Comparación entre la función de cole-cole y la función de Debye para modelar el tejido biológico

Comparison between the Cole-Cole function and the Debye function to model the biological tissue

CALDERÓN-RAMÓN, Celia María†, LOPEZ-CALDERÓN, Héctor Daniel*, ESCALANTE-MARTÍNEZ, Jesús Enrique y CRUZ-ORDUÑA, María Inés

Universidad Veracruzana, Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica

ID 1^{er} Autor: Celia María, Calderón-Ramón / ORC ID: 0000-0002-5394-4, CVU CONACYT ID: 390346

ID 1^{er} Coautor: Héctor Daniel, López-Calderón / ORC ID: 0000-0001-6324-5, CVU CONACYT ID: 45232

ID 2^{do} Coautor: Jesús Enrique, Escalante-Martínez / ORC ID: 0000-0002-6403-5, CVU CONACYT ID: 168812

ID 3^{er} Coautor: María Inés, Cruz-Orduña / ORC ID: 0000-0001-8859-1, CVU CONACYT ID: 347038

DOI: 10.35429/JBEB.2019.9.3.1.5 Recibido 22 de Julio, 2019; Aceptado 12 Septiembre, 2019

Resumen

El estudio del tejido biológico varía su comportamiento, en función de la frecuencia a la que es sometido. Se consideran las funciones de Cole-Cole, Debye y de Lorentz como las más utilizadas para estudiar los parámetros de conductividad y permitividad de tejido biológico tales como: hígado, estómago, materia gris, páncreas, sangre, tejido mamario por mencionar algunos. Dependiendo de la frecuencia, se puede presentar tres diferentes tiempos de relajación. Los cuales dependen de la naturaleza y características físicas del tejido y su efecto ante la presencia de una señal electromagnética. La función de Cole-Cole es la más adecuada cuando se considera realizar un estudio en el dominio de la frecuencia, y la función de Debye se establece para realizar el estudio en el dominio del tiempo. Es de particular interés realizar una comparación entre los métodos de Cole-Cole y Debye, para definir las ventajas y desventajas de cada uno de ellos. La función de Lorentz se utiliza para frecuencias del orden de Tera-Hertz. Se obtienen las gráficas comparativas entre ambas para los tejidos biológicos mencionados anteriormente. Para cada uno de ellos se calcula los parámetros eléctricos en un rango de frecuencia entre 100 Hz y 10 GHz.

Cole-Cole, Debye, Tejido Biológico

Abstract

The study of the biological tissue varies its behavior, in function of the frequency to which it is subjected. The functions of Cole-Cole, Debye and Lorentz are considered the most used to study the parameters of conductivity and permittivity of biological tissue such as: liver, stomach, gray matter, pancreas, blood, breast tissue to name a few. Depending on the frequency, there may be three different relaxation times. These depend on the nature and physical characteristics of the tissue and its effect in the presence of an electromagnetic signal. The Cole-Cole function is most appropriate when considering a study in the frequency domain, and the Debye function is established to perform the study in the time domain. It is of particular interest to make a comparison between the methods of Cole-Cole and Debye, to define the advantages and disadvantages of each of them. The Lorentz function is used for frequencies of the Tera-Hertz order. Comparative graphs are obtained between both for the biological tissues mentioned above. For each of them the electrical parameters are calculated in a frequency range between 100 Hz and 10 GHz.

Cole-Cole, Debye, BiologicalTissue

Citación: CALDERÓN-RAMÓN, Celia María, LOPEZ-CALDERÓN, Héctor Daniel, ESCALANTE-MARTÍNEZ, Jesús Enrique y CRUZ-ORDUÑA, María Inés. Comparación entre la función de cole-cole y la función de Debye para modelar el tejido biológico. Revista de Ingeniería Biomédica y Biotecnología. 2019 3-9: 1-5

* Correspondencia del autor (Correo electrónico: hdlopc@gmail.com)

