



Universidad Autónoma de Baja California
Facultad de Ingeniería, Arquitectura y Diseño



ANÁLISIS POR ESPECTROSCOPÍA DE IMPEDANCIA DE MATERIALES PARA BIOINGENIERÍA

TESIS PRESENTADA POR

Sergio Carrillo Cossío

PARA OBTENER EL GRADO DE

BIOINGENIERO

Director: Dr. Fabian Natanael Murrieta Rico

Ensenada, México, junio de 2021

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA
FACULTAD DE INGENIERÍA, ARQUITECTURA Y DISEÑO

**ANÁLISIS POR ESPECTROSCOPIA DE IMPEDANCIA DE MATERIALES PARA
BIOINGENIERÍA**

TESIS

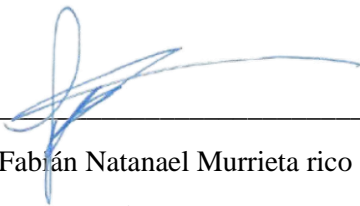
PARA CUBRIR LOS REQUISITOS NECESARIOS PARA OBTENER EL TÍTULO DE

BIOINGENIERO

PRESENTA:

SERGIO CARRILLO COSSÍO

Aprobada por:



Dr. Fabián Natanael Murrieta rico

Director



Dr. Priscy Alfredo Luque Morales

Codirector



Dr. Gerardo Salvador Romo Cárdenas

Sinodal



M.I. Guillermo Amaya Parra

Sinodal



Dr. Vitalii Petranovskii

Sinodal

Índice general

Índice de figuras	III
Capítulo 1. Introducción	1
1.1 Análisis de impedancia en bioingeniería: ¿Que es impedancia?	1
1.2 Análisis de impedancia en sistemas biológicos	2
1.3 Espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS).....	3
1.4 Análisis de materiales en bioingeniería utilizando EIS	4
1.5 Justificación	6
1.6 Planteamiento del problema.....	6
1.7 Objetivos	6
1.7.1 Objetivo general	6
1.7.2 Objetivos particulares.....	7
1.8 Hipótesis	7
Capítulo 2. Análisis de casos	8
2.1 Análisis de microbalanza de cuarzo.....	8
2.2 Análisis de una QCM sin carga	9
2.2.1 Respuesta en frecuencia	10
2.2.2 Diagrama de Nyquist.....	11
2.2.3 Reactancia	15
2.2.4 Obtención del diagrama de fase	15
2.3 Análisis de espectroscopía de impedancia de zeolita	16
2.4 Caracterización de parámetros eléctricos de materiales	22
Capítulo 3. Metodología.....	31
3.1 Proceso de preparación de las muestras.....	31
3.2 Análisis óseo de <i>Bos taurus</i> y <i>Gallus domesticus</i>	34
Capítulo 4. Resultados y conclusiones	35
4.1 Resultados.....	35
4.2 Conclusiones.....	35
Anexos	37
1. Código para obtener la magnitud de la impedancia del cristal de cuarzo	37

2. Código para obtener el diagrama de Nyquist y la reactancia del cristal de cuarzo ...	38
3. Código para obtener el diagrama de fase del cristal de cuarzo	39
4. Código del análisis de espectroscopía de impedancia de zeolita LTA.....	41
5. Código del análisis de espectroscopía de impedancia de nanopartículas de ZnO.....	44
6. Código del análisis de espectroscopía de impedancia de <i>Bos taurus</i> y <i>Gallus domesticus</i>	54
Referencias	61

Índice de figuras

Figura 1: Representación gráfica de la impedancia.....	2
Figura 2: Esquema de análisis de impedancia bioelectrica.	2
Figura 3: Microbalanza de cristal de cuarzo (QCM) comercial.....	9
Figura 4: Circuito BVD equivalente al cristal de cuarzo.....	9
Figura 5: Respuesta en frecuencia de la magnitud de la impedancia de un cristal de cuarzo típico.	10
Figura 6: Diagrama de Nyquist de la impedancia.	14
Figura 7: Reactancia del cristal de cuarzo.	15
Figura 8: Diagrama de fase del cristal de cuarzo.....	16
Figura 9: Pastilla comprimida de zeolita LTA.	17
Figura 10: Diagrama de Nyquist de la impedancia de zeolita LTA.	18
Figura 11: Módulo eléctrico de la zeolita LTA.	19
Figura 12: Permitividad relativa de la zeolita LTA.....	21
Figura 13: Conductividad eléctrica de la zeolita LTA.	22
Figura 14: Circuito equivalente correspondiente al EIS de nanopartículas de ZnO	23
Figura 15: Diagrama de Nyquist de la espectroscopía de impedancia de las NPs de ZnO..	26
Figura 16: Resultados del análisis de espectroscopía de impedancia de NPs de ZnO	27
Figura 17: Comparación de los ángulos de fase obtenidos de la medición ($ Z_T $) y los calculados con la constante dieléctrica (ϵ).	28
Figura 18: Resultados de la caracterización electrica de las nanopartículas de ZnO	30
Figura 19: Costilla de <i>Bos taurus</i> cortada.	31
Figura 20: Costilla hirviendo en agua.....	32
Figura 21: Costilla limpia y seca.	32
Figura 22: Fémur de <i>Gallus domesticus</i> hirviendo en agua.	33
Figura 23: Fémur de <i>Gallus domesticus</i> limpio y seco.	33

Figura 24: Análisis de espectroscopía de impedancia de material óseo de *Bos taurus* (azul) y *Gallus domesticus* (rojo)..... 35

Capítulo 1. Introducción

La impedancia es una de las propiedades que caracterizan a un material. Los materiales con pequeños valores de impedancia se denominan conductores, mientras que aquellos con grandes valores de impedancia se denominan aislantes. Sin embargo, existen materiales con valores intermedios denominados semiconductores [1]. La medición de esta propiedad puede ser de gran utilidad en diversas áreas, ya que proporciona información sobre las características del material o sustancia. Por ejemplo, cuantifica la resistencia de un material a un estímulo eléctrico y esto puede ser utilizado para detectar cambios fisiológicos en tejidos biológicos [2], puede medir la inmovilización de proteínas y las reacciones anticuerpo-antígeno en la superficie de un electrodo [3], entre otras aplicaciones. El objetivo de esta tesis es estudiar la espectroscopía de impedancia y como aplicar esta medición en bioingeniería. Este capítulo contiene ocho subsecciones que describen la impedancia y los tipos de análisis de impedancia, la espectroscopía de impedancia y su importancia en análisis de materiales. También se muestra la justificación, planteamiento del problema, objetivos y la hipótesis de esta tesis.

1.1 Análisis de impedancia en bioingeniería: ¿Que es impedancia?

Se conoce como impedancia a la capacidad que tiene un circuito de resistir el flujo de la corriente eléctrica que pasa a través de él, y a la técnica utilizada para graficar la impedancia contra la frecuencia como espectroscopía de impedancia.

La impedancia (Z) es la oposición que presenta un elemento de circuito al flujo de la corriente en el dominio de los fasores (corriente alterna) [4]. Es un numero complejo que está compuesto por la resistencia (R) más la reactancia (X), que está dada por los elementos inductivos o capacitivos del circuito.

$$Z = R + Xj \quad (1)$$

La impedancia es una magnitud con una parte real y una parte imaginaria, correspondientes a la resistencia y a la reactancia respectivamente, por lo tanto, esta magnitud tiene un ángulo llamado ángulo de fase. Cuando el ángulo de fase es 0, o solamente se encuentran elementos resistivos en el circuito, la impedancia es igual a la resistencia y su valor es real.

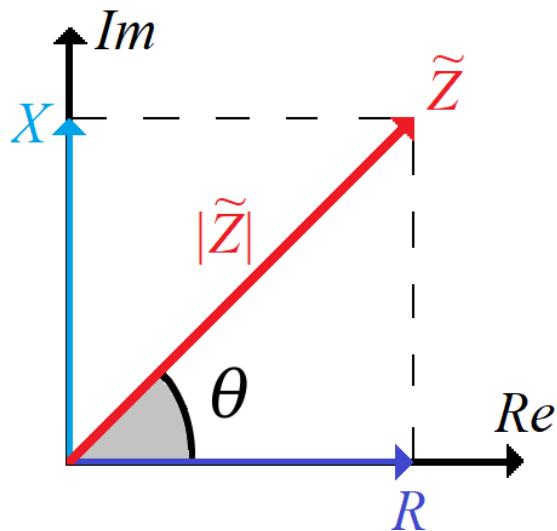


Figura 1: Representación gráfica de la impedancia.

1.2 Análisis de impedancia en sistemas biológicos

El análisis de impedancias es un método muy útil para conocer densidades y composiciones de materiales. Se ha utilizado muy comúnmente en los últimos años para medir la composición del cuerpo humano (análisis de impedancia bioeléctrica o BIA) [5].

En el caso del tejido magro corporal respecto al tejido adiposo, se caracteriza por una conductividad y una impedancia debido a la cantidad de electrolitos contenidos. La técnica sugiere colocar electrodos en algunas partes del cuerpo, por ejemplo, en las muñecas y en los pies, y aplicar una corriente eléctrica que fluya a través del cuerpo y calcular la impedancia que tiene el sujeto [6].

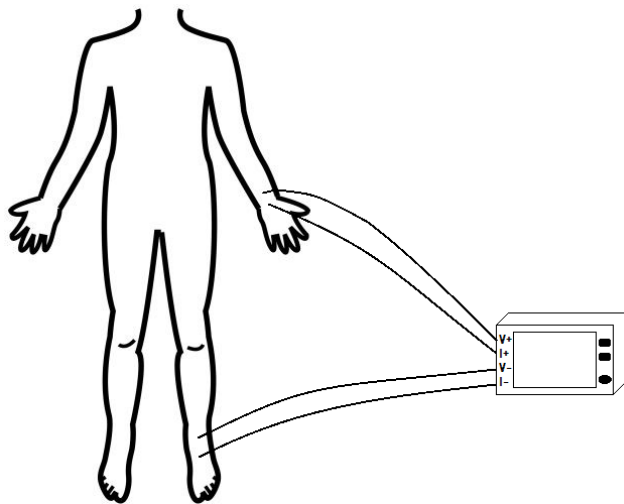


Figura 2: Esquema de análisis de impedancia bioeléctrica.

En sistemas biológicos más pequeños, como células, o en materiales o sustancias de interés, la técnica es similar a la de BIA, pero sin necesidad de un equipo o espacio tan grande.

Se colocan dos electrodos en los extremos del material o la sustancia a medir y se aplica una corriente eléctrica alterna. Esta corriente fluye de un electrodo a otro atravesando el material como parte del circuito, y posteriormente se analizan los datos obtenidos de esta medición [7].

1.3 Espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS)

La espectroscopia de impedancia es una técnica experimental muy estudiada y difundida como medio de caracterización de los materiales. Consiste en medir la impedancia de algún material o sustancia aplicándole una corriente eléctrica a distintas frecuencias para generar un espectro en el dominio de la frecuencia. Provee valiosa información física con aplicaciones en electroquímica y ciencia de materiales. Es una medida de la impedancia al atravesar un medio. Si cambia una propiedad física en el elemento bajo estudio cambia también la distribución de carga eléctrica, reduciendo o aumentando la conductividad del sistema [8].

La espectroscopía de impedancia electroquímica (EIS, por sus siglas en inglés) es un método electroquímico utilizado en estudios de corrosión [9]. Tiene una amplia aplicación que va desde el monitoreo de la maduración de frutos, procesos de corrosión, caracterización de semiconductores, llegando incluso a formar parte de la técnica utilizada en los dispositivos médicos para evaluación de la composición corporal [8].

En bioingeniería, este método puede resultar muy útil en distintas áreas. Puede ser aplicado a los análisis para conocer la composición, densidad o estructura de materiales orgánicos o naturales para estudios ambientales, a biomateriales para su utilización en algún tejido, órgano o que cumpla una determinada función en el organismo humano, o para diagnosticar padecimientos causantes de cambios en la composición de un tejido corporal, como sarcopenia y caquexia [10].

El desarrollo de dispositivos sensores de ADN atrae importantes esfuerzos de investigación dirigidos al análisis de genes, la detección de trastornos genéticos, la compatibilidad de tejidos y las aplicaciones forenses. La transducción electrónica de la formación de ácidos nucleicos en transductores electrónicos podría proporcionar información cuantitativa sobre el analito de ADN. La espectroscopía de impedancia parece ser un método eficaz para seguir la adsorción y el ensamblaje de ácidos nucleicos en superficies conductoras, y para caracterizar los procesos de hibridación de ADN en los transductores. Es el método ideal para probar la hibridación del ADN, ya que el ADN produce la formación de ácidos nucleicos en la superficie de los electrodos, lo que genera una carga negativa en la interfase que repele los

aniones electrostáticamente, y genera una barrera a la transferencia de electrones. Es decir, la hibridación de ADN con un electrodo con ácido nucleico va acompañada de un aumento en la resistencia a la transferencia de electrones, lo que se reflejará en la parte real de la impedancia [11].

También es un método para caracterizar enzimas, ya que la unión molecular de proteínas y enzimas a conductores resulta en la formación de una barrera dieléctrica para la transferencia de electrones, lo que permite medir el grado de la cobertura de la superficie del electrodo con unidades de proteínas [11].

La espectroscopía de impedancia electroquímica es una técnica usada para obtener información sobre la adsorción e interacción de biomoléculas en la superficie de los electrodos. Los procesos electroquímicos se pueden modelar a través de un circuito equivalente y se pueden determinar parámetros que reflejan ciertas propiedades de la interfase. Las propiedades electroquímicas de la interfase son influenciadas por proteínas y células en adsorción [12].

Por medio del desarrollo de biosensores para detectar biomoléculas, se pueden analizar enzimas, lípidos y membranas, y se puede determinar el comportamiento de adsorción de ADN y antígenos en la superficie de los electrodos [11], [12], [13].

Puede determinar los comportamientos de adsorción de las células y proteínas, la cantidad de proteínas adsorbidas, la densidad de carga de la superficie y los coeficientes de adsorción, además de determinar la capacidad de nuevos materiales de batería o el comportamiento de la corrosión y estabilidad a largo plazo de diversas aleaciones y capas de óxido [9], [12].

La espectroscopía de impedancia electroquímica, además de ser una técnica de caracterización de materiales, tiene aplicaciones en el área de bioingeniería como método de análisis de biomoléculas o biomateriales.

1.4 Análisis de materiales en bioingeniería utilizando EIS

En bioingeniería, la utilización de materiales es muy común, ya sea para procesos de manufactura o producción, para su uso biotecnológico, para desarrollo de equipo y dispositivos médicos y para la síntesis y caracterización de biomateriales y su utilización como implantes en el organismo humano.

Un biomaterial es un material que trata de interaccionar con un sistema biológico para evaluar, tratar, aumentar o reemplazar cualquier tejido, órgano o función del cuerpo [14], que no produce reacciones no deseadas en la interfaz tejido-material y que mantiene sus propiedades [15]. La síntesis de estos biomateriales es de gran importancia, ya que

dependiendo de su utilización deben tener cierta fuerza, rigidez, ductilidad, además se busca que sean resistentes a la corrosión y con gran biocompatibilidad.

La espectroscopía de impedancia electroquímica, en bioingeniería, puede ser utilizada en el área de biomateriales, ya que se puede evaluar la interacción de las superficies de los implantes con los tejidos biológicos, cambios en la polarizabilidad de grupos funcionales, transporte de iones o dipolos a través de capas poliméricas y procesos de mineralización, por ejemplo, del tejido óseo. Se puede calcular el cambio en la energía libre de Gibbs y la entropía debido a la unión de las proteínas a la superficie y se puede estimar la afinidad que tienen las biomoléculas a la superficie.

Algunas veces, cuando se implanta una prótesis metálica en alguna parte del esqueleto, se introduce hidroxiapatita en la interfase entre el metal y el hueso para mejorar la osteointegración. En este caso se estudia sobre el comportamiento de la corrosión de los biomateriales metálicos durante los experimentos en medios fisiológicos, y la espectroscopía de impedancia bioeléctrica es utilizada para analizar las características de degradación de la hidroxiapatita [16].

En la aplicación de implantes metálicos y aleaciones, además de la biocompatibilidad, se busca tener una alta resistencia a la corrosión y una alta resistencia de desgaste. La degradación de estos implantes se da por la combinación de efectos electroquímicos y mecánicos. El resultado obtenido no es simplemente la suma de los efectos electroquímicos y mecánicos, sino que representa una sinergia compleja entre el desgaste y la corrosión (tribocorrosión). Una técnica de configuración electroquímica es utilizada para controlar el potencial de la superficie de un material conductor sometido a pruebas regulares de desgaste, y utilizando este equipo es posible realizar pruebas de fricción y desgaste en solución electrolítica en condiciones electroquímicas bien definidas determinadas por el potencial del electrodo aplicado [17].

