SISTEMA MULTIELECTRODO Y APLICACIÓN DE LA TOMOGRAFÍA DE IMPEDANCIA ELÉCTRICA PARA LA OBTENCIÓN DE IMÁGENES EN 3D DEL TEJIDO MAMARIO CON TUMORES MODIFICANDO LA SENSIBILIDAD Y ESPECIFICIDAD.

Tesis sometida al Tecnológico Nacional de México en Celaya para el grado de Doctor en Ciencias en Ingeniería electrónica

PRESENTA:

JUAN CARLOS GÓMEZ CORTÉS

ASESOR:

DR. JUAN PRADO OLIVAREZ

CO-ASESOR:

DR. JOSÉ JAVIER DÍAZ CARMONA

13 DE SEPTIEMBRE DE 2024

Índice

Índice 1
Índice de figuras 3
Agradecimientos 6
Resumen 7
Abstract 8
INTRODUCCIÓN 9
Cáncer de mama 9
Justificación 15
Hipótesis 15
Objetivo General 15
Objetivos Específicos 16
Propuesta 17
MARCO TEÓRICO 18
Estrategias de inyección 18
Método de electrodos vecinos 20
Método cruzado 21
Método opuesto 22
Método adaptativo 23
Reconstrucción de imagen en tomografía de impedancia eléctrica 24
METODOLOGÍA 25
Impedancia eléctrica 25
Simulación de tejidos en COMSOL 30
Interconexión COMSOL y MATLAB 35
Generación de modelos de mama en 3D 38
Medición Cuadrapolar 40
Reconstrucción De Imagen 41
Diseño de filtros en reconstrucción 43
Comunicación Entre Hioki Y Computadora 48
Comunicación utilizando MATLAB 51
Comprobación conexión entre Hioki y computadora 53
Copas de látex 56
Máquina de estados 58

Etapa temprana de implementación física 59
Modelos de agar 63
Diseño de PCB para el prototipo 66
Propuesta final de hardware 72
Interpretación de las reconstrucciones 76
Diseño de algoritmo para reconstrucción en 3D 80
Validación reconstrucción 3D utilizando COMSOL 85
Comparación reconstrucción 3D utilizando modelos de Agar 87
RESULTADOS 93
Diseño experimental 93
Mejoras en el prototipo para pruebas en pacientes 94
Grupo de control 96
Modificaciones 104
Grupo de experimentación ..... **¡Error! Marcador no definido.**
CONCLUSIONES 110
Trabajo a futuro 111
Bibliografía 112

Índice de figuras

Figura 1. 1 Estrategias de inyección en tomografía 18
Figura 1. 2 Método electrodos vecinos con 16 electrodos 20
Figura 1. 3 Método cruzado de inyección 22
Figura 1. 4 Medición utilizando el método opuesto 23
Figura 1. 5 Aplicación del método adaptativo para obtener mediciones 24
Figura 1. 6 Ejemplo reconstrucción usando tomografía de impedancia eléctrica 25

Figura 2. 1 Representación matemática en el plano de la impedancia 26
Figura 2. 2 Componentes eléctricos de una célula 27
Figura 2. 3 Medición impedancia con técnica bipolar 28
Figura 2. 4 Medición impedancia con técnica cuadrapolar 28
Figura 2. 5 Configuración anillar de los electrodos 29
Figura 2. 6 Configuración planar de los electrodos 29
Figura 2. 7 Diseño inicial en 3D para COMSOL 30
Figura 2. 8 Mejoras en diseño 3D utilizando COMSOL 30
Figura 2. 9 Diseño en 3D con tres niveles de electrodos 31
Figura 2. 10 Electrodos configurados como inyector y referencia 32
Figura 2. 11 Flujo eléctrico al simular en COMSOL 33
Figura 2. 12 Vectores de dirección de flujo de corriente en COMSOL 33
Figura 2. 13 Distorsión de la dirección de flujo de corriente 34
Figura 2. 14 Cambio en la dirección de flujo debido a la frecuencia 35
Figura 2. 15 Conexión entre MATLAB y COMSOL 37
Figura 2. 16 Generación de matriz de mediciones desde COMSOL 37
Figura 2. 17 Vista frontal del modelo en COMSOL 38
Figura 2. 18 Vista lateral del modelo en 3D en COMSOL 38
Figura 2. 19 Vista frontal del modelo en COMSOL con tumores 39
Figura 2. 20 Vista lateral del modelo en COMSOL con tumores 39
Figura 2. 21 Simulación utilizando el software de COMSOL 40
Figura 2. 22 Medición utilizando la técnica cuadrapolar 41
Figura 2. 23 Ejemplo de reconstrucción utilizando el software EIDORS 42
Figura 2. 24 Reconstrucción del modelo con tumores 42
Figura 2. 25 Diseño de modelo para pruebas con filtros 43
Figura 2. 26 Reconstrucción antes del filtrado 44
Figura 2. 27 Etapas de filtrado. 44
Figura 2. 28 Procedimientos para el procesamiento digital. 45
Figura 2. 29 Reconstrucción después del filtro de atenuación. 46
Figura 2. 30 Componentes RGB de imagen 46
Figura 2. 31 Máscara de tumor cancerígeno 46
Figura 2. 32 Primera aproximación para máscara de tumor benigno 47
Figura 2. 33 Máscara de tumor benigno 47
Figura 2. 34 Uso de máscaras en la reconstrucción 48
Figura 2. 35 Interfaz USB del Hioki con una computadora 49

Figura 2. 36 Detección de protocolo en la pantalla frontal 49
Figura 2. 37 Clasificación de mensajes de la interfaz 49
Figura 2. 38 Ejemplo de un comando en Hioki 50
Figura 2. 39 Ejemplo de una petición en Hioki 50
Figura 2. 40 Clasificación de mensajes en Hioki 51
Figura 2. 41 Interfaz gráfica del usuario 52
Figura 2. 42 Conexión exitosa entre Hioki y MATLAB 53
Figura 2. 43 Comprobación de petición en Hioki 54
Figura 2. 44 Comparación envío de petición y recepción de información 54
Figura 2. 45 Función de barrido en el Hioki 55
Figura 2. 46 Matriz de instrucciones al programar Hioki 55
Figura 2. 47 Primera propuesta para creación de copa 56
Figura 2. 48 Ruptura por rigidez del látex natural 56
Figura 2. 49 Copas de látex con pintura acrílica 57
Figura 2. 50 Copas de látex con concentrador de esfuerzos 57
Figura 2. 51 Comunicación entre Hioki, Máquina de estados y MUX 58
Figura 2. 52 Simulación en Proteus 59
Figura 2. 53 Matriz de mediciones 59
Figura 2. 54 E-phantom para validación de mediciones 60
Figura 2. 55 Valores medidos contra valores reales de impedancia 60
Figura 2. 56 Caracterización del error de mediciones de impedancia 61
Figura 2. 57 Distribución de electrodos 62
Figura 2. 58 Implementación física temprana 62
Figura 2. 59 Modelo de agar simplificado 63
Figura 2. 60 Verificación de contacto de copa con modelo de agar 63
Figura 2. 61 Modelo con emulador de tumor 64
Figura 2. 62 Modelo de agar con valores de conductividad definidos 64
Figura 2. 63 Modelos de agar clasificados 65
Figura 2. 64 Vista 3D del PCB utilizando Proteus 66
Figura 2. 65 Esquemático personalizado de la tarjeta ARDUINO 67
Figura 2. 66 Elemento PCB personalizado de la tarjeta ARDUINO 67
Figura 2. 67 Circuito esquemático total 68
Figura 2. 68 Primera propuesta utilizando Altium 69
Figura 2. 69 Propuesta de diseño utilizando conector estándar 70
Figura 2. 70 Vista PCB de primera propuesta en Altium 70
Figura 2. 71 Vista 3D de la propuesta 19 cm x 10 cm 71
Figura 2. 72 Renderizado final de la propuesta 19 cm x 10 cm 71
Figura 2. 73 Vista superior PCB propuesta final 72
Figura 2. 74 Vista inferior PCB propuesta final 73
Figura 2. 75 Placa PCB del submódulo para electrodos 73
Figura 2. 76 Submódulo en 3D de conectores 74
Figura 2. 77 Vista superior prototipo implementado 74
Figura 2. 78 Vista inferior prototipo implementado 75
Figura 2. 79 Evolución en el diseño de PCB 75

Figura 2. 80 Emuladores de tumor 76
Figura 2. 81 Añadiendo los emuladores de tumor al modelo de agar 77
Figura 2. 82 Comparación pixel medida real 77
Figura 2. 83 Valor analítico del área y valor del área imagen ideal 78
Figura 2. 84 Comparación tumor inferior izquierdo 79
Figura 2. 85 Comparación tumor inferior derecho 79
Figura 2. 86 Comparación tumor superior central 79
Figura 2. 87 Ejemplo reconstrucción 3D por niveles 80
Figura 2. 88 Ejemplo reconstrucción de solido en 3D 80
Figura 2. 89 Componentes del modelo de la mama 81
Figura 2. 90 Ejemplo de la entidad elemento 81
Figura 2. 91 Ejemplo de la entidad elemento 82
Figura 2. 92 Circulo de cruces de mediciones 83
Figura 2. 93 Relación medición impedancia/vector de mediciones 84
Figura 2. 94 Comparación de vistas superiores reconstrucción 85
Figura 2. 95 Comparación de vistas laterales 85
Figura 2. 96 Diagrama simplificado de reconstrucción 3D 87
Figura 2. 97 Vista isométrica de reconstrucción 3D 87
Figura 2. 98 Vista frontal reconstrucción en 3D 88
Figura 2. 99 Diseño de modelos de agar para validación en 3D 89
Figura 2. 100 E-tumores insertados en modelos de agar para reconstrucción 3D 90
Figura 2. 101 Numeración de electrodos desde la vista superior 91
Figura 2. 102 Vista superior de reconstrucción 3D desde modelos de agar 91
Figura 2. 103 Vista lateral de reconstrucción 3D desde modelo de agar 92
Figura 2. 104 Vista isométrica de reconstrucción 3D desde modelo de agar 92

Figura 3. 1 Diferentes sostenes utilizados para pruebas con pacientes 95
Figura 3. 3 Voluntaria realizándose prueba 96
Figura 3. 4 Caracterización usando 10k Hz 97
Figura 3. 5 Caracterización usando 50k Hz 98
Figura 3. 6 Caracterización usando 100k Hz 99
Figura 3. 7 Caracterización usando 150k Hz 100
Figura 3. 8 Caracterización usando 250k Hz 101
Figura 3. 9 Caracterización usando 500k Hz 102
Figura 3. 10 Eliminación de mediciones sin contacto 102
Figura 3. 11 Comparación entre caracterización de agar y medición de paciente 103
Figura 3. 12 Valores filtrados en medición de voluntaria con referencia a datos experimentales 104
Figura 3. 13 Caracterización grupo de control 10 kHz 105
Figura 3. 14 Caracterización grupo de control 50kHz 106
Figura 3. 15 Caracterización grupo de control 100kHz 107
Figura 3. 16 Caracterización grupo de control 150 kHz 107
Figura 3. 17 Caracterización grupo de control 250 kHz 108
Figura 3. 18 Caracterización grupo de control 500 kHz 108

Agradecimientos

Al CONAHCYT por el apoyo económico, al Tecnológico Nacional de México en Celaya por todas las facilidades al realizar mis estudios.

A mis asesores por siempre guiarme en el proceso de obtención de grado con paciencia y sabiduría.

A mi madre por heredarme su resiliencia y la dedicación al trabajo, a mi padre por heredarme el gusto por los desafíos y la disciplina para conquistarlos.

A mi hermano por siempre inspirarme con su valentía y determinación, a mi cuñada por su optimismo y su alegría contagiosa.

A mi hermano de otra madre; Alejandro Banda, a la voz de la razón; Pablo Guzmán y a mi "ese será mi amigo desde el primer día"; Ignacio Mendo.

A todas las personas del posgrado que estuvieron soportando en los momentos más difíciles a mi lado: Mi amigo y la persona más leal que nunca conocí Daniel Mejía, a mi futuro compadre Adán Antonio "Papú", Irais "Mamu", "Jos" Magaña, Oscar, Nena Upe ❤️, gracias por estar a pie de cañón junto conmigo por esas jornadas maratónicas de trabajo y sobre todo por su apoyo incondicional. Este logro es de todos.

Last but not least, I wanna thank me
I wanna thank me for believing in me
I wanna thank me for doing all this hard work
I wanna thank me for having no days off
I wanna thank me for, for never quitting
I wanna thank me for always being a giver
And tryna give more than I receive
I wanna thank me for tryna do more right than wrong
I wanna thank me for just being me at all times

Resumen

El cáncer de mama es una enfermedad en la que las células malignas se desarrollan en los tejidos de la mama. Es uno de los cánceres más comunes entre las mujeres en todo el mundo, aunque también puede afectar a los hombres en menor medida. La detección temprana es fundamental para el tratamiento exitoso del cáncer de mama, y existen varias técnicas de diagnóstico que se utilizan para este fin, una de las cuales es la tomografía de impedancia eléctrica (TIE). La tomografía de impedancia eléctrica es una técnica de imagenología médica que utiliza corrientes eléctricas débiles para evaluar la conductividad eléctrica de los tejidos. En el contexto del cáncer de mama, la TIE puede ser útil como una herramienta complementaria para detectar y diagnosticar la enfermedad. La razón detrás de esto radica en que los tumores cancerosos suelen tener una estructura celular diferente de la de los tejidos sanos circundantes, lo que afecta su conductividad eléctrica.

Para la detección de tumores en la mama se propuso un sistema modular multielectrodo y multifrecuencia. El sistema propuesto consiste en electrodos distribuidos de manera anillar en tres niveles, se utiliza un medidor de impedancia Hioki IM3536 y multiplexores para distribuir la corriente de inyección en los distintos electrodos (elaborados de Ag/AgCl) del sistema. Se describen las etapas de diseño e implementación del sistema.

Para la interpretación y validación de resultados se utilizaron modelos de agar que emulan las propiedades eléctricas de los tejidos más relevantes. Los resultados de estas pruebas son presentados en las secciones correspondientes. Se presenta además las reconstrucciones generadas durante las diferentes etapas de desarrollo hasta llegar a la versión final del proyecto.

Se exponen las caracterizaciones obtenidas después de las pruebas con pacientes que facilitan la clasificación entre pacientes sanos y pacientes con tumores, en distintas frecuencias de muestreo.

Abstract

Breast cancer is a disease in which malignant cells grow in the tissues of the breast. It is one of the most common cancers in women worldwide, although it can also affect men to a lesser extent. Early detection is critical to the successful treatment of breast cancer, and there are several diagnostic techniques used for this purpose, one of which is electrical impedance tomography (EIT). Electrical impedance tomography is a medical imaging technique that uses weak electrical currents to assess the electrical conductivity of tissue. In the context of breast cancer, EIT can be useful as a complementary tool for detecting and diagnosing the disease. This is because cancerous tumors often have a different cellular structure than surrounding healthy tissue, which affects their electrical conductivity.

A modular multi-electrode, multi-frequency system has been proposed for the detection of breast tumors. The proposed system consists of electrodes distributed in a three-level ring pattern, a Hioki IM3536 impedance meter, and multiplexers are used to distribute the injection current to the different electrodes (made of Ag/AgCl) of the system. The design and implementation stages of the system are described.

Agar models emulating the electrical properties of the most relevant tissues were used to interpret and validate the results. The results of these tests are presented in the corresponding sections. The reconstructions generated during the different stages of development up to the final version of the project are also presented.

The characterizations obtained after testing with patients that provide the classification between healthy patients and patients with tumors, at different sampling frequencies, are presented.

INTRODUCCIÓN

Cáncer de mama

El cáncer de mama es una enfermedad en la que las células malignas se desarrollan en los tejidos de la mama. Entre los síntomas se incluyen cambios en los pezones, un bulto en la mama, cambios en el tamaño, forma o aspecto de la mama, piel roja, descamada o gruesa en el pezón o seno, secreción del pezón que no sea leche materna y ganglios linfáticos hinchados [1][2].

El cáncer de mama puede tener un impacto significativo en la vida de las personas, tanto a nivel físico como emocional:

- **Impacto psicológico:** El diagnóstico y tratamiento del cáncer de mama pueden generar ansiedad, depresión y estrés emocional en los pacientes, así como en sus familiares. La preocupación por la enfermedad, el miedo a la recurrencia y los cambios en la imagen corporal pueden afectar la calidad de vida emocionalmente [3][4].

- **Calidad de vida:** Los tratamientos como la quimioterapia pueden causar efectos secundarios físicos, como fatiga, náuseas, pérdida de cabello y problemas de sueño, lo que puede disminuir la calidad de vida de las personas afectadas [5][6].

- **Impacto económico:** El tratamiento del cáncer de mama puede implicar gastos médicos significativos y pérdida de ingresos debido a la incapacidad para trabajar durante el tratamiento. Esto puede generar preocupaciones financieras adicionales para los pacientes y sus familias. Los determinantes sociales de la salud, como el nivel socioeconómico y los ingresos, también influyen en el impacto económico del cáncer de mama en los pacientes. Aquellos con recursos económicos limitados pueden enfrentar mayores dificultades para acceder a la atención médica adecuada y enfrentar los costos asociados con el tratamiento y el cuidado a largo plazo [7][8].

El cáncer de mama es una de las principales preocupaciones de salud en México, con una incidencia considerable y un impacto significativo en la población femenina del país.

1. **Incidencia y Prevalencia:** En México, el cáncer de mama es la neoplasia más prevalente en mujeres, con una incidencia anual de aproximadamente 38.4 por cada 100,000 mujeres. Esto representa una carga considerable para el sistema de salud mexicano y la sociedad en general [9].

2. **Tasa de Mortalidad:** Aunque la tasa de mortalidad por cáncer de mama en México ha disminuido, sigue siendo significativa. En comparación con la tasa mundial de 13.6 casos por cada 100,000 mujeres, la tasa de mortalidad en México es de aproximadamente 10.6 casos por cada 100,000 mujeres, lo que indica la importancia de continuar mejorando las estrategias de detección temprana y tratamiento [10].
3. **Estadísticas Oficiales:** Según datos del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), se estima que anualmente se producen alrededor de 13,960 nuevos casos de cáncer de mama en mujeres en México, con una incidencia de 23.3 casos por cada 100,000 mujeres. Estas cifras reflejan la magnitud del problema y la necesidad de políticas y programas de salud efectivos para abordarlo [11].

Las pruebas de detección de cáncer de mama pueden ayudar a detectar el cáncer de mama temprano, antes de que se presente cualquier síntoma. En muchos casos, detectar el cáncer de mama temprano hace que sea más fácil tratarlo o curarlo. Pero las pruebas de detección también conllevan riesgos, como por ejemplo pasar por alto signos de cáncer. El momento para comenzar las pruebas de detección puede depender de su edad y sus factores de riesgo [12]. Dentro de los exámenes para detección más populares se mencionan los siguientes:

Mamografía es el tipo más común de prueba de detección. Se trata de una radiografía de la mama que se toma utilizando una máquina especial de rayos X. Esta prueba se realiza en un hospital o clínica y tarda aproximadamente unos 15 minutos. Las mamografías pueden encontrar tumores que son demasiado pequeños como para sentirse [13]. El rango de longitud de onda de los rayos X está entre 0,01 nm y 10 nm, que corresponde a un intervalo de energías de aproximadamente 1 keV a 150 keV, para aplicaciones médicas, se utilizan rayos X de energías bajas por razones de seguridad. Para visualizar tejidos blandos, la energía típica de rayos X es de unos 20 keV [14]. La espera de los resultados de las pruebas puede ser un momento muy preocupante para el paciente, generando ansiedad. Muchas personas se preocupan por los posibles efectos de la radiación. La cantidad de radiación que se recibe de una radiografía es extremadamente pequeña y no causa molestia. El riesgo de que la radiación cause algún problema a largo plazo es muy pequeño. El beneficio de descubrir qué es lo que está mal supera cualquier riesgo que pueda haber por la radiación. [15]. Los resultados dependen de la interpretación visual y diagnóstico del médico, que puede requerir pruebas adicionales para definir si se trata de un tumor benigno o maligno.

El ultrasonido mamográfico utiliza tanto la transmisión y señales reflejadas para crear imágenes de las propiedades acústicas del tejido, como la velocidad del sonido, la atenuación, compresibilidad, o densidad de dispersión [16]. Estas imágenes son

particularmente útiles para caracterizar el tejido mamario y diferenciar las lesiones benignas de las malignas, como lo demuestran los ensayos realizados por Greenleaf et al [17]. El ultrasonido se utiliza en conjunto con frecuencia para evaluar las masas palpables y las masas no palpables que se han detectado durante la mamografía de detección, es una herramienta para mejorar el diagnostico medico de un paciente [18-22]. El ultrasonido demuestra un desempeño mejor en los casos donde existan masas no calcificadas en la mama (que son difícilmente identificadas por una mamografía), donde se requiera un área más amplia de análisis, incluso se ha demostrado que el ultrasonido es capaz de detectar cáncer que no es visible en una mamografía o demasiado pequeño para ser palpable [23].

La resonancia magnética mamaria utiliza un poderoso campo magnético, ondas de radio y una computadora para producir imágenes detalladas de las estructuras dentro del seno. Se utiliza principalmente como una herramienta complementaria a la exploración de los senos con mamografía o ultrasonido. Se puede utilizar para examinar a mujeres con alto riesgo de padecer cáncer de mama, evaluar el alcance del cáncer después del diagnóstico o evaluar más a fondo las anomalías observadas en la mamografía [24]. Gracias al alto contraste y alta resolución es un método muy preciso para determinar la extensión del cáncer de mama. Esta información puede utilizarse para mejorar la terapia definiendo mejor el alcance de la cirugía necesaria, coordinando la cirugía adicional si la cirugía inicial da lugar a márgenes patológicos positivos y determinando la eficacia y el alcance de la enfermedad residual después de la terapia no quirúrgica [25]. De manera rutinaria se requiere inyectar un agente de contraste a base de gadolinio para mejorar la resolución de la imagen [26]. Se recomienda que la resonancia magnética se lleve en conjunto con ultrasonido mamográfico y procedimientos de biopsia con aguja [27].

Una biopsia de mama es una prueba que extrae tejido o a veces líquido del área sospechosa. Las células extraídas se examinan bajo un microscopio y se analizan más a fondo para comprobar la presencia de cáncer de mama. Una biopsia es el único procedimiento de diagnóstico que puede determinar definitivamente si el área sospechosa es cancerosa [28]. Los diagnósticos histológicos benignos de biopsias de mama son comunes y han sido asociados con el futuro desarrollo del cáncer de mama. Varias patologías se clasifican como benignas, y el aumento del riesgo asociado a la hiperplasia atípica ha sido bien establecido por diversos investigadores [29-34]. Este análisis es útil porque evalúa la asociación entre la información real proporcionada a los médicos con ayuda de otras técnicas de detección y el posterior diagnóstico de cáncer de mama [35].

Los sistemas ópticos para detección de cáncer de mama utilizan la peculiaridad del tejido tumoral de absorber más luz infrarroja que el tejido normal. Para realizar el estudio, que dura aproximadamente 15 minutos, la paciente se coloca boca abajo sobre una mesa ajustable con la mama que va a analizarse sumergida en un líquido tibio y estabilizada entre dos placas. A diferencia de la mastografía, sólo es necesaria una leve compresión de la mama y no se expone a la paciente a radiaciones ionizantes [36]. Es un método que ha demostrado resultados satisfactorios para el estudio no invasivo de la mama [37-39]. La imagen obtenida puede tener un papel importante en la investigación y detección del cáncer de mama, a pesar de su baja resolución, evaluando las características funcionales y moleculares del cáncer [40]. Las imágenes pueden convertirse en un método de representación con una resolución a escala milimétrica al sondear los órganos. Esto se debe a que el tejido dispersa la luz de manera significativa. Por lo tanto, los fotones que se propagan en el interior del tejido no siguen caminos rectos como lo hacen los fotones de rayos X en una mamografía, sino que se difunden y siguen caminos aleatorios [41] este proceso afecta la resolución de la imagen.

La termografía mamaria se basa en la localización de patrones anormales de calor en la superficie del cuerpo y regiones cercanas a la piel. Cuando el flujo sanguíneo y el metabolismo aumentan, la temperatura sube, lo que permite identificar la ubicación del tumor. Los tumores cancerosos, específicamente el de cáncer de seno, tienen una generación de calor metabólica más alta, las células se reproducen más rápido que en el tejido normal. Esas variaciones de temperatura se pueden visualizar a través de la termografía infrarroja. Este método de exploración clínica, además de no ser invasivo, permite la detección de formaciones anormales menores a seis milímetros de diámetro y a una profundidad de dos centímetros en el seno [42]. La Administración de Alimentos y Medicamentos de los Estados Unidos (FDA, por sus siglas en inglés) sólo ha aprobado la termografía como una herramienta “complementaria”; es decir, para su uso junto con una prueba primaria como la mamografía. Ciertamente, la termografía no ha demostrado ser eficaz como una prueba independiente para la detección del cáncer de seno ni para su diagnóstico en su fase inicial [43].