† Investigador contribuyendo como primer autor

Introducción

Fue a principios del siglo XX cuando se estudió la estructura de los tejidos biológicos basados en sus propiedades eléctricas. Los organismos vivos están compuestos por tejidos y estos a su vez están compuestos por células, la estructura de la membrana celular se basa en una bicapa lipídica en la cual se encuentran distribuidas las proteínas, permitiendo un intercambio iónico. Partículas con carga, constituyen la materia, como es sabido en los metales, algunos de los electrones no están totalmente ligados a los núcleos de los átomos, en los dieléctricos las cargas están ligadas entre sí. Se considera que la membrana celular actúa precisamente como una interfase dieléctrica y puede ser considerada como las placas de un capacitor, representada en la Figura 1.

Figura 1 Esquema de membrana celular

Fuente: Elaboración Propia

Cuando se aplica un campo eléctrico variable, en el tejido biológico, al aumentar la frecuencia de operación, existe la presencia de corrientes de desplazamiento a través de la pared celular, produciendo un efecto denominado fenómeno de relajación. Contrariamente, cuando se aplica un campo eléctrico constante, los iones cargados eléctricamente se mueven y se acumulan en ambos lados de la membrana celular.

El fenómeno de relajación dieléctrica en los tejidos está definido a partir del movimiento de las cargas que inducen un fenómeno de conducción, siendo resultado de la polarización de varios dipolos.

Los portadores de cargas son principalmente iones y la fuente principal de dipolos son las moléculas polares del agua de los tejidos, siendo entonces altamente dependientes de la frecuencia. Este fenómeno consiste en la variación de la posición del espacio de las partículas eléctricamente cargadas adquiriendo el dieléctrico un momento eléctrico.

Es nuestro interés el estudio del comportamiento del tejido biológico, al ser sometido a frecuencias principalmente en el rango de las microondas, esto debido a que pertenece a la gama de frecuencias no ionizantes, las cuales son no invasivas para el cuerpo humano. La importancia de este comportamiento es debido a que realizamos un proyecto con enfoque a la detección oportuna de cáncer de mama que represente una alternativa diferente a la mamografía, el cual es el examen más utilizado en la actualidad, pero que opera en la gama de frecuencias ionizantes (rayos X) del orden de 10^{18} GHz. El estudio que realizamos está basado en investigaciones de la comunidad científica en la cual se establece que en la banda de microondas se presenta un alto contraste en el tejido biológico, entre el tejido sano y el tejido cancerígeno. Por ello la importancia del presente estudio, en el que se presenta el cálculo realizado para la obtención de los parámetros de permitividad y conductividad eléctrica en tejido sano y tejido maligno o cancerígeno. Siendo estos resultados los esperados para poder modelar el tejido mamario básicamente la grasa, la piel y tumor. Los cuales serán utilizados para trabajos posteriores.

Metodología a desarrollar

Existe una relación directa entre la polarización del dieléctrico, la permitividad del mismo y el campo eléctrico, expresado por la ecuación:

$$\vec{D} = \epsilon_0 \vec{E} + \vec{P} = \epsilon \vec{E} \quad (1)$$

Las ecuaciones que modelan el comportamiento de la polarización y la permitividad de un dieléctrico perfecto ante una señal de frecuencia son:

$$P^*(\omega) = P_\infty + \frac{P_s - P_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (2)$$

$$\epsilon^*(\omega) = \epsilon_\infty + \frac{\epsilon_s - \epsilon_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (3)$$

P_s y ϵ_s son la polarización y permitividad respectivamente a frecuencia cero; P_∞ y ϵ_∞ son la polarización y permitividad a frecuencia infinita, τ es el tiempo de relajación y ω es la frecuencia angular.

Existen dos modelos que representan la relación de la evolución de la permitividad con respecto a la frecuencia, la función de Cole-Cole y función de Debye.

Función de Cole-Cole

Esta función define la permitividad compleja del tejido biológico mediante la ecuación 4, donde se observa la dependencia de la permitividad con respecto a la frecuencia, así como de la conductividad iónica.