La espectroscopía de impedancia electroquímica puede ser utilizada para estudiar o comparar el comportamiento de la corrosión en implantes metálicos, por ejemplo, el acero inoxidable 316L, que es muy utilizado como biomaterial, o aleaciones como el nitinol [17], [18]. La información que nos da esta técnica es un espectro de impedancia, la cual se puede descomponer en su parte real y su parte imaginaria. Estas partes se pueden graficar en el llamado diagrama de Nyquist, donde la parte real corresponde al eje x , mientras que la parte imaginaria corresponde al eje y , teniendo también un ángulo de fase respecto al eje real (x).

El resultado que se obtiene en este proceso es una gráfica que nos muestra el comportamiento de la corrosión en la superficie del material analizado. Una línea paralela al eje y quiere decir que el material tiene una perfecta superficie sin corrosión, mientras que con una superficie corrosiva se muestra un semicírculo como lugar geométrico de la impedancia a una cierta

frecuencia. El radio de dicho semicírculo proporciona una medición de la tasa de corrosión, un radio pequeño indica una alta tasa de corrosión, mientras que un radio grande denota un incremento en la resistencia a la corrosión.

Estos estudios proporcionan información de utilidad para la obtención o el mejoramiento de un biomaterial utilizado como implante, ya sea con aleaciones, recubrimientos, o tratamientos que perfeccionen su resistencia a la corrosión en un medio fisiológico.

Los materiales más utilizados en bioingeniería son los materiales cerámicos, metálicos, poliméricos y composites o resinas. Cada tipo de material tiene distintas propiedades mecánicas que dependen de sus tipos de enlaces químicos, pero también se puede buscar algo más como sus propiedades electroquímicas o de superficie.

En este trabajo se busca mostrar que la técnica de espectroscopía de impedancia puede ser una herramienta significativamente útil en diversos campos de la bioingeniería, ya que nos proporciona información relevante para la caracterización de tejidos o materiales, procesos de corrosión o desgaste de biomateriales, o incluso para el diagnóstico de algunas enfermedades.

1.5 Justificación

En bioingeniería, la caracterización de materiales es de gran importancia para diversas aplicaciones, entre las cuales se encuentra el desarrollo de equipo, utilización de materiales para estudios ambientales o síntesis de biomateriales y la evaluación de sus interacciones con tejidos biológicos. El análisis por espectroscopía de impedancia es un método prometedor, tanto para la caracterización de materiales como de tejidos biológicos, que proporciona información sobre sus propiedades eléctricas, densidad, composición y procesos electroquímicos, que se puede implementar de manera sencilla y con resultados eficaces.

1.6 Planteamiento del problema

¿Cómo implementar el método de espectroscopía de impedancia en bioingeniería?

1.7 Objetivos

1.7.1 Objetivo general

Aplicar la técnica de espectroscopía de impedancia para análisis de muestras de material óseo para su caracterización.

1.7.2 Objetivos particulares

- Realizar análisis teóricos de sensores construidos con microbalanzas de cuarzo para aplicaciones en bioingeniería.
- Generar códigos de programación para realizar análisis con datos obtenidos mediante la espectroscopía de impedancia.
- Analizar las propiedades eléctricas del material óseo de *Bos taurus* y *Gallus domesticus*.
- Realizar un proceso de secado de material óseo para una preparación eficaz de muestras.

1.8 Hipótesis

El análisis por espectroscopía de impedancia es un método de caracterización de materiales para bioingeniería que permite analizar características eléctricas de interés.

Capítulo 2. Análisis de casos

2.1 Análisis de microbalanza de cuarzo

La respuesta en frecuencia es la salida en estado estacionario que presenta un sistema para una señal de entrada senoidal.

El análisis de respuesta en frecuencia es una técnica para medir puntos sobre la respuesta de frecuencia de una función de transferencia o función de impedancia mediante el uso de una señal de prueba senoidal. Esto nos da información sobre cómo se comporta la impedancia por medio de una función de frecuencia de la magnitud y la fase de la salida, en comparación a la de entrada.

Entre los casos de aplicación del análisis de respuesta en frecuencia está el análisis de armónicos, el cual analiza la estructura de una señal periódica donde la ocurrencia de ciertos armónicos podría dar entrada a su fuente, o reproducir una señal de entrada sin distorsión para un sistema de audio. En otro caso, para un aparato de retroalimentación utilizado para controlar un sistema dinámico, el objetivo es dar al sistema de circuito cerrado una respuesta mejorada en comparación con el sistema no compensado.

El análisis de respuesta en frecuencia es muy utilizado en sistemas de control, pero también nos da información relevante para estudios o procesos de sistemas. A partir de este, se pueden generar distintos análisis y procesos en variadas áreas de aplicación y con diversos tipos de señales.

El análisis de espectroscopía de impedancia es útil para saber la composición de la sangre y obtener resultados sobre los efectos de tratamientos dietéticos en ganado [19]. También se ha utilizado para conocer los componentes presentes en la carne y predecir su ternura o suavidad [20].

Para mostrar cómo hacer el análisis se pueden analizar las Microbalanzas de Cristal de Cuarzo o QCM (del inglés *Quartz Crystals Microbalances*). Una QCM es un dispositivo que contiene un pequeño cristal de cuarzo con un electrodo en cada lado, que es utilizado como sensor de masa mediante los cambios de la frecuencia de oscilación del cristal de cuarzo.

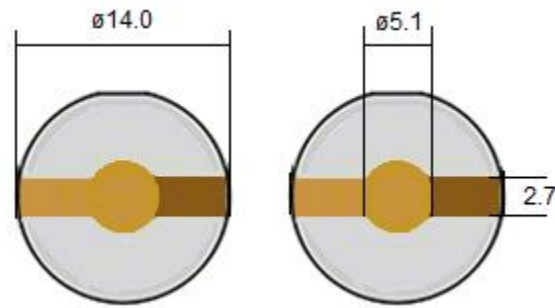


Figura 3: Microbalanza de cristal de cuarzo (QCM) comercial con dimensiones en mm.

Los cristales piezoeléctricos se han vuelto muy populares en aplicaciones electrónicas. Frecuentemente son considerados como componentes esenciales y su utilización depende de sus efectos piezoeléctricos. Estos efectos, en las QCM, son los que nos permiten analizar los cambios en la frecuencia y así poder medir propiedades como viscosidad, elasticidad, densidad y espesor de los materiales en adsorción.

2.2 Análisis de una QCM sin carga

Con el fin de comprender el funcionamiento de las microbalanzas de cristal de cuarzo como sensores, se realizó un análisis sin carga, es decir, sin masa sobre el cristal de cuarzo.

El circuito equivalente del cristal de cuarzo sin carga corresponde a un modelo de circuito BVD (Butterworth-Van-Dyke) [21], que consiste en un circuito RLC en serie, con un capacitor en paralelo (figura 1). Partiendo de este circuito, se desarrollaron análisis a través de códigos en MATLAB, utilizando la herramienta “live script function”.

Para comenzar con el análisis se definió el problema a partir del circuito propuesto.

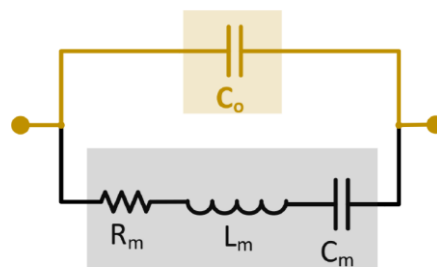


Figura 4: Circuito BVD equivalente al cristal de cuarzo.

La parte del circuito que se encuentra sombreada de color gris corresponde al cristal de cuarzo, y la amarilla a un capacitor en paralelo para tener en cuenta la capacitancia de los electrodos con el cuarzo.

2.2.1 Respuesta en frecuencia

Tomando en cuenta el circuito equivalente que corresponde al cristal de cuarzo se calculó la impedancia total. Primero se sumaron las impedancias en serie

$$Z_{el} = Z_{R_m} + Z_{L_m} + Z_{C_m} \quad (2)$$

Después se sumó la impedancia equivalente en serie con la del capacitor en paralelo

$$Z_t = \frac{1}{\frac{1}{Z_{el}} + \frac{1}{Z_{C_o}}} \quad (3)$$

A través de un código de MATLAB (Anexo 1), se obtuvo el conjugado de la impedancia sustituyendo S por $-S$ y este se multiplicó por la impedancia total del circuito para eliminar los valores imaginarios de la magnitud de la impedancia.

Para un cristal comercial, tomando como referencia los datos de [21], se consideraron los valores de los componentes $R_m = 10 \Omega$, $L_m = 30 \text{ mH}$, $C_m = 33 \text{ fF}$ y $C_o = 20 \text{ pF}$.

Se evaluó la magnitud de la impedancia en un intervalo de frecuencia de 5 MHz a 6 MHz y se graficó con escala logarítmica en ambos ejes.

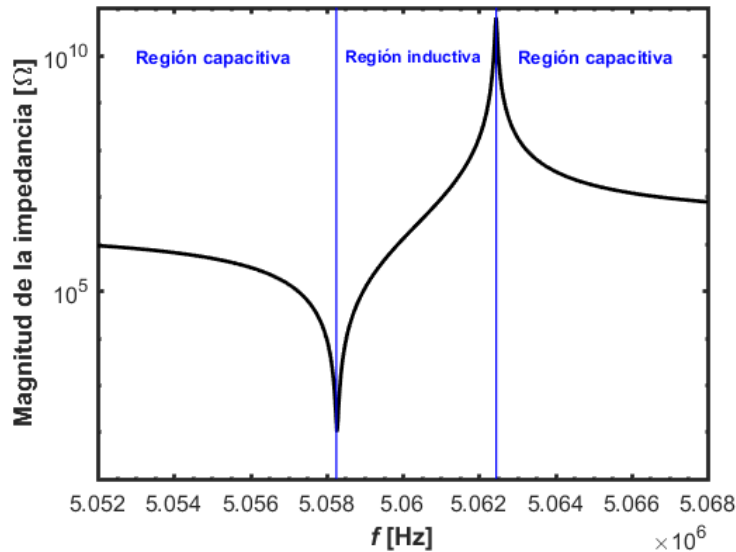


Figura 5: Respuesta en frecuencia de la magnitud de la impedancia de un cristal de cuarzo típico.

En la figura anterior se muestran tres regiones a lo largo de la frecuencia. La primera curva representa una región capacitiva, la segunda una región inductiva y la tercera representa otra región capacitiva. Estas curvas que descienden y aumentan son causadas por los capacitores

presentes en el circuito. Se tiene una resonancia en serie que está relacionada con el cristal de cuarzo y representa más su comportamiento, y una resonancia distinta que depende del capacitor en paralelo. Ambas frecuencias pueden ser calculadas con las siguientes ecuaciones:

Frecuencia en serie:

$$f_s \approx \frac{1}{2\pi\sqrt{L_m C_m}} \quad (4)$$

Frecuencia en paralelo:

$$f_p \approx \frac{1}{2\pi\sqrt{L_m \frac{C_m C_o^*}{C_m + C_o^*}}} \quad (5)$$

2.2.2 Diagrama de Nyquist

Con la siguiente ecuación (6), obtenida a través del código de MATLAB, se desarrollaron cálculos algebraicos para obtener su parte real y su parte imaginaria. Esta ecuación representa la impedancia total del circuito.

$$Z_t = \frac{C_m L_m S^2 + C_m R_m S + 1}{S(C_m C_o L_m S^2 + C_m C_o R_m S + C_m + C_o)} \quad (6)$$

Al ser S un número complejo ($j\omega$), y sabiendo que j es un número imaginario ($\sqrt{-1}$), entonces $S^2 = (-1)(\omega^2) = -\omega^2$. Por esto se sustituyeron los valores de S^2 por $-\omega^2$ en el denominador de la ecuación (6).

$$Z_{t\text{den}} = C_m C_o L_m S^3 + C_m C_o R_m S^2 + C_m S + C_o S$$

$$Z_{t\text{den}} = C_m C_o L_m S(-w^2) + C_m C_o R_m(-w^2) + C_m S + C_o S$$

$$Z_{t\text{den}} = -C_m C_o R_m w^2 + S(-C_m C_o L_m w^2 + C_m + C_o)$$

Considerando $a = -C_m C_o R_m w^2$, $b = -C_m C_o L_m w^2 + C_m + C_o$, se tiene que

$$Z_{t\text{den}} = -C_m C_o R_m w^2 + S(-C_m C_o L_m w^2 + C_m + C_o)$$

Se puede expresar como

$$Z_{t\text{den}} = a + bS$$

Se obtuvo el conjugado del denominador sustituyendo la S por $-S$.

$$Z_{t\text{den}c} = a - bS$$

Para eliminar la parte imaginaria se multiplico la ecuación original por la unidad, para no alterarla, siendo la unidad una fracción con el conjugado del denominador en ambas partes de la fracción.

Se multiplicó el denominador por su conjugado para obtener la parte real del denominador.

$$Z_{t\text{den}re} = (a + bS)(a - bS)$$

$$Z_{t\text{den}re} = a^2 - abS + abS - b^2S^2$$

$$Z_{t\text{den}re} = a^2 - b^2S^2$$

$$Z_{t\text{denre}} = C_m^2 C_o^2 R_m^2 w^4 + w^2 (-C_m C_o L_m w^2 + C_m + C_o)^2 \quad (7)$$

Esta ecuación (7) representa la parte real del denominador de la ecuación de la impedancia.

Después se tomó el numerador de la impedancia total

$$Z_{t\text{num}} = C_m L_m S^2 + C_m R_m S + 1$$

Se multiplicó por el conjugado del denominador y se obtuvo lo siguiente:

$$Z_{t\text{numre}} = -(S(-C_m C_o L_m w^2 + C_m + C_o) + C_m C_o R_m w^2)(C_m L_m S + C_m R_m S + 1)$$

$$Z_{t\text{numre}} = (S C_m C_o L_m w^2 - S C_m - S C_o - C_m C_o R_m w^2)(C_m L_m S^2 + C_m R_m S + 1)$$

$$Z_{t\text{numre}} = C_m^2 C_o L_m^2 S^3 w^2 - C_m^2 L_m S^3 - C_m^2 C_o R_m^2 S w^2 - C_m^2 R_m S^2 - C_m C_o L_m S^3 \\ + C_m C_o L_m S w^2 - C_m C_o R_m S^2 - C_m C_o R_m w^2 - C_m S - C_o S$$

$$Z_{t\text{numre}} = C_m^2 C_o L_m^2 (-w^2) S w^2 - C_m^2 L_m S (-w^2) - C_m^2 C_o R_m^2 S w^2 - C_m^2 R_m (-w^2) \\ - C_m C_o L_m S (-w^2) + C_m C_o L_m S w^2 - C_m C_o R_m (-w^2) - C_m C_o R_m w^2 \\ - C_m S - C_o S$$

$$Z_{t\text{numre}} = S(C_m^2 C_o L_m^2 (-w^4) - C_m^2 L_m (-w^2) - C_m^2 C_o R_m^2 w^2 - C_m C_o L_m (-w^2) \\ + C_m C_o L_m w^2 - C_m - C_o) - C_m^2 R_m (-w^2) - C_m C_o R_m (-w^2) \\ - C_m C_o R_m w^2$$

$$Z_{t\text{numre}} = -C_m^2 R_m (-w^2) - C_m C_o R_m (-w^2) - C_m C_o R_m w^2 \quad (8)$$

Esta ecuación (8) es la parte real del numerador de la ecuación de la impedancia (6).

Para obtener la parte real de la ecuación se dividió la parte real del numerador entre la parte real del denominador

$$Z_{tre} = \frac{-C_m^2 R_m (-w^2) - C_m C_o R_m (-w^2) - C_m C_o R_m w^2}{C_m^2 C_o^2 R_m^2 w^4 + w^2 (-C_m C_o L_m w^2 + C_m + C_o)^2} \quad (9)$$

Esta ecuación (9) representa la parte real de la impedancia.

Para obtener la parte imaginaria de la ecuación se dividió la parte imaginaria del numerador entre la parte real del denominador, resultando la siguiente ecuación

$$Z_{tim} = \frac{a - b - c - d + e - C_m - C_o}{C_m^2 C_o^2 R_m^2 w^4 + w^2 (-C_m C_o L_m w^2 + C_m + C_o)^2} \quad (10)$$

Donde: $a = C_m^2 C_o L_m^2 (-w^4)$, $b = C_m^2 L_m (-w^2)$, $c = C_m^2 C_o R_m^2 w^2$, $d = C_m C_o L_m (-w^2)$ y $e = C_m C_o L_m w^2$.

La ecuación (10) representa la parte imaginaria de la impedancia.

Teniendo la parte real y la parte imaginaria de la impedancia, se graficó el diagrama de Nyquist por medio de un código de MATLAB (Anexo 2).

