

SIMULACIÓN DE LA CONDUCTIVIDAD DE MODELOS DE MAMA CON SOFTWARE COMSOL

SIMULATION OF CONDUCTIVITY OF BREAST MODELS WITH COMSOL SOFTWARE

Vicente Castillo Pérez

Tecnológico Nacional de México / IT de Celaya
vicente.cp1993@gmail.com

Juan Prado Olivarez

Tecnológico Nacional de México / IT de Celaya
juan.prado@itcelaya.edu.mx

Marcos Gutiérrez López

Tecnológico Nacional de México / IT de Celaya
marcos_22_11_88@hotmail.com

José Alfredo Padilla Medina

Tecnológico Nacional de México / IT de Celaya
alfredo.padilla@itcelaya.edu.mx

Recepción: 29/abril/2020

Aceptación: 29/octubre/2020

Resumen

El cáncer de mama constituye la primera causa de muerte por neoplasia en la mujer en el ámbito mundial. Nuevas técnicas de diagnóstico prebiopsia para uso global se han desarrollado en la última década para reducir el número de pacientes sometidos a procedimiento de biopsia innecesario. Este trabajo implementa la simulación en el software COMSOL Multiphysics para determinar la conductividad en modelos de senos con lóbulos de diferentes tamaños que simulan carcinomas. Para ello se propone tres anillos de 8 electrodos cada uno instalados sobre un molde que simula una copa del brasier. Las pruebas demostraron que se puede obtener un grado de éxito aceptable al momento de ubicar carcinomas con dimensiones mayores o iguales a 0.6 cm de diámetro, a una altura entre 0.2 y 3.95 cm con respecto de la base del modelo. Este trabajo abre las puertas a un proyecto futuro donde se puedan llevar pruebas en pacientes; ya que dispone una base para ejecutar las mediciones, que es lo que se debe de esperar y como interpretar los resultados obtenidos.

Palabras Claves: carcinoma, impedancia, mama, simulación.

Abstract

Breast cancer is the leading cause of death from malignancy in women worldwide. New prebiopsy diagnostic techniques for global use have been developed in the last decade to reduce the number of patients undergoing the unnecessary biopsy procedure. This work implements simulation in COMSOL Multiphysics software to determine conductivity in breast models with lobes of different sizes that simulate carcinomas. To do this, three rings of 8 electrodes each are installed on a mold that simulates a bra cup. The tests showed that an acceptable degree of success can be obtained when locating carcinomas with dimensions greater than or equal to 0.6 cm in diameter, at a height between 0.2 cm and 3.95 cm with respect to the base of the model. This work opens the doors to a future project where tests can be carried out on patients; since it has a basis for executing the measurements, what to expect and how to interpret the results obtained.

Keywords: carcinoma, impedance, breast, simulation.

1. Introducción

El cáncer es un término genérico que designa un amplio grupo de enfermedades que pueden afectar a cualquier parte del organismo; también se habla de tumores o neoplasias malignos. Una característica definitoria del mismo es la multiplicación rápida de células anormales que se extienden más allá de sus límites habituales y pueden invadir partes adyacentes del cuerpo o propagarse a otros órganos [Lugones y Ramírez, 2009]. El cáncer de mama es una enfermedad con una evolución natural compleja causada por múltiples factores genéticos y no genéticos, que combinados alteran el ADN de las células.

El cáncer de mama es la neoplasia más frecuente en la población mundial con un estimado de 1671149 nuevos casos diagnosticados anualmente y con una prevalencia de 6232108; tanto en países desarrollados como en vías de desarrollo. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), en el mundo cada 30 segundos se diagnostica a una persona con esta enfermedad [Lugones y Ramírez, 2009]. El

riesgo de morir es mayor entre las mujeres que habitan países pobres, consecuencia de un menor acceso a los servicios de salud para la detección temprana [Delgado et al., 2019]. En México el cáncer de mama es la segunda causa de muerte por neoplasia en las mujeres [Cárdenas et al., 2017]. Cada día surgen nuevas teorías sobre el origen genético del cáncer de mama y se descubren nuevos genes implicados en el desarrollo de esta enfermedad. Todo ello ha abierto un nuevo camino hacia el desarrollo de nuevas técnicas de diagnóstico para poder prevenir de forma eficaz este tipo de cáncer.

Actualmente la mamografía es la técnica de diagnóstico más utilizada en todo el mundo debido a su alta sensibilidad, incluso en la detección de posibles microcalcificaciones. Sin embargo, esta técnica tiene algunas desventajas como son: el dolor del paciente y una baja especificidad [Zou y Guo, 2003]. La segunda técnica más utilizada es la ecografía, útil para diferenciar entre quístico y no quístico, siendo un procedimiento indoloro adecuado para exploraciones repetitivas. Las imágenes de resonancia magnética, aunque son muy sensibles, son caras y casi utilizadas exclusivamente para ciertas circunstancias clínicas como implantes mamarios o sospecha de carcinoma multifocal [Gowry et al., 2015].