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau)^{1-\alpha}} - \frac{j\sigma_s}{\omega\varepsilon_0} \quad (4)$$

En la ecuación 5 se define la conductividad observando su dependencia a alta y baja frecuencias, así como el efecto que tiene la permitividad en ella.

$$\sigma^*(\omega) = \sigma_\infty + \frac{\sigma_s - \sigma_\infty}{1 + (-j\omega\tau)^{1-\alpha}} + j\omega\varepsilon_s\varepsilon_0 \quad (5)$$

Donde ε_∞ es la permitividad a alta frecuencia de GHz, ε_s es la permitividad a baja frecuencia, σ_s es la conductividad iónica, ε_0 es la permitividad del espacio libre y α es un parámetro empírico característico de la distribución de la frecuencia de relajación, la cual da una idea del grado de dispersión asociadas al fenómeno de relajación. En la Figura 2, se puede apreciar el comportamiento de la permitividad y la conductividad en función de la frecuencia, desde 1 Hz hasta 1×10^{11} Hz.

La primera zona es la dispersión α , es considerada para frecuencias inferiores a 100 Hz.

Figura 2 Permitividad y conductividad para las dispersiones α , β , γ

Fuente: Basado en Salazar (2004)

En ella la célula es poco conductora comparada con el medio extracelular, donde el tejido tiende a tener una elevada permitividad y una baja conductividad, (proceso de difusión iónica en la membrana celular), en tanto que la permitividad presenta un efecto contrario.

La segunda zona es la dispersión β , se considera para frecuencias entre decenas de KHz a decenas de MHz y es debida principalmente a la conducción de las membranas celulares causada por un decremento de la permitividad y aumento de la conductividad.

La tercera zona es la dispersión γ , considerada para frecuencias superiores a 10 a los 100 GHz, donde existe un incremento significativo de la conductividad debido a las pérdidas dieléctricas moleculares y a la polarización dieléctrica del agua contenida en el tejido.

Si se considera que el dieléctrico tiene más de una constante de relajación, la permitividad se puede expresar :

$$\varepsilon^* \omega = \varepsilon_\infty + \frac{j\sigma}{2\pi f \varepsilon_0} + \frac{\Delta_1}{(1 + j\omega\tau_1)^{1-\alpha_1}} + \frac{\Delta_2}{(1 + j\omega\tau_2)^{1-\alpha_2}} + \frac{\Delta_3}{(1 + j\omega\tau_3)^{1-\alpha_3}} = \varepsilon' + j\varepsilon'' \quad (6)$$

Donde ε' es la parte real de la permitividad y ε'' es la parte imaginaria de la permitividad que representa las pérdidas y $\Delta\varepsilon_i = \varepsilon_s - \varepsilon_\infty$.

Valores de permitividad y conductividad han sido definidos para diversas partes del cuerpo humano tales como el riñón, el páncreas, el hígado, el seno, el cráneo, la piel, la materia gris, intestinos, etc...utilizando la función de Cole-Cole.

Función de Debye

Permite calcular la permitividad y la conductividad de tejidos biológicos considerando una sola dispersión. Puede apreciarse que si en la ecuación 4, el término $\alpha = 0$, entonces la función de Debye es solo para una dispersión, como se expresa en la ecuación 7.

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\varepsilon_s - \varepsilon_\infty}{1 + (j\omega\tau)} - \frac{j\sigma_s}{\omega\varepsilon_0} \quad (7)$$

Realizando una comparación entre estas dos funciones, se puede considerar en la función de Cole-Cole que es para un rango de frecuencias y diferentes dispersiones, en contraparte, Debye está definida para analizar solo una dispersión en un rango de frecuencias.

Resultados

Con el objetivo de analizar las funciones de Debye y Cole-Cole se consideraron como casos de estudio las propiedades del tejido mamario: tumor y la grasa (tejido sano).