La espectroscopia de impedancia eléctrica es una técnica para medir las propiedades eléctricas de un material en función de la frecuencia. Estas propiedades (permitividad y conductividad) no se pueden medir directamente se deducen de la medición de la impedancia eléctrica compleja que es la variable medible en una muestra. Se han realizado pruebas de espectroscopia de impedancia eléctrica con la finalidad de caracterizar los tejidos biológicos en los cuales se presenta gran cantidad de datos referentes a las propiedades eléctricas de tejidos del cuerpo humano [44,45]. La impedancia eléctrica del cuerpo humano sufre considerables cambios al ser afectado por ciertas enfermedades (cáncer). En algunos casos es posible detectar variaciones en las mediciones de impedancia eléctrica, incluso antes de que se presenten síntomas.

Algunos trabajos relacionados a la aplicación de esta técnica son el análisis de la piel, lengua, próstata y cáncer de mama, al igual que el diagnóstico temprano de linfedema [46]. La información obtenida de las mediciones se representa utilizando grafica de magnitud de impedancia, para identificar tumores malignos en la mama, se comparan patrones para diferenciar los tejidos saludables de los tejidos con carcinoma [47].

La tomografía de impedancia eléctrica (del inglés Electrical Impedance Tomography) es un método de obtención de imágenes relacionadas con la distribución de impedancias en el interior de un objeto mayormente en 2D [48]. Usualmente la medición de las impedancias eléctricas en la mama se realiza utilizando electrodos. La conductividad eléctrica de muchos tumores, en particular los tumores malignos de mama, puede diferir significativamente de la conductividad del tejido normal circundante [49]. La aplicación de este método en la detección del cáncer de mama requiere un diseño especial del sistema de medición y un algoritmo de reconstrucción de imágenes, se requiere definir si se representara la medición con una imagen bidimensional o tridimensional. La resolución del sistema TIE cae significativamente a medida que aumenta la distancia entre los electrodos de medición, y los esquemas tradicionales de medición TIE son inadecuados para la mamografía debido a esto. El gran número de electrodos, que se requieren para proporcionar una resolución aceptable del sistema, conduce a enormes aumentos en el tiempo de cálculo para la reconstrucción de la imagen [50]. Es posible reconstruir la distribución de la impedancia interna de la mama analizada, utilizando un algoritmo de reconstrucción de imágenes apropiado y un modesto número de electrodos para la medición como lo comprueban algunas investigaciones [51]. El uso de la tomografía por impedancia eléctrica (TIE) es una prometedora aplicación para la detección de cáncer. Sus principales ventajas son: 1) seguridad absoluta al obtener las mediciones; 2) alto potencial de correlación de la impedancia eléctrica de los tejidos biológicos con su estado fisiológico; 3) Los equipos TIE son compactos y baratos; y 4) procedimiento de examen simple. Las desventajas del método son la baja resolución, lo cual es más con una mayor distancia debajo de la superficie del cuerpo del paciente, también existe el hecho de que en muchos casos existe la generación dinámica de imágenes (es decir, en la reconstrucción de las imágenes puede existir un cambio de conductividad entre dos mediciones consecutivas) [52].

La TIE ha obtenido una enorme atención e interés en diversos campos como la imagen médica. mostrando resultados satisfactorios en aplicaciones de diagnóstico pulmonar [53-56] También se ha utilizado para la vigilancia térmica del tratamiento de la hipertermia [57,58], así como representar los cambios por epilepsia en el cerebro [59]. La ventaja de la TIE al obtener imágenes en 3D ha permitido un análisis más realista, aumentando la resolución con una mayor cantidad de información. Las imágenes en 3D

han demostrado mejorar la precisión del diagnóstico en enfermedades pulmonares [60,61] y en la medición de actividad cerebral [62].

Dentro de las aplicaciones de la TIE para la detección de cáncer en la mama se ha confirmado mediante experimentación que, en tejidos biológicos, la conductividad está relacionada con la frecuencia de la señal de excitación aplicada. La sensibilidad (tamaño mínimo para detectar un tumor) de una técnica depende de diversos factores como la cantidad de electrodos, su distribución en la mama, la frecuencia de medición y el tamaño de los electrodos por mencionar algunos. Se ha propuesto sistemas experimentales con un arreglo anillar de electrodos, y tumores simulados utilizando objetos biológicos (papa y zanahoria) sumergidos en soluciones salinas, teniendo una sensibilidad de detección desde 20 mm [63]. Se han propuesto además sistemas con arreglos planares de electrodos con la particularidad de poseer un sistema rotativo que aumenta el número de mediciones lo que se traduce en un aumento de resolución para la imagen generada, en esta propuesta se realizaron pruebas en una mama simulada lo que permitió la detección de tumores de hasta 20 mm con errores del 10% [64]. Otra propuesta presenta un sistema compuesto de un analizador de impedancias, un sistema de selección y un par de copas de látex, cada una de las cuales cuenta con un arreglo anillar de ocho electrodos, el sistema demostró un grado aceptable de éxito al detectar anomalías en la mama mayores a 10 mm [47].

La imagen en 3D aplicada en la TIE ha apoyado a mejorar la calidad del diagnóstico de tumores en la mama ya sea representando la forma irregular de tumores [63], ayudando a medir la propagación de un tumor dentro de la mama [65] o generando imágenes de buena resolución que permitan detectar tumores pequeños [66].

A nivel mundial existe la problemática de adquirir equipos para la detección de cáncer de mama en cantidad suficiente debido al alto costo y complejidad para su manipulación [67]. Actualmente existen algunas propuestas auxiliares en el diagnóstico de cáncer de mama que presentan los resultados en imágenes 2D lo que se traduce en problemas para identificar la localización exacta, la magnitud y la propagación del tumor requiriendo pruebas adicionales antes de proceder a la biopsia.

Aunque la mamografía se considera como el método por excelencia, en general el uso de esta técnica se ve afectado por la edad del paciente. Suele tener una baja sensibilidad en mujeres menores de 40 años, debido a que presentan una alta densidad mamaria. Esto complica la detección de tumores cancerosos debido a su baja incidencia y su rápida propagación [68].

Se debe mencionar los principales inconvenientes de algunas técnicas populares de detección, por ejemplo, la aplicación intravenosa de gadolinium para generar contraste en la resonancia magnética, su uso es muy peligroso en personas con insuficiencia renal y es causante de una enfermedad muy grave conocida como fibrosis sistémica nefrogénica. El ultrasonido mamográfico, aunque presenta una resolución

bastante aceptable genera un número de biopsias en relación a los cánceres detectados que es tres veces mayor al que presenta la mamografía y el 90% de los resultados son tumores benignos. Se ha demostrado que la biopsia genera estrés y trauma en el paciente, pero requiere un diagnóstico auxiliar para determinar la localización del tumor para extraer la muestra.

Justificación

Los conocimientos actuales sobre las causas del cáncer de mama son insuficientes, por lo que la detección temprana sigue siendo el punto más importante de la lucha contra esta enfermedad. Cuando el cáncer de mama se detecta en una etapa temprana, las posibilidades de curación son elevadas, si se detecta tardíamente es difícil ofrecer un tratamiento curativo. En México a partir del año 2006, el cáncer de mama desplaza al cáncer cérvico uterino para ubicarse como la primera causa de muerte por cáncer en la mujer.

Se estima que quince mexicanas mueren al día a causa del cáncer de mama. Aguascalientes, Campeche y Colima, tienen la mayor incidencia de casos. En 2014 había 689 mastógrafos a nivel nacional en instituciones públicas de salud, donde la mayor concentración estaba en la Ciudad de México cantidad que es insuficiente para realizar estudio a la población vulnerable de mujeres en México (Mujeres mayores de 25 años).

A fin de poder ofrecer un diagnostico oportuno se requiere de una técnica de imagen para detectar el cáncer de mama que fuera de alta sensibilidad, alta especificidad, no invasiva, costo-efectiva y que ofrezca un elevado valor predictivo

Hipótesis

Las imágenes obtenidas en 3D del sistema de TIE aplicado son dependientes de los parámetros de sensibilidad y especificidad.

Objetivo General

Diseñar y desarrollar un sistema de tomografía de impedancia eléctrica con multielectrodos ubicados en tres niveles para la obtención de imágenes en 3D del tejido mamario que permita discriminar entre pacientes con tumores y pacientes sanos

Objetivos Específicos

1. Diseñar un modelo computacional en 3D que permita simular la distribución de conductividad de la mama
2. Implementar las herramientas (hardware-software) necesarias para medir la distribución de la conductividad en una mama a partir de señales eléctricas multifrecuencia.
3. Proponer un sistema de TIE para la representación en 3D del tejido mamario con tumores.
   3.1. Validar modelo con pruebas clínicas.

   3.2. Análisis estadístico y presentación de datos obtenidos

   3.3. Redacción de tesis y envió de al menos un artículo de investigación en revistas JCR

4. Analizar las imágenes obtenidas del sistema variando los valores de sensibilidad y especificidad.

El sistema propuesto (Figura 1.1) consta de un sostén diseñado con una capa aislante que contiene 24 electrodos divididos en 3 niveles de 8 electrodos cada uno. Se tienen dos capas aislantes (una para cada mama), los electrodos están comunicados con un sistema de multiplexado que distribuye la corriente de inyección entre los electrodos. La inyección de corriente y la medición de impedancia es realizada por un medidor LCR de marca Hioki modelo IM3536. Las mediciones son procesadas utilizando MATLAB y almacenadas en EXCEL. El procesamiento en MATLAB permite la reconstrucción en 3D de las mediciones de impedancia.

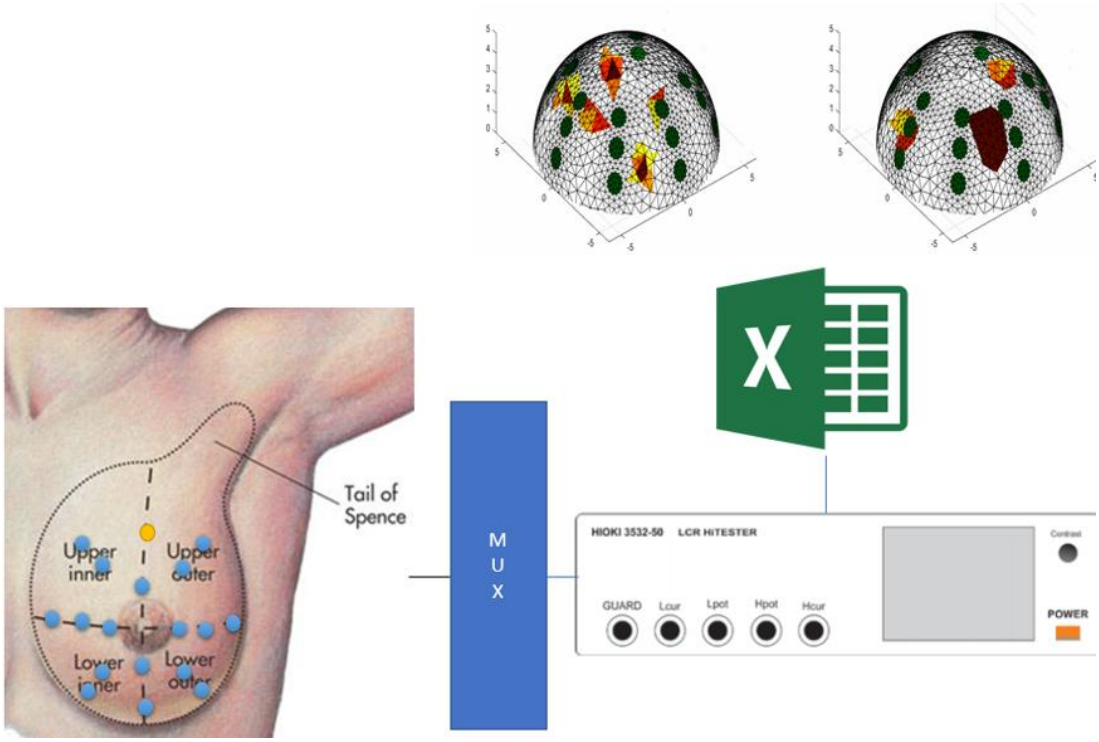


Figura 1.1. Sistema propuesto

MARCO TEÓRICO

La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) es una técnica que permite obtener imágenes de la distribución de impedancias en el interior de un objeto mediante la inyección de corrientes eléctricas. Surgió en los trabajos de Webster y Henderson en 1978 [69] y fue desarrollada más ampliamente por Barber y Brown en 1982 [70]. Las aplicaciones médicas de la TIE usan frecuencias y amplitudes de corriente que cumplen con normas de seguridad. Existen tres tipos principales de imágenes: absoluta, dinámica y diferencial, cada una con características específicas respecto a cómo reflejan las variaciones de impedancia. La técnica enfrenta desafíos en la baja resolución de las imágenes, lo que ha llevado a desarrollar estrategias óptimas de inyección de corriente, tales como la adyacente, polar y trigonométrica, con el objetivo de mejorar la distinguibilidad de las diferentes conductividades. Estas estrategias se basan en el criterio de distinguibilidad definido por Isaacson en 1986 [71], que maximiza la diferencia de tensiones en el contorno del objeto con y sin perturbación.

Estrategias de inyección

El estudio de la estrategia de inyección en tomografía de impedancia eléctrica (TIE) es crucial para optimizar la resolución espacial y la distinguibilidad de diferentes conductividades, factores clave para su uso en el diagnóstico clínico, donde la baja resolución es un desafío significativo. Existen tres estrategias básicas de inyección de corriente: adyacente, polar y trigonométrica. El criterio de elección de la inyección se basa en la optimización de la distinguibilidad, definida por Isaacson [71]. Este criterio maximiza la diferencia de tensiones en el contorno del objeto con y sin perturbación. Para mejorar la estrategia de inyección, es necesario resolver el problema directo para obtener las tensiones en el contorno y estudiar los límites teóricos de la tomografía en relación con la distinguibilidad. En la Figura 1.1 se observan las principales estrategias de inyección en EIT, la polar (izquierda), inyección adyacente (centro) e inyección trigonométrica (derecha).

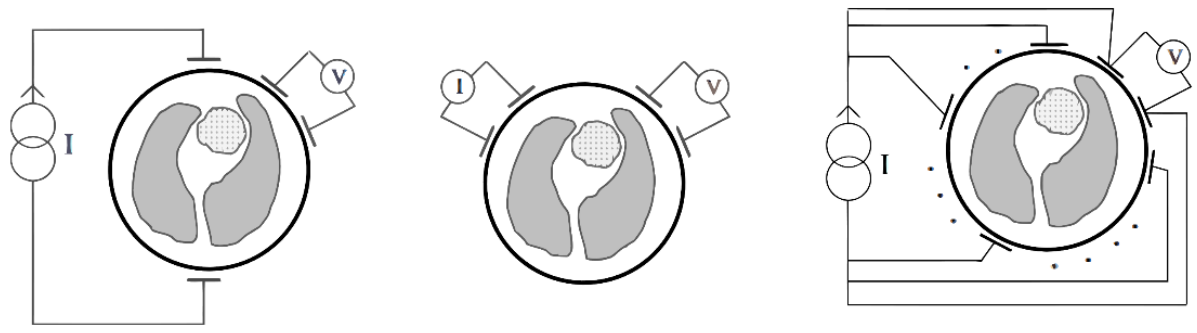


Figura 1. 1 Estrategias de inyección en tomografía

La resolución espacial de la medición de impedancia puede mejorarse utilizando un arreglo de electrodos alrededor del conductor de volumen de interés. La corriente eléctrica puede inyectarse consecutivamente a través de diferentes pares de electrodos disponibles y el voltaje correspondiente se mide consecutivamente con todos los pares de electrodos restantes. De este modo, es posible, utilizando ciertos algoritmos de reconstrucción, crear una imagen de la impedancia de diferentes regiones del conductor de volumen. Este método de obtención de imágenes se llama imagen de impedancia. Debido a que la imagen se construye generalmente en dos dimensiones a partir de una sección del conductor de volumen, el método también se denomina tomografía de impedancia o ECCT (tomografía computarizada de corriente eléctrica). Así, la tomografía de impedancia es un método de obtención de imágenes que puede complementar la tomografía por rayos X (tomografía computarizada, TC), la imagen por ultrasonido, la tomografía por emisión de positrones (PET), entre otros [72-74].

Al crear una imagen, es deseable limitar la región involucrada y conocer la geometría de dicha región. En general, esto solo se conoce con precisión si la señal de energía se propaga de manera lineal. Esta condición se cumple para los rayos X y para la radiación nuclear. También es cierto en la fotografía ordinaria, con la adición de que los rayos de luz se doblan en la lente de una manera conocida con precisión. Si la energía radiante se propaga a lo largo de una trayectoria desconocida, o si se propaga desde la fuente hasta el objetivo a través de varios caminos (es decir, a través de un gran volumen), no es posible crear una imagen precisa. Como ejemplos de esto en fotografía (o visión), se pueden mencionar el halo alrededor del sol o el espejismo.

En la tomografía de impedancia, el problema fundamental en la reconstrucción de imágenes es que, en un caso general, no se puede forzar a la corriente eléctrica a fluir linealmente (o incluso a lo largo de un camino conocido) en un conductor de volumen no homogéneo. Dado que no hay fuentes dentro del conductor de volumen (todas las fuentes están en la superficie delimitante en forma de corrientes aplicadas), es posible crear un campo de corriente lineal en un conductor de volumen homogéneo de forma arbitraria. En el sentido de la tomografía de impedancia, sin embargo, tal conductor de volumen es de menor interés, ya que su imagen sería un 50% gris (es decir, uniforme) en todo su volumen.

La precisión de estas imágenes no está limitada por el tamaño de los electrodos, como ocurre con el tamaño del foco del tubo de rayos X y el detector en la tomografía computarizada. En la obtención de imágenes por impedancia, la imagen se ve borrosa porque en un conductor de volumen no homogéneo la trayectoria de la corriente eléctrica no es lineal y, en términos generales, no se conoce con precisión.

Aunque el propósito básico de la tomografía de impedancia es reconstruir una imagen de impedancia a partir de una sección de una zona tridimensional del cuerpo, también puede usarse para un monitoreo más preciso de algunos parámetros fisiológicos. Woo, Hua y Webster [75] presentaron un ejemplo de este tipo de instrumentación para un monitor de apnea infantil más confiable. Con la técnica de tomografía de impedancia es posible concentrar la recolección de datos de impedancia con mayor precisión en el

área pulmonar, evitando así los artefactos causados por los movimientos de la pared torácica.

En la tomografía de impedancia la corriente se inyecta y el voltaje se mide a través de diferentes pares de electrodos para evitar el error debido a la impedancia de contacto. A pesar del problema de la impedancia de la piel, para obtener la mayor sensibilidad a los cambios en la resistividad del cuerpo, también deben incluirse los voltajes de los electrodos que conducen corriente [76]. A continuación, se describen algunos de los métodos de medición que se utilizan.

Método de electrodos vecinos

Brown y Segar (1987) propusieron un método en el cual la corriente se aplica a través de electrodos vecinos, mientras que el voltaje se mide sucesivamente con todos los pares de electrodos adyacentes [77]. La Figura 1.2 ilustra la aplicación de este método en un conductor cilíndrico con 16 electrodos espaciados equitativamente. La corriente se aplica inicialmente a través de los electrodos 1 y 2, siendo la densidad de corriente más alta entre estos y disminuyendo rápidamente con la distancia. El voltaje se mide sucesivamente entre los pares de electrodos 3-4, 4-5, hasta 15-16, produciendo 13 mediciones independientes. El siguiente conjunto de mediciones de voltaje se obtiene aplicando corriente entre los electrodos 2 y 3. Con un sistema de 16 electrodos, se obtienen un total de 208 mediciones de voltaje, pero debido al principio de reciprocidad, solo 104 de estas son independientes. En la Figura 1.2.A se muestran las primeras cuatro mediciones de voltaje, en la Figura 1.2.B se muestran el siguiente conjunto de 13 mediciones al cambiar el par de electrodos inyectores.

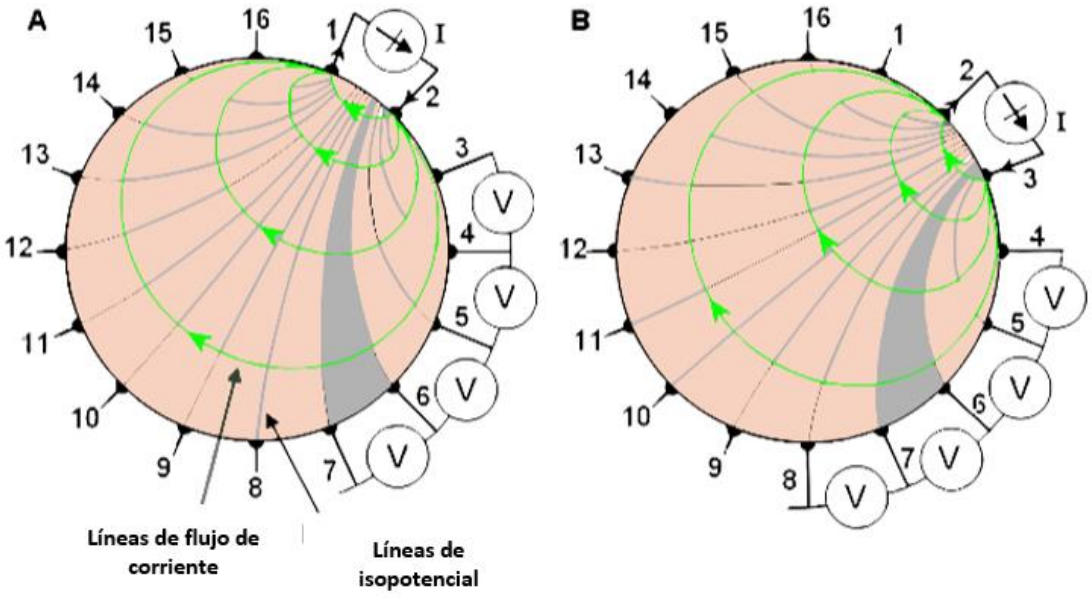


Figura 1. 2 Método electrodos vecinos con 16 electrodos

Este método de aplicación de corriente a través de electrodos vecinos y la medición sucesiva del voltaje es una técnica común en la tomografía de impedancia eléctrica (TIE). Su uso permite obtener múltiples mediciones que luego pueden ser procesadas para reconstruir imágenes de la distribución de impedancia dentro del volumen conductor. Sin embargo, el supuesto de que cada medición representa la impedancia entre líneas equipotenciales es un área de debate, ya que investigaciones posteriores [78] han demostrado que las corrientes no necesariamente siguen caminos predecibles en medios no homogéneos, lo que puede afectar la precisión de las imágenes obtenidas.

Método cruzado

El método cruzado es una variante del enfoque tradicional en la tomografía de impedancia eléctrica (TIE), que busca mejorar la sensibilidad general de las mediciones en el área interna del conductor de volumen, lo que lo hace más adecuado para aplicaciones donde se necesita una cobertura uniforme en todo el cuerpo, a diferencia del método de electrodos vecinos que es más adecuado para mediciones en la periferia [79].

En este método, se seleccionan primero electrodos adyacentes, por ejemplo, los electrodos 16 y 1, como referencia de corriente y voltaje, respectivamente. Luego, se usa otro electrodo de corriente, el electrodo 2. El voltaje se mide sucesivamente en los otros 13 electrodos usando el electrodo 1 como referencia.

El procedimiento se repite aplicando corriente a través del electrodo 4, y nuevamente se mide el voltaje para los otros 13 electrodos. Esta secuencia incluye 7 × 13 = 91 mediciones. Luego, el ciclo se repite utilizando los electrodos 3 y 2 como referencia de corriente y voltaje, respectivamente, aplicando corriente primero en el electrodo 5 y luego midiendo el voltaje en los otros 13 electrodos. En total, se realizan 182 mediciones, de las cuales solo 104 son independientes debido a la reciprocidad.

En la Figura 1.3 se plasma la secuencia del método cruzado desde A hasta D.