Por lo tanto, nuevas técnicas de diagnóstico prebiopsia para uso global se han desarrollado en el último décadas para reducir el número de pacientes sometidos a procedimiento de biopsia innecesario. Algunos ejemplos de estas son las técnicas experimentales de imágenes de microondas, resonancia magnética de elastografía, termografía y mamografía óptica. Todas estas técnicas siguen en proceso de estudio y mejoras continuas, debido a su éxito limitado.

En respuesta a esta necesidad han surgido las técnicas que emplean bioimpedancia, como son la tomografía de impedancia eléctrica, la espectroscopía de impedancia eléctrica y la mamografía de impedancia eléctrica [Zarafshani et al., 2018]. Estas técnicas no son invasivas y por lo general son de bajo costo en comparación a los instrumentos requerido por otras técnicas.

Las técnicas de bioimpedancia eléctrica para la detección temprana del cáncer de mama han despertado gran interés en las últimas décadas, debido principalmente a que presentan claras ventajas para la caracterización de tejidos vivos debido a su

bajo costo y facilidades de uso. Sin embargo, los buenos resultados relacionados con la discriminación del carcinoma sugieren que puede ser un candidato potencial para aplicaciones de detección de cáncer de mama.

Los cambios en las propiedades eléctricas en estos métodos se pueden observar en una pequeña región del tejido en el rango de frecuencia de interés [Gabriel et al., 1996]. Estos cambios pueden proporcionar información importante sobre la estructura y composición del tejido [Gabriel et al., 2009; Surowiec et al., 1988]. Dado que las propiedades eléctricas del tejido están determinadas por sus características resistivas y capacitivas, las medidas de los valores dependen de la conductividad y la permitividad, que cuantifica la capacidad del tejido para permitir el almacenamiento de energía eléctrica [Jack et al., 1975]. Por lo tanto, estas mediciones de alta frecuencia son vital para la obtención de la impedancia intracelular, pues las membranas de las células bloquean la corriente que fluye hacia el interior de las células a bajas frecuencias.

Las propiedades eléctricas del tejido mamario muestran que el tejido maligno tiene mayor conductividad eléctrica que el tejido sano [Jossinet, 1996; Jossinet y Schmitt, 1999; Surowiec et al., 1988]. Las mediciones in vivo de impedancia apoyan los resultados [Morimoto et al., 1990; Morimoto et al., 1993]. Este cambio de las propiedades eléctricas del tejido maligno con respecto al tejido sano se atribuye al aumento del agua celular y su contenido de sal, alteración de la permeabilidad de la membrana, cambio densidad de embalaje y orientación de las células [Rigaud et al., 1996]. Esto proporciona un método eficiente, seguro y económico para detectar y localizar dichos tumores, utilizando la espectroscopia de impedancia eléctrica.

Las simulaciones computacionales permiten reconocer de manera ideal si en una propuesta los resultados esperados son similares a la hipótesis previamente planteada. Una ventaja de esta técnica es ser menos riesgosa que el ejecutar pruebas físicas experimentales preliminares. De esta manera, es más sencillo modificar parámetros de interés en poco tiempo.

La gran mayoría de los trabajos [Campisi et al., 2014; Chakraborty et al., 2013; Kusche et al., 2015] basados en simulaciones hacen una reconstrucción anatómica de la mama, mediante mediciones de bioimpedancia, con la finalidad de establecer

la ubicación de una tumoración maligna en un estado preclínico. Algunas de estas metodologías emplean una gran cantidad de electrodos para mejorar la resolución y otras emplean electrodos grandes para incrementar la densidad de corriente dentro del tejido.

Josinnet y Lavandier (1999) aplicaron la técnica de 4 electrodos a 12 frecuencias que varían de 448 a 1 MHz. Un total de 120 espectros fueron colectados; divididas las muestras en seis grupos. Tres de ellos dedicados a tejido normal: glándula mamaria, tejido conectivo, tejido adiposo; y tres grupos de tejido patológico: mastopatía, fibroadenoma y carcinoma. El método empleado permite distinguir el tejido canceroso de otros grupos. Se cree que resultados similares pueden ser obtenidos en mediciones de impedancia in vivo. Un estudio de simulación de modelo de seno realizado por el grupo Montfort mostró resultados similares. Se demostró que los tumores se distinguen más fácilmente tanto visualmente como numéricamente en frecuencias por encima de 500 kHz, y el ruido se degradará menos a mayor frecuencia [Zhou et al., 2018].

En el sistema TransScan TS2000 presentado por Stojadinovic (2005) inicialmente los datos son simulados entre 200 Hz y 5 kHz debido a las limitaciones de geometría del modelo, conductividades in vitro y contacto desconocido de impedancia entre el volumen y los electrodos. Los datos simulados no son numéricamente idénticos a los datos reales medidos; sin embargo, describen las dependencias funcionales de parámetros como el tamaño y profundidad de la lesión.

