

Efecto - causa de aplicar un voltaje impusional a un modelo biológico. Uso de la técnica de Bioimpedancia Eléctrica

Effect - cause of applying an impusional voltage to a biological model. Use of the
Electrical Bioimpedance Technique

Hernández Rodríguez Roberto Alexander, Granados Macías Neil Aiken, Pinedo Guadarrama Carlos, Guzmán Zaragoza Ángel Adad, Marbán Guerrero Ximena, Balleza Ordaz José Marco.

Departamento de Ingeniería Física, División de Ciencias e Ingenierías, Universidad de Guanajuato, León, Gto. México
x.marbanguerrero@ugto.mx

Resumen

La bioimpedancia eléctrica (BIE) es una técnica no invasiva y sin radiaciones ionizantes que se ha destacado en medicina, fisiología, nutrición, biología y deportes. Permite medir la resistencia de los tejidos biológicos a una corriente alterna, proporcionando información sobre la composición corporal, estado de hidratación, función cardiovascular y parámetros fisiológicos. Es crucial para el diagnóstico, monitoreo y tratamiento de diversas enfermedades, siendo una herramienta esencial en la práctica clínica y la investigación científica. La BIE se basa en inyectar una corriente alterna de baja amplitud y medir los biopotenciales resultantes. Utiliza un circuito equivalente para modelar los tejidos biológicos, representado por resistencias y capacitancias, y se analiza mediante diagramas de Bode para visualizar la respuesta en frecuencia. Actualmente, se investiga la aplicación de pulsos de corriente para obtener mediciones ultrarrápidas de impedancia en el plano de Fourier, mejorando la determinación del estado tisular.

Palabras clave: Bioimpedancia eléctrica, voltaje impusional, simulación.

Introducción

La bioimpedancia eléctrica (BIE) se ha consolidado en las últimas décadas como una técnica no invasiva, libre de radiaciones ionizantes y relativamente sencilla de notable relevancia en los campos médico, fisiológico, nutricional, biológico y deportivo. Su utilidad principal reside en la capacidad de medir la oposición de los tejidos biológicos a una corriente eléctrica alterna, lo que permite obtener información detallada sobre la composición corporal. Además, la BIE ofrece datos valiosos sobre el estado de hidratación, la función cardiovascular y diversos parámetros fisiológicos cruciales. Esta información es fundamental para el diagnóstico, monitoreo y tratamiento de una amplia gama de enfermedades, convirtiéndola en una herramienta indispensable en la práctica clínica y en la investigación científica. [1]

El principio de funcionamiento de este método se fundamenta en la inyección de una corriente alterna de baja amplitud y la detección de los biopotenciales resultantes, como la resistencia y la reactancia, en un tejido biológico. Las mediciones de impedancia eléctrica permiten inferir información sobre el tejido, siempre y cuando el evento analizado muestre un cambio en su dimensión, en sus propiedades dieléctricas o en su conductividad. La información obtenida se emplea para determinar características internas del cuerpo, tales como el volumen de agua corporal, la masa libre de grasa y otros indicadores de salud.

Un componente esencial en el análisis de bioimpedancia es el circuito equivalente que representa el tejido biológico bajo estudio. Este circuito puede modelarse utilizando resistencias y capacitancias que simulan la resistencia eléctrica y la capacidad de almacenamiento de carga de los tejidos. La función de transferencia de este circuito proporciona una representación matemática que relaciona la señal de entrada aplicada con la señal de salida medida, permitiendo así una mejor comprensión y análisis de los datos de bioimpedancia. [2]

Para la representación de la respuesta en frecuencia de la función de transferencia del circuito equivalente, se utilizan comúnmente los diagramas de Bode. Estos diagramas permiten visualizar de manera sencilla y

sistemática tanto la magnitud como la fase de la respuesta en frecuencia del sistema, utilizando una escala logarítmica para la frecuencia. Los diagramas de Bode son una herramienta estándar en la industria para el análisis en el dominio de la frecuencia, facilitando la interpretación de la ganancia y la fase del sistema sobre un amplio rango de frecuencias. [3]

Actualmente, el tipo de corriente eléctrica utilizada en este método es la aplicación de una señal alterna. En este trabajo se propone la aplicación de un pulso para obtener una serie de medidas ultrarrápidas de impedancia en el plano de Fourier. Esto con el objetivo de desarrollar y validar un método ultrarrápido de medición de espectroscopia de impedancia utilizando pulsos de corriente, con el fin de determinar el estado tisular a través de análisis en el plano de Fourier.

