$	49
5.28	Permitividad relativa del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5cm$	50
5.29	Impedancia del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5cm$	51
5.30	Conductividad eléctrica del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5cm$	51
5.31	Permitividad relativa del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5cm$	52
5.32	Impedancia del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5cm$	53
5.33	Conductividad eléctrica del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5cm$	53
5.34	Permitividad relativa del modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5cm$	54
5.35	Comparación de la impedancia para el modelo de 2 electrodos.	55
5.36	Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 2 electrodos.	55
5.37	Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 2 electrodos.	56
5.38	Comparación de la impedancia para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5cm$	57
5.39	Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5cm$	57
5.40	Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 8.5cm$	58
5.41	Comparación de la impedancia para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5cm$	59
5.42	Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5cm$	59
5.43	Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 17.5cm$	60
5.44	Comparación de la impedancia para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5cm$	61
5.45	Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5cm$	61
5.46	Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 4 electrodos para $d_2 = 26.5cm$	62
5.47	Comparación de la permitividad relativa para el modelo de 4 electrodos y el de 2 electrodos. Además también son comparados con los resultados de Gabriel [4]	63
5.48	Comparación de la conductividad eléctrica para el modelo de 4 electrodos y el de 2 electrodos. Además también son comparados con los resultados de Gabriel [4]	63

Índice de Tablas

1.1	Resumen de los métodos de medida	9
2.1	Parámetros de la ecuación de Cole-Cole obtenidos de [10]	17
3.1	Datos del modelo FEM propuesto de 2 electrodos	20
3.2	Datos del modelo FEM propuesto de 4 electrodos	21
3.3	Datos para la simulación del modelo FEM propuesto de 2 electrodos	25
3.4	Datos para la simulación del modelo FEM propuesto de 4 electrodos	26
4.1	Datos del modelo FEM propuesto de 2 electrodos	28

Índice de Códigos

3.1	Código Matlab para la obtención de los resultados tras el modelado computacional para el método de 4 electrodos	24
-----	---	----

Bibliografía

- [1] A. P. O'Rourke, M. Lazebnik, J. M. Bertram, M. C. Converse, S. C. Hagness, J. G. Webster, and D. M. Mahvi, "Dielectric properties of human normal, malignant and cirrhotic liver tissue: in vivo and ex vivo measurements from 0.5 to 20 GHz using a precision open-ended coaxial probe," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 52, no. 15, pp. 4707–4719, 2007.
- [2] D. B. Rodrigues, P. R. Stauffer, E. Colebeck, A. Z. Hood, S. Salahi, P. F. Maccarini, and E. Topsakal, "Dielectric properties measurements of brown and white adipose tissue in rats from 0.5 to 10 GHz," *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 2, no. 2, p. 0, 2016. [Online]. Available: <http://iopscience.iop.org/2057-1976/2/2/025005>
- [3] M. A. Callejon, D. Naranjo-Hernandez, J. Reina-Tosina, and L. M. Roa, "A Comprehensive Study Into Intrabody Communication Measurements," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol. 62, no. 9, pp. 2446–2455, 2013.
- [4] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, no. 11, pp. 2251–2269, 1996.
- [5] K. R. Foster and H. P. Schwan, "Dielectric properties of tissues and biological materials: a critical review," *Crit. Rev. Biomed. Eng*, vol. 17, no. 1, pp. 25–104, 1989.
- [6] S. S. Stuchly and M. A. Stuchly, "Electrical Properties of Biomaterials - Instrumentation and Measurements," pp. 75–79, 1988.
- [7] W. D. Hurt, "Multiterm Debye Dispersion Relations for Permittivity of Muscle," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, no. 1, pp. 60–64, 1985.
- [8] D. Dean, D. Machado-Aranda, T. Ramanathan, I. Molina, and R. Sundararajan, "Electrical Properties of Biological Tissues - An Impedance Spectroscopy Study," *2006 IEEE Conference on Electrical Insulation and Dielectric Phenomena*, pp. 357–360, 2006.
- [9] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, "The dielectric properties of biological tissues: I. Literature survey," *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, pp. 2231–2249, 1994.
- [10] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 41, no. 11, pp. 2271–2293, 1996. [Online]. Available: <http://stacks.iop.org/0031-9155/41/i=11/a=003?key=crossref.53515b64cc0754a65706d6adbf3981b2>
- [11] G. Schmid, G. Neubauer, U. M. Illievich, and F. Aleschs, "Dielectric Properties of Porcine Brain Tissue in the Transition from Life to Death at Frequencies from 800 to 1900 MHz," *Bioelectromagnetics*, vol. 24, no. 6, pp. 413–422, 2003.
- [12] G. Schmid, G. Neubauer, and P. R. Mazal, "Dielectric Properties of Human Brain Tissue Measured Less Than 10 h Postmortem at Frequencies from 800 to 2450 MHz," *Bioelectromagnetics*, vol. 24, no. 6, pp. 423–430, 2003.