Sadlier et al. (2013), plantean una técnica con cuatro electrodos flexibles (70 x 50 x 2 mm) de hidrogel de carbón. Para evaluar su propuesta primeramente diseñaron un modelo computacional en COMSOL que representaba una mama femenina con parte de la caja torácica y el corazón. Se repitieron simulaciones numéricas para un caso de tres anomalías diferentes con diámetros de 10, 5 y 2.5 mm respectivamente. Concluyeron que se pueden inyectar corrientes menores a 3 mA, pero existe la posibilidad de que al usar esa corriente se pudiese llegar a afectar la generación de potenciales de acción.

Este trabajo implementa mediante la simulación en el software COMSOL Multiphysics la conductividad en modelos de mama con lóbulos de diferentes

tamaños que simulan carcinomas, capaz de establecer la presencia de una tumoración, así como su ubicación dentro de una mama. Para ello se propone tres anillos de 8 electrodos cada uno instalados sobre un molde que simula una copa del brasier. El análisis de datos propuesto no busca una reconstrucción anatómica de la mama, sino un mapa de bioimpedancia para establecer la presencia de carcinomas.

2. Métodos

La impedancia se define como la oposición de un material o circuito eléctrico al paso de una corriente eléctrica. La oposición es presentada por la resistencia y la reactancia del material. La resistencia es una propiedad característica del material invariable en la frecuencia, mientras que la reactancia es una resistencia dependiente del tiempo y la frecuencia. El principio básico de medición de impedancia consiste en hacer circular una corriente conocida a través de un material y medir el voltaje. El cálculo de la impedancia se obtiene mediante la aplicación de la ley de Ohm como se muestra en la ecuación 1.

$$Z = \frac{V}{I} \quad (1)$$

Donde:

Z : Impedancia (ohmio)

V : Voltaje (voltio)

I : Corriente (amperio)

La figura 1 muestra dos electrodos (CC1 y CC2) conectados a un tejido volumétrico. Cuando el flujo de corriente eléctrica alcanza el área de contacto se disipa en el volumen del tejido. De esta forma el voltaje y la corriente en los cables de los electrodos son medidos y con ellos se calcula la inmitancia o la impedancia. Además, el flujo de corriente debe ser definida con la magnitud y la fase, y el parámetro usado para este fin es conocido como densidad de corriente.

Existen varias técnicas para la medición de impedancia eléctrica en función de la cantidad de electrodos empleados. La técnica utilizada para la simulación del

proyecto es la bipolar que emplea los mismos dos electrodos tanto para realizar la medición de voltaje, como para la inyección de corriente. Para generar el arreglo de electrodos se recurrió a la configuración anillar, desarrollada por el grupo de Sheffield [Barber et al., 1983].

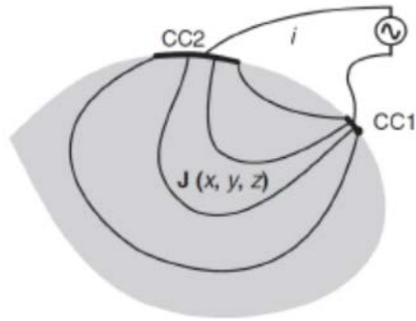


Figura 1 Configuración de dos electrodos para la medición de impedancia.

El software COMSOL Multiphysics analiza y soluciona mediante la teoría de elementos finitos varias aplicaciones físicas y de ingeniería, especialmente fenómenos multifísicos. Dentro de las ventajas que tiene este software, se pueden mencionar: el gran poder de procesamiento, una interfaz de diseño amigable y se pueden caracterizar todo tipo de materiales, al proporcionar propiedades tanto eléctricas como dieléctricas en el diseño. Por lo anterior, se realizó las simulaciones de las mamas con este software.

La finalidad de la simulación es comprobar la existencia de una diferencia en la impedancia entre una mama femenina sana y una mama que presenta un carcinoma en sus fases iniciales, además que la información obtenida, proporcione una probabilidad de la posible localización del carcinoma dentro de la mama. Dentro del software se seleccionan los análisis electrostáticos, los cuales contienen las ecuaciones necesarias para resolver la distribución de potenciales en un material al aplicar un diferencial de potencial o la inducción de una corriente en algún elemento del modelo computacional.

Para realizar un diseño lo más genérico posible se tomó los dos principales tejidos que conforman una mama (tejido graso y las glándulas mamarias) como se observa en la figura 2. El diseño de la mama en COMSOL se realizó de acuerdo con el

modelo de seno que más abunda en México que es la copa tipo B. Las dimensiones se realizaron con una semiesfera de 10 cm de diámetro de base y 4.1 cm de alto, las glándulas mamarias se consideraron como una especie de trapecoide que simula el volumen que ocupan estas glándulas dentro de la mama; y una esfera entre 0.25 y 2 cm de diámetro para simular diferentes carcinomas, el resto del volumen de la mama se considera tejido adiposo.