Materiales y Métodos

Para la realización de este estudio, se emplearon los siguientes programas:

- Proteus Ver 8 Professional: Utilizado para la simulación del arreglo eléctrico en configuración de divisor de voltaje.
- Python: Programa de código abierto empleado para efectuar el análisis de Fourier de las componentes frecuenciales derivadas tanto del modelo matemático como de la simulación.
- Mathcad: Software matemático para ingeniería que permite resolver, analizar y compartir cálculos.

Para el modelo matemático, se calculó la función de transferencia de un arreglo eléctrico configurado como un divisor de voltaje. Este arreglo consistió en una fuente de entrada, una resistencia de calibración (R_{cal}), y una configuración eléctrica de Debye, que incluye dos resistencias (R_{ext} y R_{int}) y un capacitor (C_m). Este sistema fue diseñado para analizar la respuesta de salida de voltaje a diferentes valores de capacitancia.

En detalle, el arreglo eléctrico se constituyó de la siguiente manera: la resistencia de calibración (R_{cal}) tenía un valor de 220Ω , la resistencia externa (R_{ext}) fue de 560Ω , y la resistencia interna (R_{int}) tuvo un valor de 220Ω . Para el capacitor (C_m), se utilizaron seis valores distintos: 1 nF , 10 nF , 100 nF , 220 nF , $1 \mu\text{F}$, y $10 \mu\text{F}$. Estas variaciones en la capacitancia permitieron evaluar el comportamiento del sistema bajo diferentes condiciones.

El voltaje de entrada se modeló como un impulso unitario con características específicas: un voltaje inicial de 1 mV , un voltaje máximo de 5 V , un tiempo de inicio de 5 ns , y tiempos de subida y bajada de 5 ns cada uno. El ancho del pulso del impulso fue de 1 ms . Esta configuración del voltaje de entrada fue crucial para observar la dinámica de la respuesta de salida del arreglo eléctrico.

Se utilizó el programa Proteus para simular el arreglo eléctrico compensado en impedancia empleando una configuración de amplificadores operaciones con impedancia alta de entrada. Vea Figura 1.

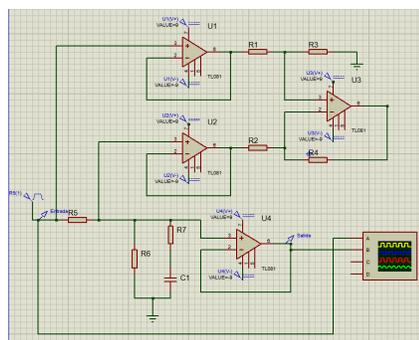


Figura 1: Arreglo Eléctrico Propuesto

Las determinaciones de salida de voltaje se obtuvieron midiendo la respuesta del sistema en función de las variaciones del capacitor (C_m). Estos datos permitieron calcular y analizar la función de transferencia del sistema, proporcionando una base sólida para comparaciones teóricas y experimentales.

El análisis de la función de transferencia del modelo de Debye en esta configuración de divisor de voltaje es fundamental para entender el comportamiento del sistema ante diferentes condiciones de carga y para validar las predicciones teóricas con los resultados experimentales obtenidos.

Las componentes frecuenciales obtenidas de la simulación se obtuvieron mediante un análisis de Fourier utilizando el programa MathCad.

Resultados

Análisis Teórico

La función de transferencia de un circuito es una herramienta matemática que describe la relación entre la entrada y la salida de un sistema en el dominio de la frecuencia. En este estudio, se calculó la función de transferencia del arreglo electrónico de Debye, previamente propuesto y representado en la Figura 2.