- [13] K. Sasaki, K. Wake, and S. Watanabe, "Measurement of the dielectric properties of the epidermis and dermis at frequencies from 0.5 GHz to 110 GHz," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 59, no. 16, pp. 4739–4747, 2014. [Online]. Available: <http://stacks.iop.org/0031-9155/59/i=16/a=4739?key=crossref.d0abf6959bd93fd1732429429f772bdb>
- [14] L. Zhang, X. Shi, F. You, P. Liu, and X. Dong, "Improved circuit model of open-ended coaxial probe for measurement of the biological tissue dielectric properties between megahertz and gigahertz." *Physiological measurement*, vol. 34, no. 10, pp. N83–96, 2013. [Online]. Available: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24021242>
- [15] K. M. Liao, Y. Q. Wu, C. Qian, and G. P. Du, "An accurate equivalent circuit method of open ended coaxial probe for measuring the permittivity of materials," *Lecture Notes in Electrical Engineering*, vol. 99 LNEE, no. VOL. 3, pp. 779–784, 2011.
- [16] T. Marsland and S. Evans, "Dielectric measurements with an open-ended coaxial probe," *IEE Proceedings H Microwaves, Antennas and Propagation*, vol. 134, no. 4, p. 341, 1987. [Online]. Available: <http://digital-library.theiet.org/content/journals/10.1049/ip-h-2.1987.0068>
- [17] D. V. Blackham and R. D. Pollard, "An Improved Technique for Permittivity Measurements Using a Coaxial Probe," *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, vol. 46, no. 5, pp. 1093–1099, 1997.
- [18] L. Zhang, P. Liu, X. Shi, F. You, and X. Dong, "A comparative study of a calibration method for measuring the dielectric properties of biological tissues on electrically small open-ended coaxial probe," *Proceedings - 2012 International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology, iCBEB 2012*, pp. 658–661, 2012.
- [19] M. De, P. Dieléctrica, A. D. Transformadores, T. Usando, E. A. Bermúdez, and O. R. Rico, "Measurement of Complex Dielectric Permittivity in Oils from High -," vol. 12, no. 21, pp. 61–67, 2016.
- [20] J. P. Grant, R. N. Clarke, G. T. Symm, and N. M. Spyrou, "A Critical Study of The Open-Ended Coaxial Line Sensor Technique For RF and Microwave Complex Permittivity Measurements," *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, vol. 22, pp. 757–770, 2000.
- [21] R. Zajíček, J. Vrba, and K. Novotný, "Evaluation of a Reflection Method on an Open-Ended Coaxial Line and its Use in Dielectric Measurements," *Acta Polytechnica*, vol. 46, no. 5, pp. 50–54, 2006.
- [22] S. Seewattanapon and P. Akkaraekthalin, "A Broadband Complex Permittivity Probe Using Stepped Coaxial Line," *Journal of Electromagnetic Analysis and Applications*, vol. 03, no. 08, pp. 312–318, 2011. [Online]. Available: <http://www.scirp.org/journal/PaperDownload.aspx?DOI=10.4236/jemaa.2011.38050>
- [23] J. Vrba and D. Vrba, "Temperature and Frequency Dependent Empirical Models of Dielectric Properties of Sunflower and Olive Oil," *Radio-engineering*, vol. 22, no. 4, pp. 1281–1287, 2013.
- [24] D. Beruhe, "A comparative study of four open-ended coaxial probe models for permittivity measurements of lossy dielectric/biological materials at microwave frequencies," *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 44, no. 10 PART 2, pp. 1928–1934, 1996.
- [25] M. S. Venkatesh and G. S. V. Raghavan, "An overview of dielectric properties measuring techniques," *Canadian Biosystems Engineering / Le Genie des biosystems au Canada*, vol. 47, 2005.
- [26] I. Malo, J. D. Gallego, M. Diez, I. López, and R. García, "Medida de la Permitividad a temperaturas criogénica y ambiente con el método de Perturbación de Cavidad," 2010.
- [27] A. M. Campbell and D. V. Land, "Dielectric properties of female human breast tissue measured in vitro at 3.2 GHz," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 37, no. 1, pp. 193–210, 1992. [Online]. Available: <http://stacks.iop.org/0031-9155/37/i=1/a=014?key=crossref.ec909d2a92e2a22104ee9e10c8ad6bca>
- [28] M.-R. Tofghi, "Interaction between electromagnetic waves and biological materials," in *Principles and Applications of Rf/Microwave in Healthcare and Biosensing*. Elsevier Inc., 2017, pp. 53–101. [Online]. Available: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/B9780128029039000023>