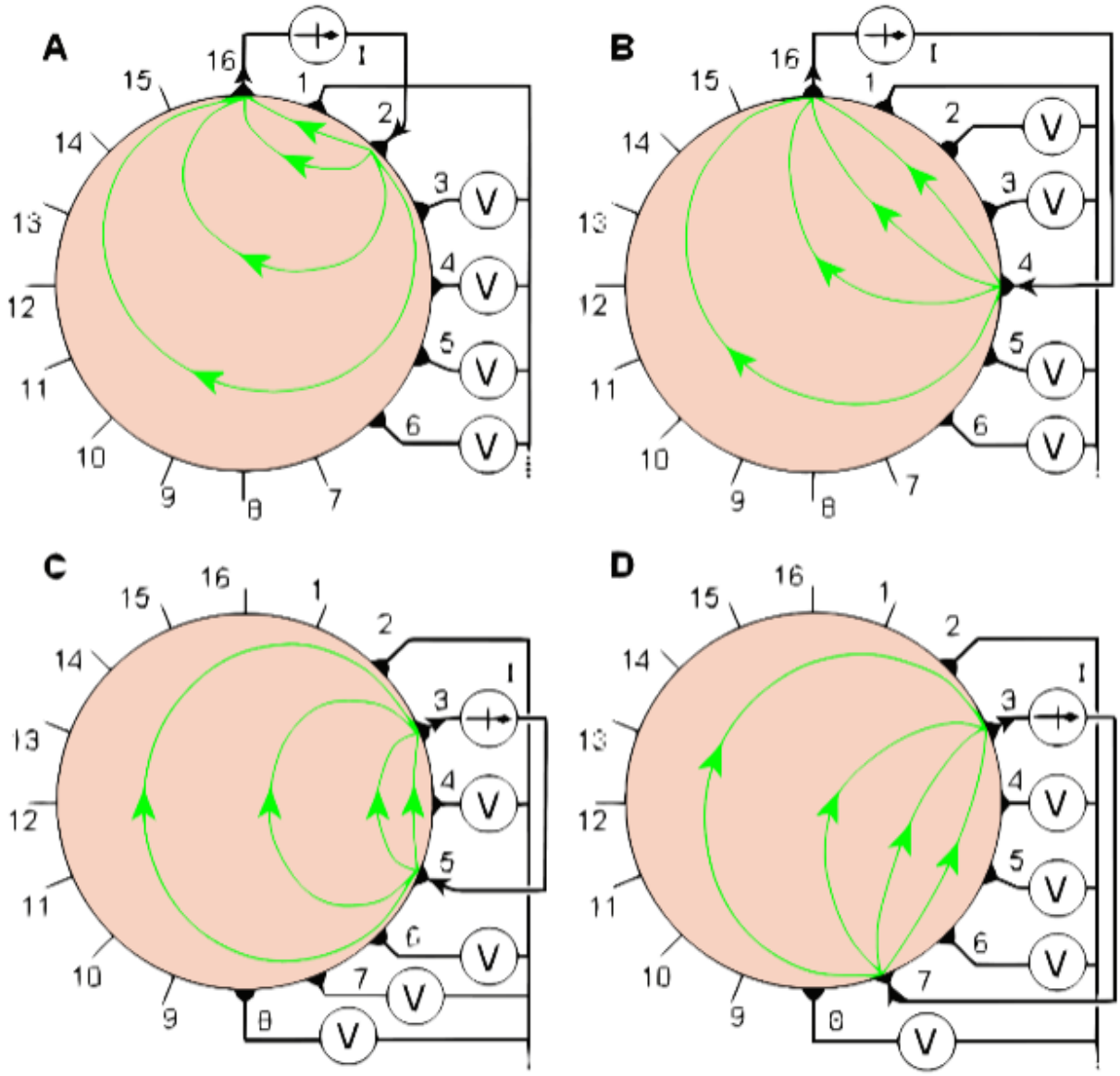


Figura 1. 3 Método cruzado de inyección

Método opuesto

El método opuesto se utiliza para mejorar la uniformidad de la distribución de la corriente, lo que resulta en una mejor sensibilidad en comparación con otros métodos de inyección de corriente. Este enfoque es útil en aplicaciones de tomografía de impedancia eléctrica (TIE) cuando se busca obtener mediciones más precisas y uniformes a lo largo del volumen conductor [80]. En este método se inyecta corriente a través de dos electrodos diametralmente opuestos (electrodos 16 y 8 en la Figura 1.4A). El electrodo adyacente al electrodo que inyecta la corriente se usa como voltaje de referencia. Se mide el voltaje de todos los demás electrodos excepto de los electrodos de corriente, obteniéndose 13 mediciones de voltaje.

El siguiente conjunto de 13 mediciones se obtiene seleccionando los electrodos 1 y 9 como electrodos de corriente (Figura 1.4B). Cuando se utilizan 16 electrodos, el método produce 8×13 = 104 mediciones.

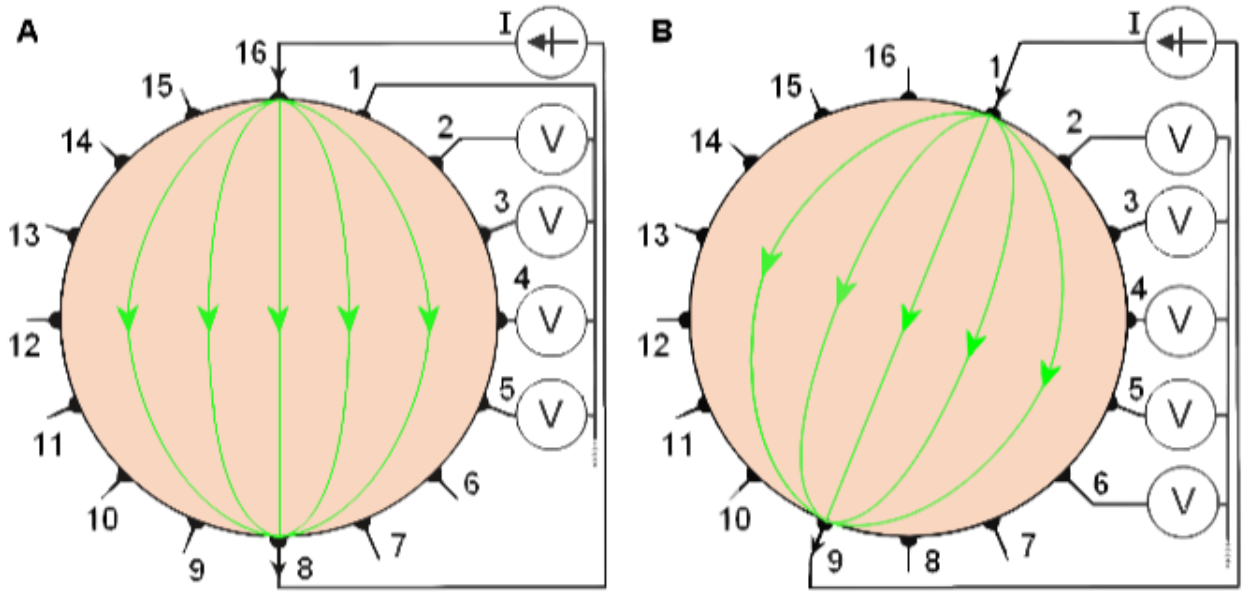


Figura 1. 4 Medición utilizando el método opuesto

Método adaptativo

El método adaptativo destaca por su capacidad de ajustar la distribución de corriente inyectada a través de múltiples electrodos simultáneamente, lo que permite generar mediciones más detalladas y distribuciones de corriente más complejas. Este método es especialmente útil para mejorar la sensibilidad y resolución en sistemas de tomografía de impedancia eléctrica (TIE) con conductores volumétricos no homogéneos [81].

Los electrodos pueden suministrar corrientes desde -5 hasta +5 mA, lo que permite obtener diferentes distribuciones de corriente. Una distribución de corriente homogénea solo se puede lograr en un conductor de volumen homogéneo. Si el conductor de volumen es cilíndrico con una sección transversal circular, la corriente inyectada debe ser proporcional a cosθ para lograr una distribución de corriente homogénea (Figura 1.5A).

Los voltajes se miden con respecto a un solo electrodo conectado a tierra. Cuando se utilizan 16 electrodos, el número de mediciones de voltaje para una distribución de corriente determinada es 15. La distribución de corriente deseada se rota un incremento de un electrodo (22.5 grados para un sistema de 16 electrodos; ver Figura 1.5B). De este modo, se obtienen 8 distribuciones de corriente diferentes, resultando en 8 × 15 = 120 mediciones de voltaje independientes.

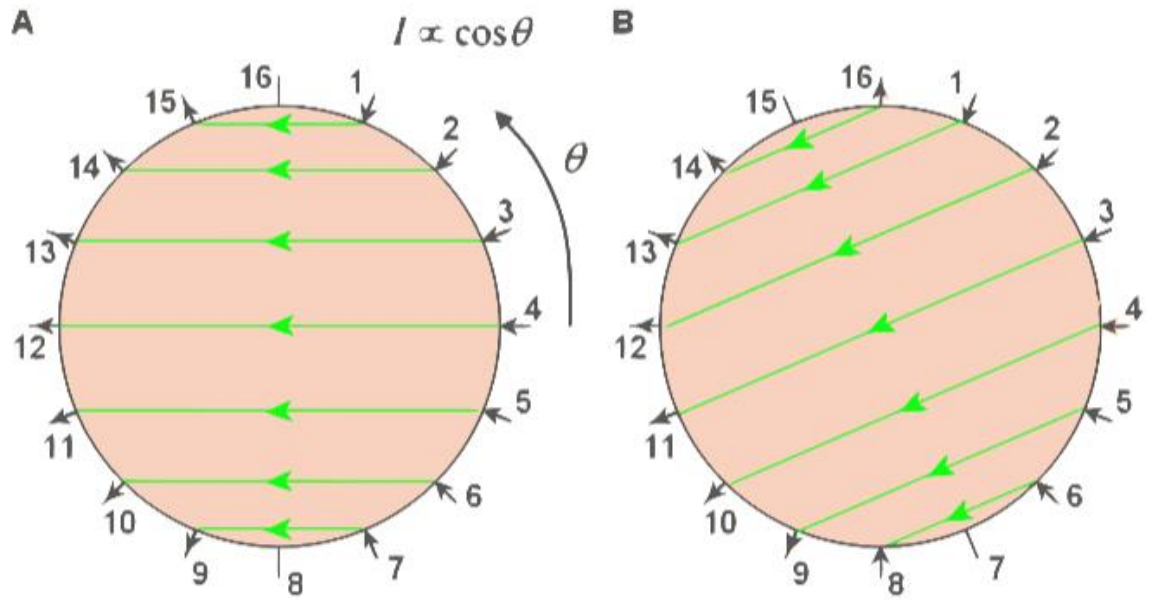


Figura 1. 5 Aplicación del método adaptativo para obtener mediciones

Reconstrucción de imagen en tomografía de impedancia eléctrica

Si bien la tomografía de impedancia eléctrica ofrece una alternativa segura y económica a otros métodos de imagen médica, su resolución inferior hace que sea más adecuada para el monitoreo continuo en lugar de la creación de imágenes anatómicas detalladas. El uso de fantasmas en pruebas de laboratorio proporciona una forma controlada de evaluar y mejorar los algoritmos de reconstrucción de imágenes.

A partir de los datos obtenidos, es posible generar imágenes de la distribución de impedancia eléctrica mediante algoritmos de reconstrucción, los cuales están detallados en Webster (1990) [82]. La precisión en la reconstrucción de imágenes ha alcanzado un 5% en pruebas con modelos de simulación y un 10% en mediciones in vivo en el tórax. Barber y Brown (1984) [83] lograron una resolución máxima del 1,5%. Sin embargo, el método no es aplicable al cráneo debido a su alta resistividad. Cheney e Isaacson (1992) [84] discutieron teóricamente la capacidad de distinguir detalles en la tomografía de impedancia.

Un ejemplo de imágenes reconstruidas proviene de Woo (1990) [85], donde se generaron imágenes de impedancia para modelos que simulan la sección transversal del tórax humano, creados a partir de agar y NaCl. Las imágenes reales y reconstruidas de estos modelos muestran la correspondencia entre las figuras.

Como una técnica no ionizante y de bajo costo, la tomografía de impedancia eléctrica es un complemento útil a otros métodos de imagen médica. Aunque la resolución de las imágenes in vivo ha mejorado, siempre será inferior a la obtenida mediante rayos X o ultrasonido, lo que limita su uso a funciones de monitorización más que a aplicaciones anatómicas detalladas.

Un ejemplo de una imagen reconstruida se presenta en la Figura 1.6. En este experimento, la imagen de impedancia se determinó para dos fantasmas que se asemejaban a la sección transversal del tórax humano. Los fantasmas fueron construidos mezclando polvo de agar y NaCl con agua hirviendo. Las Figuras 1.6A y C muestran las imágenes reales de los dos fantasmas, mientras que las imágenes de impedancia reconstruidas se muestran en B y D, respectivamente. La Figura 1.6E ilustra la escala de resistividad.

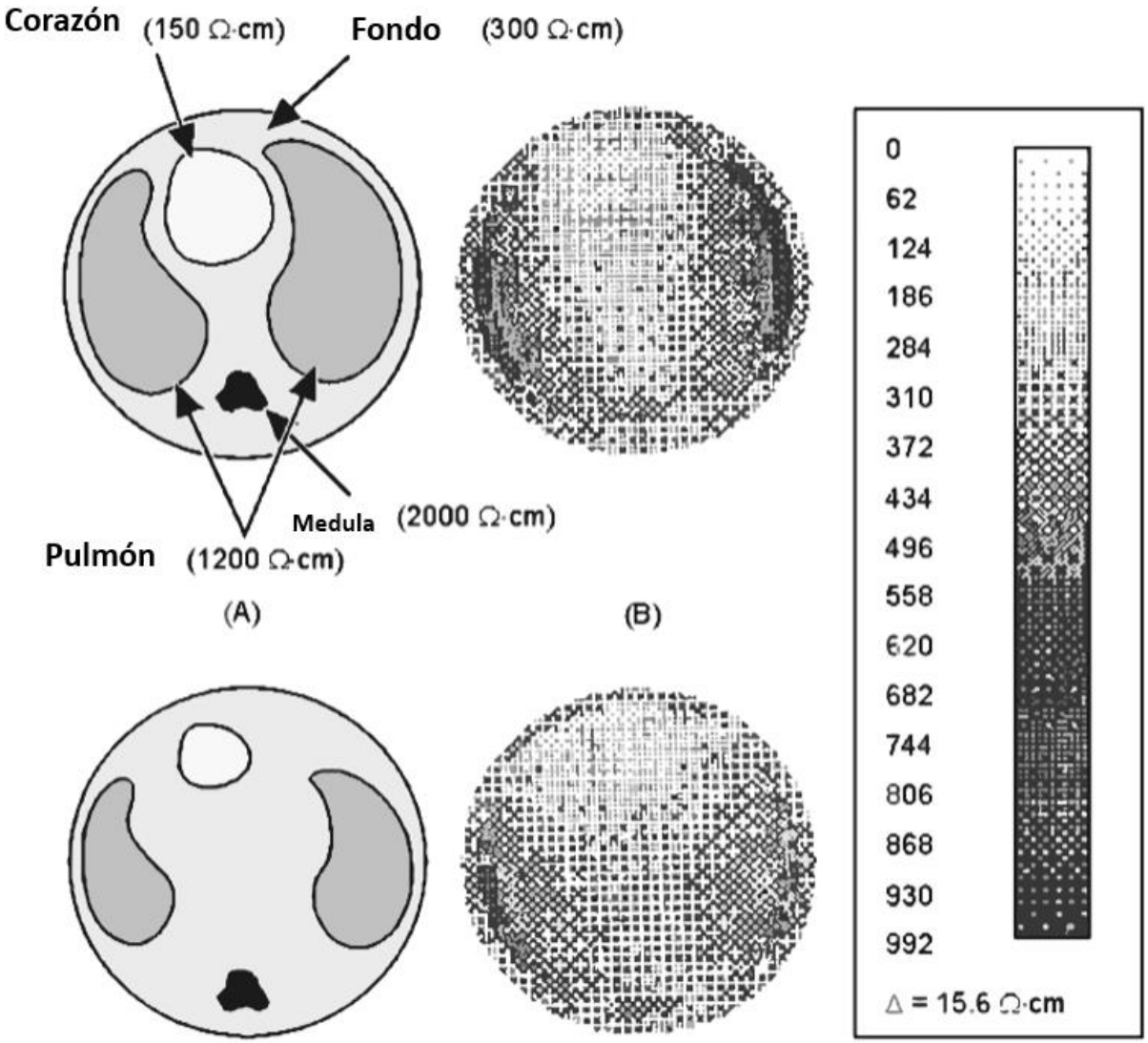


Figura 1. 6 Ejemplo reconstrucción usando tomografía de impedancia eléctrica

METODOLOGÍA

Impedancia eléctrica

La impedancia es un parámetro muy importante utilizado para caracterizar circuitos eléctricos, componentes, y materiales. Impedancia (z) se define generalmente

como la total oposición que presenta un dispositivo o un circuito al flujo de corriente alterna, a determinada frecuencia, y es representada como una cantidad compleja cuya grafica muestra un vector en el plano [86] (Figura 2.1).

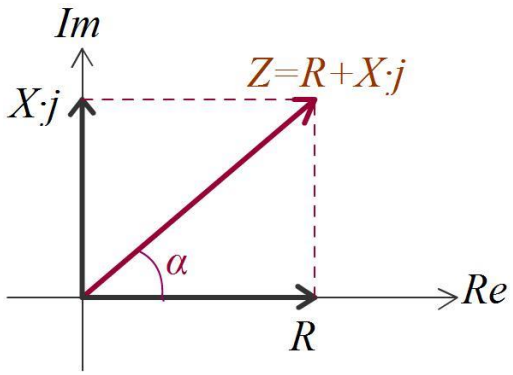


Figura 2. 1 Representación matemática en el plano de la impedancia

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 el uso de la ley de Ohm donde Z indica el valor de la impedancia, I el valor de la corriente aplicada y V el voltaje (Ecuación 2.1).

$$Z = I / V \qquad (2.1)$$

El ángulo de desfasamiento entre la corriente que entra a través del material y su voltaje es la fase de la impedancia. La parte real e imaginaria de la impedancia eléctrica corresponden a un componente resistivo y reactivo, respectivamente.

La composición del tejido determina el paso de la corriente. Siendo la conductividad y la permitividad las propiedades eléctricas más comunes para la caracterización de tejidos, ambas derivadas de la medición de la impedancia. La primera es una medida de la movilidad de iones en el fluido extracelular ante la presencia de un campo eléctrico, mientas que la segunda está relacionada con la polarización de los medios. Existen polarizaciones debidas a campos eléctricos dependientes del tiempo, que causan corrientes de polarización. Los procesos de polarización implicados son de desplazamiento y orientación, ambos procesos afectan la medición de impedancia. Una célula puede caracterizarse como componentes eléctricos tal cual se describe en la Figura 2.2. Donde REC indica la resistencia extra celular, CMC es la capacitancia de la membrana celular y RIC es la resistencia intracelular,

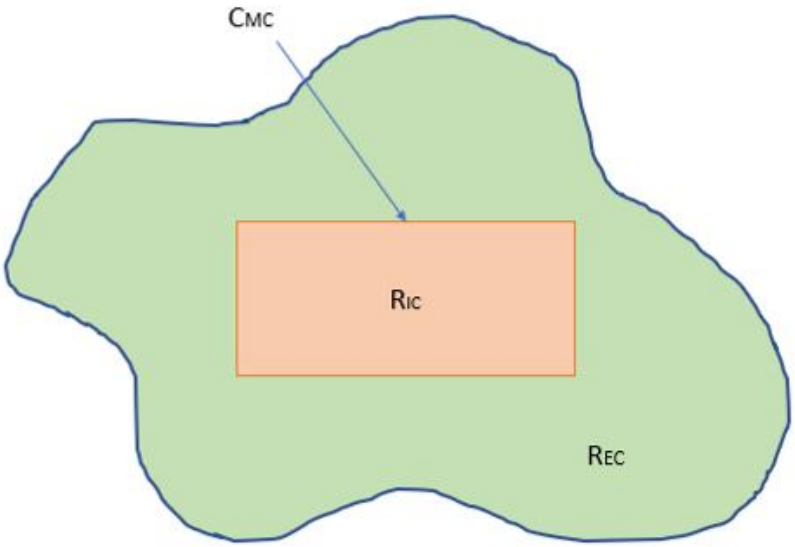


Figura 2. 2 Componentes eléctricos de una célula

Existen diferentes técnicas para la medición de impedancia eléctrica, en función de la cantidad de electrodos empleados. La técnica bipolar es muy popular debido a su simpleza, puesto que emplea los mismos dos electrodos tanto para realizar la medición de voltaje, como para la inyección de corriente. El empleo de esta técnica agrega la resistencia de los electrodos a la medición de impedancia (ver Figura 2.3). Por tanto, todos los sistemas de dos electrodos tienen la desventaja de que la impedancia del electrodo no puede descuidarse [87]. Además, no es recomendable el uso de los mismos dos electrodos para la inyección de corriente y la medición de voltaje, por las lecturas espurias de la impedancia resultante de una gran polarización de los electrodos [88]. En cambio, la técnica cuadrapolar aísla la medición de voltaje en la muestra de la resistencia proporcionada por los electrodos encargados de la inyección de corriente, esto genera una medición más limpia (ver Figura 2.4). Pero, incluso con un sistema de cuatro electrodos, el flujo de corriente a través de capacitancias parásitas y las impedancias de contacto del electrodo pueden causar errores muy grandes y cambios de fase aparentes [87]. Las notaciones RM indican el valor resistivo de la muestra, mientras que RE es el valor resistivo del electrodo.

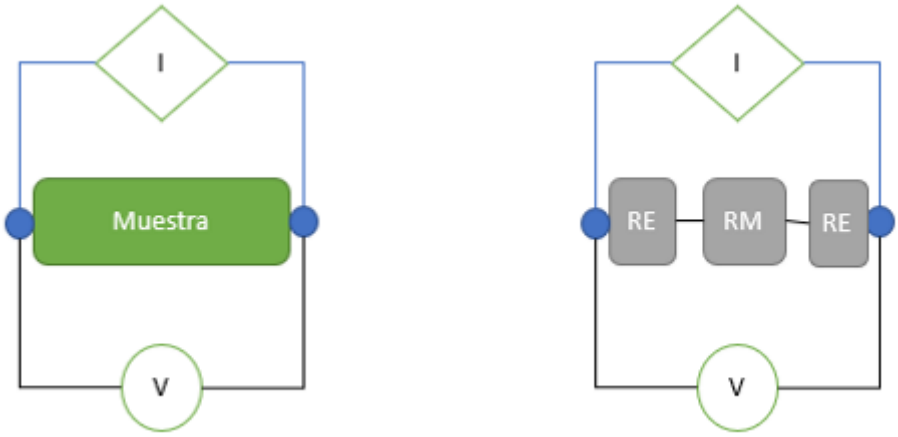


Figura 2. 3 Medición impedancia con técnica bipolar

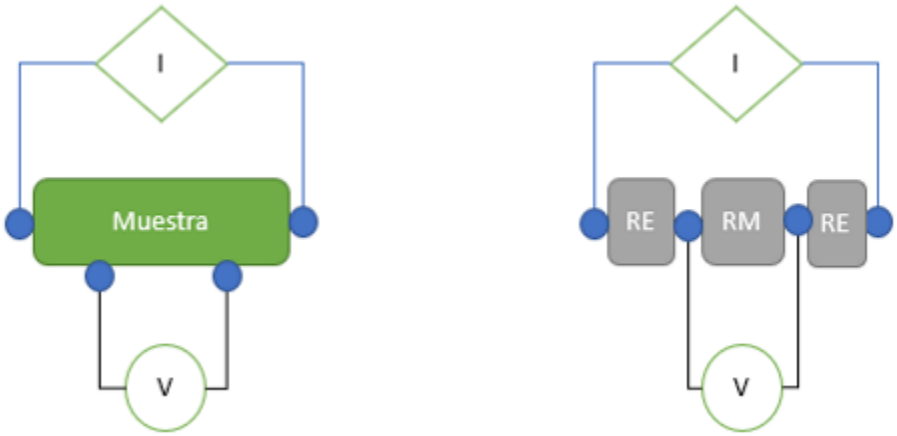


Figura 2. 4 Medición impedancia con técnica cuadrapolar

Comúnmente puede recurrirse a dos tipos de configuraciones para generar arreglos de electrodos. La primera es la configuración anillar, desarrollada por el grupo de Sheffield como un instrumento clínico [89]. Consiste en colocar un conjunto de electrodos en forma circular alrededor de la muestra a evaluar y a través de una serie de mediciones de impedancia (sea con la técnica bipolar o cuadrapolar) se obtiene una evaluación eléctrica de todo lo que se encuentre dentro de la circunferencia descrita por los electrodos. Su principal desventaja es que carece de precisión en la parte central de la muestra a evaluar (ver Figura 2.5). La segunda configuración es la planar (o lineal), implementada por primera vez por el grupo de Sheffield [90]. Esta configuración implica el acomodo matricial de un conjunto de electrodos dentro de un mismo plano superficial. En la parte central del arreglo existe una alta precisión de la medición, pero carece de

ella en las fronteras del plano (ver Figura 2.6).