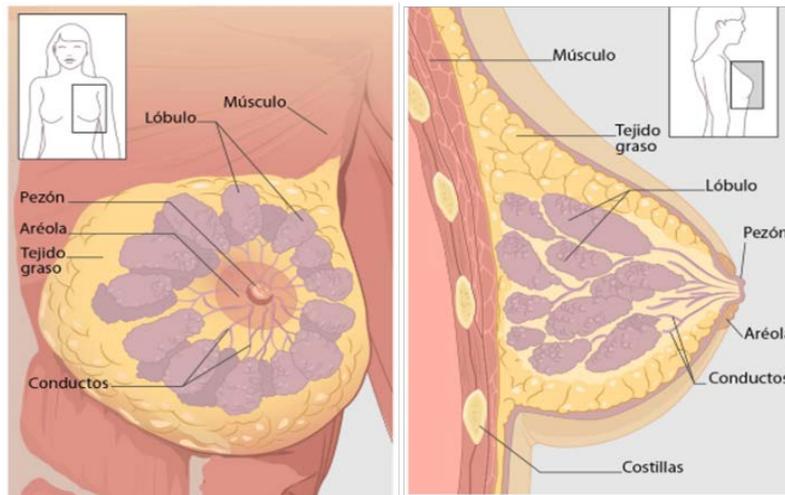


Figura 2 Anatomía de la mama [Sánchez et al., 2018].

Una vez construido el modelo computacional se procede a determinar las propiedades eléctricas de cada elemento. Para ello se seleccionan los subdominios correspondientes a cada tejido de interés (tejido graso, carcinoma y glándula mamaria) y se les asigna la conductividad eléctrica correspondiente. Mientras que los límites superficiales externos serán aislantes (conductividad igual a cero), excepto por el par de electrodos de medición. Estos últimos son definidos como fuente de corriente o tierra flotante (GND). Para que el diseño fuese lo más real posible, se asignó a cada uno de los tejidos involucrados un valor de conductividad de tejidos reales. Así pues, la glándula mamaria presenta una conductividad de 0.225 S/m, el tejido adiposo de 0.023 S/m y el carcinoma de 1.125 S/m [Sadlier et al., 2013]. Después se llevó a cabo la simulación de un barrido de veintitrés electrodos. Dicho barrido implica que uno de los electrodos inyecte una pequeña corriente; y mediante medición bipolar se toma la impedancia entre el electrodo

fuelle (el que inyecta la corriente) y cada uno de los veintitrés electrodos restantes. De tal manera se asume que el electrodo 1 es el electrodo fueulle, la primera medición de impedancia será con el electrodo 2, la segunda medición será el electrodo 1 con el electrodo 3 y así sucesivamente hasta llegar al electrodo 23 como se observa en la figura 3. Una vez terminado este primer barrido de electrodos, el electrodo 1 deja de ser la fueulle de corriente y el electrodo 2 pasa a ser fueulle de corriente, y nuevamente comienza un nuevo barrido de electrodos, tal y como sucedió con el electrodo 1. Este proceso ocurrirá con cada uno de los veinticuatro electrodos.

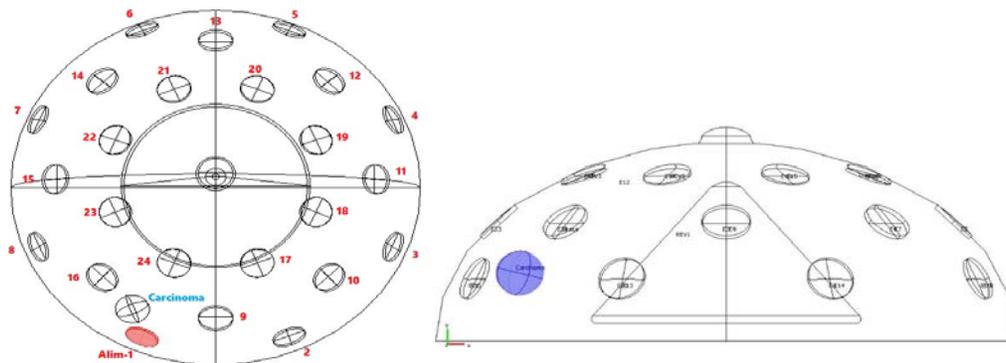


Figura 3 Diseño de la mama y distribución de electrodos en COMSOL.

El objetivo de la propuesta es la realización de mediciones de bioimpedancia utilizando tres arreglos anillares de ocho electrodos que sean capaces de detectar tumores. Los electrodos son de 1 cm de diámetro y se encuentran equidistantemente dependiendo el plano de medición, siendo de 3.4 cm en el plano 1, de 2.7 cm en el plano 2 y de 1.5 cm en el plano 3.

Para determinar la profundidad a la cual un carcinoma es detectable, se realizaron simulaciones en las que el carcinoma tomaba distintas posiciones (próximo a los electrodos 1, 3, 5, 12, 18 y 21) dentro del modelo de mama, cambiando la profundidad y altura en los diferentes planos de evaluación como se observa en la figura 4. Las dimensiones presentadas para el modelo computacional corresponden a una mama copa B y en la tabla 1 se describen las posiciones de evaluación de cada carcinoma.