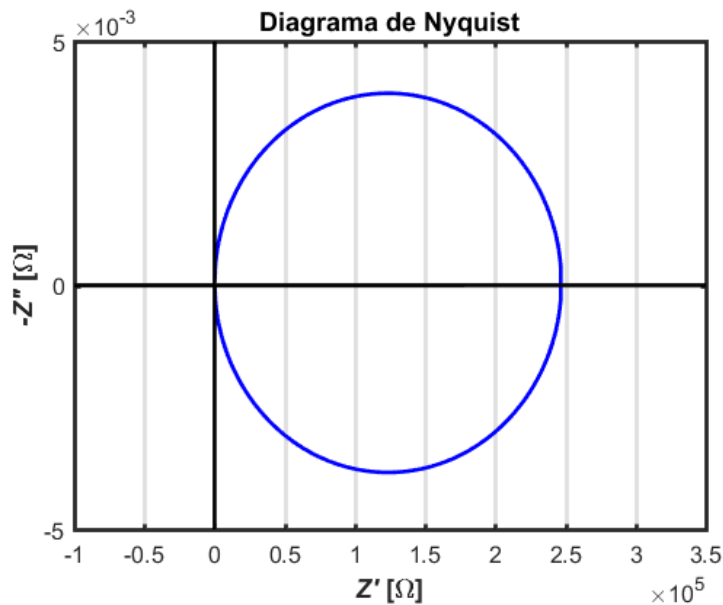


Figura 6: Diagrama de Nyquist de la impedancia. Muestra el efecto de resonancia del cristal de cuarzo.

El diagrama de Nyquist es un plano complejo que nos muestra gráficamente el dominio de la parte imaginaria de la magnitud de la impedancia del cristal de cuarzo contra la parte real, teniendo diferentes valores de frecuencia a través de cada punto de la gráfica.

2.2.3 Reactancia

Para obtener la reactancia se utilizó la parte imaginaria de la ecuación anterior y se graficó contra la frecuencia en un código de MATLAB (Anexo 2).

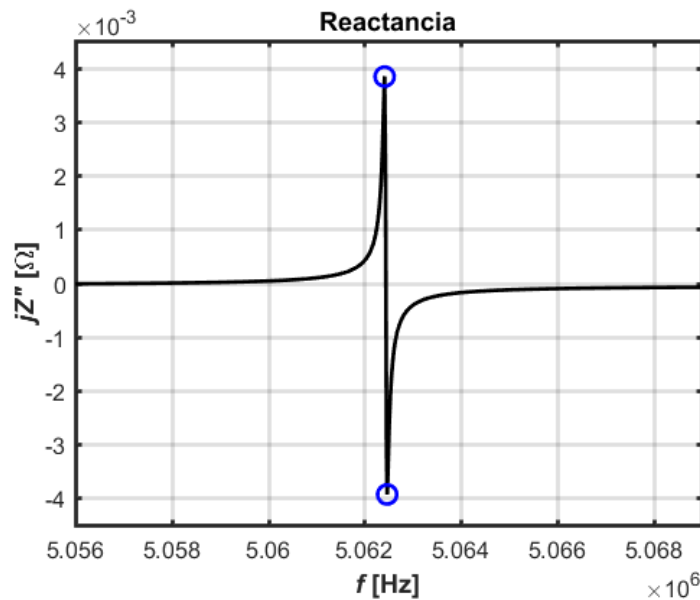


Figura 7: Reactancia del cristal de cuarzo.

La figura anterior muestra la gráfica de la reactancia contra la frecuencia en el circuito del cristal de cuarzo. Esto sucede por el inductor y el capacitor presentes en el circuito. Las curvas que se muestran en la gráfica representan la energía almacenada, tanto en la bobina como en el capacitor, que después presenta una descarga en distintos valores de frecuencia.

2.2.4 Obtención del diagrama de fase

El diagrama de fase es una representación gráfica que describe el cambio en el ángulo de fase, en grados (θ), de la impedancia contra la frecuencia.

Para este análisis también se calculó la impedancia del circuito (Figura 2). Primero la impedancia de los componentes en serie, con la ecuación (2), y después la impedancia en paralelo con la ecuación (3).

Por medio de cálculos algebraicos, se obtuvieron las ecuaciones de la parte real y la parte imaginaria de la impedancia (ecuaciones (9) y (10) respectivamente).

Se evaluaron los componentes tomando como referencia los datos de [21], $R_m = 10 \Omega$, $L_m = 30 \text{ mH}$, $C_m = 33 \text{ fF}$ y $C_o = 20 \text{ pF}$.

Posteriormente se calculó el ángulo de fase mediante la ecuación

$$\text{fase}(\theta) = \tan^{-1}\left(\frac{Z_{tim}}{Z_{tre}}\right) \quad (10)$$

Donde Z_{tim} es la parte imaginaria de la impedancia y Z_{tre} es la parte real. El código se muestra en el Anexo 3.

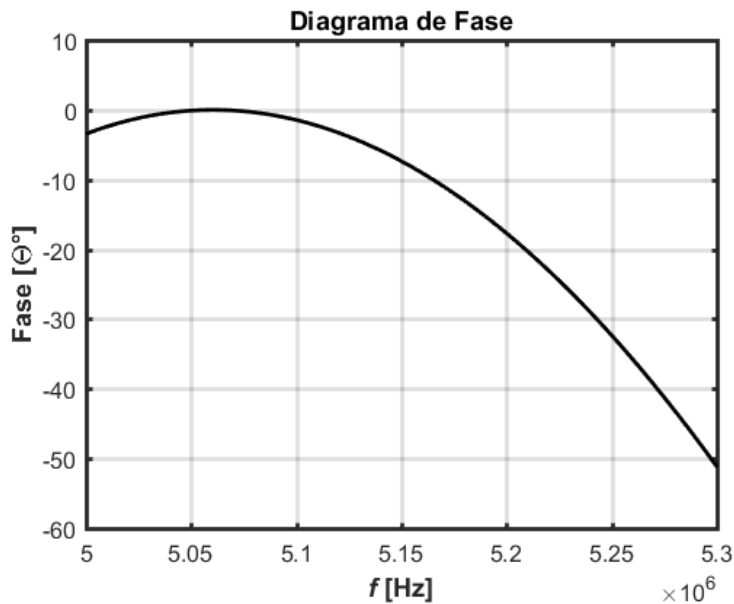


Figura 8: Diagrama de fase del cristal de cuarzo. Se muestra el comportamiento del ángulo de fase de la impedancia respecto al eje real.

2.3 Análisis de espectroscopía de impedancia de zeolita

Con el objetivo de estudiar como implementar la técnica de la espectroscopia de impedancia, se analizaron los datos generados de la medición de zeolita LTA. El código mostrado en el Anexo 4 se implementó para analizar la zeolita LTA utilizando un conjunto de datos obtenidos a través de la medición de la impedancia. Las zeolitas, cuyo nombre viene de los vocablos griegos “zeo” y “lithos”, que significan hervir y piedra respectivamente, son aluminosilicatos con grandes áreas superficiales, poros y canales, que al ser calentadas sus cristales experimentan intumescencia, o hinchazón [22].

Se ha estudiado ampliamente el uso de las zeolitas para el desarrollo de biosensores, cuyo funcionamiento se debe a la interacción de la zeolita con un analito de interés. Tienen muchas aplicaciones entre las cuales destacan la detección de explosivos y el diagnóstico médico [23].

Para hacer análisis con datos obtenidos de muestras, se realizó un código (Anexo 4) que lee archivos de texto en donde se encuentran los datos de la medición y así poder utilizarlos en el código.

La zeolita LTA fue comprimida en una delgada pastilla, con 1cm de diámetro y 1mm de espesor, la cual se colocó entre dos electrodos para realizar la espectroscopía de impedancia.

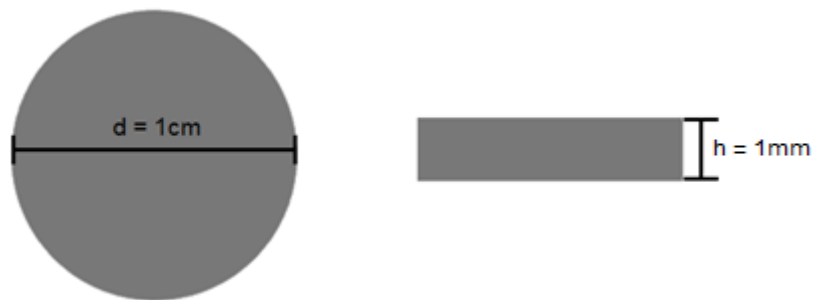


Figura 9: Pastilla comprimida de zeolita LTA. Se muestran las medidas de diámetro (izquierda) y altura o espesor (derecha).

El programa de MATLAB puede leer los datos obtenidos de la medición de espectroscopía de impedancia para ser tratados y obtener resultados. Los datos cargados al código son: la frecuencia en Hertz [Hz], la magnitud de la impedancia en Ohms [Ω], y el ángulo de fase en grados [θ]. Estos valores se encuentran almacenados en arreglos, y, por medio de ciclos while, podemos utilizarlos para realizar los cálculos correspondientes.

Para realizar estos cálculos se tomaron en cuenta los siguientes datos

$$\varepsilon_0 = 8.85 \times 10^{-12} \left[\frac{F}{m} \right]$$

$$d = 1 \text{ cm}$$

$$h = 1 \text{ mm}$$

$$A = \frac{(\pi d^2)}{4}$$

$$\omega = 2\pi f$$

Donde ϵ_0 es la permitividad en el aire, d y h son el diámetro y espesor de la pastilla comprimida respectivamente, A es el área y ω es la frecuencia angular.

Para este análisis, primero se obtuvo la parte real y la parte imaginaria de la magnitud de la impedancia (Z_t), multiplicando la magnitud total por el coseno y el seno del ángulo de fase, respectivamente, y estos datos se graficaron.

Parte real de la impedancia:

$$Z_{tre} = Z_t * \cos(\theta) \quad (11)$$

Parte imaginaria de la impedancia:

$$Z_{tim} = Z_t * \sin(\theta) \quad (12)$$

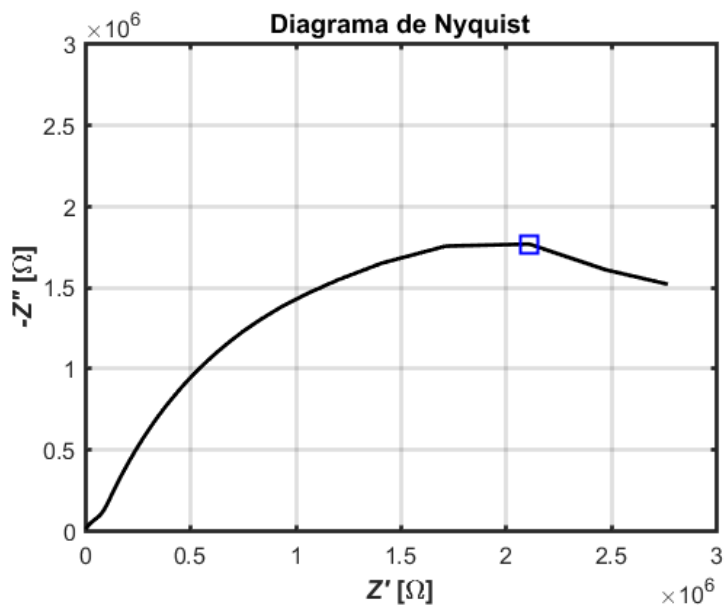


Figura 10: Diagrama de Nyquist de la impedancia de zeolita LTA.

En esta gráfica podemos ver el comportamiento de la resistencia y la reactancia. A bajas frecuencias se tienen valores altos de resistencia y reactancia, mientras que a frecuencias altas los valores de resistencia y reactancia son bajos.

Después obtuvimos el módulo eléctrico (M) con la siguiente ecuación

$$M = \omega * C_o * Z_t \quad (13)$$

Y se calculó, de la misma manera que en el diagrama de Nyquist, la parte real y la parte imaginaria, y se graficó.

Parte real del módulo eléctrico:

$$M_{re} = M * \cos(\theta) \quad (14)$$

Parte imaginaria del módulo eléctrico:

$$M_{im} = M * \sin(\theta) \quad (15)$$

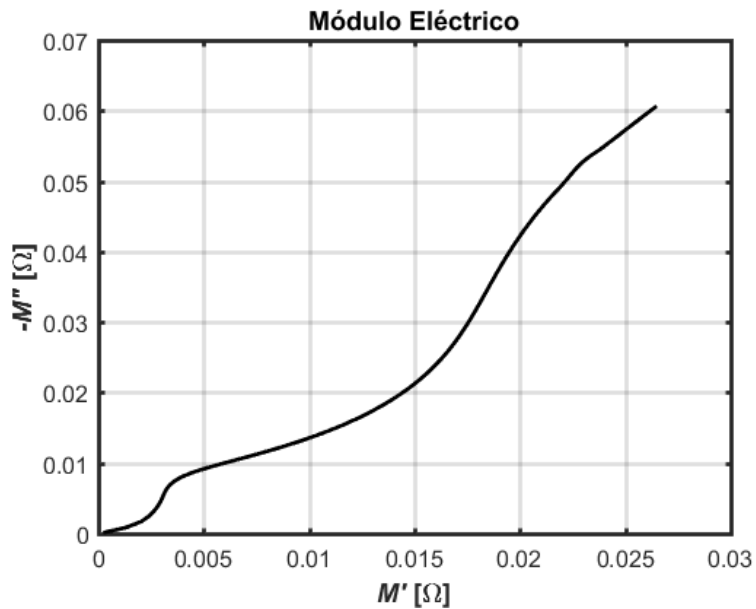


Figura 11: Módulo eléctrico de la zeolita LTA. Muestra su comportamiento dieléctrico.

El módulo eléctrico se define como la inversa de la permitividad relativa. Es una herramienta que sirve para analizar el comportamiento dieléctrico de un material, se utiliza comúnmente a temperaturas relativamente altas, donde la permitividad se vuelve muy alta debido a la polarización del electrodo y el transporte de portadores [24].

Es un número complejo que también puede ser utilizado para investigar la respuesta eléctrica de un sistema como función de la frecuencia.

La permitividad relativa (ϵ) está asociada al medio en el que interaccionan las cargas eléctricas. La ley de Coulomb habla sobre las fuerzas de interacción entre cargas, ya sea de atracción cuando son iguales o repulsión cuando son opuestas, en el vacío, pero cuando estas cargas se encuentran en un medio distinto sus fuerzas de interacción son diferentes, ya que, al haber materia, la fuerza neta que actúa sobre cada carga se altera porque se inducen cargas en las moléculas del material que se interpone [25]. A esto se le llama permitividad relativa o coeficiente dieléctrico.

Es un número complejo que se compone por una parte real (ϵ') y una parte imaginaria (ϵ''), también llamada pérdida dieléctrica porque cuantifica la disipación de energía de un material dieléctrico.

La permitividad relativa (ϵ) se obtuvo con la siguiente ecuación

$$\epsilon = \frac{1}{\omega * C_o * Z_t} \quad (16)$$

Después se calculó la resistencia y capacitancia con las siguientes ecuaciones

$$R = Z'(1 + D^2) \quad (17)$$

$$C = \frac{D}{\omega R} \quad (18)$$

Con estos valores se puede calcular la parte real de ϵ , de la siguiente manera

$$\epsilon_{re} = \frac{h}{A} \frac{C}{\epsilon_0} \quad (19)$$

Teniendo los valores de la magnitud de la permitividad relativa (ϵ) y su parte real (ϵ_{re}), se puede obtener su parte imaginaria mediante el teorema de Pitágoras.

$$\epsilon = \sqrt{(\epsilon_{re})^2 + (\epsilon_{im})^2} \quad (20)$$

Despejando para la parte imaginaria

$$\epsilon_{im} = \sqrt{(\epsilon)^2 - (\epsilon_{re})^2} \quad (21)$$

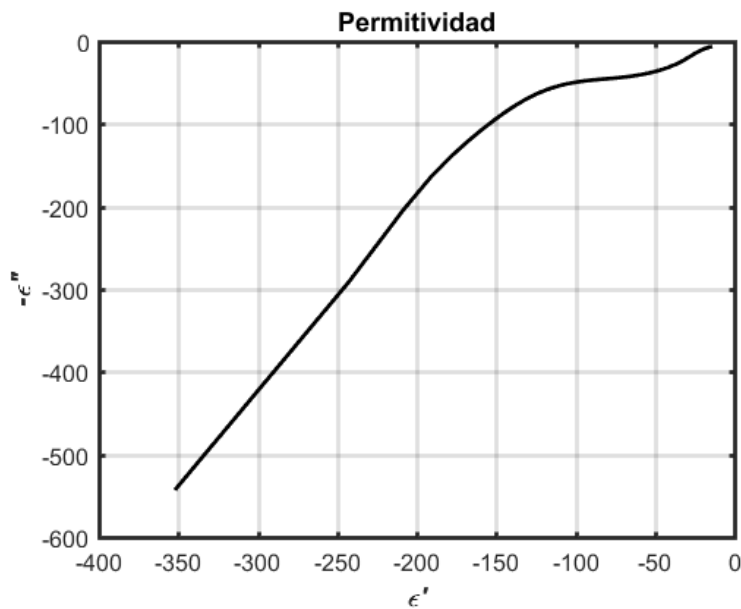


Figura 12: Permitividad relativa de la zeolita LTA. Muestra la suma los efectos capacitivos.