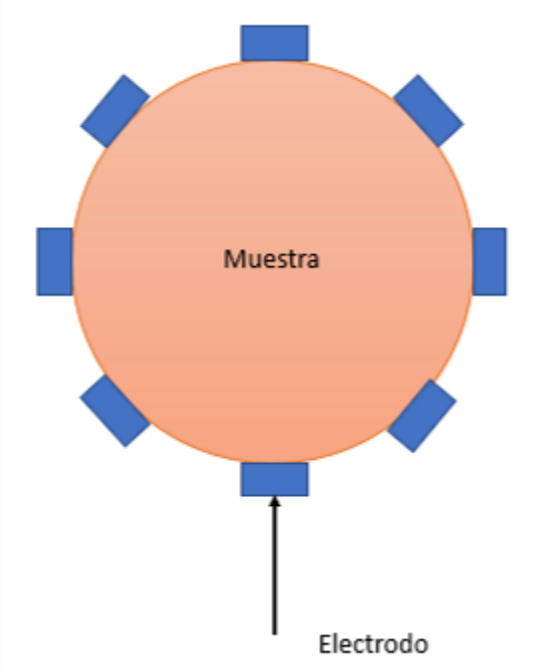


Figura 2. 5 Configuración anillar de los electrodos

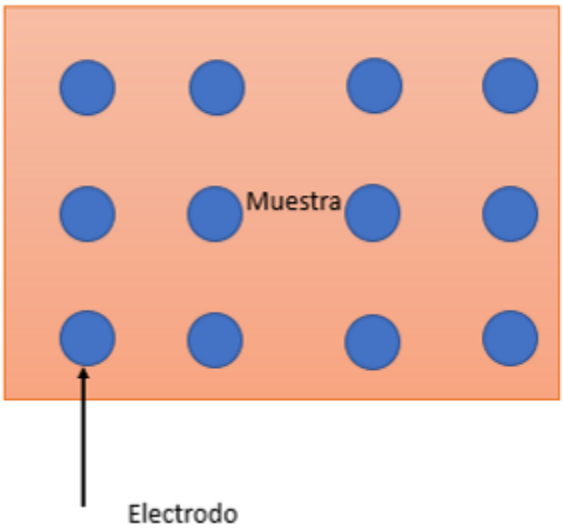


Figura 2. 6 Configuración planar de los electrodos

Un aspecto que influye en el diseño del arreglo de electrodos, es la distancia entre ellos. Gielen y Bergceld discutieron el error causado por las capacitancias parasitas que se vuelve más importante conforme el espacio entre electrodos es reducido [91]. De igual modo, cuando dos electrodos de accionamiento están demasiado cerca el uno del otro, la relación señal a ruido (SNR) es baja porque la corriente inducida tiene poca interacción

con el objeto del que se va a obtener la medición [92]. Si se supone un tejido homogéneo, se puede concluir que entre mayor sea la distancia entre los electrodos de medición, menor densidad de corriente se presenta y entre mayor sea el área de los electrodos, mayor densidad de corriente existirá [93].

Simulación de tejidos en COMSOL

Para evaluar la factibilidad de la técnica de Tomografía de Impedancia Eléctrica se realizó una simulación con el software COMSOL para la elaboración de modelos en 3D y parametrización de características eléctricas de los tumores. Para diseñar modelos en 3D para la TIE utilizando el software COMSOL, se comenzó con modelos simples y se avanzó hacia modelos más complejos. En la etapa inicial, se crearon modelos básicos que representaban la geometría y las propiedades eléctricas del tejido o el objeto de interés. En la Figura 2.7 se muestra el primer diseño simplificado realizado en COMSOL. En el primer diseño solo se incluyó un tumor y un electrodo.

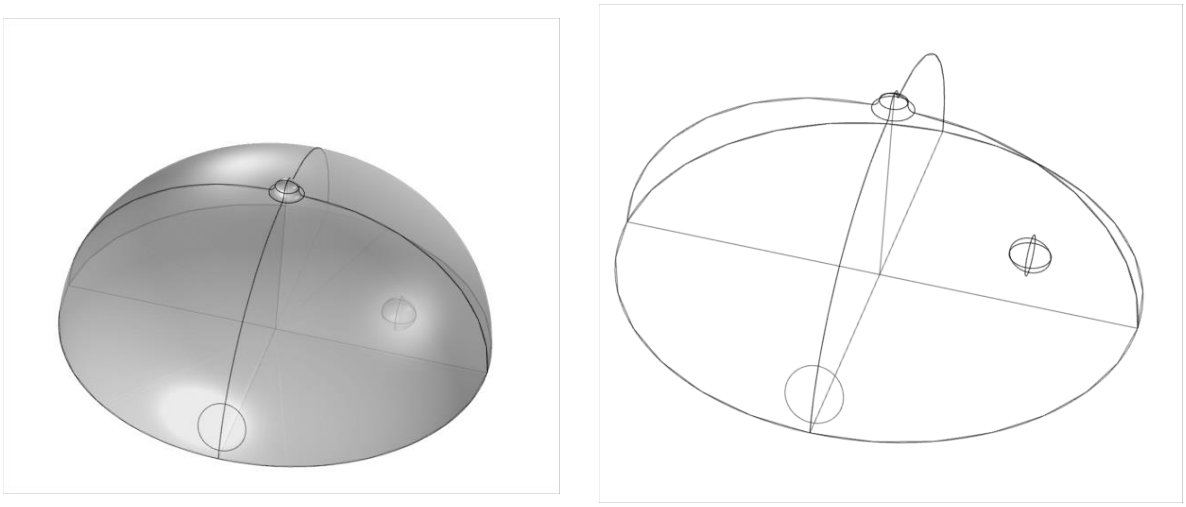


Figura 2. 7 Diseño inicial en 3D para COMSOL

Se refinaron estos modelos agregando detalles más realistas, como variaciones de conductividad dentro del tejido, configuraciones de electrodos específicas (Figura 2.8).

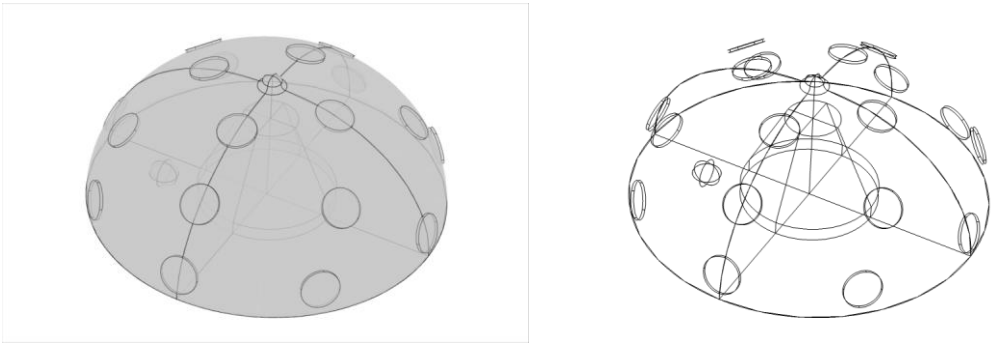


Figura 2. 8 Mejoras en diseño 3D utilizando COMSOL

Para el siguiente diseño en COMSOL se añadieron múltiples niveles de electrodos al modelo en 3D.

La versión final (de la cual se realizó la propuesta del prototipo en físico) contiene tres niveles de electrodos en un arreglo anillar, cada arreglo anillar contiene 8 electrodos para un total de 24 electrodos (Figura 2.9). En este diseño se utilizaron planos tangenciales al solido de la mama para incluir los electrodos como un elemento de inyección de corriente y medición de impedancia. Los electrodos se colocan en posiciones específicas para capturar mediciones de impedancia desde múltiples ángulos alrededor de la mama. El diseño en 3D en COMSOL permite explorar diferentes configuraciones de electrodos y optimizar la calidad de las imágenes reconstruidas para mejorar la precisión diagnóstica en aplicaciones de tomografía de impedancia eléctrica mamaria.

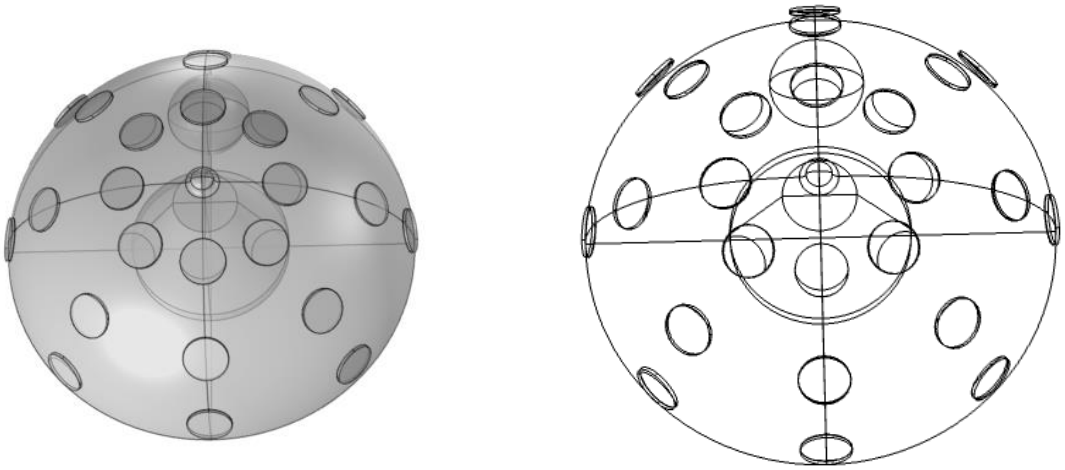


Figura 2. 9 Diseño en 3D con tres niveles de electrodos

COMSOL es un software poderoso y versátil que se puede utilizar para simular y modelar la tomografía de impedancia eléctrica (TIE) aplicada a la detección de tumores en mamas. La TIE es una técnica de imagen médica que utiliza mediciones de impedancia eléctrica para visualizar diferencias en la conductividad eléctrica de los tejidos, lo cual puede ser útil para detectar anomalías como tumores.

Para simular el proceso de TIE en la detección de tumores mamarios utilizando COMSOL, se pueden seguir varios pasos clave:

Modelado del Tejido Mamario: Se crea un modelo en 3D que representa la anatomía de la mama, incluyendo diferentes tipos de tejidos como piel, grasa, tejido glandular y posibles tumores. COMSOL permite definir las propiedades eléctricas específicas de

cada tipo de tejido, como la conductividad eléctrica, que son fundamentales para simular la propagación de corriente eléctrica.

Configuración de Electrodos: Se colocan electrodos alrededor de la mama en posiciones estratégicas. Estos electrodos son utilizados para aplicar corriente eléctrica al tejido y medir los valores de impedancia resultantes. La disposición y el número de electrodos pueden variar dependiendo del diseño específico del estudio de TIE. Por ejemplo, en la Figura 2.10 se muestra un ejemplo de la simulación al definir un par de electrodos (un electrodo inyector de color rojo y un electrodo de referencia de color azul).

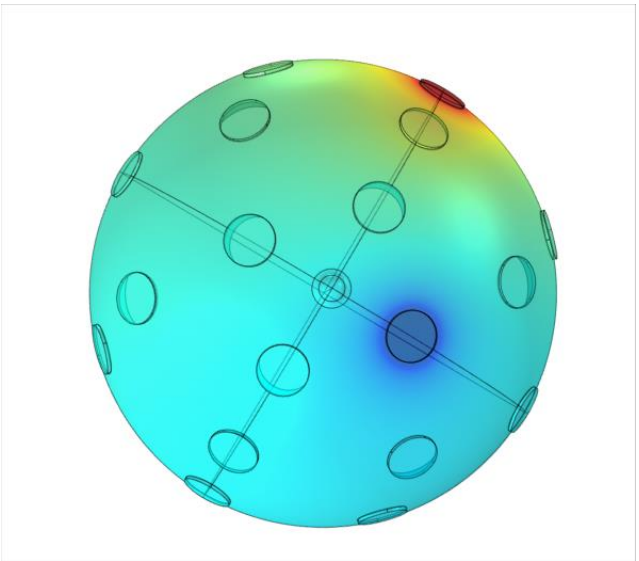


Figura 2. 10 Electrodos configurados como inyector y referencia

Simulación de Corriente y Potencial: COMSOL resuelve las ecuaciones de Maxwell y las ecuaciones de corriente eléctrica para simular cómo la corriente se propaga a través de los tejidos mamarios y cómo se distribuyen los potenciales eléctricos en respuesta a esta corriente. Las variaciones en la impedancia eléctrica dentro de los tejidos, incluyendo los tumores (que tienen diferentes propiedades eléctricas), se reflejan en los patrones de corriente y potencial simulados. En la Figura 2.11 se observa las líneas de flujo eléctrico entre el electrodo de inyección (electrodo azul) y el electrodo de referencia (electrodo referencia).

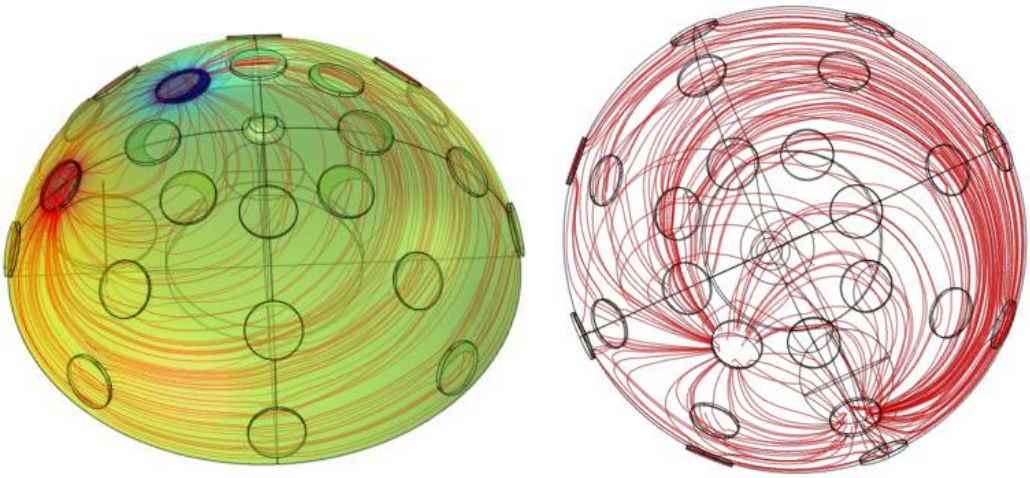


Figura 2. 11 Flujo eléctrico al simular en COMSOL

Es posible que en la simulación de COMSOL se represente la dirección del flujo eléctrico utilizando vectores de dirección. En la Figura 2.12 se muestra una simulación de flujo eléctrico en COMSOL utilizando vectores que muestran la dirección de flujo entre el electrodo inyector al electrodo referencia.

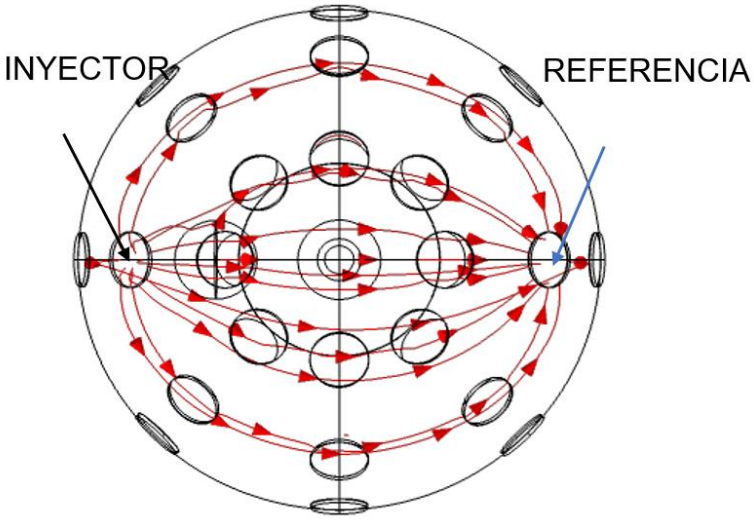


Figura 2. 12 Vectores de dirección de flujo de corriente en COMSOL

Al realizar simulaciones en COMSOL fue posible identificar una característica importante para la aplicación de la tomografía de impedancia eléctrica, los elementos de diferentes valores de conductividad (tumores) dentro del modelo modifican la dirección del flujo de corriente lo que se traduce en un cambio de impedancia, lo que permite diferenciar un tumor de otro tejido. La Figura 2.13 es una imagen ampliada de la Figura 2.6 en la cual se evidencia la distorsión de los vectores de dirección de flujo de corriente debido a la presencia de un tumor en su dirección hacia el electrodo de referencia.

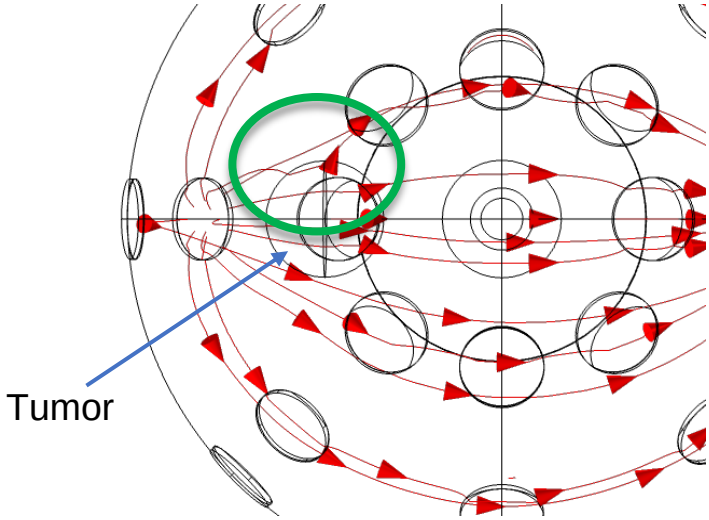


Figura 2. 13 Distorsión de la dirección de flujo de corriente

La distorsión de los vectores de dirección de flujo de corriente se puede reducir aumentado la frecuencia de muestreo tal como la evidencia la Figura 2.14, para este caso el aumento de la frecuencia reduce la distorsión de las líneas de flujo, creando un camino más corto entre el electrodo de inyección y el electrodo de referencia. A frecuencias más altas, la corriente eléctrica tiende a penetrar menos en los tejidos debido a la impedancia más alta asociada con la capacitancia y la polarización de las membranas celulares. Esto significa que la mayor parte de la corriente se concentra en las capas superficiales del tejido, incluidos los tumores que se encuentren en estas capas. Los tumores a menudo tienen una conductividad eléctrica diferente en comparación con el tejido circundante. A frecuencias más altas, las diferencias en la conductividad entre el tumor y el tejido normal son más destacadas y pueden influir en cómo la corriente eléctrica se comporta al atravesar estas regiones.

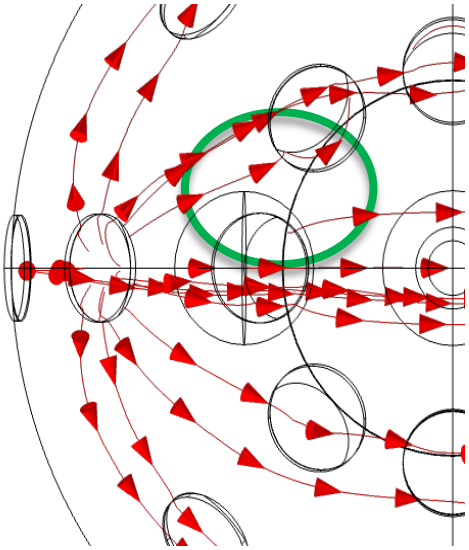


Figura 2. 14 Cambio en la dirección de flujo debido a la frecuencia

Interconexión COMSOL y MATLAB

Una de las limitantes al utilizar el software COMSOL es la restricción en parámetros de simulación. Por ejemplo, es posible parametrizar el valor de corriente de inyección en los electrodos y la frecuencia de inyección, pero no es posible parametrizar cuál de los electrodos es el encargado de realizar la inyección de corriente. Con el fin de eliminar las limitantes del software COMSOL, se realizó una conexión con ayuda del software de MATLAB para realizar el barrido eléctrico, la recolección de mediciones de impedancia y la reconstrucción de imágenes utilizando la librería de EIDORS.

La interconexión entre MATLAB y COMSOL es una poderosa capacidad que permite combinar la flexibilidad de programación de MATLAB con las capacidades de simulación y modelado de COMSOL Multiphysics. Esta integración se logra a través de las interfaces de COMSOL y MATLAB, permitiendo realizar las siguientes acciones:

Control de Modelos COMSOL desde MATLAB:

- Se pueden definir y modificar parámetros del modelo directamente desde MATLAB, lo que facilita la exploración de diferentes configuraciones de simulación.
- La comunicación bidireccional permite enviar datos desde MATLAB a COMSOL y viceversa durante la simulación.

Análisis y Postprocesamiento de Datos:

- Después de la simulación en COMSOL, puedes importar los resultados directamente a MATLAB para realizar análisis avanzados, visualización y generación de informes.
- MATLAB proporciona herramientas robustas para manipular y procesar grandes conjuntos de datos generados por COMSOL, lo que facilita el análisis detallado de resultados de simulación.

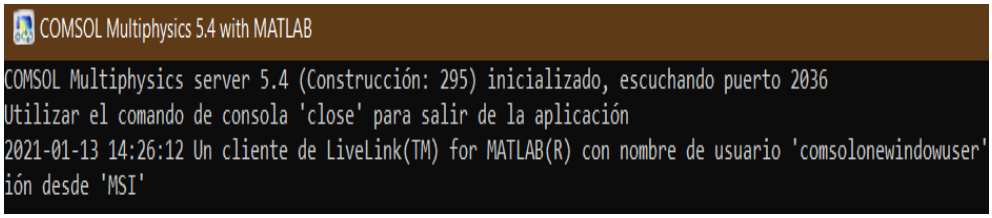
Optimización y Diseño Paramétrico:

- Utilizando las capacidades de optimización y diseño paramétrico de MATLAB, puedes realizar análisis de sensibilidad, optimización de parámetros y diseño robusto directamente sobre modelos de COMSOL.
- MATLAB puede ejecutar bucles de optimización para explorar múltiples configuraciones de diseño y seleccionar automáticamente la configuración óptima basada en criterios predefinidos.

Desarrollo de Aplicaciones Personalizadas:

- Puedes crear interfaces personalizadas y aplicaciones de usuario en MATLAB que interactúen con modelos de COMSOL.
- Esto permite compartir y distribuir fácilmente herramientas de simulación basadas en COMSOL a través de interfaces interactivas desarrolladas en MATLAB.

La conexión entre MATLAB y COMSOL se realiza utilizando las API (Application Programming Interfaces) proporcionadas por COMSOL. Estas API permiten a MATLAB interactuar con COMSOL a través de comandos y funciones específicas, lo que facilita la automatización de tareas de simulación complejas y la integración de modelos de COMSOL en flujos de trabajo más amplios en MATLAB [94]. La Figura 2.15 representa las pantallas entre COMSOL y MATLAB confirmando la conexión entre los dos softwares.



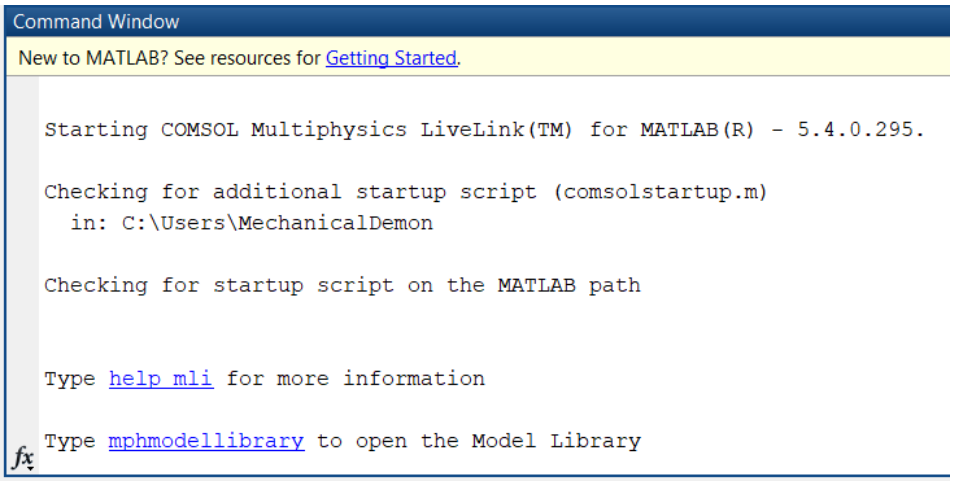


Figura 2. 15 Conexión entre MATLAB y COMSOL

Al realizar la conexión de MATLAB y COMSOL se puede generar un algoritmo que permita cambiar los electrodos de inyección y referencia, realizando un barrido de frecuencia en todos los electrodos involucrados en el modelo. En el contexto de la tomografía de impedancia eléctrica (TIE), es común utilizar matrices en MATLAB para almacenar y manipular datos de mediciones de impedancia. Estas matrices son fundamentales para organizar y procesar los datos obtenidos de las mediciones, lo que facilita su análisis y posterior utilización en algoritmos de reconstrucción de imágenes o análisis cuantitativo.