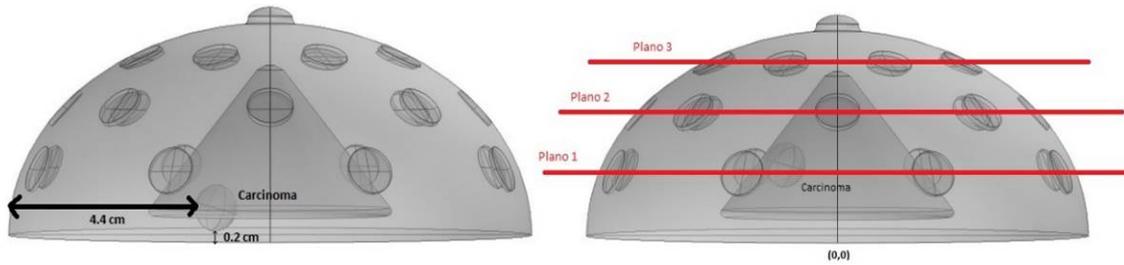


Figura 4 Ubicación del carcinoma y plano de evaluación.

Tabla 1 Ubicaciones de los carcinomas.

Posición	1	2	3	4	5	6	7	8	9
X(cm)	-4.32	-2.07	-1.22	3.45	1.58	1.86	0.58	2.35	0.001
Y(cm)	0.014	1.22	3.15	0.01	2.48	2.41	3.17	0.59	0.81
Z(cm)	-2.18	-5.38	-0.01	-4.59	-7.81	-6.54	4.21	8.12	4.98

3. Resultados

Se crearon dos modelos, uno que representa una mama sana y otro que contiene tumores de diferentes tamaños. En ambos casos se realizaron simulaciones, una por cada par de electrodos, para un total de 529 dentro del barrido. En las simulaciones se usan solo el 50% de las combinaciones generadas por el barrido completo, pues el otro 50% repite los valores simulado, ya que por ejemplo la simulación del par de electrodos 1-2 es igual al 2-1 como se ilustra en la figura 5.

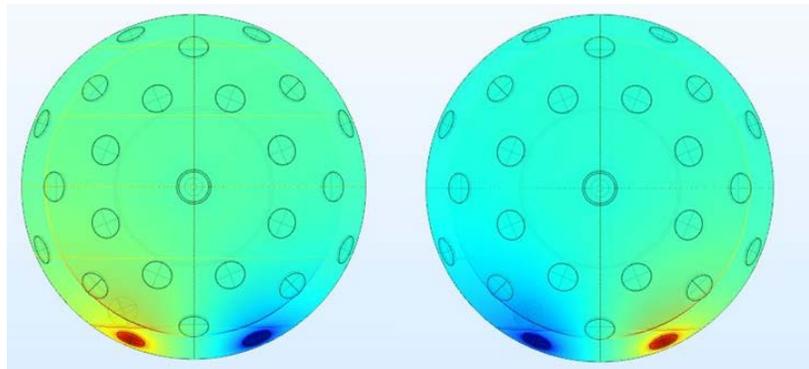


Figura 5 Visualización de electrodos 1 y 2 cuando son fuente de corriente.

Al término de las simulaciones se calcularon los valores de voltaje y de impedancia compleja de cada par de electrodos. Para la obtención de los valores se utilizó la

herramienta COMSOL with MATLAB mediante el uso de un código diseñado (*mediciones.m*) que ejecuta una serie de comandos que permiten hacer un barrido de electrodos y extraer la información almacenada. La tabla 2 los resultados de magnitud de impedancia tomando como electrodo de alimentación el número uno.

Tabla 2 Mediciones de modelos con carcinoma y sin carcinoma.

Medición	Sin_Carc	Con_Carc	Medición	Sin_Carc	Con_Carc
1-2	331.906	317.891	1-14	332.709	316.208
1-3	358.298	342.934	1-15	292.069	271.043
1-4	365.684	349.939	1-16	318.106	302.89
1-5	367.550	351.726	1-17	331.086	315.542
1-6	365.654	349.779	1-18	336.319	320.642
1-7	358.433	342.220	1-19	337.907	322.107
1-8	332.070	314.744	1-20	336.429	320.556
1-9	292.153	278.751	1-21	331.104	314.990
1-10	332.411	317.468	1-22	318.200	301.501
1-11	344.816	329.298	1-23	303.781	287.661
1-12	348.503	332.768	1-24	332.709	306.208
1-13	348.652	332.796			

Cuando el electrodo 1 es el de alimentación de corriente se observa que el par de electrodos 1-9,1-15,1-16,1-23,1-24 tiene menor valor en la magnitud de impedancia y se encuentran muy vinculadas con las líneas del campo eléctrico como se observa en la figura 6. Con lo anterior se estima la posible existencia y localización de un carcinoma en la zona cercana al electrodo 1. Este resultado se observa en el resto de las mediciones que se realizaron e involucraron al electrodo más próximo al carcinoma. Para tener un parámetro con el cual comparar el resultado obtenido, se simulo una mama femenina con todas las condiciones aplicadas al primer modelo, con la excepción de que en este modelo se retira el carcinoma, quedando una mama femenina sana sin carcinoma.