La permitividad relativa aumenta acercándose a cero, lo que nos dice que a medida que aumenta la frecuencia el material es más conductivo.

La conductividad eléctrica (σ) se calculó de la siguiente manera

$$\sigma = \frac{h}{A} \omega * c * \tan(\theta) \quad (22)$$

Y se graficó contra la frecuencia.

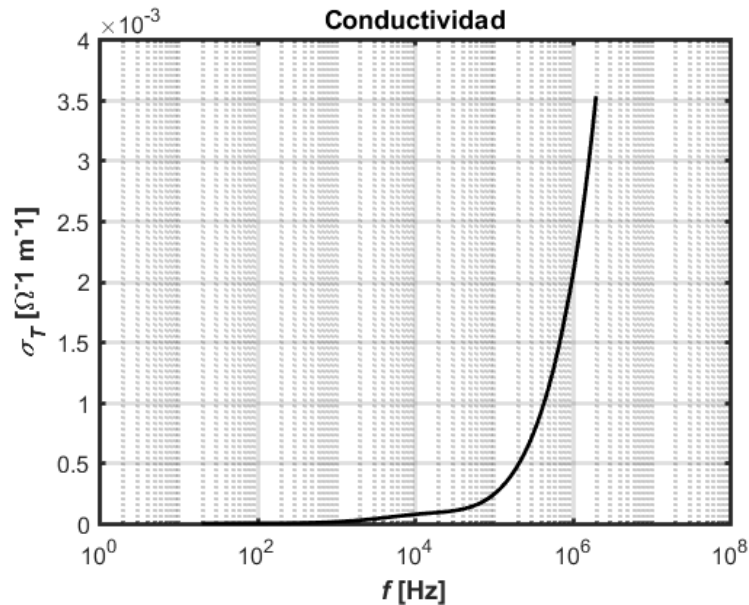


Figura 13: Conductividad eléctrica de la zeolita LTA.

La conductividad de la zeolita LTA crece de manera exponencial a medida que aumenta la frecuencia.

Después de estudiar como implementar la técnica de la espectroscopia de impedancia, en este caso de la zeolita LTA, se prosiguió a estudiar la caracterización de parámetros eléctricos de materiales.

2.4 Caracterización de parámetros eléctricos de materiales

La nanotecnología ha impulsado el desarrollo de materiales para cubrir las necesidades de la sociedad en diversos campos de aplicación, como en la medicina, ingeniería y electrónica. Los métodos comunes para sintetizar nanopartículas llevan a problemas ambientales, así que en la actualidad se han estudiado métodos de “síntesis verde”. Son métodos ecológicos en los cuales se utilizan materiales de la naturaleza, son económicos y no generan productos

tóxicos al medio ambiente. Las nanopartículas de óxido de zinc (ZnO) tienen propiedades ópticas, fotocatalíticas, biológicas, magnéticas y electroquímicas, por lo cual han llamado la atención además de ser partículas de bajo costo, biocompatibles, no tóxicas y con alta estabilidad térmica y química [26].

Según lo reportado por Nava, O. y colaboradores (2020), con el fin de ser usadas en aplicaciones optoelectrónicas, fueron biosintetizadas nanopartículas de ZnO con *Mentha spicata*, una planta que, aunque no ha sido estudiada como agente reductor es un buen candidato, ya que contiene polifenoles y flavonoides [27]. Los extractos de *Mentha spicata* se prepararon en tres distintas concentraciones (0.5, 1 y 2%) con respecto al agua desionizada. Estas nanopartículas sintetizadas fueron sometidas a análisis de espectroscopía de impedancia para evaluar sus propiedades electroquímicas.

Se propuso un circuito equivalente para este material, de acuerdo con su comportamiento mostrado en el diagrama de Nyquist.

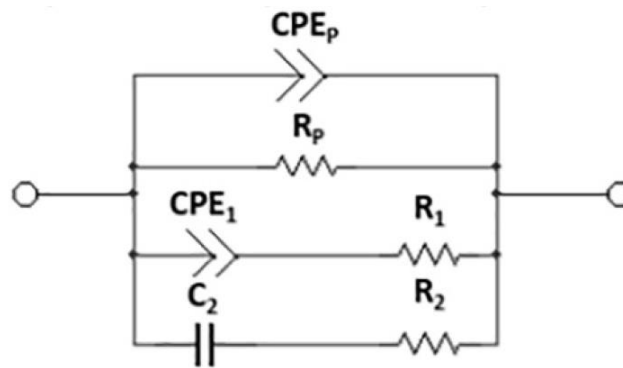


Figura 14: Circuito equivalente correspondiente al EIS de nanopartículas de ZnO

A partir del circuito propuesto, se hizo la suma de impedancias para obtener la impedancia total del circuito (Z_t). Primero se sumaron las impedancias de los componentes en serie y después las impedancias en paralelo.

Para la impedancia equivalente 1 se sumaron en serie CPE_1 y R_1

$$Z_{e1} = Z_{CPE_1} + Z_{R_1} \quad (23)$$

Para la impedancia equivalente 2 se sumaron en serie C_2 y R_2

$$Z_{e2} = Z_{C_2} + Z_{R_2} \quad (24)$$

Para la impedancia total se sumaron estos equivalentes con el resto de los componentes en paralelo

$$Z_t = \frac{1}{\frac{1}{Z_{CPEP}} + \frac{1}{Z_{Rp}} + \frac{1}{Z_{e1}} + \frac{1}{Z_{e2}}} \quad (25)$$

De la ecuación resultante se separaron el numerador y el denominador

$$Z_{t\text{num}} = R_p(C_2R_2S + 1)(CPE_1R_1S + 1) \quad (26)$$

$$\begin{aligned} Z_{t\text{den}} = & C_2R_2S + CPE_1R_1S + C_2R_pS + CPE_1R_pS + CPE_pR_pS \\ & + C_2CPE_1R_1R_2S^2 + C_2CPE_1R_1R_pS^2 + C_2CPE_1R_2R_pS^2 \\ & + C_2CPE_pR_2R_pS^2 + CPE_1CPE_pR_1R_pS^2 \\ & + C_2CPE_1CPE_pR_1R_2R_pS^3 + 1 \end{aligned} \quad (27)$$

Se sustituyeron las S^2 del denominador por $-w^2$

$$\begin{aligned} Z_{t\text{den}} = & C_2R_2S + CPE_1R_1S + C_2R_pS + CPE_1R_pS + CPE_pR_pS \\ & + C_2CPE_1R_1R_2(-w^2) + C_2CPE_1R_1R_p(-w^2) \\ & + C_2CPE_1R_2R_p(-w^2) + C_2CPE_pR_2R_p(-w^2) \\ & + CPE_1CPE_pR_1R_p(-w^2) + C_2CPE_1CPE_pR_1R_2R_pS(-w^2) \\ & + 1 \end{aligned} \quad (28)$$

Posteriormente se cambió el signo de las S a negativo para obtener el conjugado de la ecuación

$$\begin{aligned}
 Z_{tdenc} = & -C_2R_2S - CPE_1R_1S - C_2R_pS - CPE_1R_pS - CPE_pR_pS \\
 & + C_2CPE_1R_1R_2(-w^2) + C_2CPE_1R_1R_p(-w^2) \\
 & + C_2CPE_1R_2R_p(-w^2) + C_2CPE_pR_2R_p(-w^2) \\
 & + CPE_1CPE_pR_1R_p(-w^2) - C_2CPE_1CPE_pR_1R_2R_pS(-w^2) \\
 & + 1
 \end{aligned} \tag{29}$$

Con ayuda del programa MATLAB, se multiplicó el numerador y el denominador de Z_t por el conjugado del denominador obtenido anteriormente (29). Después se factorizó la ecuación obtenida del denominador para eliminar las S y obtener su forma real, y se factorizaron los términos multiplicados por S de la ecuación obtenida con el numerador para obtener su parte imaginaria y su parte real por separado.

Para obtener las partes real e imaginaria de la impedancia se hicieron dos divisiones. Para la parte real de la impedancia se dividió la parte real del numerador entre la forma real del denominador, y para la parte imaginaria de la impedancia se dividió la parte imaginaria del numerador entre la forma real del denominador.

Teniendo estas ecuaciones se evaluaron los componentes del circuito según la concentración de ZnO presente.

Para ZnO al 0.5%:

$$\begin{aligned}
 CPE_p &= 48.8 \text{ pF} \\
 R_p &= 4070000 \ \Omega \\
 CPE_1 &= 30.750 \text{ pF} \\
 R_1 &= 13700000 \ \Omega \\
 C_2 &= 18.330 \text{ pF} \\
 R_2 &= 530000 \ \Omega
 \end{aligned}$$

Para ZnO al 1%:

$$\begin{aligned}
 CPE_p &= 25.5 \text{ pF} \\
 R_p &= 1054700 \ \Omega \\
 CPE_1 &= 11.3 \text{ pF} \\
 R_1 &= 10 \text{ M}\Omega \\
 C_2 &= 3 \text{ pF} \\
 R_2 &= 3 \text{ M}\Omega
 \end{aligned}$$

Para ZnO al 2%:

$$CPE_p = 25.5 \text{ pF}$$

$$R_p = 2604700 \text{ } \Omega$$

$$CPE_1 = 41.3 \text{ pF}$$

$$R_1 = 10 \text{ M}\Omega$$

$$C_2 = 12 \text{ pF}$$

$$R_2 = 2.7 \text{ M}\Omega$$

Con estos valores se realizaron tres gráficas de la parte real contra la parte imaginaria de la impedancia (Diagrama de Nyquist).

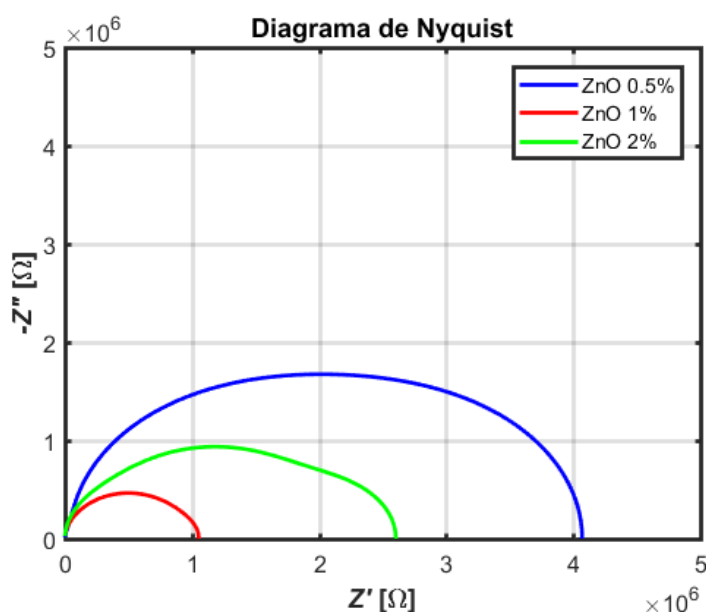


Figura 15: Diagrama de Nyquist de la espectroscopia de impedancia de las NPs de ZnO.

Se muestra que, para los tres casos, cuando se aplican frecuencias bajas se tienen altos valores de resistencia (Z') y reactancia (Z''), mientras que en altas frecuencias se tienen valores bajos de resistencia y reactancia. Esto quiere decir que a medida que la frecuencia aumenta, los valores de impedancia disminuyen, por lo tanto, la conductividad de las nanopartículas de ZnO se incrementa. La diferencia en estas tres gráficas es la magnitud de estos valores, que son dependientes de la concentración de *Mentha spicata*.

Los resultados de este análisis realizado a las nanopartículas de ZnO abren la posibilidad de su aplicación en distintos campos de estudio como en la optoelectrónica, medicina, en la industria alimentaria, entre otras, por sus propiedades electroquímicas.

Posteriormente, se realizaron las mediciones de espectroscopia de impedancia para analizar experimentalmente las muestras de nanopartículas de ZnO. En esta parte también se utilizó

un código de MATLAB para procesar los datos obtenidos y generar los resultados. Los datos obtenidos de la medición fueron la frecuencia en Hertz [Hz], la magnitud de la impedancia en ohms [Ω] y el ángulo de fase en grados [θ], y con estos datos se realizaron cálculos para obtener los diagramas siguientes.

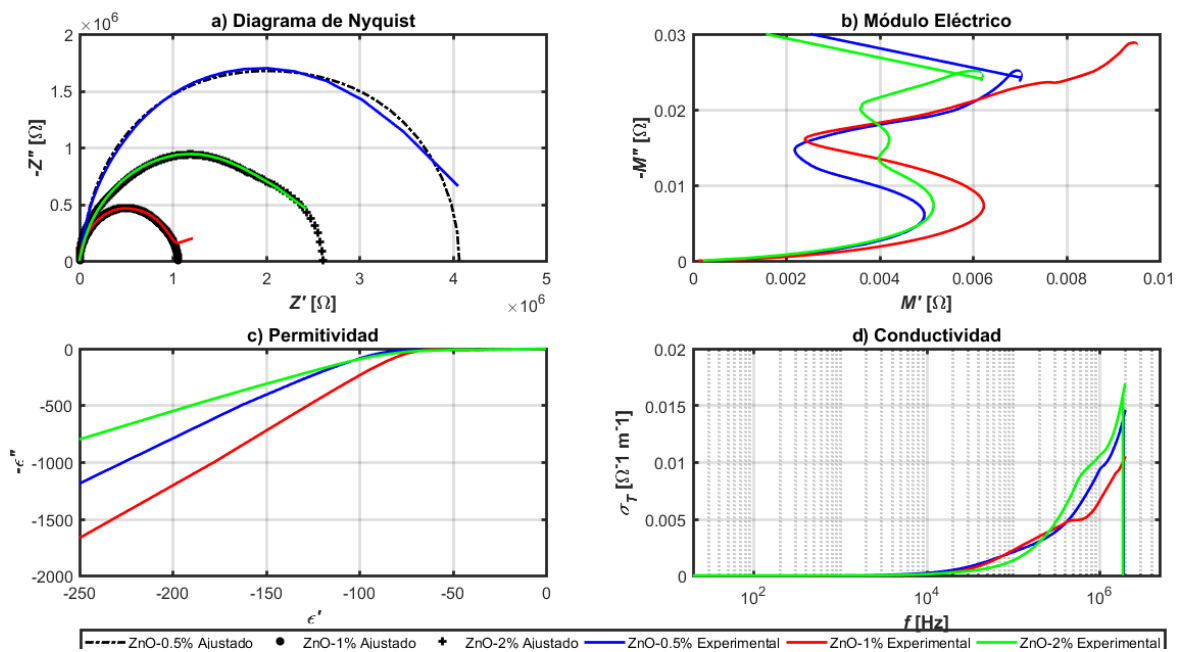


Figura 16: Resultados del análisis de espectroscopia de impedancia de nanopartículas de ZnO sintetizadas a tres distintas concentraciones.

Estos diagramas generados (Figura 16) nos muestran los parámetros eléctricos de las nanopartículas de ZnO analizadas. El diagrama de Nyquist (16a) fue generado anteriormente, pero ahora vemos la comparación de los parámetros experimentales con los ajustados ya conocidos. El módulo eléctrico (16b) no dice que aumentan sus efectos dieléctricos, pero con fluctuaciones en la parte real. La permitividad (16c) tiene un aumento que después se acerca asintóticamente a cero, lo que refleja una mayor conductividad. La conductividad (16d), al contrario de la impedancia, es menor a bajas frecuencias, pero a valores altos de frecuencia esta aumenta de manera exponencial, lo que nos dice que las muestras son más conductivas en altas frecuencias.

Para comprobar que la gráfica de la constante dieléctrica obtenida es correcta, se calculó el ángulo de fase con los valores de las componentes de ϵ y se comparó con los valores obtenidos mediante la medición de la impedancia. Si los valores de la constante dieléctrica

son correctos, los ángulos de fase deben ser iguales. Se hizo esta comparación para las 3 muestras (Figura 17).

Al realizar este procedimiento se encontró una discrepancia con el procedimiento realizado en el artículo [26].

Recordando el teorema de Pitágoras, sabemos que

$$\tan(\theta) = \frac{\text{cateto opuesto}}{\text{cateto adyacente}}$$

Entonces, para el ángulo de fase de la impedancia

$$\tan(\theta) = \frac{Z''}{Z'}$$

La fase de épsilon es

$$\tan(\theta) = \frac{\epsilon'}{\epsilon''}$$

Por lo tanto, el ángulo de fase se puede calcular de la siguiente manera

$$\theta = \tan^{-1}\left(\frac{\epsilon'}{\epsilon''}\right)$$

Se graficaron estos ángulos para las tres muestras y se compararon con los obtenidos de la medición y de esta forma los valores son iguales.