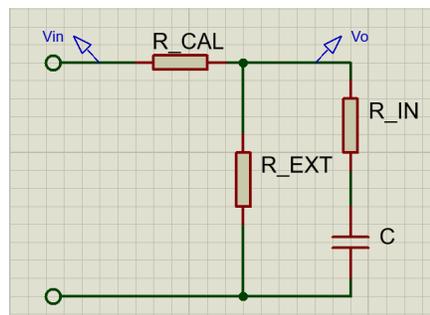


Figura 2: Modelo de Debye

A continuación, se detallan los pasos para obtener dicha función. Utilizando el método de análisis de circuitos por nodos,

$$\frac{V_o - V_{in}}{R_{Cal}} + \frac{V_o}{R_{ext}} + \frac{V_o}{R_{in} + 1/SC} = \phi.$$

Factorizando V_o podemos observar que:

$$V_o \left[\frac{1}{R_{Cal}} + \frac{1}{R_{ext}} + \frac{1}{R_{in} + 1/SC} \right] = \frac{V_{in}}{R_{Cal}}$$

Multiplicando la igualdad por R_{cal} es claro que

$$V_o \left[\frac{R_{Cal}}{R_{Cal}} + \frac{R_{Cal}}{R_{ext}} + \frac{R_{Cal}}{R_{in} + 1/SC} \right] = V_{in} \left(\frac{R_{in} + 1/SC}{R_{in} + 1/SC} \right).$$

Siendo así

$$V_o \left(R_{in} + 1/SC \right) \left[1 + \frac{R_{Cal}}{R_{ext}} + \frac{R_{Cal}}{R_{in} + 1/SC} \right] = V_{in} \left[R_{in} + \frac{1}{SC} \right].$$

Lo cual puede reescribirse como

$$V_o \left[\left(R_{in} + 1/SC \right) + \left(R_{in} + \frac{1}{SC} \right) \left[\frac{R_{Cal}}{R_{ext}} \right] + R_{Cal} \right] = V_{in} \left[R_{in} + \frac{1}{SC} \right].$$

Multiplicando la igualdad por SC

$$SCV_o \left[R_{in} + \frac{1}{SC} + \frac{R_{in} \cdot R_{cal}}{R_{ext}} + \left(\frac{R_{Cal}}{R_{ext}} \right) \cdot \frac{1}{SC} + R_{Cal} \right] = V_{in} \left[R_{in} + \frac{1}{SC} \right] SC.$$

Lo cual puede reescribirse de la siguiente manera

$$V_o \left[SRinC + 1 + S \left(\frac{Rin \cdot Rcal}{Rext} \right) C + \frac{RCal}{Rext} + SRcalC \right] = Vin[SRinC + 1].$$

O bien,

$$V_o \left[SC \left(Rin + RCal + \frac{Rin \cdot RCal}{Rext} \right) + \left(\frac{RCal}{Rext} + 1 \right) \right] = Vin[SRinC + 1].$$

Por lo tanto, el voltaje de salida con respecto al de entrada puede describirse como

$$\frac{V_o}{V_{in}} = \frac{SC(Rin) + 1}{SC \left(Rin + RCal + \frac{Rin \cdot RCal}{Rext} \right) + \left(\frac{RCal}{Rext} + 1 \right)}$$

Definiendo las constantes k1, k2 y k3 como

$$k_1 = RinC.$$

$$k_2 = \left(Rin + RCal + \frac{Rin \cdot RCal}{Rext} \right) C.$$

$$k_3 = Rcal + 1.$$

Por lo cual, la ecuación del voltaje de salida con respecto al de entrada puede reescribirse como

$$\frac{V_o}{V_{in}} = \frac{Sk_1 + 1}{Sk_2 + k_3}.$$

Donde

$$S = j\omega.$$

Por lo tanto,

$$\frac{V_o}{V_{in}} = \frac{j\omega k_1 + 1}{j\omega k_2 + j\omega k_3} = \frac{1 + j\omega k_1}{k_3 + j\omega k_2}.$$

Por lo que la función de transferencia en función de la frecuencia angular sería

$$FT(\omega) = \frac{1 + j\omega k_1}{k_3 + j\omega k_2}.$$

Posteriormente se desarrolló un código empleando el lenguaje Python para graficar la función de transferencia.