Para este se utiliza la función de Cole-Cole definida en la ecuación 6:

Los valores considerados son: $\Delta_1=9$; $\Delta_2=35$; $\Delta_3=3.3e4$; $\tau_1=7.96e-12$; $\tau_2=15.92e-9$; $\tau_3=159.15e-6$; $\alpha_1=0.2$; $\alpha_2=0.1$; $\alpha_3=0.05$; $\sigma=0.035$, $\varepsilon_\infty=7$ y $\varepsilon_0=8.85 \times 10^{-12}$.

A continuación se presentan los resultados calculando la permitividad para el tumor y el tejido sano, del tejido mamario, en el rango de frecuencias de 1×10^7 a 1×10^{11} . Los parámetros considerados para un tumor del tejido mamario son $\varepsilon_\infty=7$, $\tau=7 \times 10^{-12}$, $\Delta_i=47$, $\sigma_s=0.15$, $\varepsilon_0=8.85 \times 10^{-12}$. Se realiza el cálculo de la permitividad compleja $\varepsilon^*(\omega)$ y de la conductividad.

Figura 3 Permitividad del tumor y el tejido sano

Fuente: Elaboración Propia

Figura 4 Permitividad y conductividad de tumor

Fuente: Elaboración Propia

Se realizaron también comparaciones entre la permitividad y conductividad a diferentes frecuencias de 3 tejidos: tumor, grasa (tejido sano) y piel (seno) de manera general.

Figura 5 Permitividad y conductividad de los diferentes tejidos en un seno

Fuente: Elaboración Propia

A partir de la función de Debye, y considerando $\Delta_i = \varepsilon_s - \varepsilon_\infty$ se tiene que:

$$\varepsilon^*(\omega) = \varepsilon_\infty + \frac{\Delta_i}{1+j\omega\tau} - \frac{j\sigma_s}{\omega\varepsilon_0} \quad (8)$$

Conclusiones

Se realiza la comparación entre las funciones de Cole-Cole y Debye, en donde se logra apreciar que la función de Cole-Cole, permite calcular la permitividad y la conductividad en un rango de frecuencias de 1 a 100 GHz, en tanto que la función de Debye permite calcular ambos parámetros en un rango de frecuencias de una sola dispersión. En cuanto al tejido mamario, se presenta un alto contraste entre la permitividad y conductividad entre el tejido sano y un tejido maligno o tumor, en la banda de microondas.

Referencias

- Calderón C. M. (2015). Tesis Doctoral: Análisis y modelado electromagnético de un arreglo circular de antenas con cuerpos opacos discretizados en su interior, utilizando el método de diferencias finitas en el dominio del tiempo. Escuela Superior de Ingeniería. Mecánica Eléctrica. México: Instituto Politécnico Nacional.
- Cruz M. I. (2018). Tesis Doctoral: "Desarrollo de un sistema computacional para el modelado de tejido maligno utilizando el método de diferencias finitas en el dominio del tiempo". Escuela Superior de Ingeniería. Mecánica Eléctrica. México: Instituto Politécnico Nacional.
- Gabriel S., Lau R. W., and Gabriel C. (1996). The dielectric properties of biological tissues: II. measurements on the frequency range 10 Hz to 20 GHz literature survey. *Physics Medicine Biology*, 41, 2251-2269.

Lazebnik M., et al (2007). A large-scale study of the ultrawideband microwave dielectric properties of normal, benign and malignant breast tissues obtained from cancer surgeries. *Phys. Med. Biol*, 52, 6093.

Paz A.M., Trabelsi S., Nelson S.O., and Thorin E. (2011). Measurement of the Dielectric Properties of Sawdust Between 0.5 and 15 GHz. *Instrumentation and Measurement IEEE Transactions on*, 60, 3384- 3390.

Salazar Y., (2004), Caracterización de tejidos cardíacos mediante métodos mínimamente invasivos y no invasivos basados en espectroscopia de impedancia eléctrica, Universidad Politécnica de Cataluña, ISBN: 8468892815.

Torrealba R. (2014). Tesis Doctoral: Sistemas de radar de banda ultra ancha con aplicaciones en imagenología y caracterización de materiales. Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, México.