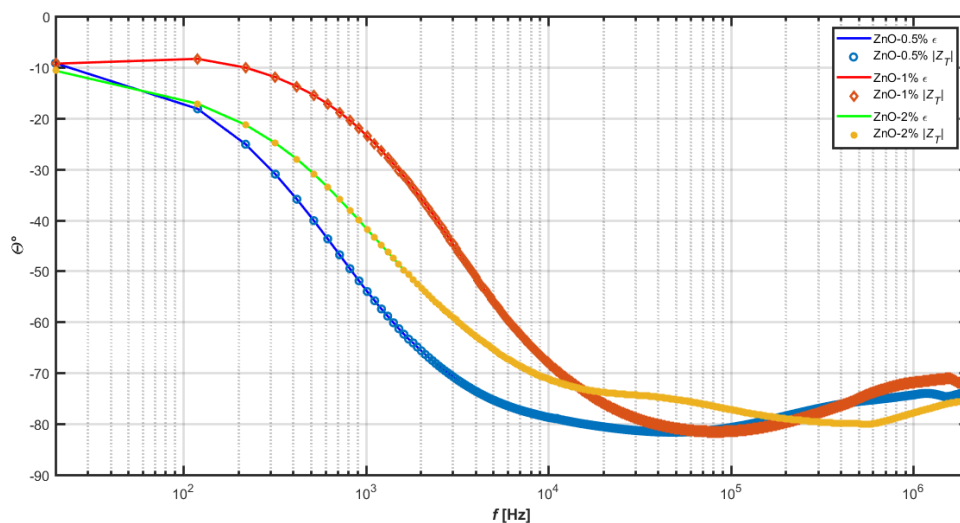


Figura 17: Comparación de los ángulos de fase obtenidos de la medición ($|Z_T|$) y los calculados con la constante dieléctrica (ϵ).

Esta gráfica nos dice que los datos obtenidos de la constante dieléctrica son correctos.

En otra investigación, reportada por Borges, E. y colaboradores (2012), se estudió la espectroscopía de impedancia bioeléctrica como un método para la detección temprana y monitoreo de enfermedades en las plantas, como la enfermedad de esca y los nematodos. Esca es una enfermedad de las plantas de vid causada por los hongos *Phaeoemoniella chlamydospora* y *Formitiporia punctata*, y la enfermedad de nematodos, causada por el nematodo *Bursaphelenchus xylophilus*, es una enfermedad que afecta a los pinos. Ambas enfermedades provocan un proceso de descomposición desde el interior del tallo de la planta. No se tiene una cura para estas enfermedades, la única solución hasta ahora es aislar las plantas que parezcan afectadas para así detener la propagación de la enfermedad [28].

Se desarrolló un equipo de EIS capaz de realizar análisis in vivo con un ancho de banda adecuado para tejidos biológicos (de 1kHz a 1MHz). Se utilizó el software MATLAB para parametrizar la señal de excitación, obtener los datos necesarios para realizar los análisis y construir los diagramas que representan la espectroscopía de impedancia. El análisis se desarrolló de igual manera en una planta sana y en una no sana.

Se llegó a la conclusión de que el sistema de EIS desarrollado permite distinguir el espectro de impedancia según la muestra de la planta de estudio, lo que manifiesta que cada muestra tiene su propio espectro de impedancia. El EIS resultó ser una técnica prometedora capaz de diagnosticar enfermedades de las plantas, ya que los resultados obtenidos de las mediciones de bioimpedancia revelaron cierta discriminación entre especímenes sanos y aquellos con enfermedades de nematodos.

Otro estudio realizado por Luque, P. A. y colaboradores (2020) habla sobre la síntesis verde de nanopartículas de óxido de zinc (ZnO) usando extracto de *Citrus reticulata* para su uso en sensores optoelectrónicos. La síntesis verde permite controlar el tamaño de partícula y sintetizarlas de una forma más económica y amigable con el medio ambiente ya que no genera residuos tóxicos ni dañinos a la salud humana. Esto permite que tenga aplicaciones en campos como biomedicina, farmacéutica, cosmética, medio ambiente, energía y electrónica [29], [30].

Las guías de onda son estructuras usadas para guiar ondas electromagnéticas o de sonido en una sola dirección y con la mínima cantidad de energía perdida. Aquellas que guían las ondas electromagnéticas que se encuentran dentro del espectro óptico son llamadas guías de onda óptica (OWG). Se han propuesto las OWGs como sensores para monitorear la contaminación del agua, para detección de glucosa, o para sensores de gases. El óxido de zinc (ZnO) es de los metales semiconductores más utilizados debido a sus propiedades eléctricas y ópticas. Es un material que ha sido reportado para generar dispositivos optoelectrónicos en aplicaciones como fotodetectores y construcción de dispositivos multifuncionales hechos con cabello humano [29].

Para la caracterización eléctrica, la muestra fue comprimida en una delgada pastilla, la cual se colocó entre dos electrodos de cobre pulido con el objetivo de usar un capacitor de placas paralelas como modelo para realizar un análisis de espectroscopía de impedancia. Como resultado de esta medición se obtuvieron los valores de frecuencia en Hz, impedancia total en ohms y el ángulo de fase en grados.

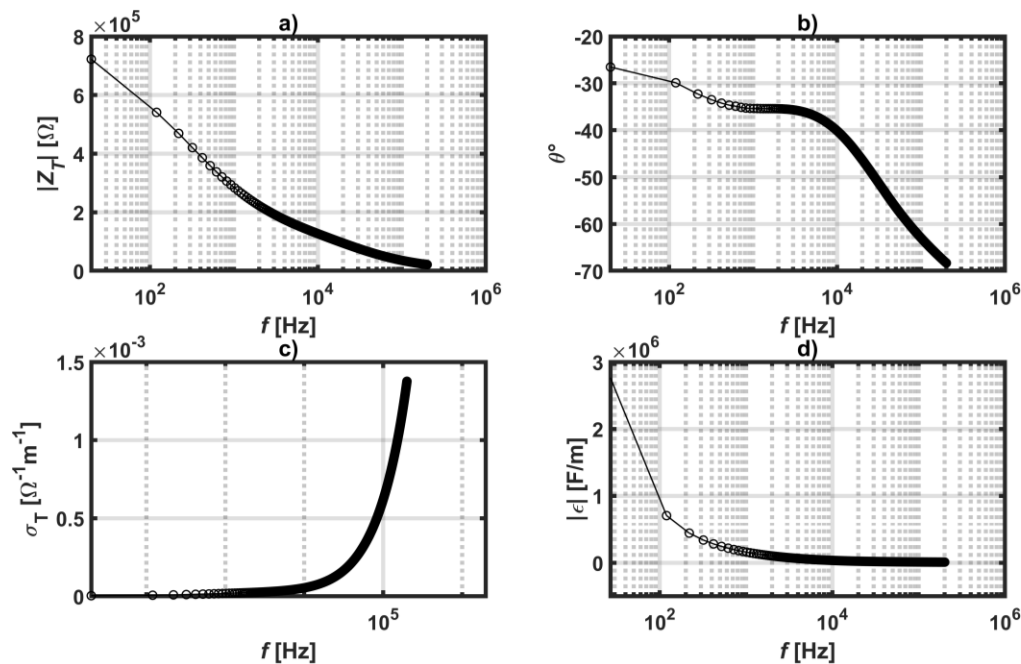


Figura 18: Resultados de la caracterización eléctrica de las nanopartículas de ZnO: magnitud de la impedancia total (a), ángulo de fase (b), conductividad (c), magnitud de la permitividad relativa (d) [29].

En la anterior figura (18) se muestran los resultados obtenidos. Se puede observar que la impedancia total decrece a medida que la frecuencia aumenta (18a), esto revela que la parte imaginaria de la impedancia, o la reactancia, es menos significativa a valores altos de frecuencia. También se puede observar en el ángulo de fase de -70 grados (18b).

El efecto de la reactancia dependiente de la frecuencia se puede observar en la figura 18c, donde a alta frecuencia la conductividad del material aumenta. Por otra parte, se observa en la figura 18d que mientras la frecuencia aumenta la permitividad relativa decrece.

Usando las propiedades eléctricas de estas nanopartículas, la evaluación de la guía de onda óptica con varillas de ZnO muestran que la respuesta eléctrica es dependiente de la constante dieléctrica del material. Esto demuestra que el material sintetizado puede ser utilizado para el desarrollo de sensores optoelectrónicos hechos de guías de onda óptica con varillas de ZnO.

Capítulo 3. Metodología

3.1 Proceso de preparación de las muestras

Para el proceso de preparación de la muestra de *Bos taurus* se utilizaron los siguientes materiales:

- Una costilla de res
- Una olla
- Un litro de agua
- Agua destilada
- Vasos de precipitado
- Peróxido de hidrogeno al 3%

Se cortó la costilla por la parte de la articulación para separarla de los demás huesos y poder limpiarla y tratarla.



Figura 19: Costilla de Bos taurus cortada.

Se limpió bien, de manera que no tuviera grasa, ligamentos, ni ningún otro material además del hueso. Se dejó sumergida en un litro de agua por un periodo de 12 horas para ablandar los tejidos y poder retirarlos más fácilmente del hueso. Una vez limpia se le cambió el agua y se puso a hervir en una olla con un litro de agua por aproximadamente 2 horas. Cuando ya estaba fría, se dejó secando a temperatura ambiente por cuatro días.



Figura 20: Costilla hirviendo en agua



Figura 21: Costilla limpia y seca.

Después, se quebró el hueso en pedazos pequeños con un martillo y se colocaron en un recipiente sumergidos en peróxido de hidrógeno por 24 horas. Después de este periodo, se retiró el peróxido de hidrógeno sucio y se lavaron los huesos con agua destilada, y después de esto se volvieron a sumergir en peróxido de hidrógeno por 4 días. Pasado este tiempo, se les retiró el peróxido de hidrógeno, se lavaron con agua destilada tres veces y se colocaron en un vaso de precipitado grande, el cual se colocó en el horno a 50 °C por 24 horas.

Para el proceso de preparación de la muestra de *Gallus domesticus* se utilizaron los siguientes materiales:

- Un fémur de pollo
- Una olla
- Un litro de agua
- Agua destilada
- Jabón lavatrastes
- Vasos de precipitado
- Peróxido de hidrogeno al 3%

Se limpió el hueso, retirando toda la carne de alrededor. Se puso a hervir en una olla con un litro de agua por aproximadamente 1 hora y se retiró del fuego.



Figura 22: Fémur de Gallus domesticus hirviendo en agua.

Una vez frío, se colocó en un recipiente con agua y jabón lavatrastes para limpiar residuos y exceso de grasa. Después se dejó secando a temperatura ambiente por 3 días.



Figura 23: Fémur de Gallus domesticus limpio y seco.

Posteriormente, se quebró el hueso en pedazos pequeños con un martillo y se colocaron en un recipiente con peróxido de hidrógeno por 24 horas, se retiró el peróxido de hidrógeno sucio y se lavaron los huesos con agua destilada. Después de esto se volvieron a sumergir en peróxido de hidrógeno por 4 días. Pasado este tiempo, se retiraron los trozos de hueso del peróxido de hidrógeno, se lavaron con agua destilada tres veces, se colocaron en un vaso de precipitado grande y se colocaron en el horno a 50 °C por 24 horas.

Después de este proceso, ambas muestras fueron sometidas a presión para ser comprimidas en pequeñas pastillas de 1cm de diámetro y 1mm de grosor, para ser analizadas por espectroscopía de impedancia.

3.2 Análisis óseo de *Bos taurus* y *Gallus domesticus*

Las pastillas comprimidas de material óseo de *Bos taurus* y *Gallus domesticus* fueron colocadas entre dos electrodos y se les aplicó corriente eléctrica para realizar el análisis de espectroscopía de impedancia. Los datos obtenidos de esta medición fueron la frecuencia en Hertz [Hz], la magnitud de la impedancia en ohms [Ω], y en ángulo de fase en grados [θ]. Con estos datos se realizaron los mismos cálculos desarrollados en los análisis anteriores y los resultados fueron graficados.

Capítulo 4. Resultados y conclusiones

4.1 Resultados

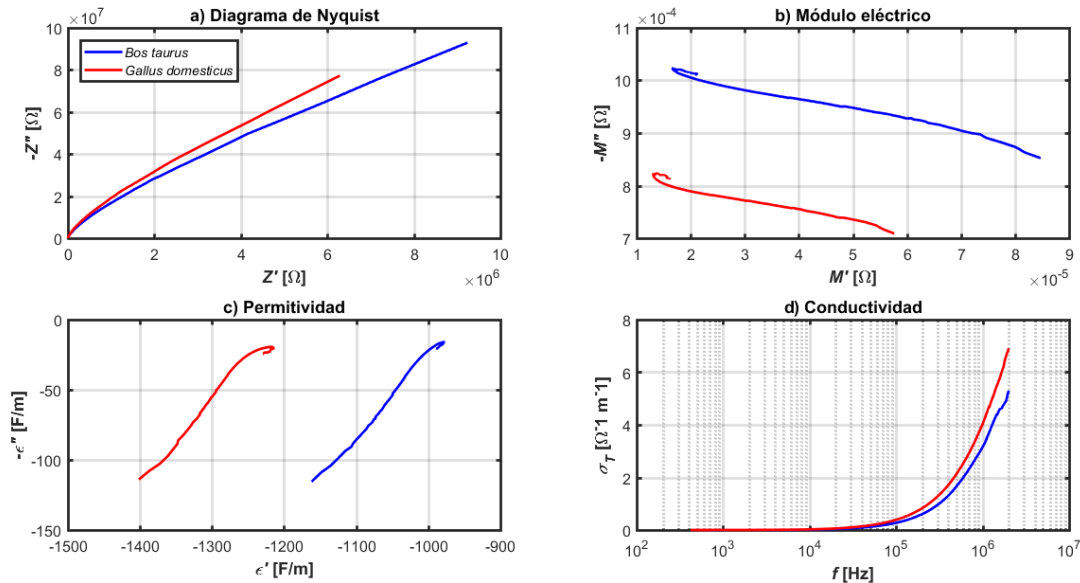


Figura 24: Análisis de espectroscopía de impedancia de material óseo de *Bos taurus* (azul) y *Gallus domesticus* (rojo).

Podemos observar en el diagrama de Nyquist de la impedancia (a) que a bajas frecuencias se tienen altos valores de resistencia y reactancia, y a valores altos de frecuencia disminuyen los valores de resistencia y reactancia. Ambas muestras tienen un comportamiento similar, pero la impedancia de *Bos taurus* tiene una mayor magnitud. El módulo eléctrico (b) nos proporciona información sobre el comportamiento dieléctrico del material óseo. El hueso de *Bos taurus* muestra valores más grandes tanto en su parte real como en la imaginaria. La constante dieléctrica (c) tiene un comportamiento similar en ambas muestras, pero los valores reales de *Bos taurus* son mayores que los de *Gallus domesticus*, y esto está relacionado a los efectos capacitivos internos. La conductividad eléctrica (d) también es muy similar en ambas muestras, cuando la frecuencia aumenta, también aumenta la capacidad conductiva del material óseo, lo que nos dice que la composición de ambos huesos es similar.

4.2 Conclusiones

En este trabajo se realizaron análisis de espectroscopía de impedancia de materiales para estudiar la aplicación de esta técnica en el área de la bioingeniería. Primeramente, se realizaron análisis teóricos de sensores construidos con QCM para conocer su comportamiento natural y después se analizaron muestras de zeolita LTA, nanopartículas de óxido de zinc sintetizadas con extracto de *Mentha spicata* y *Citrus reticulata* y material óseo de *Bos taurus* y *Gallus domesticus*. En estos análisis se incluye el diagrama de Nyquist de la

impedancia (Z' vs Z''), módulo eléctrico (M' vs M''), constante dieléctrica (ϵ' vs ϵ'') y la conductividad (σ).

En este trabajo se utilizó una costilla de *Bos taurus* y un fémur de *Gallus domesticus* como material óseo para analizar y obtener su caracterización eléctrica. Primero se limpiaron y se secaron los huesos y después se prepararon para ser analizados. Los datos obtenidos de estas mediciones fueron analizados en el software MATLAB para obtener las ecuaciones y diagramas para la caracterización eléctrica de ambas muestras.

A través de los análisis y los trabajos realizados, se puede concluir que el análisis de espectroscopía de impedancia es una técnica significativamente útil para la bioingeniería. Los datos obtenidos de los análisis de espectroscopía de impedancia son útiles para la caracterización de parámetros eléctricos de los materiales analizados, conocer sus propiedades electroquímicas para diversas aplicaciones como en sensores optoelectrónicos, en el caso de las nanopartículas de ZnO, para estudiar el comportamiento de la corrosión y el desgaste en implantes o biomateriales para su utilización en algún tejido, o incluso puede ser una técnica utilizada en equipo de diagnóstico de enfermedades, en especial aquellas que afectan a la densidad o composición de un tejido corporal como lo son la sarcopenia y caquexia.