Los datos de mediciones de impedancia se organizan en una matriz donde cada fila representa una medición y cada columna corresponde a un electrodo específico. En la Figura 2.16 se observa una matriz de mediciones obtenido desde las simulaciones en COMSOL.

dataR

24x24 double

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
1	1.5932e-12	1.0996e-12	6.9608e-13	1.6201e-12	1.1290e-12	1.0477e-12	1.2132e-12	1.0996e-12	1.5840e-12	8.5179e-13	1.4892e-12	7.9184e-13	9.1159e-13	7.918
2	1.2100e-12	1.4557e-12	6.9997e-13	1.5885e-12	1.0952e-12	1.0086e-12	1.1581e-12	1.0349e-12	1.4847e-12	8.5838e-13	1.4832e-12	7.7518e-13	8.8409e-13	7.623
3	1.2798e-12	1.1694e-12	1.0311e-12	1.8170e-12	1.2184e-12	1.1075e-12	1.2583e-12	1.1103e-12	1.5755e-12	9.0104e-13	1.7113e-12	8.7789e-13	9.8211e-13	8.369
4	4.8946e-12	4.3610e-12	2.9851e-12	1.0097e-11	4.9436e-12	4.3729e-12	4.9048e-12	4.2821e-12	6.0288e-12	3.3929e-12	6.3208e-12	3.5770e-12	3.9469e-12	3.299
5	4.4285e-12	3.9041e-12	2.5991e-12	6.4176e-12	5.9781e-12	4.1490e-12	4.5304e-12	3.9043e-12	5.4551e-12	3.0417e-12	5.5572e-12	3.1015e-12	3.7791e-12	3.101
6	3.0264e-12	2.6476e-12	1.7399e-12	4.1808e-12	3.0557e-12	3.8155e-12	3.2164e-12	2.6965e-12	3.7276e-12	2.0629e-12	3.7254e-12	2.0402e-12	2.4405e-12	2.216
7	2.0580e-12	1.7854e-12	1.1609e-12	2.7540e-12	1.9595e-12	1.8892e-12	2.8769e-12	1.8807e-12	2.5336e-12	1.3905e-12	2.4862e-12	1.3459e-12	1.5794e-12	1.411
8	1.1708e-12	1.0014e-12	6.4298e-13	1.5091e-12	1.0598e-12	9.9401e-13	1.1806e-12	1.4083e-12	1.4367e-12	7.7893e-13	1.3765e-12	7.3767e-13	8.5548e-13	7.500
9	1.6597e-12	1.4138e-12	8.9789e-13	2.0907e-12	1.4571e-12	1.3521e-12	1.5650e-12	1.4138e-12	2.4085e-12	1.0994e-12	1.9215e-12	1.0220e-12	1.1766e-12	1.022
10	1.0228e-12	9.3679e-13	5.8846e-13	1.3485e-12	9.3105e-13	8.5749e-13	9.8427e-13	8.7848e-13	1.2600e-12	9.0680e-13	1.2609e-12	6.5880e-13	7.5173e-13	6.482
11	2.2899e-12	2.0726e-12	1.4312e-12	3.2177e-12	2.1788e-12	1.9833e-12	2.2537e-12	1.9880e-12	2.8199e-12	1.6146e-12	3.7566e-12	1.5721e-12	1.7579e-12	1.499
12	2.0212e-12	1.7981e-12	1.2187e-12	3.0208e-12	2.0178e-12	1.8026e-12	2.0250e-12	1.7684e-12	2.4897e-12	1.4004e-12	2.6091e-12	1.8363e-12	1.6285e-12	1.361

Figura 2. 16 Generación de matriz de mediciones desde COMSOL

Para el desarrollo de la simulación con modelos 3D de la mama, se utilizó el software COMSOL, el modelo en 3D fue basado en la copa B estándar. La Figura 2.17 y Figura 2.18, muestran las dimensiones del modelo en 3D. El modelo fue diseñado utilizando 3 niveles de electrodos con 12 electrodos cada nivel.

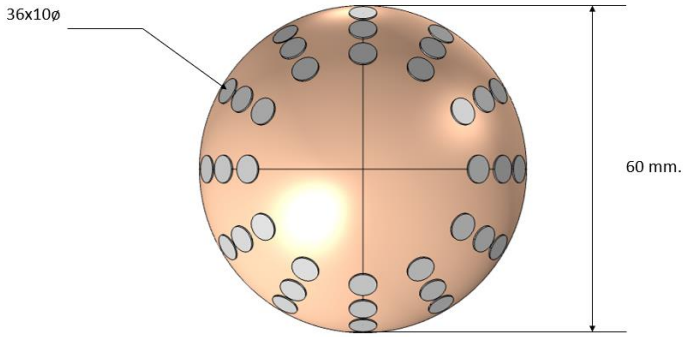


Figura 2. 17 Vista frontal del modelo en COMSOL

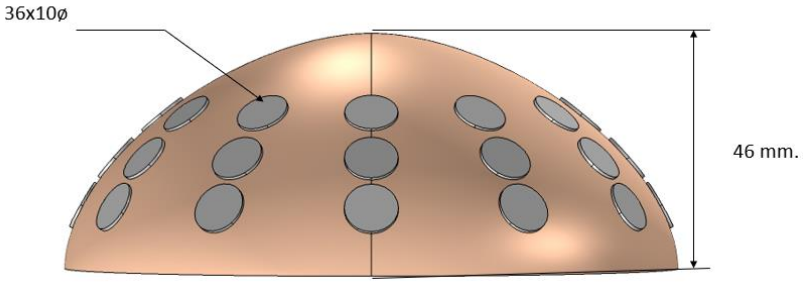


Figura 2. 18 Vista lateral del modelo en 3D en COMSOL

Para el modelo (Figura 2.19 y Figura 2.20) se definieron los siguientes parámetros de conductividad eléctrica (Siemens por metro): Tejido adiposo σ = .023 S/m, Carcinoma σ=1.125 S/m, Tejido mamario σ=.225 S/m [95] y un Tumor Benigno σ=.6 S/m.

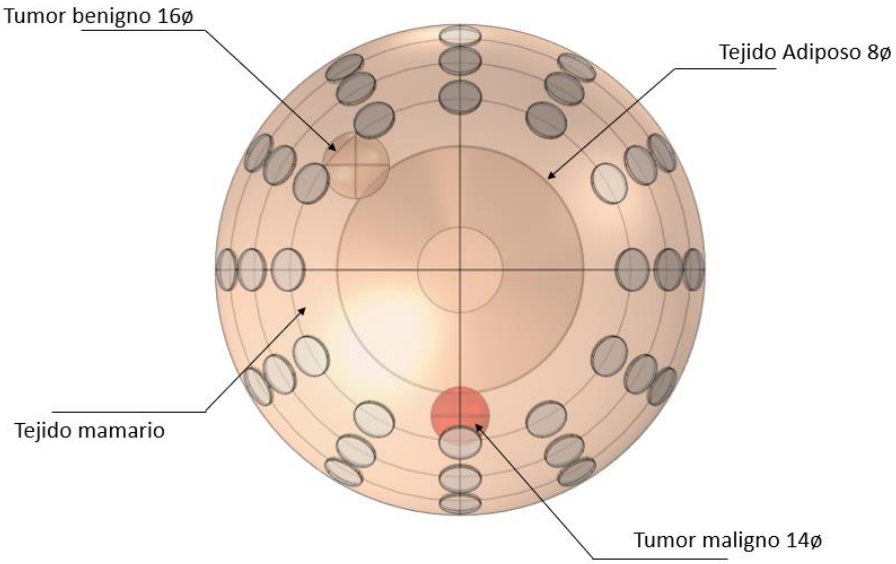


Figura 2. 19 Vista frontal del modelo en COMSOL con tumores

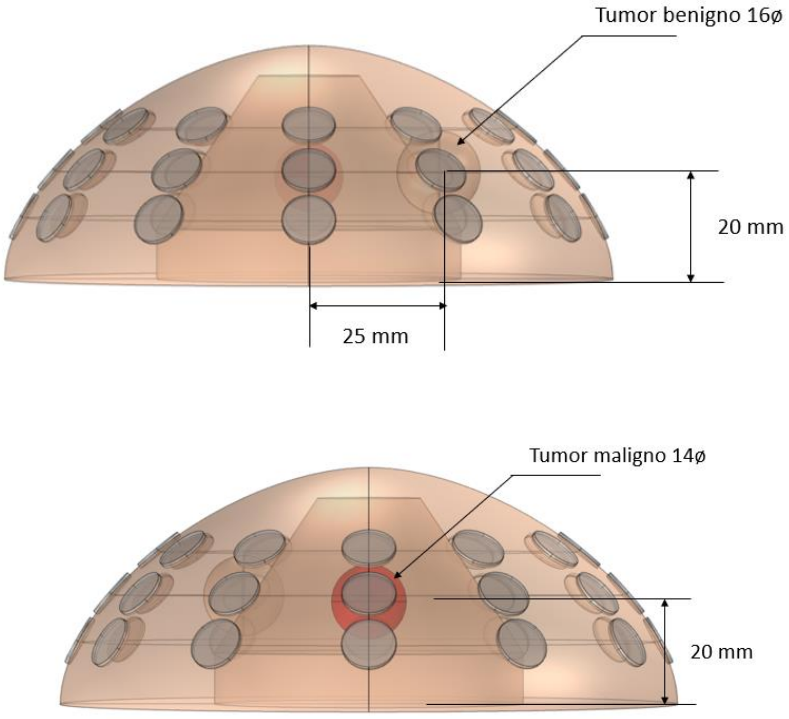


Figura 2. 20 Vista lateral del modelo en COMSOL con tumores

El software de COMSOL permite realizar la simulación (Figura 2.21) y obtener las mediciones de Voltaje en los electrodos. Los parámetros para la simulación fueron los siguientes: Corriente de inyección .1 μA y una frecuencia de inyección 200 Hz. El electrodo inyector (Electrodo en rojo) muestra las líneas de flujo y el sentido de la corriente (Flechas rojas) hacia el electrodo de referencia (Electrodo en azul).

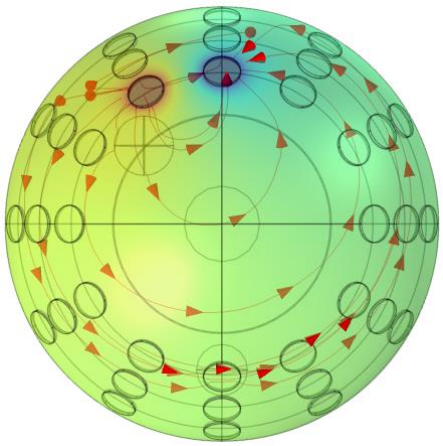


Figura 2. 21 Simulación utilizando el software de COMSOL

Medición Cuadrapolar

Existen diferentes técnicas para la medición en la Tomografía de Impedancia Eléctrica dependiendo del número de electrodos utilizados para la medición, en la medición cuadrapolar se utilizan dos electrodos para la inyección de corriente y dos electrodos para la medición de Voltaje. Al terminar la medición el electrodo de inyección de corriente cambia a los electrodos adyacentes (Figura 2.22) y así hasta completar el total de electrodos disponibles [96].

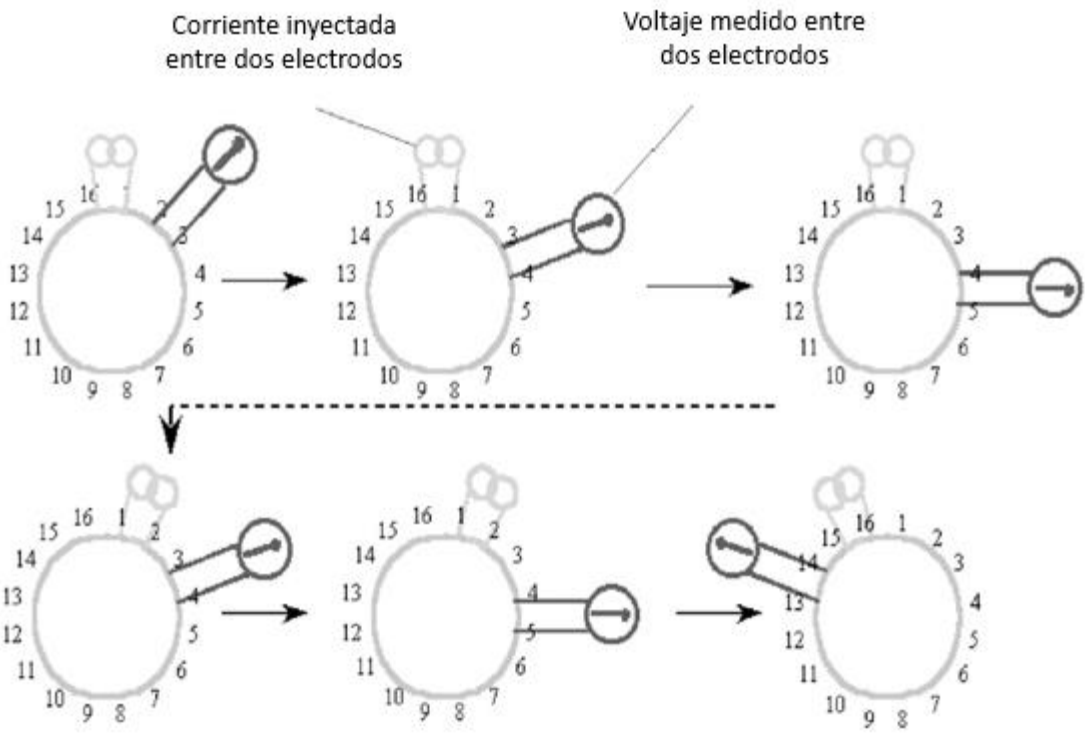


Figura 2. 22 Medición utilizando la técnica cuadrapolar

De manera nativa en el software de COMSOL se requiere seleccionar manualmente el electrodo inyector y el electrodo referencia para cada iteración de la medición, para solucionar este inconveniente y realizar el barrido de manera automática se utilizó el software de MATLAB que toma el rol de sistema de control (Selecciona el electrodo inyector y el electrodo referencia) y un sistema de almacenamiento (Registra las mediciones de voltaje de cada electrodo).

Reconstrucción De Imagen

La reconstrucción de imagen se obtuvo con ayuda del software EIDORS (del inglés Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software) que es un conjunto de algoritmos gratuitos para el modelador directo e inversión de la Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE) y la Tomográfica Óptica basada en la difusión, con aplicaciones médicas e industriales [97].

Al utilizar las mediciones de COMSOL almacenadas en MATLAB para la reconstrucción con el software de EIDORS, se presentan algunas imágenes generadas (Ver Figura 2.23).

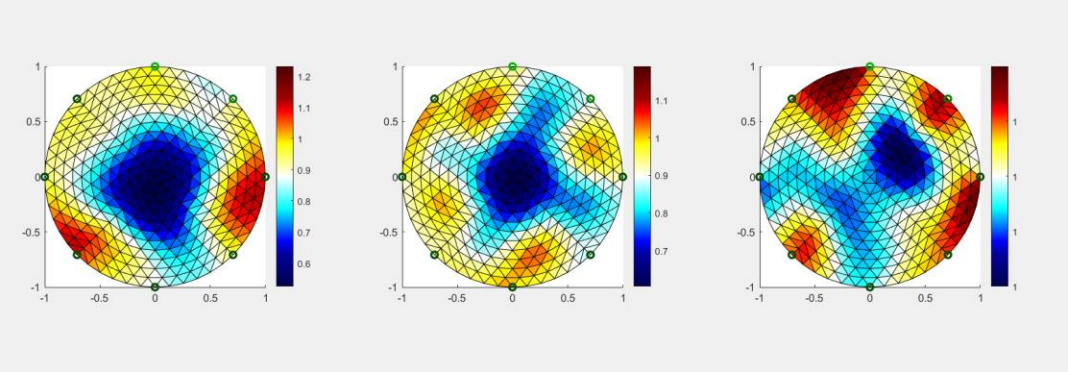


Figura 2. 23 Ejemplo de reconstrucción utilizando el software EIDORS

En la Figura 2.24 se muestra la reconstrucción basada en el modelo de la Figura 2.17, en esta reconstrucción se sobrepuso el “esqueleto” del modelo con el fin de apreciar la localización de los tumores y su representación en la reconstrucción.

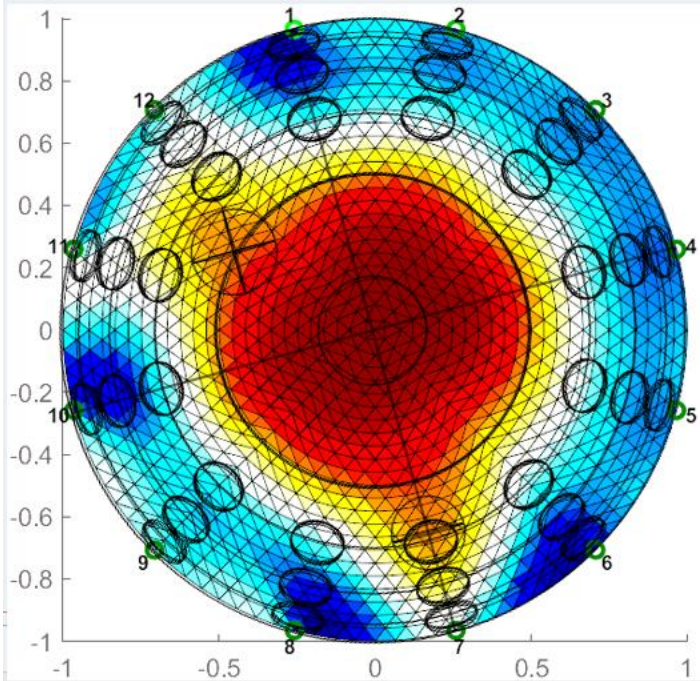


Figura 2. 24 Reconstrucción del modelo con tumores

A manera de mejorar la discriminación de tumores benignos se diseñó una nueva versión con 4 tumores; 2 tumores cancerígenos y 2 tumores benignos (Ver Figura 2.25). Usando los siguientes parámetros de conductividad eléctrica (Siemens por metro): Tejido adiposo σ = .023 S/m, Carcinoma σ=1.125 S/m, Tejido mamario σ=.225 S/m [95] y un Tumor Benigno σ=.6 S/m. Los tumores benignos son esferas con diámetro de 16 mm mientras que los tumores malignos tienen un diámetro de 14 mm.

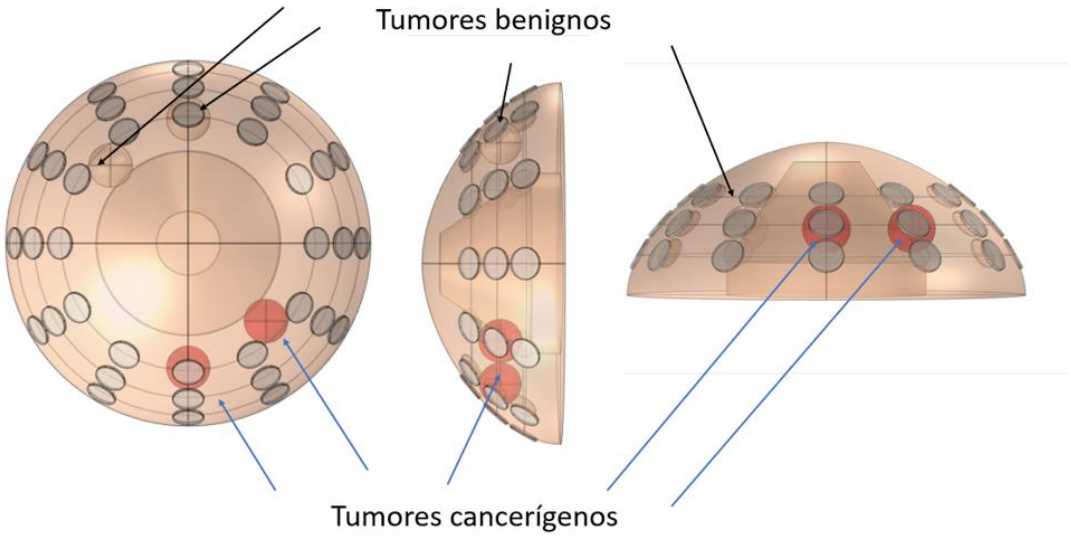


Figura 2. 25 Diseño de modelo para pruebas con filtros

En la Figura 2.26 se muestra la reconstrucción de imagen del nuevo modelo, se observa una diferencia entre la intensidad de la representación del tumor cancerígeno (rojo más intenso) y el tumor benigno (rojo menos intenso), otro detalle a destacar es que lo tumores que son mostrados con mayor calidad en la reconstrucción son los tumores cuya posición se encuentra enfrente de un electrodo.

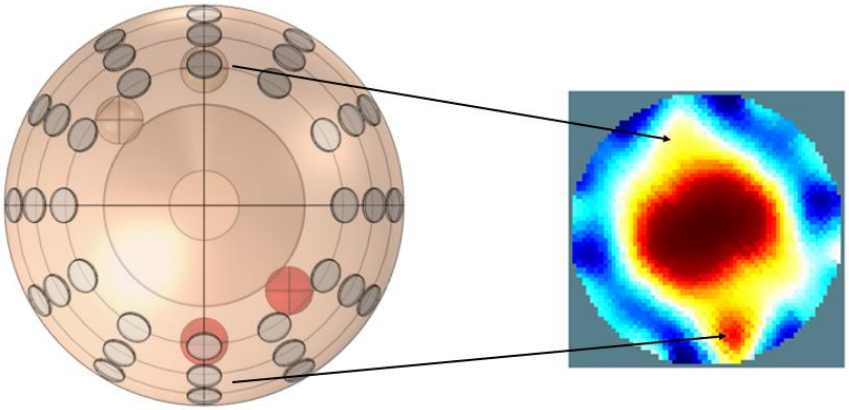


Figura 2. 26 Reconstrucción antes del filtrado

A manera de reducir el impacto de la baja resolución de la imagen (que es una característica propia de la TIE) se propuso el uso de filtros digitales que mejorar la calidad del diagnóstico permitiendo discriminar los tumores benignos de los tumores malignos. El diseño de los filtros está basado en el siguiente diagrama (Figura 2.27).

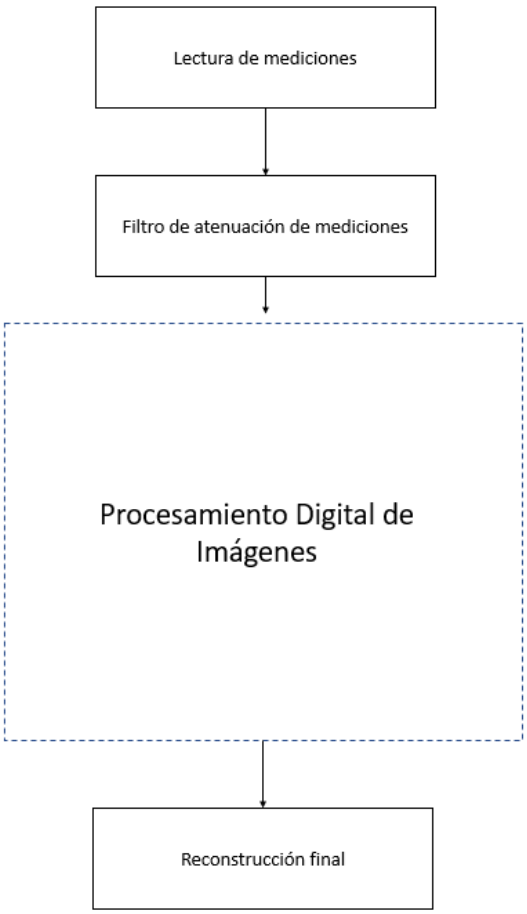


Figura 2. 27 Etapas de filtrado.

Se seleccionó el software de MATLAB para el diseño de los filtros, provechando las características de manejo de datos (Para manipular las mediciones guardadas) y las librerías incorporadas para la manipulación de imágenes. La etapa denominada procesamiento digital de imágenes se describe brevemente en la Figura 2.28.