El código comienza con la importación de bibliotecas esenciales:

- Numpy (np): Para operaciones matemáticas y de matrices.
- Matplotlib.pyplot (plt): Para la creación de gráficos.
- Scipy.signal (chirp, find peaks): Para generar señales tipo pulso y detectar picos en una señal.

La siguiente función calcula y grafica la Transformada de Fourier continua de una señal. Los pasos involucrados son:

1. Cálculo de la Transformada de Fourier: Se utiliza np.fft.fft para calcular la FFT de la señal y find peaks para identificar los picos.
2. Configuración del Gráfico: Se grafica la magnitud de la FFT y los picos detectados, añadiendo etiquetas y configuraciones del gráfico.

```
def plot_fourier_transform(signal, title):
    """
    Función para calcular y graficar La Transformada de Fourier continua de una señal,
    mostrando los picos detectados en la gráfica, incluyendo el primer punto.
    """
    N = len(signal) # Longitud de la señal
    T = 1 # Intervalo de muestreo (considerando el número de datos)
    f = np.fft.fftfreq(N, T) # Frecuencias correspondientes a los puntos FFT
    w = 2 * np.pi * f # Frecuencia angular

    # Calcular la transformada de Fourier usando numpy fft
    X_w = np.fft.fft(signal)
    X_w_magnitud = np.abs(X_w) / N # Magnitud de la FFT

    # Identificar picos en la magnitud de la Transformada de Fourier
    peaks, _ = find_peaks(X_w_magnitud[:N/2], height=0.001) # Umbral bajo para detectar más picos

    # Incluir el primer punto explícitamente
    peaks = np.insert(peaks, 0, 0)

    plt.figure(figsize=(12, 4))
    plt.plot(w[:N/2], X_w_magnitud[:N/2], label='Magnitud FFT')
    plt.plot(w[peaks], X_w_magnitud[peaks], 'ro') # Marcar los picos
```

Figura 3: Transformada de Fourier continua de una señal.

Para generar y procesar el pulso se utilizó la siguiente función, la cual se basa en lo siguiente:

1. Generación del Pulso: Se crea un vector de tiempo t y se genera un pulso usando chirp, con una frecuencia inicial y final de 1 Hz.
2. Aplicación de la Función de Transferencia: Se calcula la FFT del pulso, se define la función de transferencia en el dominio de la frecuencia, y se aplica esta función a la FFT del pulso. Luego, se calcula la señal de salida en el dominio del tiempo usando la Transformada Inversa de Fourier.

```
# Generar la señal pulso con las nuevas especificaciones
t = np.linspace(-0.0001, 0.0019, 5000000) # Tiempo de -0.0001 a 0.0019 segundos, 5 millones de puntos
f0 = 1 # Frecuencia inicial
f1 = 1 # Frecuencia final (1 Hz para ancho de pulso de 1 ms)
y = chirp(t, f0, t[-1], f1, method='linear') * (t < 0.001).astype(int) # Ancho de pulso de 1 ms

# Calcular la FFT de la señal
Y = np.fft.fft(y)
N = len(Y) # Número de puntos en la FFT
Y_magnitud = np.abs(Y) / N # Magnitud de la FFT
frecuencias = np.fft.fftfreq(N, t[1] - t[0]) # Frecuencias correspondientes a los puntos FFT

# Definir la función de transferencia H(jw)
K1 = 250 * 10e-6 #este último número es la capacitancia
K2 = (250 + 1000 + ((250 * 1000) / 500)) * 10e-6 #este último número es la capacitancia
K3 = 1000 / 500 + 1
omega = 2 * np.pi * frecuencias # Frecuencia angular
H_omega = (1 + 1j * omega * K1) / (K3 + 1j * omega * K2) # Función de transferencia

# Aplicar la función de transferencia en el dominio de la frecuencia
Y_out = Y * H_omega

# Calcular la señal de salida en el dominio del tiempo utilizando la IFFT
y_out = np.fft.ifft(Y_out)
```