La medición de la impedancia eléctrica de los huesos tiene gran utilidad en bioingeniería y aplicaciones clínicas. En el caso de una fractura, la disminución del contorno del área de fractura que acompaña a la remodelación ósea da como resultado un aumento de la impedancia a través de la fractura, lo que permite evaluar la unión ósea [31]. No obstante, Los valores de impedancia están influenciados por el sexo, la edad y las extremidades superiores o inferiores, por lo que los valores deben compararse y evaluarse en vista de estos factores [32]. También se pueden detectar fracturas sin la necesidad de aplicar radiación ionizante [33]. Se puede cuantificar la relación entre la conductividad ósea y su microestructura, ya que la conductividad eléctrica del hueso está linealmente correlacionada con la fracción volumétrica ósea, y, dado que el comportamiento mecánico del hueso está dominado por su fracción volumétrica, el resultado de las mediciones eléctricas puede usarse para predecir las propiedades mecánicas locales del hueso y su densidad [34].

Cuando se efectúa una tensión mecánica sobre el hueso se induce un potencial eléctrico debido a la piezoelectricidad del colágeno [35]. La osteoartritis y la osteoporosis, al ser padecimientos que afectan a la densidad ósea, influyen en las propiedades eléctricas de los huesos, por lo tanto, la medición de la impedancia puede ser útil para el diagnóstico de estos padecimientos.

Anexos

1. Código para obtener la magnitud de la impedancia del cristal de cuarzo

```

close all
clear all
syms co rm lm cm s w
zco=1/(s*co);
zrm=rm;
zlm=s*lm;
zcm=1/(s*cm);

%suma impedancias en serie
zel=zrm+zlm+zcm;
%se consideran en paralelo
zt=1/((1/zco)+(1/zel))
s=-s;
ztc=eval(zt);
ztm=zt*ztc;
s=w*sqrt(-1);
ztme=eval(ztm);
lm=30e-3;
cm=33e-15;
co=20e-12;
rm=10;

w=2*pi*5e6:.1*pi:2*pi*6e6;
ztmen=eval(ztme);

figure(1)
loglog(w/(2*pi),ztmen,'k','LineWidth',2)
line([5.058257e6 5.0582571e6],[10 10e11],'Color','blue','LineStyle','-','LineWidth',1)
text(5.053e6, 10e9, 'Región
capacitiva','Color','blue','FontSize',10,'FontWeight','bold')
text(5.0585e6, 10e9, 'Región
inductiva','Color','blue','FontSize',9,'FontWeight','bold')
line([5.06245e6 5.062451e6],[10 10e11],'Color','blue','LineStyle','-','LineWidth',1)
text(5.063e6, 10e9, 'Región
capacitiva','Color','blue','FontSize',10,'FontWeight','bold')
axis([5.052e6 5.068e6 10 10e10])
xlabel('\it{f} [Hz]','FontWeight','bold')
ylabel('Magnitud de la impedancia [\Omega]','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

```

2. Código para obtener el diagrama de Nyquist y la reactancia del cristal de cuarzo

```

close all
clear all

syms co rm lm cm s w
zco = 1/(s*co);
zrm = rm;
zlm = s*lm;
zcm = 1/(s*cm);

%suma impedancias en serie
zel = zrm + zlm + zcm;
%se consideran en paralelo
zt = 1/((1/zco) + (1/zel));
zt = simplify(zt);
pretty(zt)

%denominador
ztden=s*(cm*co*lm*s^2 + cm*co*rm*s + cm + co);

ztden=cm*co*lm*s^3 + cm*co*rm*s^2 + cm*s + co*s;
ztden=cm*co*lm*s*-w^2 + cm*co*rm*-w^2 + cm*s + co*s;
ztden=cm*co*rm*-w^2+s*(cm*co*lm*-w^2 + cm + co);

a= cm*co*rm*-w^2;
b= cm*co*lm*-w^2 + cm + co;
ztden=a+b*s;

%conjugado del denominador:
ztdenc=a-b*s;

%denominador por su conjugado
ztdenre=(a+b*s)*(a-b*s);
ztdenre=a^2-a*b*s+a*b*s-b^2*s^2;
ztdenre=a^2-b^2*s^2;
ztdenre=cm^2*co^2*rm^2*w^4+w^2*(-cm*co*lm*w^2+cm+co)^2;

%numerador:
ztnum = cm*lm*s^2 + cm*rm*s + 1;

ztnumre = ztnum*ztdenc;

%numerador parte real;
ztre =(-cm^2*rm*-w^2- co*cm*rm*-w^2-co*cm*rm*w^2)/ztdenre;

```

```

ztim = (co*cm^2*lm^2*w^2*cm^2*lm*-w^2- co*cm^2*rm^2*w^2-co*cm*lm*-
w^2+co*cm*lm*w^2-cm-co)/ztdenre;

lm=30e-3;
cm=33e-15;
co=20e-12;
rm=10;

w=2*pi*5e6:.1*2*pi:2*pi*5.3e6;

ztre=eval(ztre);
ztim=eval(ztim);

%Diagrama de Nyquist
plot(ztre,-ztim,'k','LineWidth',2)
grid on
line([0 0.001],[-5e-3 5e-3],'Color','k','LineStyle','-','LineWidth',2)
line([-1e5 3.5e5],[0 0.001e-3],'Color','k','LineStyle','-','LineWidth',2)
xlim([-1e5 3.5e5])
ylim([-5e-3 5e-3])
title('Diagrama de Nyquist')
xlabel('\it{Z} [\Omega]','FontWeight','bold')
ylabel('\it{-Z} [\Omega]','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

%Reactancia vs frecuencia
figure (2)
idxmin = find(ztim == max(ztim));
idxmax = find(ztim == min(ztim));
plot(w/(2*pi),ztim,'-o','LineWidth',2,'Color','k','MarkerIndices',[idxmin
idxmax],'MarkerEdgeColor','blue','MarkerSize',10)
grid on
xlim([5.056e6 5.069e6])
ylim([-4.5e-3 4.5e-3])
title('Reactancia')
xlabel('\it{f} [Hz]','FontWeight','bold')
ylabel('\it{jZ} [\Omega]','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

```

3. Código para obtener el diagrama de fase del cristal de cuarzo

```

close all
clear all

syms co rm lm cm s w z
zco = 1/(s*co);
zrm = rm;

```

```

zlm = s*lm;
zcm = 1/(s*cm);

% Suma impedancias en serie
zel = zrm + zlm + zcm;
% Se consideran en paralelo
zt = 1/((1/zco) + (1/zel));
zt = simplify(zt);
pretty(zt)

% Denominador
ztden = s*(cm*co*lm*s^2 + cm*co*rm*s + cm + co);

ztden = cm*co*lm*s^3 + cm*co*rm*s^2 + cm*s + co*s;
ztden = cm*co*lm*s*-w^2 + cm*co*rm*-w^2 + cm*s + co*s;
ztden = cm*co*rm*-w^2 + s*(cm*co*lm*-w^2 + cm + co);

a = cm*co*rm*-w^2;
b = cm*co*lm*-w^2 + cm + co;
ztden = a + b*s;

% Conjugado del denominador:
ztdenc = a - b*s;

% Denominador por su conjugado
ztdenre = (a + b*s)*(a - b*s);
ztdenre = a^2 - a*b*s + a*b*s - b^2*s^2;
ztdenre = a^2 - b^2*s^2;
ztdenre = cm^2*co^2*rm^2*w^4 + w^2*(-cm*co*lm*w^2 + cm + co)^2; % Parte
real del denominador de la impedancia

% Numerador:
ztnum = cm*lm*s^2 + cm*rm*s + 1;

ztnumre = ztnum*ztdenc; % Parte real del numerador de la impedancia

% Parte real de la impedancia
ztre = (-cm^2*rm*-w^2 - co*cm*rm*-w^2 - co*cm*rm*w^2)/ztdenre;

% Parte imaginaria de la impedancia
ztim = (co*cm^2*lm^2*-w^4 - cm^2*lm*-w^2 - co*cm^2*rm^2*w^2 - co*cm*lm*-
w^2 + co*cm*lm*w^2 - cm - co)/ztdenre;

% Valore de los componentes del circuito
lm = 30e-3;
cm = 33e-15;

```

```

co = 20e-12;
rm = 10;

w = 2*pi*5e6:10*2*pi:2*pi*5.3e6;

ztre = eval(ztre);
ztim = eval(ztim);

% Calculo del ángulo de fase
fase = length(ztre);

i = 1;

while i <= length(ztre)
    fase(1,i) = atand(ztim(1,i)/ztre(1,i));
    i = i + 1;
end

fase = rad2deg(fase);

%Diagrama de Fase
figure(1)
plot(w/(2*pi),fase,'k','LineWidth',2)
grid on
title('Diagrama de Fase')
xlabel('\it{f} [Hz]','FontWeight','bold')
ylabel('Fase [\Theta^\circ]','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

```

4. Código del análisis de espectroscopía de impedancia de zeolita LTA

```

close all
clear all

% Cargar archivo de texto (datos)
Data = load('Ztheta1.txt');
f = Data(:,1);
zt = Data(:,2);
ph = Data(:,3);

% Valores
e0 = 8.85e-12; % Epsilon sub 0
d = 1e-2; % Diámetro 1cm
h = 1e-3; % Espesor 1mm
A = (pi*d^2)/4; % Área
D = tand(ph);
w = 2*pi*f;

%% Para la parte real de z (z')

```

```

i = 1;
while i <= length(Data)
    ztre(i,1) = zt(i,1)*cosd(ph(i,1));
    i = i + 1;
end

% Para la parte imaginaria de z (z'')
i = 1;
while i <= length(f)
    ztim(i,1) = zt(i,1)*sind(ph(i,1));
    i = i + 1;
end

% Diagrama de Nyquist
figure(1)
idxmax = find(ztim == min(ztim));
plot(ztre,-ztim,'-
s','LineWidth',2,'Color','k','MarkerIndices',idxmax,'MarkerEdgeColor','blue','MarkerSize',12)
grid on
ylim([0 3e6])
title('Diagrama de Nyquist')
xlabel('\it{Z''} [\Omega]','FontWeight','bold')
ylabel('\it{-Z''} [\Omega]','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

%% Para M
co = e0*(A/h);

% M total
i = 1;
while i <= length(zt)
    m(i,1) = w(i,1)*co*zt(i,1);
    i = i + 1;
end

% Parte real de M (M')
i = 1;
while i <= length(zt)
    mre(i,1) = m(i,1)*cosd(ph(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de M (M'')
i = 1;
while i <= length(zt)
    mim(i,1) = m(i,1)*sind(ph(i,1));
    i = i + 1;
end

% Gráfica de M'' vs M'
figure(2)
plot(mre,-mim,'k','LineWidth',2)
grid on

```

```

title('Módulo Eléctrico')
xlabel('\it{M'} [\Omega], 'FontWeight', 'bold')
ylabel('\it{-M} [\Omega], 'FontWeight', 'bold')
set(gca, 'FontSize', 12, 'LineWidth', 2)

%% Para epsilon

% Epsilon total
i = 1;
while i <= length(zt)
    e(i,1) = 1/(w(i,1)*co*zt(i,1));
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(ztre)
    R(i,1) = ztre(i,1)*(1 + D(i,1)^2);
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(zt)
    Cp(i,1) = D(i,1)/(w(i,1)*R(i,1));
    i = i + 1;
end

% parte real
i = 1;
while i <= length(zt)
    ere(i,1) = (h/A)*(Cp(i,1)/e0);
    i = i + 1;
end

% parte imaginaria
i = 1;
while i <= length(zt)
    eim(i,1) = sqrt((e(i,1))^2 - (ere(i,1))^2);
    i = i + 1;
end

% Gráfica de epsilon
figure(3)
plot(ere(2:20000), -eim(2:20000), 'k', 'LineWidth', 2)
grid on
title('Permitividad')
xlabel('\it{\epsilon}', 'FontWeight', 'bold')
ylabel('\it{-\epsilon}', 'FontWeight', 'bold')
set(gca, 'FontSize', 12, 'LineWidth', 2)

%% Para sigma

i = 1;
while i <= length(R)
    c(i,1) = D(i,1)/(w(i,1)*R(i,1));

```

```

        i = i + 1;
end

% Sigma total
i = 1;
while i <= length(f)
    sig(i,1) = (h/A)*w(i,1)*c(i,1)*D(i,1);
    i = i + 1;
end

% Gráfica de sigma
figure(4)
semilogx(f,sig,'k','LineWidth',2)
grid on
title('Conductividad')
xlabel('\it{f} [Hz]','FontWeight','bold')
ylabel('\it{\sigma}_T [\Omega^{-1} m^{-1}]','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

```

5. Código del análisis de espectroscopía de impedancia de nanopartículas de ZnO

```

close all
clear all

syms CPEp Rp CPE1 R1 C2 R2 s w

zCPEp = 1/(s*CPEp);
zRp = Rp;
zCPE1 = 1/(s*CPE1);
zR1 = R1;
zC2 = 1/(s*C2);
zR2 = R2;

% Suma de impedancias en serie
% CPE1 + R1
ze1 = zCPE1 + zR1;
% C2 + R2
ze2 = zC2 + zR2;

% Suma de impedancias en paralelo
zt = 1/((1/zCPEp) + (1/zRp) + (1/ze1) + (1/ze2));
pretty(zt)

zt=simplify(zt);
pretty(zt)

zt=simplifyFraction(zt);
pretty(zt)

% Numerador
ztnum = Rp*(C2*R2*s + 1)*(CPE1*R1*s + 1);