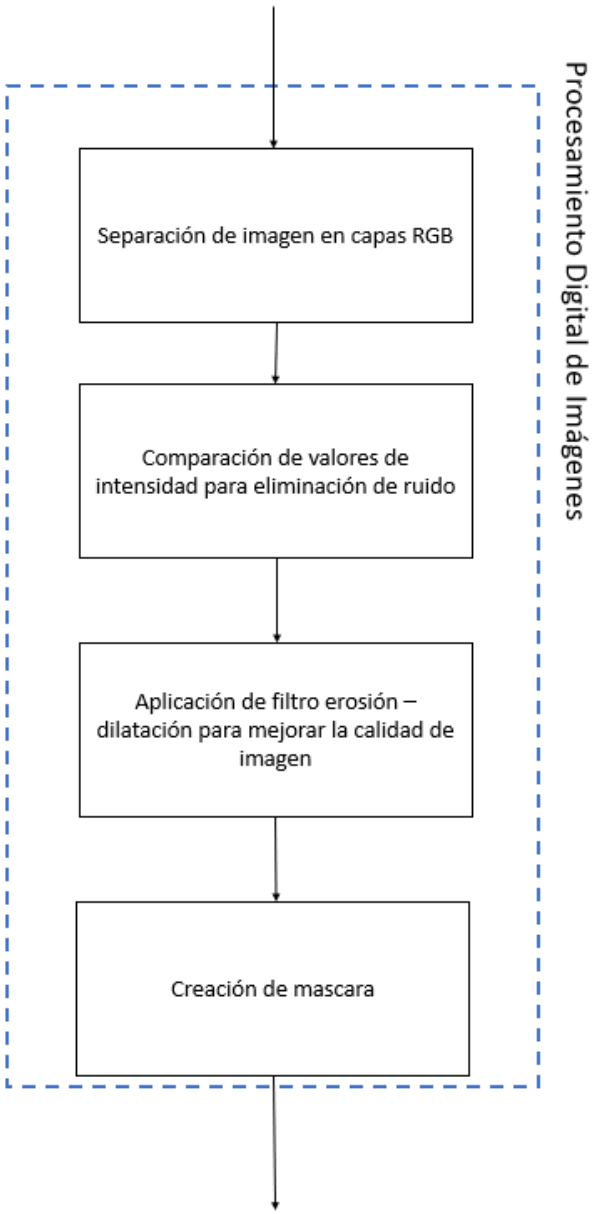


Figura 2. 28 Procedimientos para el procesamiento digital.

El filtro de atenuación de mediciones cuya función es realizar un contraste en la reconstrucción para facilitar la identificación y el manejo digital de las imágenes. Al aplicar el filtro en las mediciones que generan la primera reconstrucción como se observa en la Figura 2.29, se resalta de manera importante los cuatro tumores del modelo original (dos tumores malignos en la parte inferior y dos tumores benignos en la parte superior).



Figura 2. 29 Reconstrucción después del filtro de atenuación.

A continuación, se presentan los pasos del procesamiento digital de imágenes presentados en el diagrama de la Figura 12. Al comenzar el procesamiento de la imagen se separó la imagen después del filtro de atenuación en sus componentes R(rojo), G(verde) y B(azul) [98] como se describe en la Figura 2.30. Los valores numéricos de estas capas oscilan desde el valor 0 al valor 255.



Figura 2. 30 Componentes RGB de imagen

Obviando la información que proporciona la capa R debido a que no contiene elementos relacionados con alguno de los cuatro tumores, se empezó a trabajar con la capa G, realizando una comparación para descartar todos los elementos (pixeles) menores a una intensidad deseada. El resultado de esta comparación se muestra en la Figura 2.31. Se puede notar que esta capa que será renombrada como “Máscara tumor cancerígeno” corresponde a la ubicación de los tumores cancerígenos en el modelo.



Figura 2. 31 Máscara de tumor cancerígeno

Para obtener la siguiente mascara referente a los tumores benignos, se realizó una operación de comparación para descartar elementos y solo conservar los cuatro tumores (Ver Figura 2.32). Con ayuda de la “mascara tumor cancerígeno” y una operación con la imagen previamente obtenida para eliminar los valores pertenecientes a los tumores malignos, se obtiene la siguiente imagen.

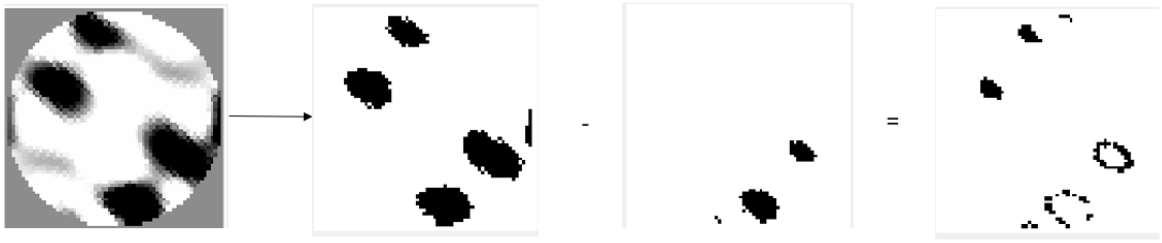


Figura 2. 32 Primera aproximación para máscara de tumor benigno

En la imagen resultante aún existe el remanente de los tumores cancerígenos, para eliminar el remanente y cualquier ruido presente en la imagen se utilizaron las operaciones de erosión - dilatación [99]. Al aplicar las operaciones como se muestra en la Figura 2.33, se eliminó por completo los remanentes pertenecientes a los tumores cancerígenos

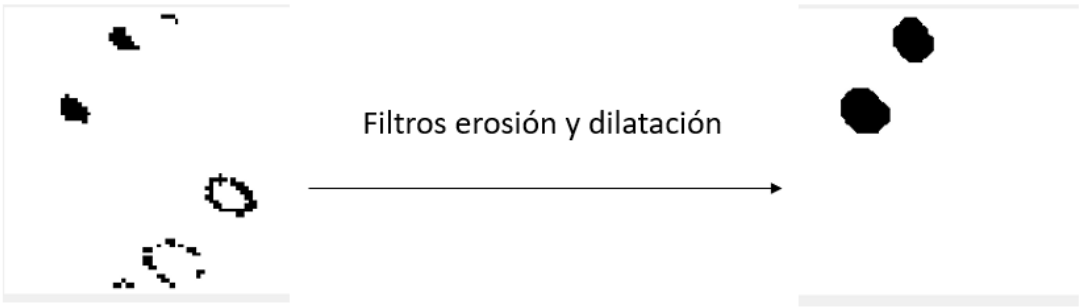


Figura 2. 33 Máscara de tumor benigno

Finalmente, para verificar la calidad de las máscaras generadas (tumor benigno y tumor maligno) se sobrepusieron en la reconstrucción original (Figura 2.26) y en la reconstrucción después del filtro de atenuación (Figura 2.29). El resultado de la nueva imagen utilizando las máscaras se presenta en la Figura 2.34.

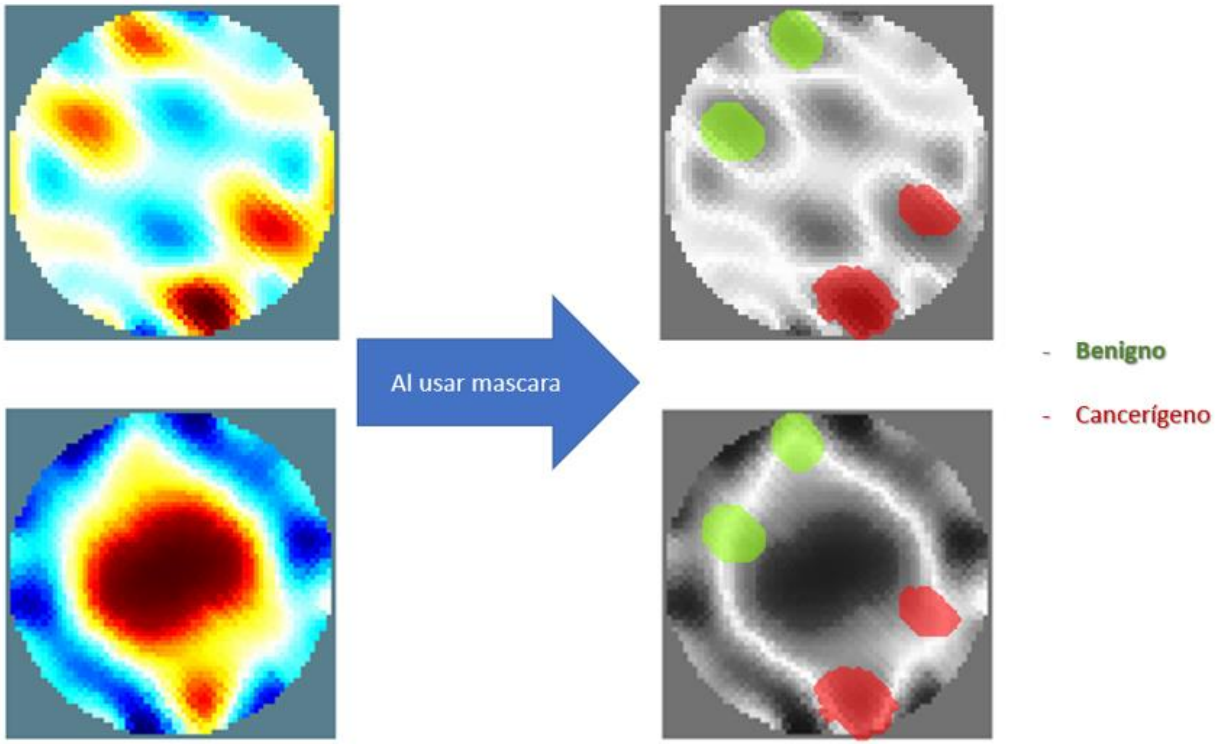


Figura 2. 34 Uso de máscaras en la reconstrucción

Comunicación Entre Hioki Y Computadora

El dispositivo Hioki es un medidor de impedancia desarrollado por la compañía Hioki, el dispositivo cuenta con un rango de frecuencias de operación de los 4 Hz hasta los 8 MHz [100]. En el proyecto de detección propuesto el Hioki cumple el rol de un elemento de medición, que utilizará electrodos para realizar la medición de impedancia en la mama.

El dispositivo Hioki puede comunicarse a una computadora mediante tres principales protocolos de comunicación: RS-232C (Recommended Standard 232), USB (Universal Serial Bus), GP-IB (General-Purpose Instrumentation Bus) y LAN (Local Area Network) [100].

Al utilizar la comunicación mediante USB (Ver Figura 2.35). La pantalla frontal del dispositivo Hioki muestra la leyenda “USB” (Ver Figura 2.36) indicando que ha reconocido la conexión USB. El dispositivo Hioki puede mostrar una leyenda para cada tipo de conexión que detecte.

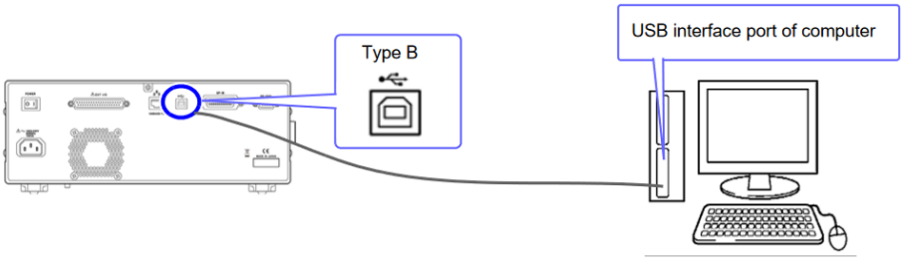


Figura 2. 35 Interfaz USB del Hioki con una computadora

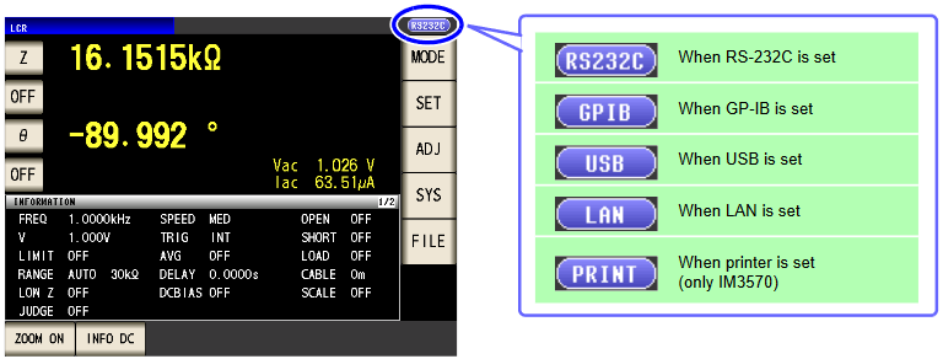


Figura 2. 36 Detección de protocolo en la pantalla frontal

En la Figura 2.37 se detallan los tipos de comunicación entre el Hioki y la computadora:

1) Mensajes del programa: Son todos aquellos comandos que envía la computadora hacia el Hioki, pueden ser comandos de configuración (frecuencia, configuración de parámetros) y peticiones (petición de valores medidos por el Hioki).
2) Mensajes de respuesta: Son los valores que el Hioki envía a la computadora. Pueden ser valores medidos o mensajes del Hioki (parámetros configurados, versión del Hioki) estos mensajes de respuesta requieren de un comando de petición de la computadora.

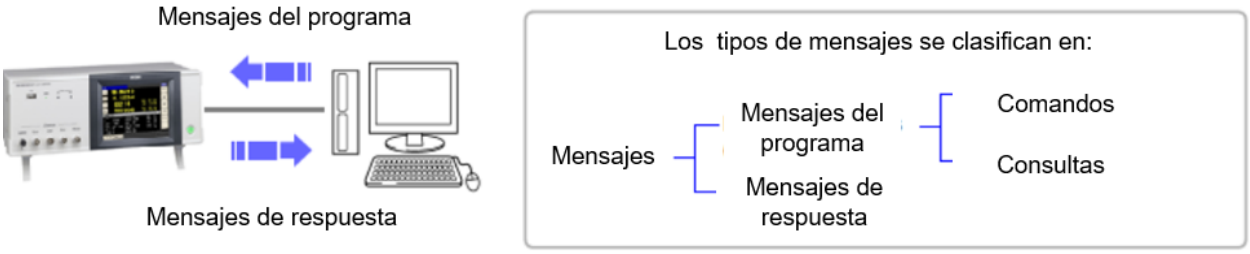


Figura 2. 37 Clasificación de mensajes de la interfaz

Un comando para controlar el dispositivo Hioki, es una instrucción que permite configurar un parámetro o restablecer los parámetros del dispositivo (Ver Figura 2.38).

Una línea de comando este compuesto por una instrucción (indicación que le permite al Hioki identificar el parámetro a configurar), un espacio y un valor para configurar el parámetro. En el ejemplo de la imagen se está configurando la frecuencia de trabajo en 1000 Hz.

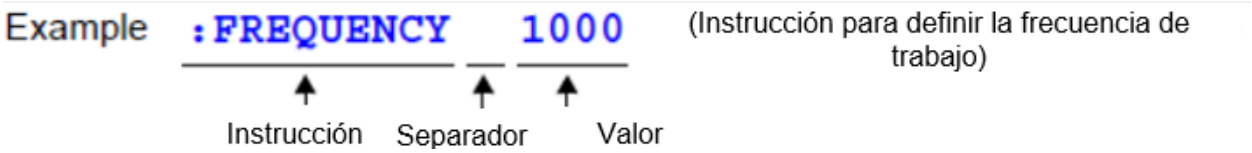


Figura 2. 38 Ejemplo de un comando en Hioki

Una petición es una instrucción para conocer los resultados de las operaciones, los resultados de las mediciones o el estado de configuración actual del dispositivo. En la Figura 2.39 se ejemplifica una petición para obtener la frecuencia de trabajo a la cual está configurado el Hioki.

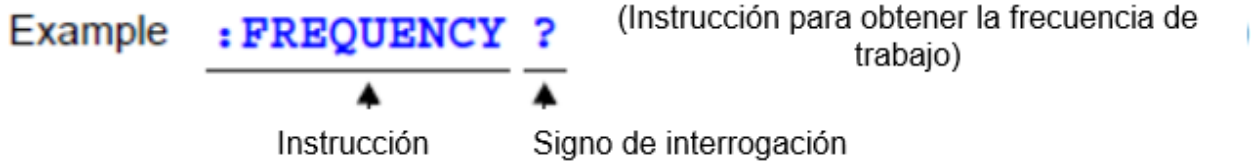


Figura 2. 39 Ejemplo de una petición en Hioki

Se seleccionó el software MATLAB para el diseño de la interfaz considerando la facilidad para el manejo de grandes cantidades de datos en forma de matrices y la facilidad de usar la librería para la reconstrucción en imágenes. La Figura 2.40 expresa el diagrama de flujo según el tipo de instrucción enviada al Hioki.

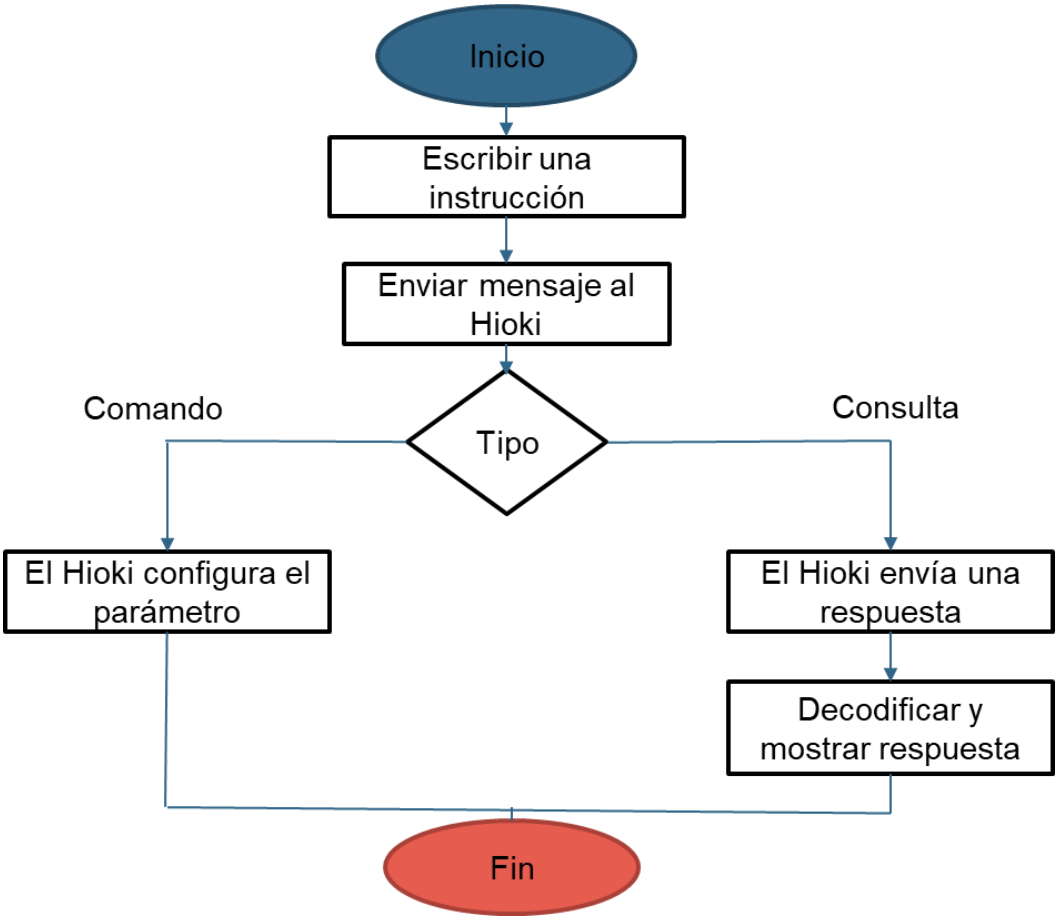


Figura 2. 40 Clasificación de mensajes en Hioki

El programa para la comunicación entre el Hioki y MATLAB fue diseñado utilizando módulos dentro del entorno App Designer de MATLAB. App Designer integra las dos tareas principales en la creación de una app: la distribución de los componentes visuales de una interfaz gráfica de usuario (GUI) y la programación del comportamiento de la app. Es el entorno recomendado para crear apps en MATLAB[101].

- Módulo de conexión: Este módulo se activa presionando un botón de inicio, el módulo permite realizar la conexión con el Hioki definiendo las siguientes configuraciones; Speedrate, puerto de conexión y timeout.

- Módulo de desconexión: El módulo se activa presionando un botón de paro, el modulo permite desconectar el Hioki para liberar el puerto y evitar “congelamientos” al volver a ejecutar el programa.
- Módulo de enviar: El módulo permite enviar un comando de manera manual al Hioki, el comando enviado se almacena en un campo de texto añadiendo una etiqueta de “<<” al inicio del texto para indicar que se trata de un comando, adicionalmente el campo de texto también agrega una etiqueta de “>>” si se trata de la respuesta del Hioki al envió de una petición.
- Módulo barrido: El módulo permite utilizar un clúster de comandos que serán enviados progresivamente al Hioki. El formato de esta matriz es el siguiente:

Comandos= [“Instruccion1”,” Instruccion2”,” Instruccion3”, “Instruccion4”, … , “InstruccionN”]

Para el envío de esta matriz se utiliza un ciclo for que envia de manera progresiva las instrucciones dentro de la matriz al Hioki. En la Figura 2.41, se muestra la interfaz diseñada en App Designer para la medición en conjunto con el dispositivo Hioki.

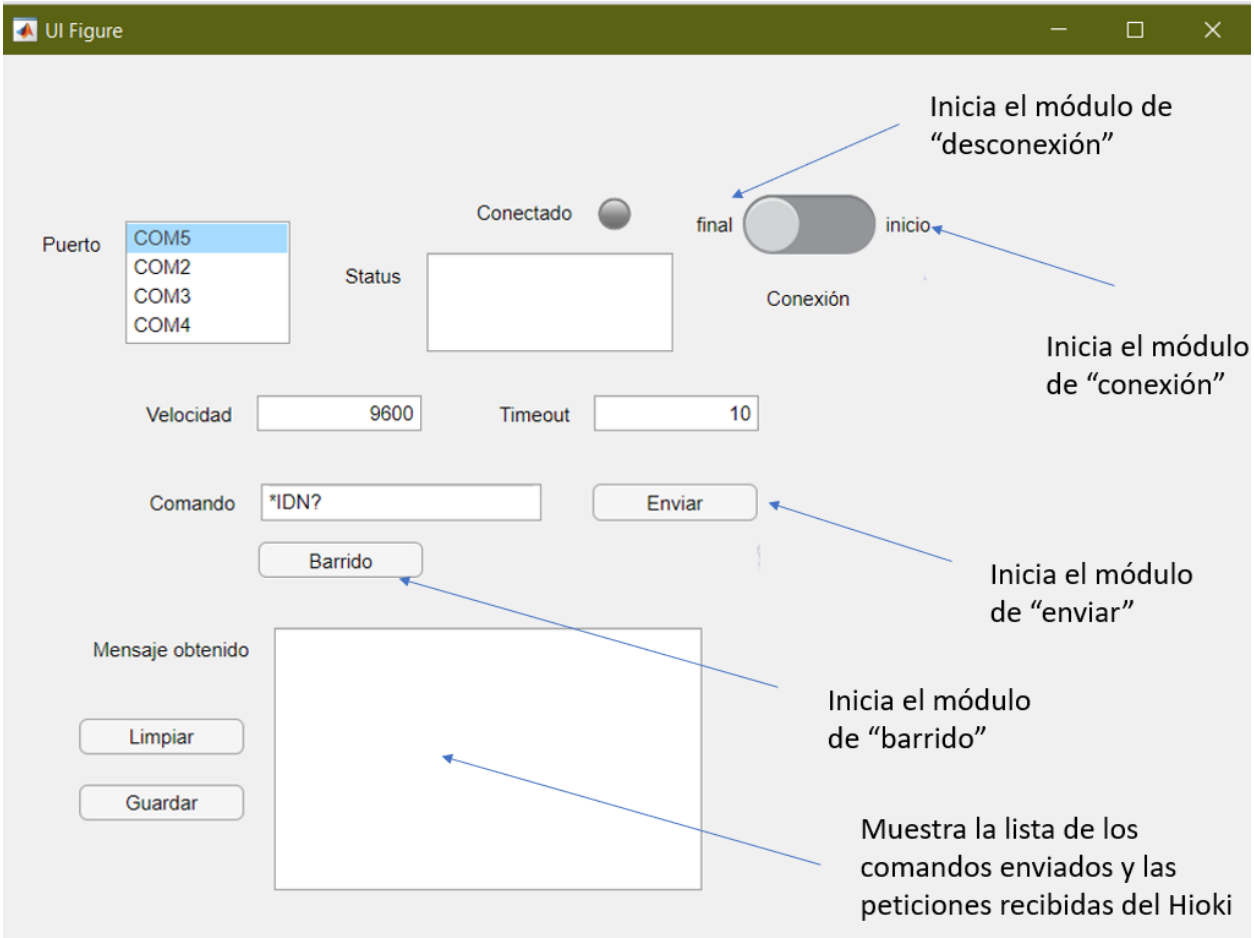


Figura 2. 41 Interfaz gráfica del usuario

Comprobación conexión entre Hioki y computadora

Se realizó la validación de la información recibida. Una ventana emergente sirve para indicar que no se ha detectado el Hioki en el puerto seleccionado. Este mensaje puede aparecer por tres razones principales:

- El Hioki se encuentra apagado.
- El Hioki no se encuentra conectado en el puerto seleccionado.
- La conexión en el puerto seleccionado está ocupada.