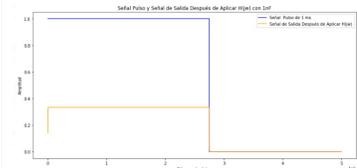
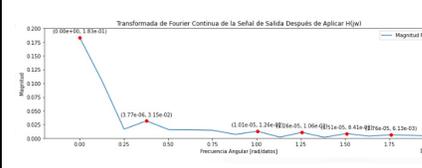
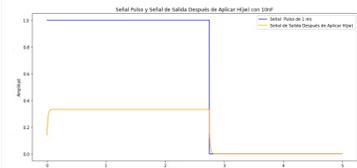
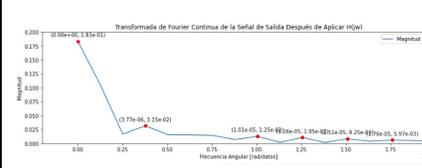
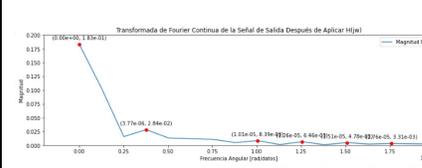
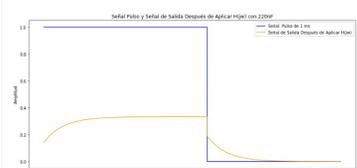
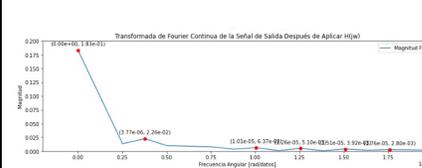
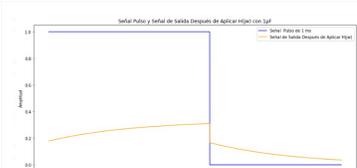
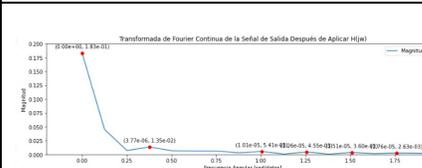
Figura 4: Generar y procesar el pulso.

Posteriormente, se realiza la división de la señal de salida por la FFT del pulso original y se calcula la transformada inversa de esta división. Seguido de esto, se grafica el pulso original y la señal de salida juntas y se llama a la función plot fourier transform para graficar la Transformada de Fourier continua de la señal de salida.

En resumen, este código utiliza numpy, matplotlib y scipy para generar un pulso, calcular su FFT, aplicar una función de transferencia, y graficar las señales y sus transformadas de Fourier. La función plot fourier transform permite visualizar las características en el dominio de la frecuencia, facilitando el análisis de señales procesadas.

Utilizando el código anterior fue posible graficar las funciones de transferencia usando diferentes valores de capacitores como se puede ver en la Tabla 1.

Tabla 1: Resultados del código

Capacitores	Simulación	Transformada de Fourier
1nF		
10nF		
100nF		
220nF		
1µF		
10µF		

A partir de las gráficas obtenidas de la transformada de Fourier, se seleccionaron entre 12 y 15 componentes frecuenciales en términos de potencia (dB). Las componentes seleccionadas se analizaron en un diagrama de Bode de Módulo de Impedancia (BMI). Véase Imagen 5.