```

```
% Denominador
```

```
ztden = (C2*R2*s + CPE1*R1*s + C2*Rp*s + CPE1*Rp*s + CPEp*Rp*s +
C2*CPE1*R1*R2*-w^2 + C2*CPE1*R1*Rp*-w^2 + C2*CPE1*R2*Rp*-w^2 +
C2*CPEp*R2*Rp*-w^2 + CPE1*CPEp*R1*Rp*-w^2 + C2*CPE1*CPEp*R1*R2*Rp*s*-w^2
+ 1);
```

```
% Conjugado del denominador
```

```
ztdenc = (-C2*R2*s - CPE1*R1*s - C2*Rp*s - CPE1*Rp*s - CPEp*Rp*s +
C2*CPE1*R1*R2*-w^2 + C2*CPE1*R1*Rp*-w^2 + C2*CPE1*R2*Rp*-w^2 +
C2*CPEp*R2*Rp*-w^2 + CPE1*CPEp*R1*Rp*-w^2 - C2*CPE1*CPEp*R1*R2*Rp*s*-w^2
+ 1);
```

```
% Denominador multiplicado por su conjugado
```

```
ztdens = expand(ztden*ztdenc);
ztdens = C2^2*CPE1^2*CPEp^2*R1^2*R2^2*Rp^2*w^2*w^4 +
C2^2*CPE1^2*R1^2*R2^2*w^4 + 2*C2^2*CPE1^2*R1^2*R2*Rp*w^4 +
C2^2*CPE1^2*R1^2*Rp^2*w^4 + 2*C2^2*CPE1^2*R1*R2^2*Rp*w^4 +
2*C2^2*CPE1^2*R1*R2*Rp^2*w^4 + C2^2*CPE1^2*R2^2*Rp^2*w^4 -
2*C2^2*CPE1*CPEp*R1*R2^2*Rp*w^2*w^2 + 2*C2^2*CPE1*CPEp*R1*R2^2*Rp*w^4 -
2*C2^2*CPE1*CPEp*R1*R2*Rp^2*w^2*w^2 + 2*C2^2*CPE1*CPEp*R1*R2*Rp^2*w^4 +
2*C2^2*CPE1*CPEp*R2^2*Rp^2*w^4 + C2^2*CPEp^2*R2^2*Rp^2*w^4 +
C2^2*R2^2*w^2 + 2*C2^2*R2*Rp*w^2 + C2^2*Rp^2*w^2 -
2*C2*CPE1^2*CPEp*R1^2*R2*Rp*w^2*w^2 + 2*C2*CPE1^2*CPEp*R1^2*R2*Rp*w^4 +
2*C2*CPE1^2*CPEp*R1^2*Rp^2*w^4 - 2*C2*CPE1^2*CPEp*R1*R2*Rp^2*w^2*w^2 +
2*C2*CPE1^2*CPEp*R1*R2*Rp^2*w^4 - 2*C2*CPE1*CPEp^2*R1*R2*Rp^2*w^2*w^2 +
2*C2*CPE1*CPEp^2*R1*R2*Rp^2*w^4 + 2*C2*CPE1*R1*R2*w^2 -
2*C2*CPE1*R1*R2*w^2 + 2*C2*CPE1*R1*Rp*w^2 - 2*C2*CPE1*R1*Rp*w^2 +
2*C2*CPE1*R2*Rp*w^2 - 2*C2*CPE1*R2*Rp*w^2 + 2*C2*CPE1*Rp^2*w^2 +
2*C2*CPEp*R2*Rp*w^2 - 2*C2*CPEp*R2*Rp*w^2 + 2*C2*CPEp*Rp^2*w^2 +
CPE1^2*CPEp^2*R1^2*Rp^2*w^4 + CPE1^2*R1^2*w^2 + 2*CPE1^2*R1*Rp*w^2 +
CPE1^2*Rp^2*w^2 + 2*CPE1*CPEp*R1*Rp*w^2 - 2*CPE1*CPEp*R1*Rp*w^2 +
2*CPE1*CPEp*Rp^2*w^2 + CPEp^2*Rp^2*w^2 + 1;
```

```
% Numerador multiplicado por el conjugado del denominador
```

```
ztnums = expand(ztnum*ztdenc);
```

```
    % Sustituyendo s^2 por -w^2
```

```
ztnums = CPEp*C2^2*CPE1^2*R1^2*R2^2*Rp^2*s*-w^2*w^2 -
C2^2*CPE1^2*R1^2*R2^2*Rp*-w^2*w^2 - C2^2*CPE1^2*R1^2*R2*Rp^2*-w^2*w^2 -
C2^2*CPE1^2*R1*R2^2*Rp^2*-w^2*w^2 - C2^2*CPE1*R1*R2^2*Rp*s*-w^2 -
C2^2*CPE1*R1*R2^2*Rp*s*w^2 - C2^2*CPE1*R1*R2*Rp^2*s*-w^2 -
C2^2*CPE1*R1*R2*Rp^2*s*w^2 - C2^2*R2^2*Rp*-w^2 - C2^2*R2*Rp^2*-w^2 -
CPEp*C2^2*R2^2*Rp^2*s*w^2 - C2^2*R2^2*Rp*-w^2 - C2^2*R2*Rp^2*-w^2 -
C2*CPE1^2*R1^2*R2*Rp*s*-w^2 - C2*CPE1^2*R1^2*R2*Rp*s*w^2 -
C2*CPE1^2*R1^2*Rp^2*s*w^2 - C2*CPE1^2*R1*R2*Rp^2*s*-w^2 -
C2*CPE1^2*R1*R2*Rp^2*s*w^2 - CPEp*C2*CPE1*R1*R2*Rp^2*s*-w^2 -
CPEp*C2*CPE1*R1*R2*Rp^2*s*w^2 - C2*CPE1*R1*R2*Rp*-w^2 -
C2*CPE1*R1*R2*Rp*w^2 - C2*CPE1*R1*Rp^2*-w^2 - C2*CPE1*R1*Rp^2*w^2 -
C2*CPE1*R2*Rp^2*-w^2 - C2*CPE1*R2*Rp^2*w^2 - CPEp*C2*R2*Rp^2*-w^2 -
CPEp*C2*R2*Rp^2*w^2 - C2*Rp^2*s - CPEp*CPE1^2*R1^2*Rp^2*s*w^2 -
CPE1^2*R1^2*Rp*-w^2 - CPE1^2*R1*Rp^2*-w^2 - CPEp*CPE1*R1*Rp^2*-w^2 -
CPEp*CPE1*R1*Rp^2*w^2 - CPE1*Rp^2*s - CPEp*Rp^2*s + Rp;
```

```
% Parte real del numerador
```

```

ztnumre = - C2^2*CPE1^2*R1^2*R2^2*Rp*-w^2*w^2 -
C2^2*CPE1^2*R1^2*R2*Rp^2*-w^2*w^2 - C2^2*CPE1^2*R1*R2^2*Rp^2*-w^2*w^2 -
C2^2*R2^2*Rp*-w^2 - C2^2*R2*Rp^2*-w^2 - C2*CPE1*R1*R2*Rp*-w^2 -
C2*CPE1*R1*R2*Rp*w^2 - C2*CPE1*R1*Rp^2*-w^2 - C2*CPE1*R1*Rp^2*w^2 -
C2*CPE1*R2*Rp^2*-w^2 - C2*CPE1*R2*Rp^2*w^2 - CPEp*C2*R2*Rp^2*-w^2 -
CPEp*C2*R2*Rp^2*w^2 - CPE1^2*R1^2*Rp*-w^2 - CPE1^2*R1*Rp^2*-w^2 -
CPEp*CPE1*R1*Rp^2*-w^2 - CPEp*CPE1*R1*Rp^2*w^2 + Rp;
% Parte imaginaria del numerador
ztnumim = w*(CPEp*C2^2*CPE1^2*R1^2*R2^2*Rp^2*-w^2*w^2 -
C2^2*CPE1*R1*R2^2*Rp*-w^2 - C2^2*CPE1*R1*R2^2*Rp*w^2 -
C2^2*CPE1*R1*R2*Rp^2*-w^2 - C2^2*CPE1*R1*R2*Rp^2*w^2 -
C2^2*CPE1*R2^2*Rp^2*w^2 - CPEp*C2^2*R2^2*Rp^2*w^2 -
C2*CPE1^2*R1^2*R2*Rp*-w^2 - C2*CPE1^2*R1^2*R2*Rp*w^2 -
C2*CPE1^2*R1^2*Rp^2*w^2 - C2*CPE1^2*R1*R2*Rp^2*-w^2 -
C2*CPE1^2*R1*R2*Rp^2*w^2 - CPEp*C2*CPE1*R1*R2*Rp^2*-w^2 -
CPEp*C2*CPE1*R1*R2*Rp^2*w^2 - C2*Rp^2 - CPEp*CPE1^2*R1^2*Rp^2*w^2 -
CPE1*Rp^2 - CPEp*Rp^2);

% Parte real e imaginaria de la impedancia
ztre = ztnumre/ztdens;
ztim = ztnumim/ztdens;

% Se evalúan los componentes y se grafica el diagrama de Nyquist

w=(1:1e2:9e6)*10/(2*pi);

% Para ZnO-0.5%
CPEp = 4.88e-11;
Rp = 4070000;
CPE1 = 3.0750e-11;
R1 = 13700000;
C2 = 18.330e-12;
R2 = 530000;

ztre5 = eval(ztre);
ztim5 = eval(ztim);

% Para ZnO-1%
CPEp = 2.55e-11;
Rp = 1054700;
CPE1 = 1.13e-11;
R1 = 1e7;
C2 = 0.3e-11;
R2 = 0.3e7;

ztre2 = eval(ztre);
ztim2 = eval(ztim);

% Para ZnO-2%
CPEp = 2.55e-11;
Rp = 2604700;
CPE1 = 4.13e-11;
R1 = 1e7;
C2 = 1.2e-11;

```

```

R2 = 0.27e7;

ztre3 = eval(ztre);
ztim3 = eval(ztim);

% Diagrama de Nyquist
subplot(2,2,1)
plot(ztre5, -ztim5, 'k-.', 'LineWidth', 2)
hold on
plot(ztre2, -ztim2, 'k*', 'LineWidth', 2)
plot(ztre3, -ztim3, 'k+', 'LineWidth', 2)
grid on
title('a) Diagrama de Nyquist')
xlim([0 5e6])
xlabel('\it{Z} [\Omega]', 'FontWeight', 'bold')
ylabel('\it{-Z} [\Omega]', 'FontWeight', 'bold')
legend('ZnO-0.5% Ajustado', 'ZnO-1% Ajustado', 'ZnO-2% Ajustado', ...
'Location', 'northeast', 'Orientation', 'horizontal')
set(gca, 'FontSize', 12, 'LineWidth', 2)

%% Datos experimentales

% Cargar archivo de texto (datos)
load('datos_IA.mat');

% ZnO-0.5%
f5 = cinco.data1(:,1);
zt5 = cinco.data1(:,2);
ph5 = cinco.data1(:,3);

% ZnO-1%
f1 = uno.data1(:,1);
zt1 = uno.data1(:,2);
ph1 = uno.data1(:,3);

% ZnO-2%
f2 = dos.data1(:,1);
zt2 = dos.data1(:,2);
ph2 = dos.data1(:,3);

%% Valores

e0 = 8.85e-12; % Epsilon sub 0
d = 1e-2; % Diámetro 1cm
h = 1e-3; % Espesor 1mm
A = (pi*d^2)/4; % Área

D5 = tand(ph5);
w5 = 2*pi*f5;

D1 = tand(ph1);
w1 = 2*pi*f1;

```

```

D2 = tand(ph2);
w2 = 2*pi*f2;

%% Diagrama de Nyquist 0.5%

% Para la parte real de z (z')
i = 1;
while i <= length(zt5)
    ztred5(i,1) = zt5(i,1)*cosd(ph5(i,1));
    i = i + 1;
end

% Para la parte imaginaria de z (z'')
i = 1;
while i <= length(zt5)
    ztimd5(i,1) = zt5(i,1)*sind(ph5(i,1));
    i = i + 1;
end

% Grafica del diagrama de Nyquist
plot(ztred5,-ztimd5,'b','LineWidth',2,'DisplayName','ZnO-0.5%
Experimental')

%% Diagrama de Nyquist 1%

% Para la parte real de z (z')
i = 1;
while i <= length(zt1)
    ztred1(i,1) = zt1(i,1)*cosd(ph1(i,1));
    i = i + 1;
end

% Para la parte imaginaria de z (z'')
i = 1;
while i <= length(zt1)
    ztimd1(i,1) = zt1(i,1)*sind(ph1(i,1));
    i = i + 1;
end

% Grafica del diagrama de Nyquist
plot(ztred1,-ztimd1,'r','LineWidth',2,'DisplayName','ZnO-1%
Experimental')

%% Diagrama de Nyquist 2%

% Para la parte real de z (z')
i = 1;
while i <= length(zt2)
    ztred2(i,1) = zt2(i,1)*cosd(ph2(i,1));
    i = i + 1;
end

% Para la parte imaginaria de z (z'')
i = 1;

```

```

while i <= length(zt2)
    ztimd2(i,1) = zt2(i,1)*sind(ph2(i,1));
    i = i + 1;
end

% Grafica del diagrama de Nyquist
plot(ztrred2,-ztrimd2,'g','LineWidth',2,'DisplayName','ZnO-2%
Experimental')
hold off

%% Módulo eléctrico 0.5%

co = e0*(A/h);

% M total
i = 1;
while i <= length(zt5)
    m5(i,1) = w5(i,1)*co*zt5(i,1);
    i = i + 1;
end

% Parte real de M (M')
i = 1;
while i <= length(zt5)
    mre5(i,1) = m5(i,1)*cosd(ph5(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de M (M'')
i = 1;
while i <= length(zt5)
    mim5(i,1) = m5(i,1)*sind(ph5(i,1));
    i = i + 1;
end

% Gráfica de M'' vs M'
subplot(2,2,2)
plot(mre5,-mim5,'b','LineWidth',2)
xlim([0 0.01])
hold on
grid on
title('b) Módulo Eléctrico')
xlabel('{\it{M'}} [\Omega]','FontWeight','bold')
ylabel('{\it{M''}} [\Omega]','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

%% Módulo eléctrico 1%

% M total
i = 1;
while i <= length(zt1)
    m1(i,1) = w1(i,1)*co*zt1(i,1);
    i = i + 1;
end

```

```

% Parte real de M (M')
i = 1;
while i <= length(zt1)
    mre1(i,1) = m1(i,1)*cosd(ph1(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de M (M'')
i = 1;
while i <= length(zt1)
    mim1(i,1) = m1(i,1)*sind(ph1(i,1));
    i = i + 1;
end

% Gráfica de M'' vs M'
plot(mre1,-mim1,'r','LineWidth',2,'DisplayName','ZnO-1% Experimental')

%% Módulo eléctrico 2%

% M total
i = 1;
while i <= length(zt2)
    m2(i,1) = w2(i,1)*co*zt2(i,1);
    i = i + 1;
end

% Parte real de M (M')
i = 1;
while i <= length(zt2)
    mre2(i,1) = m2(i,1)*cosd(ph2(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de M (M'')
i = 1;
while i <= length(zt2)
    mim2(i,1) = m2(i,1)*sind(ph2(i,1));
    i = i + 1;
end

% Gráfica de M'' vs M'
plot(mre2,-mim2,'g','LineWidth',2,'DisplayName','ZnO-2% Experimental')
hold off

%% Permitividad 0.5%

% Epsilon total
i = 1;
while i <= length(zt5)
    e5(i,1) = 1 / (w5(i,1)*co*zt5(i,1));
    i = i + 1;
end

```

```

i = 1;
while i <= length(zt5)
    R5(i,1) = ztred5(i,1)*(1 + D5(i,1)^2);
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(zt5)
    c5(i,1) = D5(i,1)/(w5(i,1)*R5(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte real de epsilon (e')
i = 1;
while i <= length(zt5)
    ere5(i,1) = (h/A)*(c5(i,1)/e0);
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de epsilon (e'')
i = 1;
while i <= length(zt5)
    eim5(i,1) = sqrt((e5(i,1))^2 - (ere5(i,1))^2);
    i = i + 1;
end

% Gráfica de epsilon
subplot(2,2,3)
plot(ere5,-eim5,'b','LineWidth',2)
hold on
grid on
title('c) Permitividad')
xlim([-250 0]);
xlabel('\it{\epsilon}''','FontWeight','bold')
ylabel('\it{-\epsilon}''','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

%% Permitividad 1%

% Epsilon total
i = 1;
while i <= length(zt1)
    e1(i,1) = 1 / (w1(i,1)*co*zt1(i,1));
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(zt1)
    R1(i,1) = ztred1(i,1)*(1 + D1(i,1)^2);
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(zt1)

```

```

        c1(i,1) = D1(i,1)/(w1(i,1)*R1(i,1));
        i = i + 1;
end

% Parte real de epsilon (e')
i = 1;
while i <= length(zt1)
    erel(i,1) = (h/A)*(c1(i,1)/e0);
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de epsilon (e'')
i = 1;
while i <= length(zt1)
    eim1(i,1) = sqrt((e1(i,1))^2 - (erel(i,1))^2);
    i = i + 1;
end

% Gráfica de epsilon
plot(erel,-eim1,'r','LineWidth',2,'DisplayName','ZnO-1% Experimental')

%% Permitividad 2%

% Epsilon total
i = 1;
while i <= length(zt2)
    e2(i,1) = 1 / (w2(i,1)*co*zt2(i,1));
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(zt2)
    R2(i,1) = ztred2(i,1)*(1 + D2(i,1)^2);
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(zt2)
    c2(i,1) = D2(i,1)/(w2(i,1)*R2(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte real de epsilon (e')
i = 1;
while i <= length(zt2)
    ere2(i,1) = (h/A)*(c2(i,1)/e0);
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de epsilon (e'')
i = 1;
while i <= length(zt2)
    eim2(i,1) = sqrt((e2(i,1))^2 - (ere2(i,1))^2);
    i = i + 1;
end

```

```

end

% Gráfica de epsilon
plot(ere2,-eim2,'g','LineWidth',2,'DisplayName','ZnO-2% Experimental')
hold off

%% Conductividad 0.5%

% Sigma total
i = 1;
while i <= length(zt5)
    sig5(i,1) = (h/A)*w5(i,1)*c5(i,1)*D5(i,1);
    i = i + 1;
end

% Gráfica de sigma
subplot(2,2,4)
semilogx(f5,sig5,'b','LineWidth',2)
xlim([0 5e6])
hold on
grid on
title('d) Conductividad')
xlabel('\it{f} [Hz]','FontWeight','bold')
ylabel('\it{\sigma}_T [\Omega^{-1} m^{-1}]','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

%% Conductividad 1%

% Sigma total
i = 1;
while i <= length(zt1)
    sig1(i,1) = (h/A)*w1(i,1)*c1(i,1)*D1(i,1);
    i = i + 1;
end

% Gráfica de sigma
semilogx(f1,sig1,'r','LineWidth',2,'DisplayName','ZnO-1% Experimental')

%% Conductividad 2%

% Sigma total
i = 1;
while i <= length(zt2)
    sig2(i,1) = (h/A)*w2(i,1)*c2(i,1)*D2(i,1);
    i = i + 1;
end

% Gráfica de sigma
semilogx(f2,sig2,'g','LineWidth',2,'DisplayName','ZnO-2% Experimental')
hold off

%% Comparación de ángulos de fase

```

```

i = 1;
while i <= length(zt5)
    fase5(i,1) = atand(ere5(i,1)/eim5(i,1));
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(zt1)
    fase1(i,1) = atand(ere1(i,1)/eim1(i,1));
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(zt2)
    fase2(i,1) = atand(ere2(i,1)/eim2(i,1));
    i = i + 1;
end

figure(2)
semilogx(f5,fase5,'b','LineWidth',2)
hold on
semilogx(f5,ph5,'o','LineWidth',2)
semilogx(f1,fase1,'r','LineWidth',2)
semilogx(f1,ph1,'d','LineWidth',2)
semilogx(f2,fase2,'g','LineWidth',2)
semilogx(f2,ph2,'*','LineWidth',2)
grid on
ylim([-90 0])
xlim([0 2e6])
xlabel('\it{f} [Hz]','FontWeight','bold')
ylabel('\it\Theta^\circ','FontWeight','bold')
legend('ZnO-0.5% \epsilon','ZnO-0.5% \it|Z_T|','ZnO-1% \epsilon','ZnO-1% \it|Z_T|',...
'ZnO-2% \epsilon','ZnO-2% \it|Z_T|','Location','northeast')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)
hold off