Cuando existe carcinoma resalta la baja impedancia, lo cual es un comportamiento anormal si lo comparamos con las mediciones de una mama sana. En la simulación la magnitud de la impedancia muestra semiarcos en cada uno de los subconjuntos del barrido de electrodos como se muestra en figura 7, siendo en este caso el electrodo 5 la fuente de corriente.

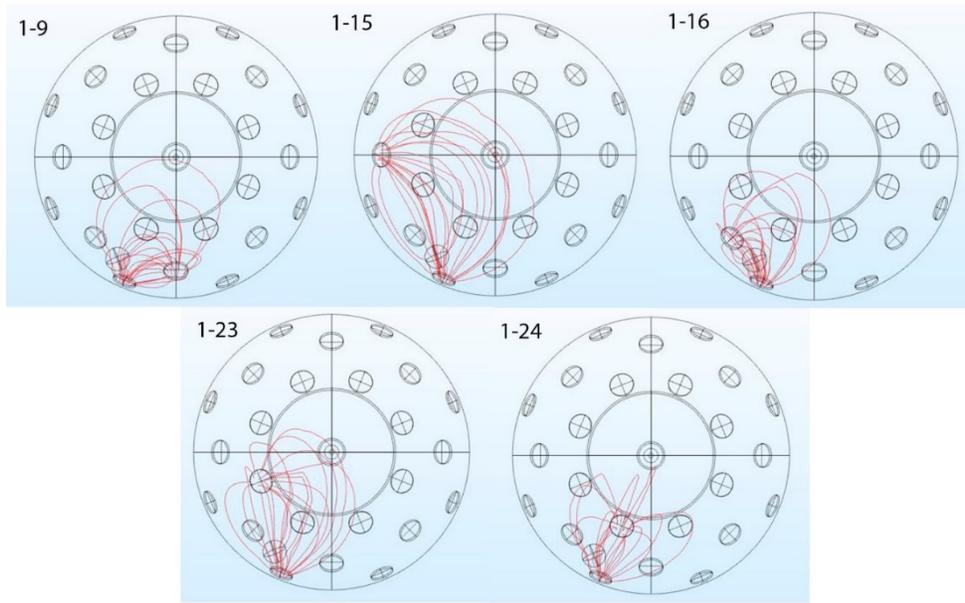


Figura 6 Representación de las líneas del campo eléctrico del electrodo 1.

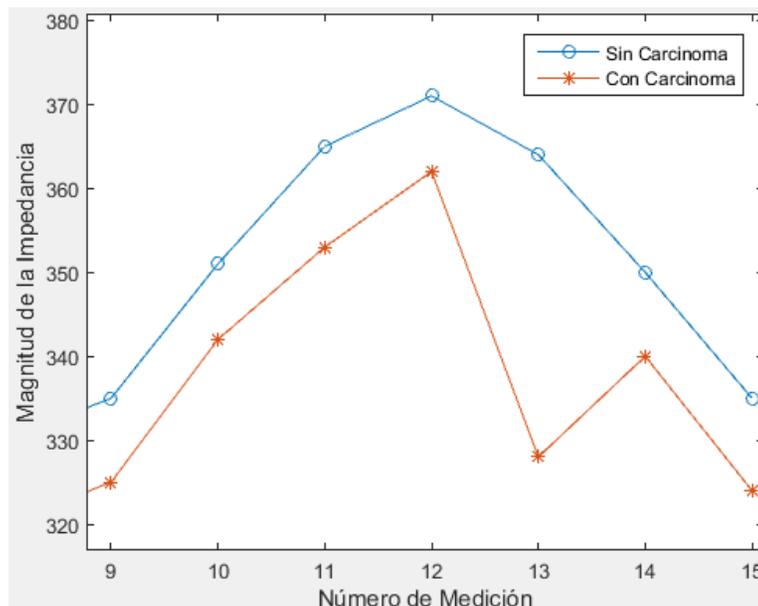


Figura 7 Magnitud de la impedancia tomando como fuente de corriente el electrodo 5.

Además de un barrido de electrodos, también se realizó uno de frecuencias (100, 1000, 5000, 10000, 50000, 100000, 500000 y 1000000 Hz). Sin embargo, no se notaron cambios significativos en las mediciones de impedancia, debido a que no se tomó en cuenta la impedancia de contacto en la simulación, así como la impedancia de la piel o la existencia de vasos sanguíneos. Por otra parte, la

corriente de excitación se seleccionó según la International Electrotechnical Commission (ICE), que establece un límite de corriente para equipos médicos de 100 $\mu\text{A}/\text{kHz}$. Por consiguiente, en los electrodos se presenta una densidad de corriente de $6.36 \text{ A}/\text{m}^2$, valor que se fija para cada simulación.

4. Discusión

Los resultados muestran que al aumentar la altura del carcinoma (superior a 0.2 cm con respecto de la base del modelo) estos son detectados. Mismo comportamiento se obtuvo al incrementar la profundidad del carcinoma con respecto de la superficie de la piel; registrándose el valor de 4.4 cm como la máxima profundidad con respecto al centro a la que un carcinoma de 0.6 cm puede ser detectado en el primer plano.