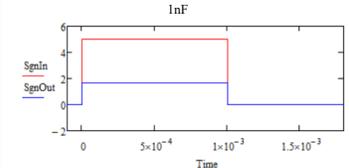
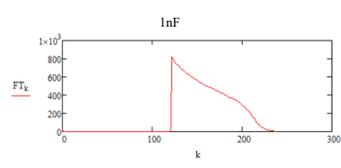
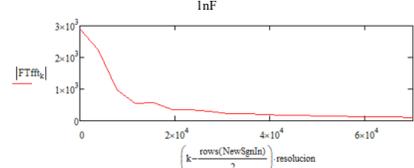
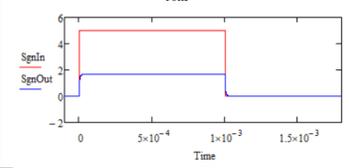
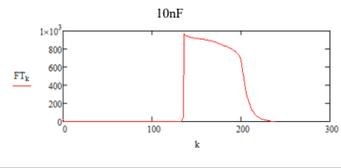
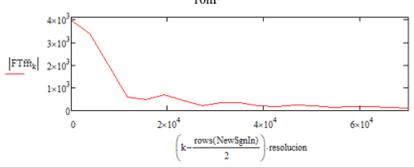
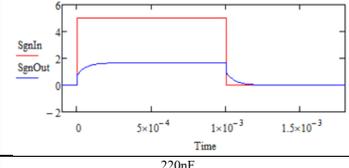
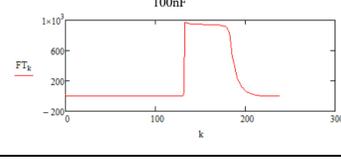
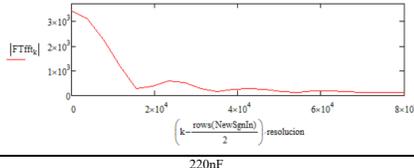
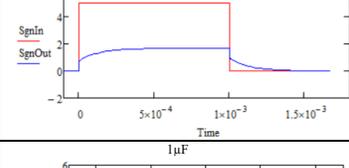
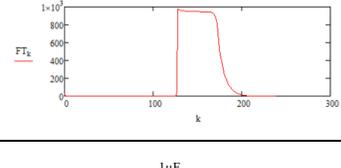
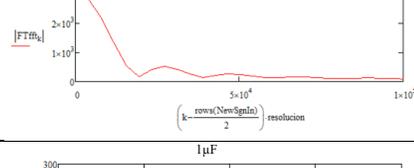
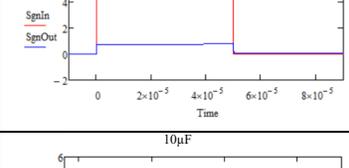
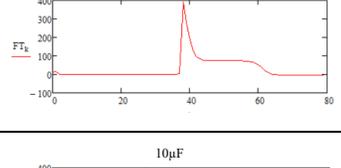
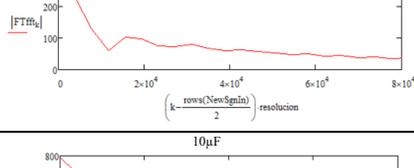
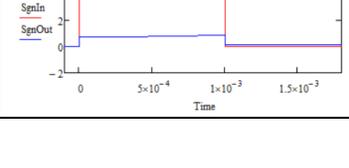
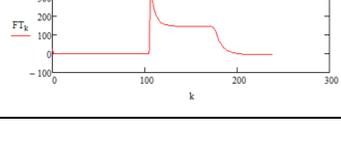
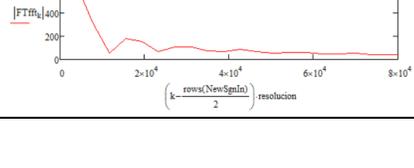
Análisis Experimental

Se llevó a cabo la simulación para validar el comportamiento del arreglo electrónico de Debye, tal como se mostró en la Figura 1. Las señales de entrada y salida del circuito fueron exportadas para su posterior procesamiento en el software Mathcad. En este software, se aumentó la resolución de las señales y se calculó la función de transferencia dividiendo la señal de salida entre la señal de entrada.

Posteriormente, se determinó la resolución temporal basándose en los tiempos máximos y mínimos registrados. Finalmente, se realizó la transformada de Fourier de las señales para analizar su contenido en el dominio de la frecuencia. Este procesamiento en Mathcad se llevó a cabo para cada uno de los diferentes valores del capacitor.

En la Tabla 2 se presenta el resultado de la simulación y la función de transferencia y la transformada de Fourier obtenida tras el procesamiento.

Tabla 2: Comparación de resultados

Simulación	Función de transferencia	Transformada de Fourier
<p>1nF</p> 	<p>1nF</p> 	<p>1nF</p> 
<p>10nF</p> 	<p>10nF</p> 	<p>10nF</p> 
<p>100nF</p> 	<p>100nF</p> 	<p>100nF</p> 
<p>220nF</p> 	<p>220nF</p> 	<p>220nF</p> 
<p>1µF</p> 	<p>1µF</p> 	<p>1µF</p> 
<p>10µF</p> 	<p>10µF</p> 	<p>10µF</p> 

De las gráficas de la transformada de Fourier, se seleccionaron entre 12 y 15 componentes frecuenciales en términos de potencia (dB), todas correspondientes al ancho de pulso utilizado (en milisegundos). Las frecuencias de estas componentes se encontraron en el rango de unidades a decenas de kilohertz. Las componentes seleccionadas fueron analizadas en un diagrama de Bode de Módulo de Impedancia (BMI). Véase Imagen 5.