Al realizar una conexión exitosa se enciende un indicador (color verde) en la interfaz gráfica y un mensaje que muestra la leyenda “El Hioki está listo para recibir comandos”, a partir de este momento el Hioki puede recibir comandos y consultas desde la computadora (Ver Figura 2.42).



Figura 2. 42 Conexión exitosa entre Hioki y MATLAB

Para comprobar una correcta sincronización del Hioki con la computadora, se utilizó la petición “*IDN?” esta devuelve la siguiente información “Marca de dispositivo”, “Modelo del dispositivo”, “Número de serie” y “Versión del software”. Se ha recibido satisfactoriamente esta información como se ilustra en la Figura 2.43.

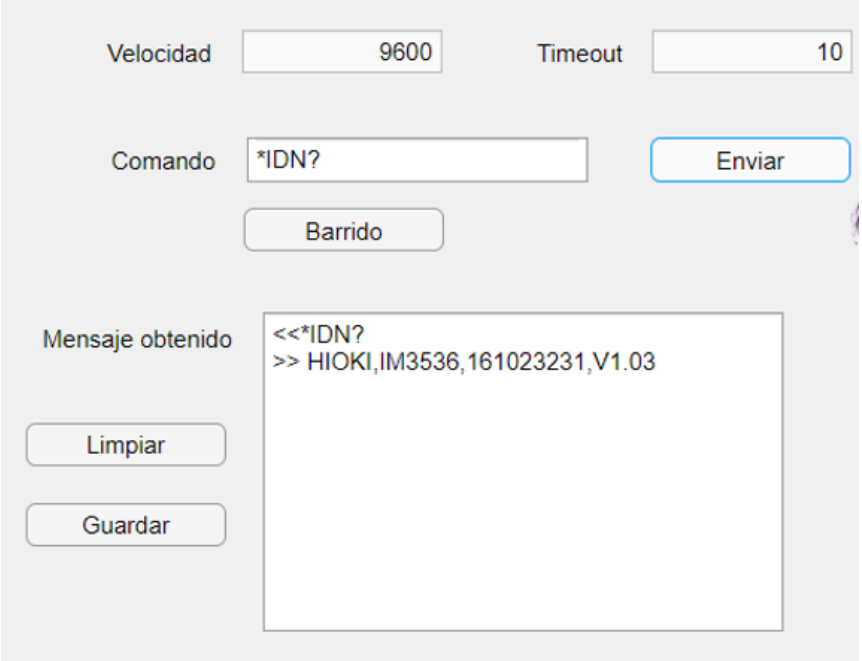


Figura 2. 43 Comprobación de petición en Hioki

La siguiente prueba es utilizando un comando y una petición de manera manual como se observa en la Figura 2.44 utilizando comando "*TRG" que envía una señal al Hioki para que inicie la medición, al utilizar la función de consulta ":MEAS?" el Hioki envía los datos medidos a la computadora, en la imagen se realiza la comparación entre los datos que aparecen en la pantalla del Hioki y los datos enviados a la computadora, es importante resaltar que los datos enviados son numéricos y que los encabezados (unidades) deben ser añadidos en post-procesamiento.

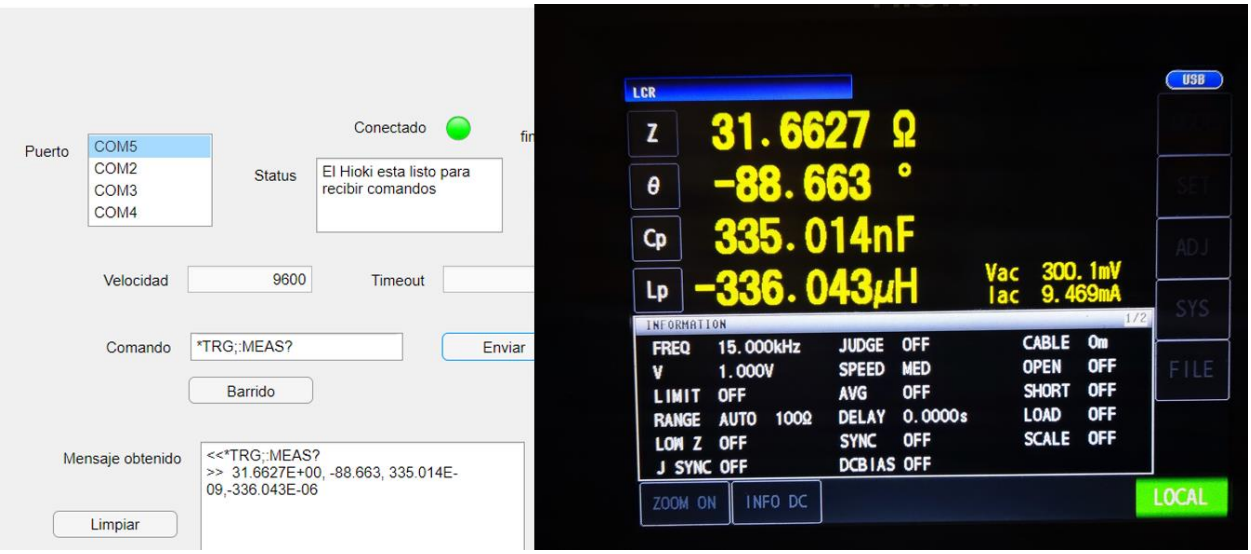


Figura 2. 44 Comparación envío de petición y recepción de información

En la Figura 2.45 se muestra el resultado de utilizar el botón barrido que tiene una secuencia de barrido frecuencia y obtención de los valores medidos por el Hioki.

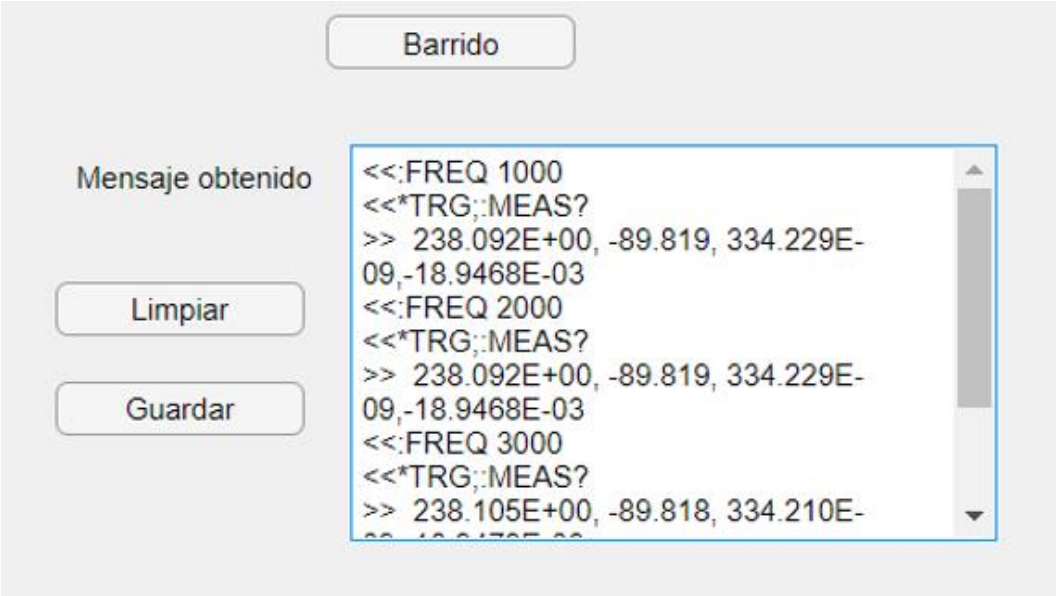


Figura 2. 45 Función de barrido en el Hioki

Las instrucciones están almacenadas en una matriz y son enviadas de una por una con un ciclo for como se observa en la comparativa de la Figura 2.46.

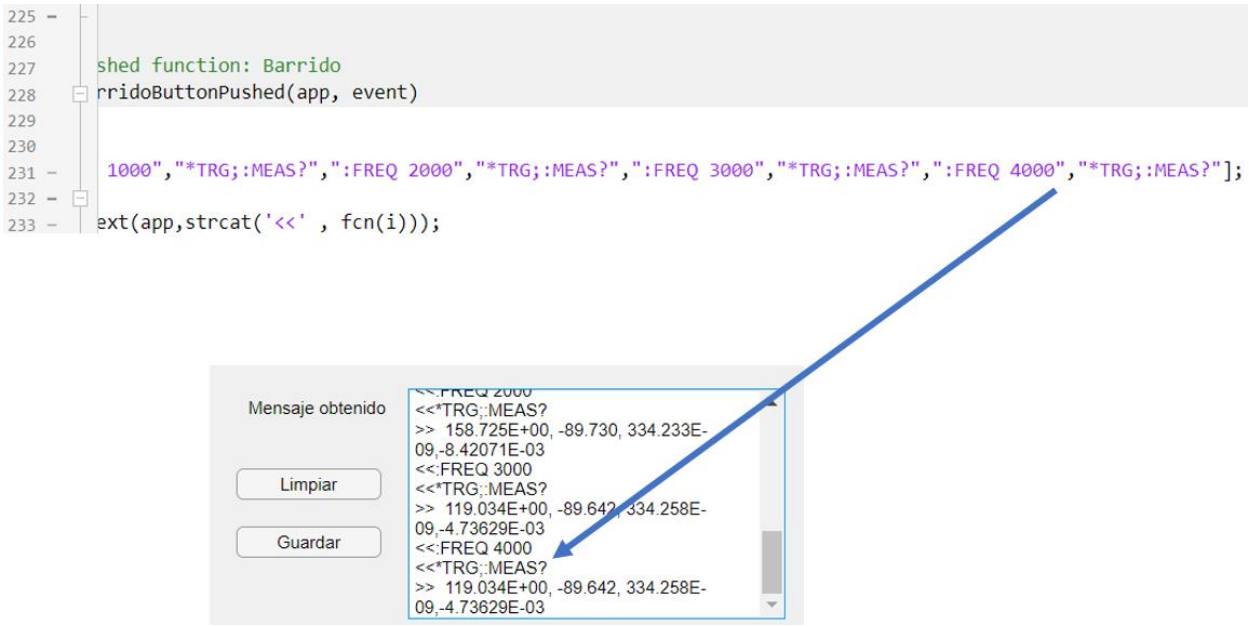


Figura 2. 46 Matriz de instrucciones al programar Hioki

Copas de látex

Se considera “copa” al soporte físico que contendrá los electrodos y estará en contacto directo con la mama. Debe ser un material resistente con características elásticas y aislantes. En un primer acercamiento al diseño de la copa se propuso el uso de látex natural (Figura 2.47).



Figura 2. 47 Primera propuesta para creación de copa

Este material era demasiado rígido para su manipulación, por lo que presento rupturas al ser manipulado (Figura 2.48). Una siguiente propuesta fue el uso de látex artificial adicionado con pintura acrílica el material presento propiedades de elasticidad sin deformación, una resistencia que permite la manipulación del material.

,



Figura 2. 48 Ruptura por rigidez del látex natural

La copa presenta un grosor de 1 mm lo que permite que los electrodos tengan un buen contacto con los cables de medición e inyección (Ver Figura 2.49).

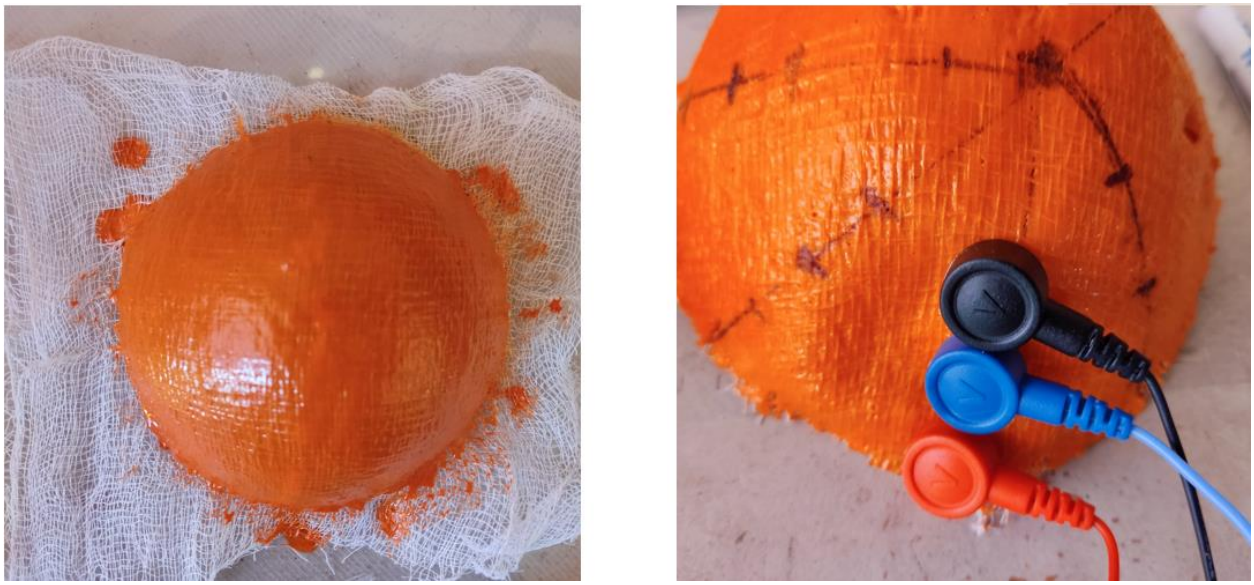


Figura 2. 49 Copas de látex con pintura acrílica

Para mejorar la calidad de contacto de los electrodos con la muestra se agregaron concentradores de esfuerzo en las copas, mejorando los resultados en las mediciones. La Figura 2.50 muestra la versión final de las copas.

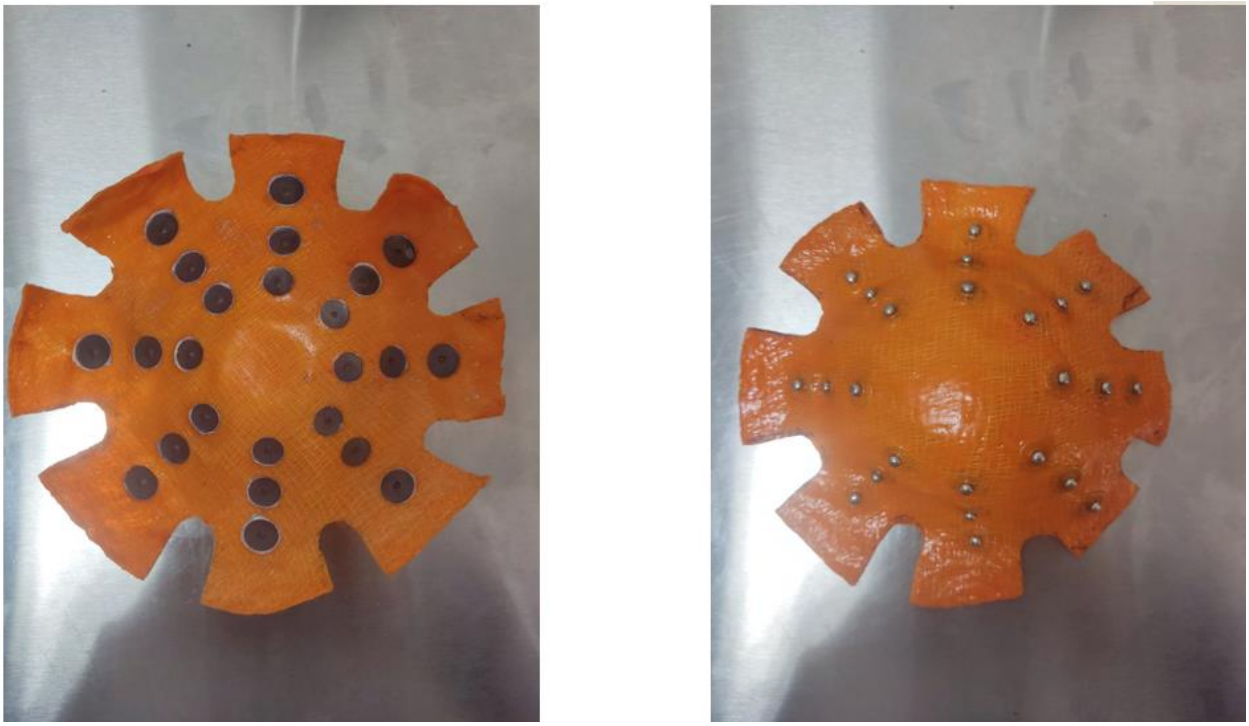


Figura 2. 50 Copas de látex con concentrador de esfuerzos

Máquina de estados

El diseño de una máquina de estados que permita variar las combinaciones del electrodo inyector y el electrodo referencia de manera automática en los diferentes electrodos disponibles. El multiplexor (MUX) permite realizar numerosas combinaciones de salida con un número pequeño de entradas, para este caso el HIOKI [101] posee dos señales: una para el electrodo inyector y otra para el electrodo de referencia, estas señales deben ser distribuidas entre los 48 electrodos de las dos copas. El proceso de comunicación entre el HIOKI, el multiplexor y la máquina de estados se detalla en la Figura 2.51.

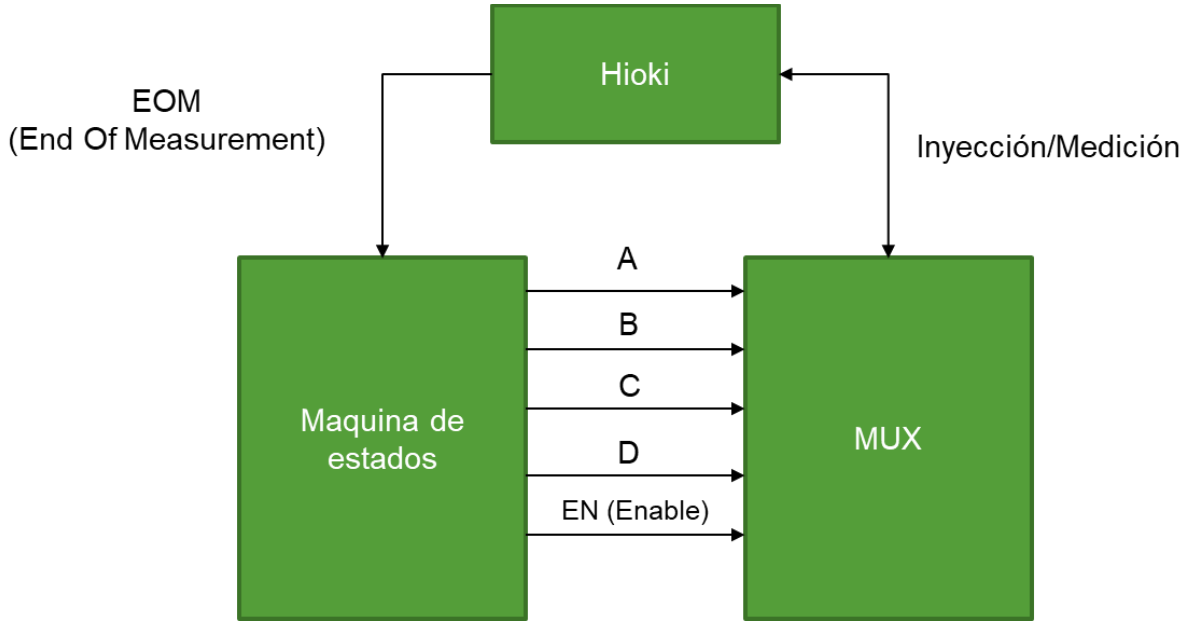


Figura 2. 51 Comunicación entre Hioki, Máquina de estados y MUX

Se utilizó el software de PROTEUS (Figura 2.52) para la simulación de la máquina de estados, utilizando a manera de electrodos un diodo RGB, mostrando el color verde cuando funciona como electrodo inyector y un color rojo cuando funcione como electrodo referencia. En caso de que se envíen ambas señales a un electrodo el led encendería de un color anaranjado.

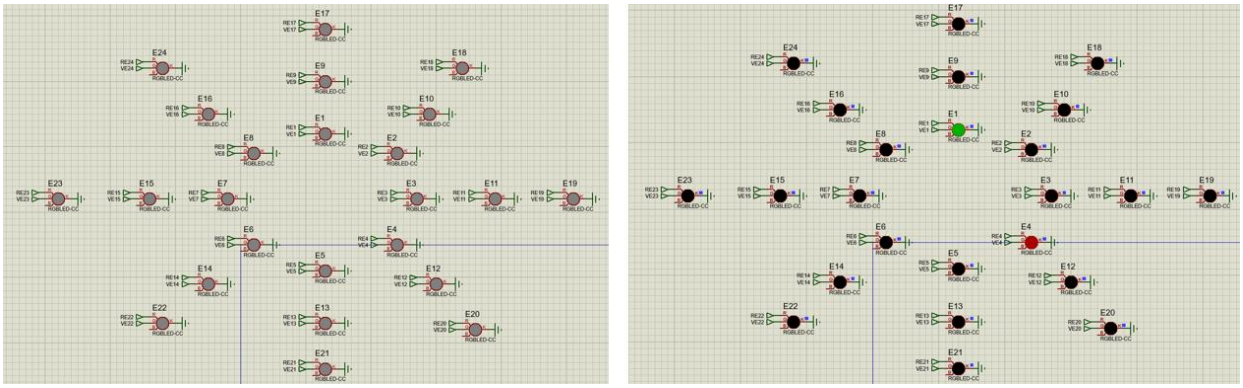


Figura 2. 52 Simulación en Proteus

La rutina programada en las combinaciones de la máquina de estado está basada en la tabla de la Figura 2.53, se está considerando que las mediciones son similares del punto ”A al B” que del “B al A”, reduciendo el número de mediciones y el tiempo de procesamiento.

Mediciones usadas para la reconstrucción de imágenes.							
1-2	2-3	3-4	4-5	5-6	6-7	7-8	8-1
1-3	2-4	3-5	4-6	5-7	6-8	7-1	8-2
1-4	2-5	3-6	4-7	5-8	6-1	7-2	8-3
1-5	2-6	3-7	4-8	5-1	6-2	7-3	8-4
1-6	2-7	3-8	4-1	5-2	6-3	7-4	8-5
1-7	2-8	3-1	4-2	5-3	6-4	7-5	8-6
1-8	2-1	3-2	4-3	5-4	6-5	7-6	8-7

Figura 2. 53 Matriz de mediciones

Etapa temprana de implementación física

En una etapa temprana de la implementación física (Figura 2.54) se realizó un e-phantom con impedancias conocidas para verificar el funcionamiento del sistema y la fiabilidad de las mediciones. Los valores medidos son reportados en la Figura 2.55, donde se encuentran los valores reales en comparación con los valores medidos, se observan valores constantes con variaciones debido a la impedancia de los multiplexores. El eje “y “ de la gráfica corresponde a los valores de impedancia en Ohms, la línea en azul son los valores reales de impedancia de las muestras, la línea naranja corresponde a los valores medidos con una frecuencia de 1 kHz (kiloHertz) de manera “manual” (Utilizando un pushbutton para cambiar el estado), la línea gris representa los valores medidos de manera manual a una frecuencia de 1 kHz al conectar el Hioki a la computadora y finalmente la línea amarilla corresponde a una medición de manera automática (Los cambios son automáticos utilizando una señal de final de medición desde el Hioki) a 1 kHz .