En el modelo sin carcinoma se muestra cierta homogeneidad en los arcos creados al graficar las mediciones de impedancia de cada barrido de electrodos, quizás no son idénticos, pero se observa que están en un determinado rango de impedancia y presentan una geometría similar. En las gráficas de resultados obtenidas, existe una diferencia entre los resultados de análisis de magnitud de impedancia para el modelo sin carcinoma y otro que tiene un pequeño carcinoma. La principal diferencia entre estas curvas es que en esa zona el carcinoma está afectando la semihomogeneidad de las curvas de impedancia.

Otra prueba que se realizó involucra un carcinoma fragmentado, el estado de este último complicó en gran medida la localización de este dentro del modelo. El análisis de los resultados muestra un comportamiento desordenado y confuso. De tal manera que este experimento presenta un posible caso en el cual se tengan múltiples carcinomas menores a 1 cm acumulados en una sola región.

Una de las ventajas de la simulación en COMSOL, es la facilidad para modificar parámetros eléctricos de los tejidos involucrados, ya que a lo largo del desarrollo de este proyecto fueron cambiando, según el avance de la investigación sobre el tema. Además de que las propiedades eléctricas pueden ser alteradas de manera muy sencilla, lo cual permite establecer el par de electrodos requeridos en cada medición (fuente de corriente y terminal GND), durante los barridos de electrodos.

En resumen, todas estas pruebas hicieron notar cierta tendencia en las mediciones de impedancia; que ayudan en la mayoría de los casos a detectar de manera muy rápida la presencia y ubicación del carcinoma. Una de las cosas más notorias, son la forma de las curvas o triángulos deformes que se obtienen en cada barrido de electrodos, los cuales otorgan información suficiente para poder diferenciar entre una mama sana, y una mama con carcinoma. Y a pesar de la naturaleza de los carcinomas (grandes, pequeños o fragmentados), siempre se logra identificarlos y ubicarlos. Para este proyecto en general, los análisis de ángulos de fase no fueron trascendentes.

5. Conclusiones

Un aspecto que influye en el diseño del arreglo de electrodos es la distancia entre ellos; es decir, entre mayor es la distancia entre los electrodos de medición menor es el potencial de voltaje que se presenta.

Las simulaciones computacionales permitieron evaluar el funcionamiento de los arreglos de electrodos propuestos. Las pruebas demostraron que se puede obtener un grado de éxito aceptable al momento de ubicar carcinomas con dimensiones mayores o iguales a 0.6 cm de diámetro, a una altura entre 0.2 a 3.95 cm con respecto de la base del modelo. Carcinomas de menor tamaño no son detectados, es decir, no presenta cambios las variables eléctricas simuladas en este trabajo. Con esta configuración de electrodos se crea una mayor cobertura espacial, lo cual aumenta la posibilidad de la detección de un carcinoma en más de un plano de medición. Los resultados de las simulaciones demuestran que los tres planos de medición incrementan la sensibilidad del sistema de medición. Sin embargo, se debe considerar el tipo de electrodo que se empleará para elaborar los arreglos de electrodos a la hora de llevar a cabo el diseño práctico, porque se incrementará la cantidad de cables y la cantidad de multiplexores para hacer los pares de medición. La simulación realizada en COMSOL fue importante para este proyecto puesto que permitió visualizar gráficamente el método propuesto. Los resultados de las simulaciones mostraron que existe una diferencia en la impedancia entre una mama con carcinoma y una mama sin carcinoma. Además de esto, la simulación facilitó el

desarrollo de un método de análisis, con el cual se puede determinar la ubicación del carcinoma dentro de la mama, a partir de la medición de la impedancia.

En trabajos futuros se puede llevar pruebas en pacientes, ya que otorga una base de cómo se deben realizar las mediciones, que es lo que se debe de esperar y el cómo interpretar los resultados de obtenidos de una serie de barridos de electrodos. Es obvio que no se consideraron ciertos detalles dado la complejidad que involucra su elaboración, como son: la piel, el sudor y los vasos sanguíneo dentro de la mama femenina. Pero si estos detalles son homogéneos, no aportaran efectos a las mediciones.

6. Referencias bibliográficas

- [1] Arias, L. A., Macías, F. E., Garces, G. J. y Fernández, G. A. (2019). Cáncer de mama diagnostico precoz Tratamiento Quirúrgico Autoimagen. *Recimundo*, 3(1), 1024–1049.
- [2] Barber, J., Brown, B. y Freeston, I. (1983). Imaging spatial distributions of resistivity using applied potential tomography. *Electronics Letters*, 19(22), 933–935.
- [3] Campisi, M. S., Barbre, C., Chola, A., Cunningham, G., Woods, V. y Viventi, J. (agosto, 2014). Breast cancer detection using high-density flexible electrode arrays and electrical impedance tomography. 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Illinois, Chicago.
- [4] Cárdenas, J., Bargalló, J., Bautista, V. y Cervántes, G. (2017). Consenso Mexicano sobre diagnóstico y tratamiento del cáncer mamario. *GAMO*, 16(1), 55-57.
- [5] Christopher, W., Weiderpass, E. y Stewart, B. (2020). World Cancer Report. Cancer research for cancer prevention. Lyon: International Agency for Research on Cancer.
- [6] Gabriel, C., Peyman, A. y Grant, E. H. (2009). Electrical conductivity of tissue at frequencies below 1 MHz. *Physics in Medicine and Biology*, 54(16), 4863–4878.