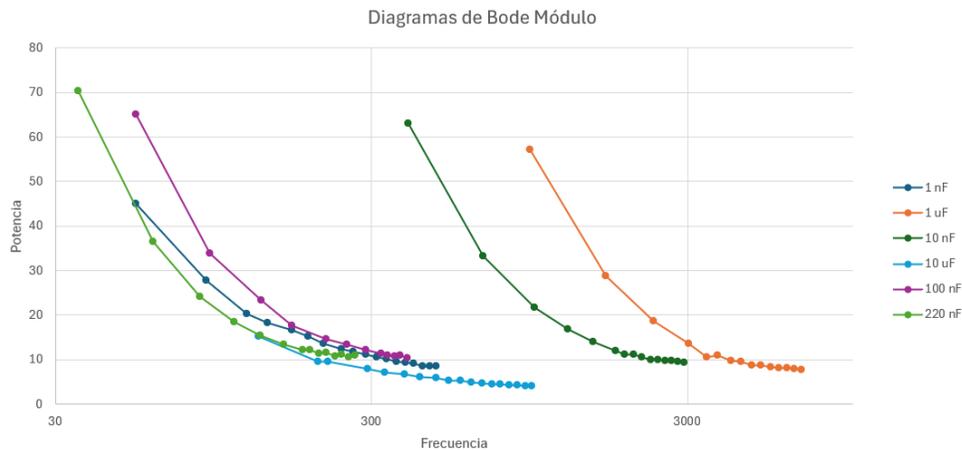


Figura 5: BODE de Magnitud

Conclusiones

Este estudio ha demostrado que aplicar voltajes por impulso a modelos biológicos utilizando la técnica de Bioimpedancia Eléctrica es efectivo, lo cual pudo ser verificado mediante simulaciones detalladas y análisis teóricos, logrando medir la espectroscopia de impedancia de manera ultrarrápida mediante pulsos de corriente.

La función de transferencia calculada para el circuito equivalente de Debye proporciona una representación precisa de cómo responden los tejidos biológicos bajo diferentes condiciones de carga. Este circuito simula la resistencia eléctrica y la capacidad de almacenamiento de carga de los tejidos. La función de transferencia, obtenida mediante análisis de nodos, relaciona la señal de entrada con la de salida, facilitando el análisis de bioimpedancia.

El uso de un voltaje por impulso, en lugar de una señal alterna continua, ha permitido realizar mediciones ultrarrápidas de la impedancia. Este voltaje por impulso ha demostrado ser eficaz para observar cómo varía la respuesta del sistema eléctrico en según los cambios en la capacitancia.

Utilizando programas como Proteus para la simulación del arreglo eléctrico y Python para el análisis de Fourier, logramos validar el comportamiento teórico del sistema con resultados experimentales.

En conclusión, la aplicación de voltajes por impulso en la técnica de Bioimpedancia Eléctrica representa una innovación significativa, permitiendo obtener mediciones rápidas y precisas de las propiedades de los tejidos biológicos. Este avance tiene el potencial de proporcionar una nueva herramienta para el diagnóstico y monitoreo de enfermedades junto al estudio detallado de la fisiología humana.

Bibliografía/Referencias

1. Khalil, S., Mohktar, M., & Ibrahim, F. (2014). The theory and fundamentals of bioimpedance analysis in clinical status monitoring and diagnosis of diseases. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 14(6), 10895–10928. <https://doi.org/10.3390/s140610895>
2. Quesada Leyva, L., León Ramentol, C. C., Betancourt Bethencourt, J., & Nicolau Pestana, E. (2016). Elementos teóricos y prácticos sobre la bioimpedancia eléctrica en salud. *Archivo médico Camagüey*, 20(5), 565–578. http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1025-02552016000500014
3. (S/f). Sciencedirect.com. Recuperado el 25 de julio de 2024, de <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/bode-plot>