- [29] K. Saeed, M. F. M. B., and I. C., "Planar Microwave Sensors for Complex Permittivity Characterization of Materials and Their Applications," *Applied Measurement Systems*, 2012. [Online]. Available: <http://www.intechopen.com/books/applied-measurement-systems/planar-microwave-sensors-for-complex-permittivity-characterization-of-materials-and-their-applicatio>
- [30] F. Wee, P. Soh, A. Suhaizal, H. Nornikman, and A. Ezanuddin, "Free space measurement technique on dielectric properties of agricultural residues at microwave frequencies," *2009 SBMO/IEEE MTT-S International Microwave and Optoelectronics Conference (IMOC)*, no. December 2009, pp. 183–187, 2009. [Online]. Available: <http://ieeexplore.ieee.org/document/5427603/>
- [31] W. Securityforum, G. Securitytrendsandperspectives, and W. Universitygeneva, "Deakin Research Online," vol. 9, no. 2, pp. 271–288, 2007.
- [32] A. Note, "Agilent Basics of Measuring the Dielectric Properties of Materials," *Measurement Techniques*, vol. 2007, p. 32, 2005. [Online]. Available: <http://scholar.google.com/scholar?hl=en{&}btnG=Search{&}q=intitle:Basics+of+Measuring+the+Dielectric+Properties+of+Materials{#}2>
- [33] Agilent Technologies, "Solutions for Measuring Permittivity and Permeability with LCR Meters and Impedance Analyzers," *Application Note*, pp. 1–5, 2014.
- [34] C. Gabriel, A. Peyman, and E. H. Grant, "Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz," *Physics in Medicine and Biology*, vol. 54, no. 16, pp. 4863–4878, 2009. [Online]. Available: <http://stacks.iop.org/0031-9155/54/i=16/a=002?key=crossref.b720aae957c7a6df46368cbbb09bac60>
- [35] L. Robles Mora and J. Chávez Cifuentes, "Medición De Impedancia Eléctrica En Tejido Cervico Uterino in Vitro," *PhD Proposal*, vol. 1, pp. 1–200, 2005.
- [36] S. R. Smith and K. R. Foster, "Dielectric properties of low-water-content tissues," vol. 30, no. 9, pp. 965–973, 1985.
- [37] M. E. Moncada, M. Del, P. Saldarriaga, A. F. Bravo, and C. R. Pinedo, "Medición de Impedancia Eléctrica en Tejido Biológico – Revisión," no. 25, pp. 51–76, 2010.
- [38] J. A. Zambrano Arroyo, "Diseño de un sistema espectroscópico de medición de impedancia eléctrica aplicado a muestras biológicas," Ph.D. dissertation, Universidad Nacional Autónoma de México, 2016.
- [39] L. E. Medina and W. M. Grill, "Volume conductor model of transcutaneous electrical stimulation with kilohertz signals," *Journal of Neural Engineering*, vol. 11, no. 6, p. 066012, 2014. [Online]. Available: <http://stacks.iop.org/1741-2552/11/i=6/a=066012?key=crossref.75b62ddae85ec925de2a46027a89e2a5>
- [40] F. Clemente, M. Romano, P. Bifulco, and M. Cesarelli, "Study of muscular tissue in different physiological conditions using electrical impedance spectroscopy measurements," *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, vol. 34, no. 1, pp. 4–9, 2014. [Online]. Available: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bbe.2013.10.004>
- [41] F. G. Sanchez, "Propiedades electricas de la duramadre humana," no. 02, pp. 4–9, 1997.
- [42] B. C. Wadell, *Transmission line design handbook*, 1991. [Online]. Available: <http://www.lavoisier.fr/livre/notice.asp?id=OS6WOOAXK2XOWK>
- [43] E. C. Burdette, F. L. Cain, and J. Seals, "In vivo probe measurement technique for determining dielectric properties at VHF through microwave frequencies," *IEEE Trans. Microwave Theory Tech*, vol. 28, no. 4, 1980.
- [44] R. Zajíček, L. Oppl, and J. Vrba, "Broadband measurement of complex permittivity using reflection method and coaxial probes," *Radioengineering*, vol. 17, no. 1, pp. 14–19, 2008.
- [45] C. G. Ruiz, "Caracterización Dieléctrica por T. D. R. de una Mezcla resina Epoxy – Titanato de Calcio," pp. 1–71, 2004.
- [46] H. P. Schwan, "Electrical properties of tissues and cell suspensions: mechanisms and models," *Proc of 16th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society*, vol. 1, pp. 70–71, 1994.

- [47] Y. Salazar Muñoz, "Caracterización de tejidos cardíacos mediante métodos mínimamente invasivos y no invasivos basados en espectroscopia de impedancia eléctrica," pp. 29–45, 2004. [Online]. Available: <http://www.tdx.cat/handle/10803/6187>
- [48] M. Ahad, P. Fogerson, G. Rosen, P. Narayanaswami, and S. Rutkove, "Electrical characteristics of rat skeletal muscle in immaturity, adulthood, and after sciatic nerve injury and their relation to muscle fiber size," *Physiol Meas*, vol. 30, no. 12, p. 1415, 2009.