- [7] Chakraborty, D., Chattopadhyay, M. y Bhar, R. (2013). Resistivity Imaging of a Phantom with Irregular Inhomogeneities with 32 Silver Electrodes based Sensory System in Two Dimensional Electrical Impedance Tomography. *Procedia Technology*, 10, 191–199.
- [8] Gabriel, S., Lau, R. W. y Gabriel, C. (1996). The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz. *Physics in Medicine and Biology*, 41(11), 2251–2269.
- [9] Gowry, B., Shahrman, A. B. y Paulraj, M. (2015). Electrical bio-impedance as a promising prognostic alternative in detecting breast cancer: A review. 2nd International Conference on Biomedical Engineering, ICoBE 2015, 30–31.
- [10] Jack, J., Noble, D. y Tsien, R. (1975). *Electric current flow in excitable cells*. Oxford: Clarendon Press.
- [11] Jossinet, J. (1996). Variability of impedivity in normal and pathological breast tissue. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 34(5), 346–350.
- [12] Jossinet, J., y Schmitt, M. (1999). A review of parameters for the bioelectrical characterization of breast tissue. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 873, 30–41.
- [13] Kusche, R., Malhotra, A., Ryschka, M., Ardelt, G., Klimach, P. y Kaufmann, S. (2015). A FPGA-based broadband EIT system for complex bioimpedance measurements—design and performance estimation. *Electronics*, 4(3), 507–525.
- [14] Lugones Botell, M. y Ramírez Bermúdez, M. (2009). Aspectos históricos y culturales sobre el cáncer de mama. *Revista Cubana de Medicina General Integral*, 25(3), 160–166.
- [15] Morimoto, T., Kinouchi, Y., Iritani, T., Kimura, S., Konishi, Y., Mitsuyama, N., Komaki, K. y Monden, Y. (1990). Measurement of the electrical bio-impedance of breast tumors. *European Surgical Research. Europäische Chirurgische Forschung. Recherches Chirurgicales Europeennes*, 22(2), 86–92.
- [16] Morimoto, Tadaoki, Kimura, S., Konishi, Y., Komaki, K., Uyama, T., Monden, Y., Kinouchi, D. Y. y Iritani, D. T. (1993). A study of the electrical bio-impedance of tumors. *Journal of Investigative Surgery*, 6(1), 25–32.

- [17] Rigaud, B., Morucci, J. P. y Chauveau, N. (1996). Bioelectrical impedance techniques in medicine. Part I: Bioimpedance measurement. Second section: impedance spectrometry. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 24(4–6), 257–351.
- [18] Sadleir, R. J., Sajib, S. Z. K., Kim, H. J., Kwon, O. I. y Woo, E. J. (2013). Simulations and phantom evaluations of magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT) for breast cancer detection. *Journal of Magnetic Resonance*, 230, 40–49.
- [19] Sánchez, R., Schneider, E., Martínez, G., & Fonfach, C. (2018). Cáncer de mama, modalidades terapéuticas y marcadores tumorales. *Cuadernos de Cirugía*, 22(1), 55-63.
- [20] Stojadinovic, A., Nissan, A., Gallimidi, Z., Lenington, S., Logan, W., Zuley, M., Yeshaya, A., Shimonov, M., Melloul, M., Fields, S., Allweis, T., Ginor, R., Gur, D. y Shriver, C. D. (2005). Electrical impedance scanning for the early detection of breast cancer in young women: Preliminary results of a multicenter prospective clinical trial. *Journal of Clinical Oncology*, 23(12), 2703–2715.
- [21] Surowiec, A. J., Stuchly, S. S., Barr, J. R. y Swarup, A. (1988). Dielectric Properties of Breast Carcinoma and the Surrounding Tissues. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 35(4), 257–263.
- [22] Zarafshani, A., Bach, T., Chatwin, C. R., Tang, S., Xiang, L. y Zheng, B. (2018). Conditioning Electrical Impedance Mammography System. Measurement: *Journal of the International Measurement Confederation*, 116, 38–48.
- [23] Zhou, C., Chase, J. G., Ismail, H., Signal, M. K., Haggars, M., Rodgers, G. W. y Pretty, C. (2018). Silicone phantom validation of breast cancer tumor detection using nominal stiffness identification in digital imaging elastotomography (DIET). *Biomedical Signal Processing and Control*, 39, 435–447.
- [24] Zou, Y. y Guo, Z. (2003). A review of electrical impedance techniques for breast cancer detection. *Medical Engineering and Physics*, 25(2), 79–90.