```

6. Código del análisis de espectroscopía de impedancia de *Bos taurus* y *Gallus domesticus*

```

close all
clear all

%% Cargar datos

% Hueso de res
load('res2.txt')

fr = res2(:,1);
ztr = res2(:,2);
phr = res2(:,3);

% Hueso de pollo

```

```

load('pollo2.txt')

fp = pollo2(:,1);
ztp = pollo2(:,2);
php = pollo2(:,3);

%% Valores

e0 = 8.85e-12; % Epsilon sub 0
d = 1e-2; % Diámetro 1cm
h = 1e-3; % Espesor 1mm
%A = (pi*d^2)/4; % Área
A = pi*(0.5e-2)^3;

co = e0*(A/h);

Dr = tand(phr);
wr = 2*pi*fr;

Dp = tand(php);
wp = 2*pi*fp;

%% Diagrama de Nyquist de la impedancia del hueso de Res

% Para la parte real de z (z')
i = 1;
while i <= length(ztr)
    ztrer(i,1) = ztr(i,1)*cosd(phr(i,1));
    i = i + 1;
end

% Para la parte imaginaria de z (z'')
i = 1;
while i <= length(ztr)
    ztimr(i,1) = ztr(i,1)*sind(phr(i,1));
    i = i + 1;
end

% Grafica del diagrama de Nyquist de Zt
% figure(1)
subplot(2,2,1)
plot(ztrer,-ztimr,'b','LineWidth',2,'DisplayName','\it{Bos taurus}')
hold on
grid on
title('a) Diagrama de Nyquist')
xlabel('\it{Z'} [\Omega], 'FontWeight', 'bold')
ylabel('\it{-Z} [\Omega], 'FontWeight', 'bold')
legend('\it{Bos taurus}', '\it{Gallus domesticus}', 'Location', 'northwest')
set(gca, 'FontSize', 12, 'LineWidth', 2)

%% Diagrama de Nyquist de la impedancia del hueso de pollo

% Para la parte real de z (z')

```

```

i = 1;
while i <= length(ztp)
    ztrep(i,1) = ztp(i,1)*cosd(php(i,1));
    i = i + 1;
end

% Para la parte imaginaria de z (z'')
i = 1;
while i <= length(ztp)
    ztimp(i,1) = ztp(i,1)*sind(php(i,1));
    i = i + 1;
end

% Grafica del diagrama de Nyquist
plot(ztrep,-ztimp,'r','LineWidth',2,'DisplayName','\it{Gallus domesticus}')
hold off

%% Módulo eléctrico del hueso de res

% M total
i = 1;
while i <= length(ztr)
    mr(i,1) = wr(i,1)*co*ztr(i,1);
    i = i + 1;
end

% Parte real de M (M')
i = 1;
while i <= length(ztr)
    mrrer(i,1) = mr(i,1)*cosd(phr(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de M (M'')
i = 1;
while i <= length(ztr)
    mimr(i,1) = mr(i,1)*sind(phr(i,1));
    i = i + 1;
end

% Gráfica de M'' vs M'
subplot(2,2,2)
plot(mrrer,-mimr,'b','LineWidth',2)
hold on
grid on
title('b) Módulo eléctrico')
xlabel('\it{M''} [\Omega]','FontWeight','bold')
ylabel('\it{-M'} [\Omega]','FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

%% Módulo eléctrico del hueso de pollo

% M total

```

```

i = 1;
while i <= length(ztp)
    mp(i,1) = wp(i,1)*co*ztp(i,1);
    i = i + 1;
end

% Parte real de M (M')
i = 1;
while i <= length(ztp)
    mrep(i,1) = mp(i,1)*cosd(php(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de M (M'')
i = 1;
while i <= length(ztp)
    mimp(i,1) = mp(i,1)*sind(php(i,1));
    i = i + 1;
end

% Gráfica de M'' vs M'
plot(mrep,-mimp,'r','LineWidth',2)
hold off

%% Permitividad del hueso de res

% Magnitud de epsilon
i = 1;
while i <= length(ztr)
    er(i,1) = 1/(wr(i,1)*co*ztr(i,1));
    i = i + 1;
end

% Resistencia R
i = 1;
while i <= length(ztr)
    Rr(i,1) = ztrr(i,1)*(1 + (Dr(i,1))^2);
    i = i + 1;
end

% Capacitancia paralela Cp
i = 1;
while i <= length(ztr)
    Cpr(i,1) = Dr(i,1)/(wr(i,1)*Rr(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte real de epsilon
i = 1;
while i <= length(ztr)
    erer(i,1) = (h/A)*(Cpr(i,1)/e0);
    i = i + 1;
end

```

```

% Parte imaginaria de epsilon
i = 1;
while i <= length(ztr)
    eimr(i,1) = sqrt((er(i,1))^2 - (erer(i,1))^2);
    i = i + 1;
end

subplot(2,2,3)
plot(erer,-eimr,'b','LineWidth',2)
hold on
grid on
title('c) Permitividad')
xlabel('\it{\epsilon} [F/m'],'FontWeight','bold')
ylabel('\it{-\epsilon} [F/m'],'FontWeight','bold')
set(gca,'FontSize',12,'LineWidth',2)

%% Permitividad del hueso de pollo

% Magnitud de epsilon
i = 1;
while i <= length(ztp)
    ep(i,1) = 1/(wp(i,1)*co*ztp(i,1));
    i = i + 1;
end

% Resistencia R
i = 1;
while i <= length(ztp)
    Rp(i,1) = ztrep(i,1)*(1 + (Dp(i,1))^2);
    i = i + 1;
end

% Capacitancia paralela Cp
i = 1;
while i <= length(ztp)
    Cpp(i,1) = Dp(i,1)/(wp(i,1)*Rp(i,1));
    i = i + 1;
end

% Parte real de epsilon
i = 1;
while i <= length(ztp)
    errep(i,1) = (h/A)*(Cpp(i,1)/e0);
    i = i + 1;
end

% Parte imaginaria de epsilon
i = 1;
while i <= length(ztp)
    eimp(i,1) = sqrt((ep(i,1))^2 - (errep(i,1))^2);
    i = i + 1;
end

plot(errep,-eimp,'r','LineWidth',2)

```

```

hold off

%% Conductividad del hueso de res

i = 1;
while i <= length(ztr)
    Rr(i,1) = ztrrer(i,1)*(1 + Dr(i,1)^2);
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(ztr)
    cr(i,1) = Dr(i,1)/(wr(i,1)*Rr(i,1));
    i = i + 1;
end

% Sigma total
i = 1;
while i <= length(ztr)
    sigr(i,1) = (h/A)*wr(i,1)*cr(i,1)*Dr(i,1);
    i = i + 1;
end

% Gráfica de sigma
subplot(2,2,4)
semilogx(fr,sigr,'b','LineWidth',2)
hold on
grid on
title('d) Conductividad')
xlabel('\it{f} [Hz]', 'FontWeight', 'bold')
ylabel('\it{\sigma}_T [\Omega^{-1} m^{-1}]', 'FontWeight', 'bold')
set(gca, 'FontSize', 12, 'LineWidth', 2)

%% Conductividad del hueso de pollo

i = 1;
while i <= length(ztp)
    Rp(i,1) = ztrep(i,1)*(1 + Dp(i,1)^2);
    i = i + 1;
end

i = 1;
while i <= length(ztp)
    cp(i,1) = Dp(i,1)/(wp(i,1)*Rp(i,1));
    i = i + 1;
end

% Sigma total
i = 1;
while i <= length(ztp)
    sigp(i,1) = (h/A)*wp(i,1)*cp(i,1)*Dp(i,1);
    i = i + 1;
end

```

```
% Gráfica de sigma  
semilogx(fp, sigp, 'r', 'LineWidth', 2)  
hold off
```

Referencias

- [1] Orazem, M.E., Tribollet, B. Impedance of Materials. In *Electrochemical Impedance Spectroscopy* (eds M.E. Orazem and B. Tribollet). 2017. <https://doi.org/10.1002/9781119363682.ch12>.
- [2] Freeborn, T. J. Bioimpedance Analysis Using Fractional-Order Equivalent Electrical Circuits. 2018. *Fractional Order Systems*, 205–237. doi:10.1016/b978-0-12-816152-4.00007-8.
- [3] Guy, O. J., Walker, K.-A. D. Graphene Functionalization for Biosensor Applications. 2016. *Silicon Carbide Biotechnology*, 85–141. doi:10.1016/b978-0-12-802993-0.00004-6.
- [4] Boylestad, R. L., Nashelsky, L. *Electrónica: Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos*. 2009. Pearson Educación, México.
- [5] Khan, M., O'hara, R., Pohlman, R. L., Goldstein, D. G., Guha, S. K. Multi-Dimension Applications of Bioelectrical Impedance Analysis. 2005. *JEPonline*; 8 (1): 56-71.
- [6] Mahan, L., Raymond, J. Krause. *Dietoterapia*. 14th edition. 2017. Elsevier.
- [7] Barsoukov, E., Macdonald, JR. *Impedance Spectroscopy: Theory, Experiment, and Applications*. vol Second edition. 2005. Hoboken, New Jersey. Wiley-Interscience.
- [8] Hernández F. Caracterización de sangre por espectroscopía de impedancia eléctrica. Medición de la difusividad térmica del suero. 2004. Universidad Autónoma de Nuevo León. Facultad de ingeniería mecánica y eléctrica.
- [9] Mendoza Flores, J., Durán Romero, R., Genescá Llongueras, J. Espectroscopía de impedancia electroquímica en corrosión. Laboratorio de corrosión, Facultad de Química, UNAM. <http://depa.fquim.unam.mx/labcorr/libro/Manual-EIS-IMP-UNAM.PDF> (26 de agosto de 2020).
- [10] Aleixo, G., Shachar, S., Nyrop, K., Muss, H., Battaglini, C., Williams, G. Bioelectrical Impedance Analysis for the Assessment of Sarcopenia in Patients with Cancer: A Systematic Review. 2020. *The Oncologist*.
- [11] Katz, E. Willner, I. Probing Biomolecular Interactions at Conductive and Semiconductive Surfaces by Impedance Spectroscopy: Routes to Impedimetric Immunosensors, DNA-Sensors, and Enzyme Biosensors. *Electroanalysis* 2003, 15, No. 11. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim.

- [12] Moisel, M., Fernández Lorenzo de Mele, M. A., Müller, W.-D. Biomaterial Interface Investigated by Electrochemical Impedance Spectroscopy. 2008. *Advanced Engineering Materials*, 10, No. 10. WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim.
- [13] Park, J. Y., Park, S. M. DNA hybridization sensors based on electrochemical impedance spectroscopy as a detection tool. 2009. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 9(12), 9513–9532. <https://doi.org/10.3390/s91209513>.
- [14] Elices Calafat, M. *Materiales biológicos y biomateriales*. 2001. Real Academia de Ciencias. Horizontes culturales: las fronteras de la ciencia 113-125.
- [15] Kong, Z., Yu, M., Cheng, K., Weng, W., Wang, H., Lin, J., Du, P., Han, G. Incorporation of chitosan nanospheres into thin mineralized collagen coatings for improving the antibacterial effect. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces* 111 (2013) 536-541.
- [16] Soutoa, R. M., Lazb, M. M., Reisc, R. L. Degradation characteristics of hydroxyapatite coatings on orthopaedic TiAlV in simulated physiological media investigated by electrochemical impedance spectroscopy. *Biomaterials* 24 (2003) 4213–4221. Elsevier.
- [17] Azzi, M. Szpunar, J.A. Tribo-electrochemical technique for studying tribocorrosion behavior of biomaterials. *Biomolecular Engineering* 24 (2007) 443–446. Elsevier.
- [18] Wilson, J. *Metallic biomaterials: State of the art and new challenges*. 2018. *Fundamental Biomaterials: Metals*, 1–33. doi:10.1016/b978-0-08-102205-4.00001-5.
- [19] Kwak, W. Lee, S. Kim, Y. Effects of Dietary Addition of Bentonite and Probiotics on Meat Characteristics and Health of Hanwoo (*Bos taurus coreanae*) Steers fed Rice Straw as a Sole Roughage Source (a Field Study). 2012. *Journal of the Korean Society of Grassland and Forage Science* 32(4): 387-396.
- [20] Mark, T. *The Use of Electrical Impedance to Rapidly Predict Beef Tenderness*. 2008. A thesis of Master of Science in Major in Animal Science. South Dakota State University.
- [21] Alassi, A. Benammar, M. Brett, D. *Quartz Crystal Microbalance Electronic Interfacing Systems: A Review*. 2017. MDPI.
- [22] Murrieta Rico, F. N. *Aumento de resolución de sensores en el dominio de la frecuencia construidos con nanomateriales*. 2017. Tesis de Doctorado en Ciencias. Centro de Investigación Científica y de Educación Superior de Ensenada, Baja California. xi, 103 hojas.
- [23] Magallanes Medina, H. *Análisis de datos experimentales de un sistema de medición para la aplicación en biosensores construidos con QCM*. 2019. Tesis de Licenciatura en Bioingeniería. Universidad Autónoma de Baja California.

- [24] Fuqiang, T., Yoshimichi O. Electric Modulus Powerful Tool for Analyzing Dielectric Behavior. *IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation* Vol. 21, No. 3; June 2014. DOI 10.1109/TDEI.2014.004561. 02 de octubre de 2020.
- [25] Fuerza Electrostática. Ley de Coulomb. Facultad de química, AMYD-UNAM. http://depa.fquim.unam.mx/amyd/archivero/P1_LeyCoulomb_16607.pdf (02 de octubre de 2020).
- [26] Nava, O., Murrieta-Rico, F. N., Martínez-Rosas, M. E., Chinchillas-Chinchillas, M. J., Garrafa-Galvez, H. E., Vilchis-Nestor, A. R., & Luque, P. A. Evaluation of electrochemical properties of zinc oxide based semiconductor nanoparticles biosynthesized with *Mentha spicata* for optoelectronic applications. *Materials Letters* 275 (2020) 128101. Elsevier.
- [27] Pavlić, B., Kaplan, M., Bera, O., Oktem Olgun, E., Canli, O., Milosavljević, N., Antić, B., Zeković, Z., Microwave-assisted extraction of peppermint polyphenols – Artificial neural networks approach. *Food and Bioproducts Processing* 118 (2019) 258–269. Elsevier.
- [28] Borges, E., Matos, A. P., Cardoso, J. M., Correia, C. Early Detection and Monitoring of Plant Diseases by Bioelectric Impedance Spectroscopy. 2012. Instrumentation Center, Physics Department, University of Coimbra, Coimbra, Portugal.
- [29] Luque, P. A., Nava, O., Romo-Cárdenas, G., Nieto-Hipolito, J. I., Member, IEEE, Vilchis-Nestor, A. R., Valdez, K., Sánchez-López, J., Member, IEEE, and Murrieta-Rico, F. N. Facile zinc oxide nanoparticle green synthesis using *Citrus reticulata* extract for use in optoelectronic sensors. 2020. *IEEE Sensors Journal*. doi: 10.1109/JSEN.2020.3011988.
- [30] Momeni, S. S., Nasrollahzadeh, M., Rustaiyan, A. Green synthesis of the Cu/ZnO nanoparticles mediated by *Euphorbia prolifera* leaf extract and investigation of their catalytic activity. *J Colloid Interface Sci.* 2016 Jun 15;472:173-9. doi: 10.1016/j.jcis.2016.03.042. Epub 2016 Mar 19. PMID: 27038280.
- [31] Yoshida, T., Kim, W.C., Kawamoto, K., Hirashima, T., Oka, Y., Kubo, T. Measurement of bone electrical impedance in fracture healing. *J Orthop Sci.* 2009 May;14(3):320-9. doi: 10.1007/s00776-009-1333-z. Epub 2009 Jun 5. PMID: 19499300.
- [32] Nishida, A., Kim, W.C., Yoshida, T., Oka, Y., Yamada, N., Ikegaya, H., Kubo, T. Measurement of Bone Electrical Impedance in Cadavers. 2010. Poster No. 1509, ORS 2011 Annual Meeting.
- [33] Dell'Osa, A. H., Felice, C. J., Simini, F. Bioimpedance and bone fracture detection: A state of the art. 2019. *Journal of Physics: Conference Series* 1272 (2019) 012010. doi:10.1088/1742-6596/1272/1/012010.

[34] Balmer, T.W., Vesztergom, S., Broekmann, P. et al. Characterization of the electrical conductivity of bone and its correlation to osseous structure. *Sci Rep* 8, 8601 (2018). <https://doi.org/10.1038/s41598-018-26836-0>.

[35] Kohata, K., Itoh, S., Horiuchi, N., Yoshioka, T., Yamashita, K. Influences of osteoarthritis and osteoporosis on the electrical properties of human bones as in vivo electrets produced due to Wolff's law. 2017. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 28(1), 65–74. doi:10.3233/bme-171657