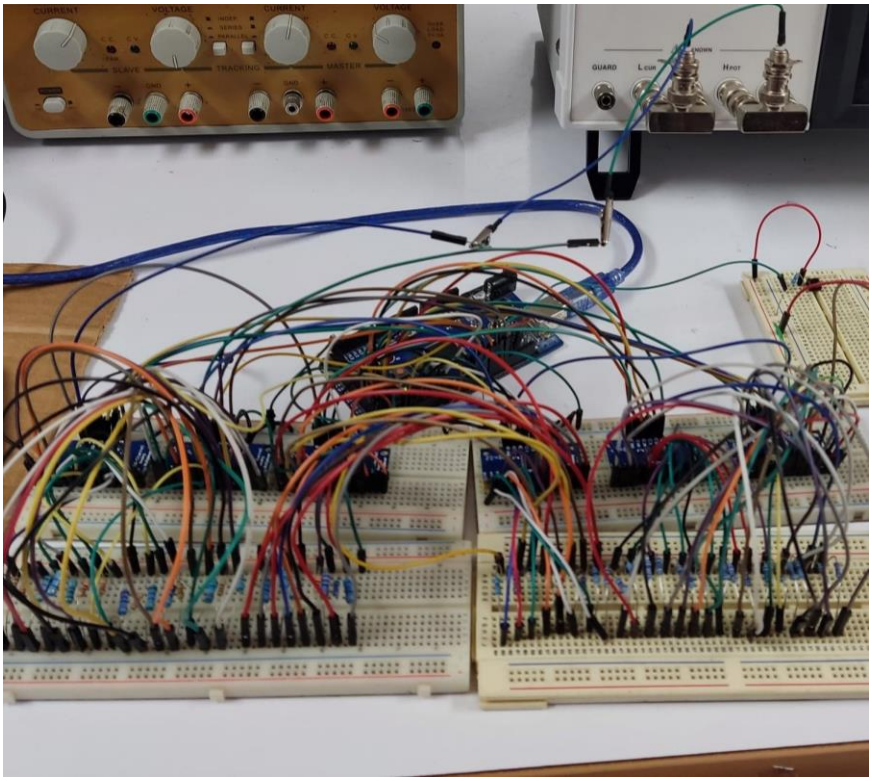


Figura 2. 54 E-phantom para validación de mediciones

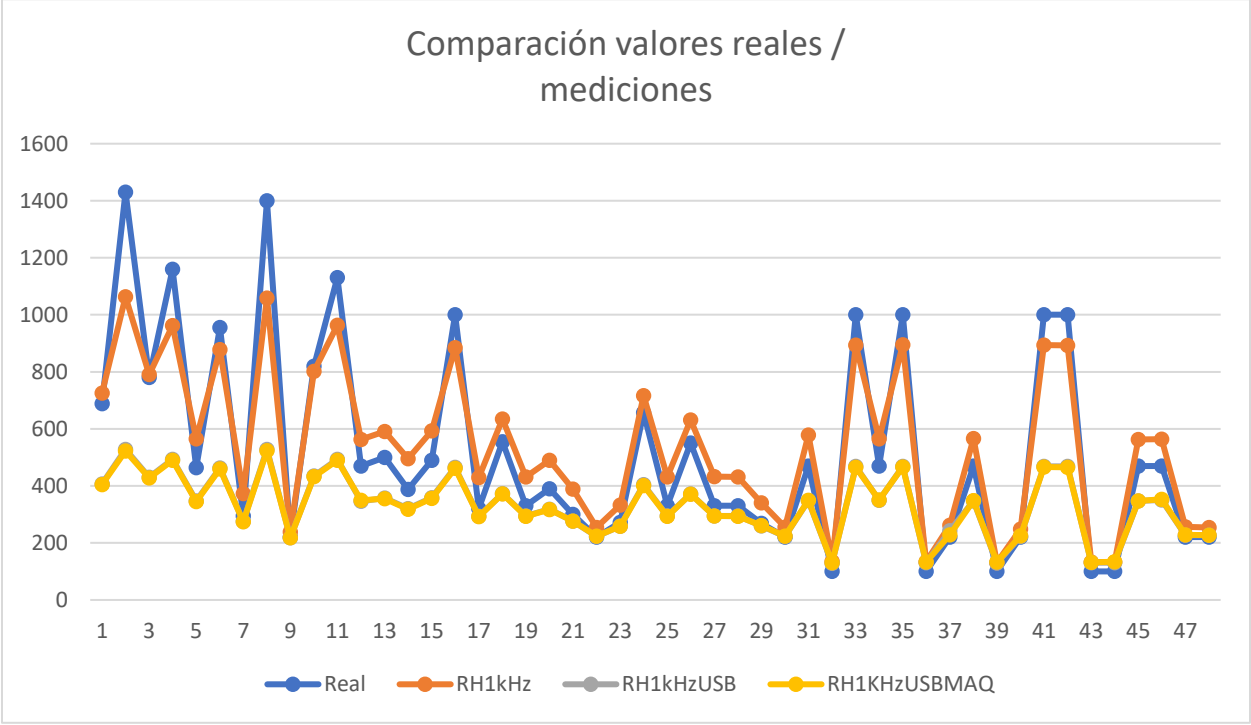


Figura 2. 55 Valores medidos contra valores reales de impedancia

Al ordenar de menor a mayor el valor de impedancia de las muestras obtenemos la gráfica de la Figura 2.56, donde a mayor valor de impedancia la diferencia entre el valor medido y el valor real aumenta. Los valores mayores de impedancia aún son medibles y están basados en los valores reportados por el ensayo clínico de Gutiérrez [47].

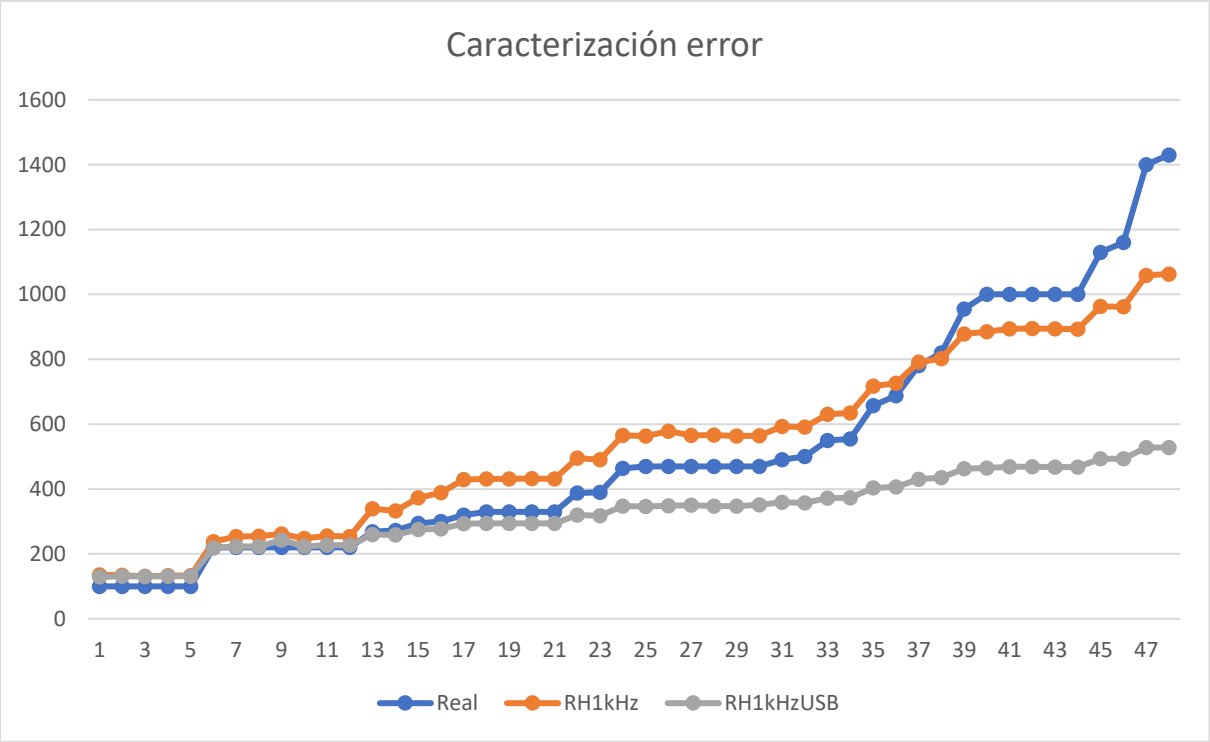


Figura 2. 56 Caracterización del error de mediciones de impedancia

Se propuso una distribución de electrodos para la implementación física (Figura 2.57) del sistema, tres arreglos anillares de 8 electrodos cada uno con una ayuda visual de colores para reducir los errores de ensamble. La implementación física se muestra en la Figura 2.58.

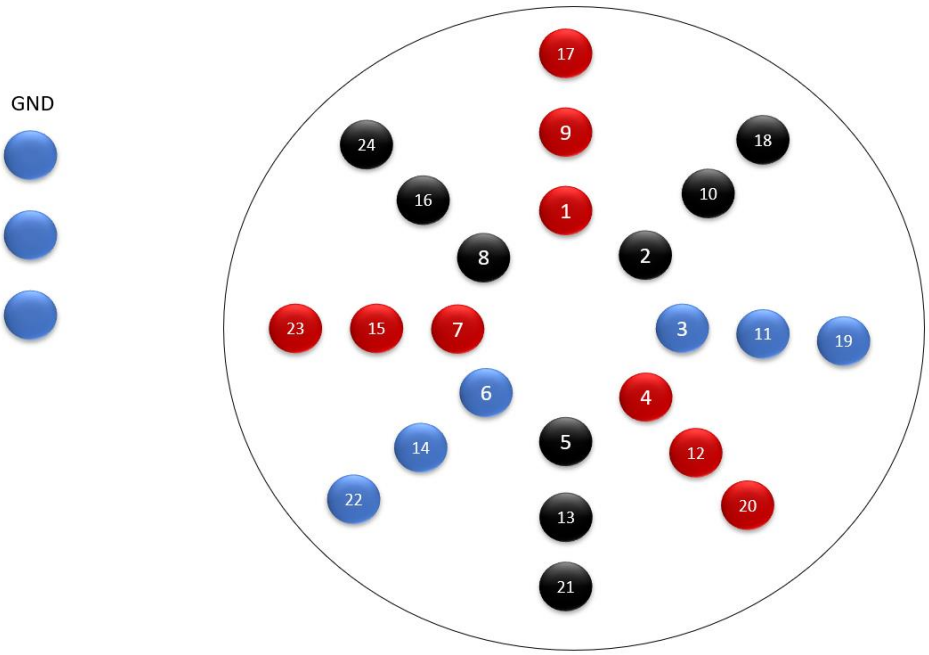


Figura 2. 57 Distribución de electrodos

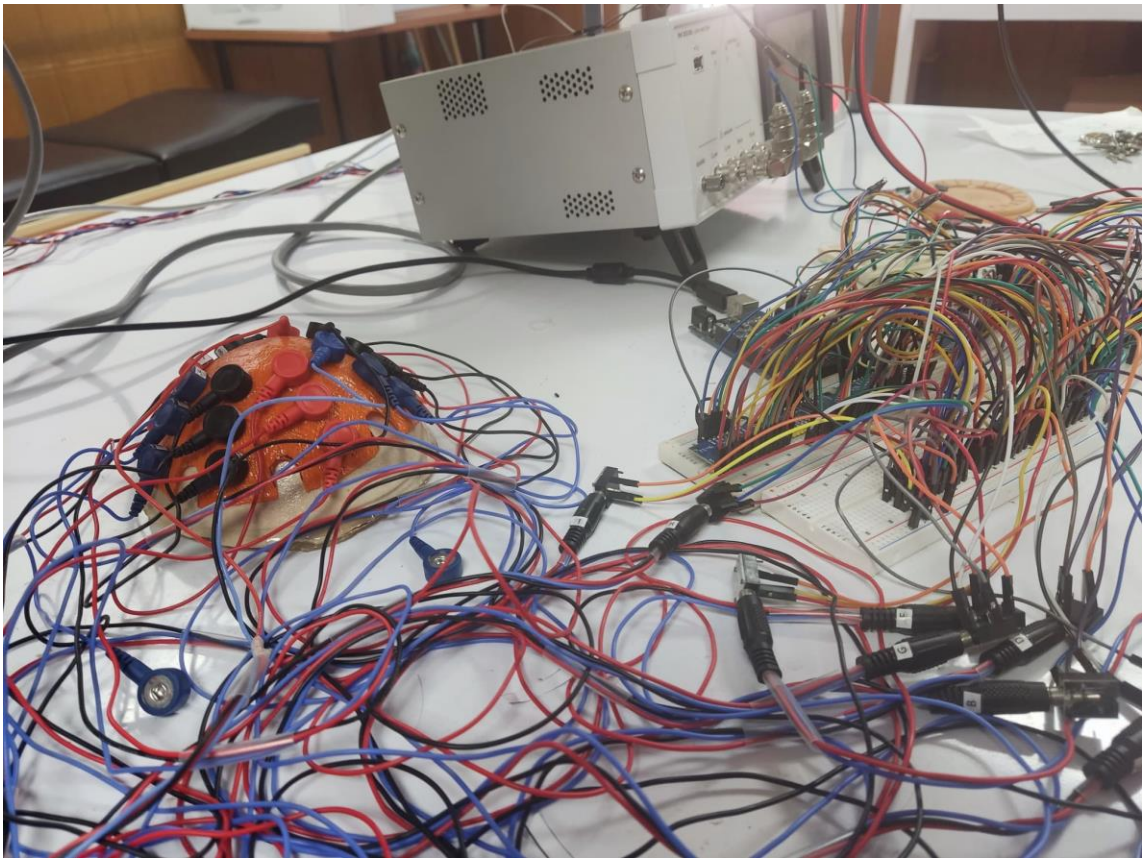


Figura 2. 58 Implementación física temprana

Modelos de agar

Se elaboraron modelos simplificados con propiedades eléctricas similares a una mama. Utilizando agar y cloruro de sodio para darle propiedades conductivas. El tamaño de los modelos con agar está basado en una copa B estándar. La Figura 2.59 muestra un modelo de agar sin emuladores de tumores.

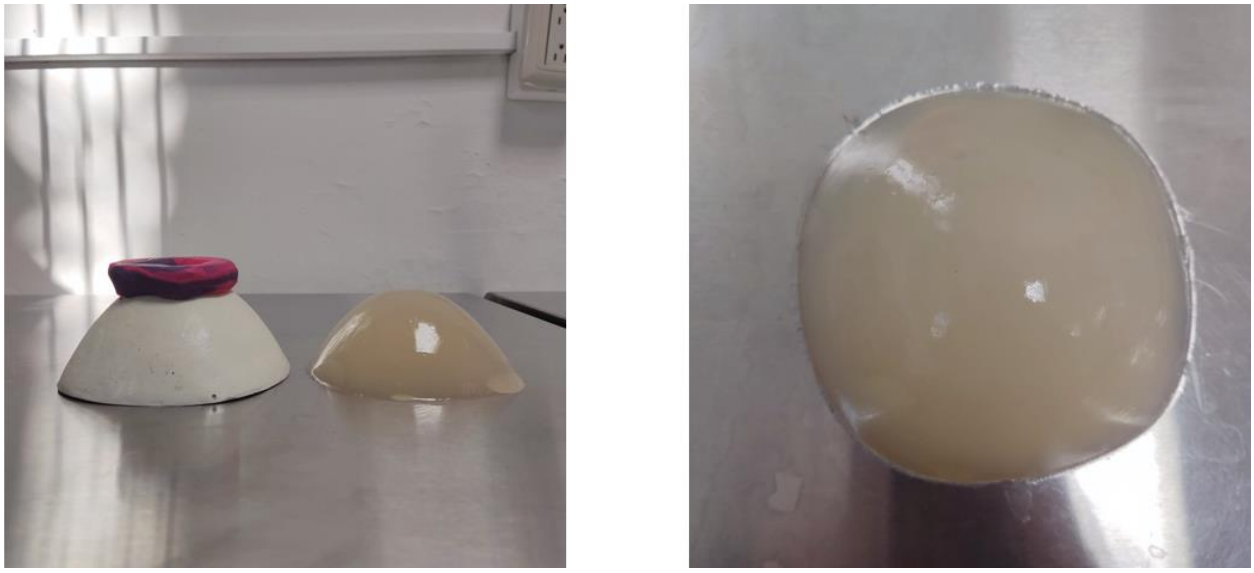


Figura 2. 59 Modelo de agar simplificado

La Figura 2.60 muestra una vista baja del modelo de agar usando una copa para verificar el contacto con los electrodos.

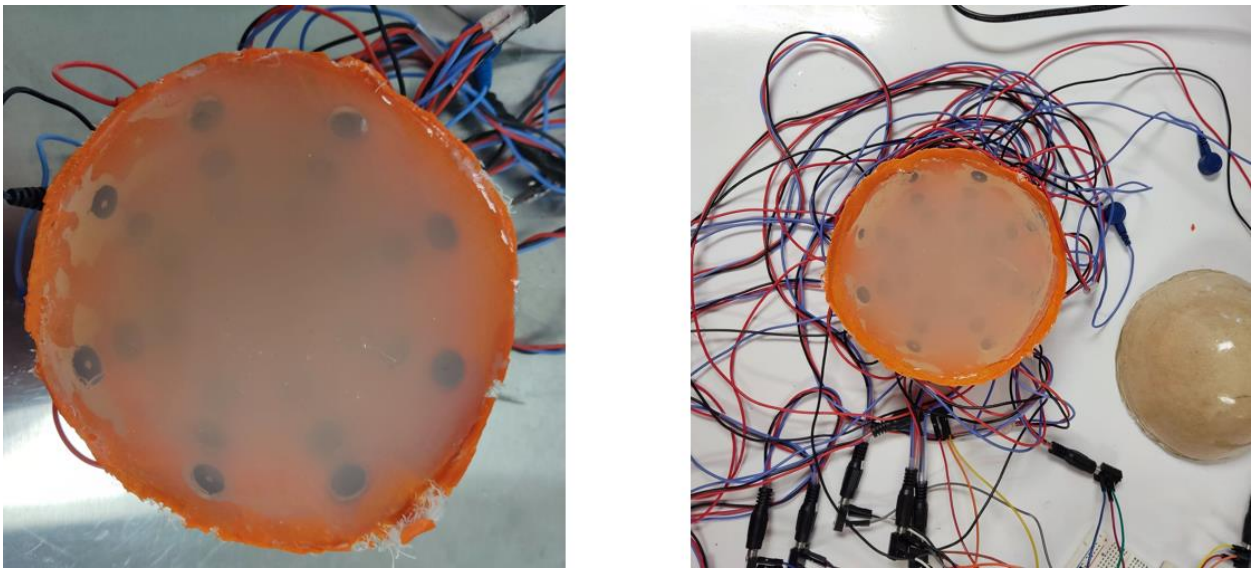


Figura 2. 60 Verificación de contacto de copa con modelo de agar

Como una propuesta inicial se utilizó una pelota de goma como emulador de tumor como se observa en la Figura 2.61 el modelo de agar presentó estabilidad permitiendo la realización de mediciones sin deformarse.

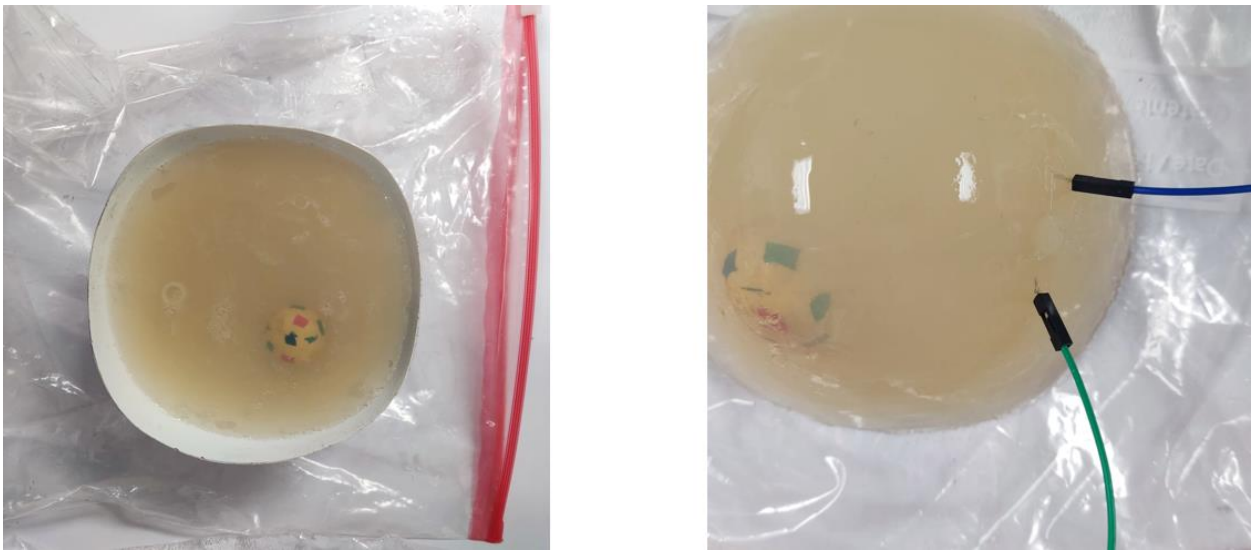


Figura 2. 61 Modelo con emulador de tumor

Para adecuar las características a las características eléctricas reportadas por pruebas exvivo [102] se agregó a los emuladores de tumor y tejido mamario, cloruro de sodio para modificar sus características conductivas. Para este experimento también se agregó colorante natura para observar los emuladores de manera didáctica (Figura 2.62).



Figura 2. 62 Modelo de agar con valores de conductividad definidos

Los modelos fueron clasificados en dos (Figura 2.63):

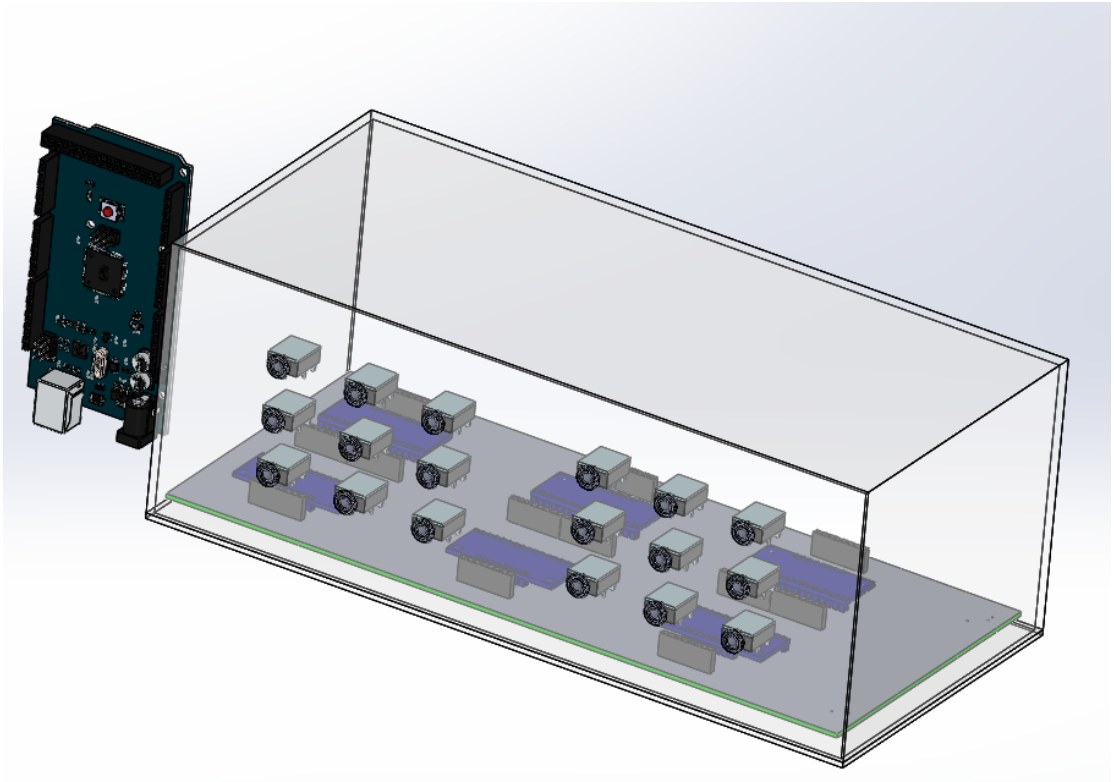
A) Modelo verde: Presenta un pequeño tumor a 90° con respecto a la dirección de las manecillas del reloj
B) Modelo rojo: Presenta dos tumores uno a 135° y a 315° con respecto a la dirección de las manecillas del reloj



Figura 2. 63 Modelos de agar clasificados

Diseño de PCB para el prototipo

Después de realizar las pruebas y comprobar el funcionamiento del sistema, se diseñó una PCB utilizando el software de PROTEUS [103] que permite simular el funcionamiento de circuitos eléctricos y diseñar PCB para un circuito más profesional, compacto y seguro. La primera propuesta (Figura 2.64) posee una PCB con dimensión de 11 cm x 19 cm, esta propuesta no contenía la tarjeta controladora Arduino en la PCB, lo que aumentaría el tamaño de la propuesta.



,

Figura 2. 64 Vista 3D del PCB utilizando Proteus

Un inconveniente de esta versión era la necesidad de realizar cableado manualmente desde la tarjeta ARDUINO a la PCB, lo que interfería con el cableado de los electrodos. Se considero un rediseño de la propuesta que permita tener en el PCB la tarjeta de Arduino. Una alternativa para realizar un diseño de manera más profesional es utilizando el software de ALTIUM [104], una gran ventaja de este software es la capacidad de diseñar los circuitos esquemáticos (Figura 2.65) y el diseño de la PCB de piezas personalizadas (Figura 2.66).

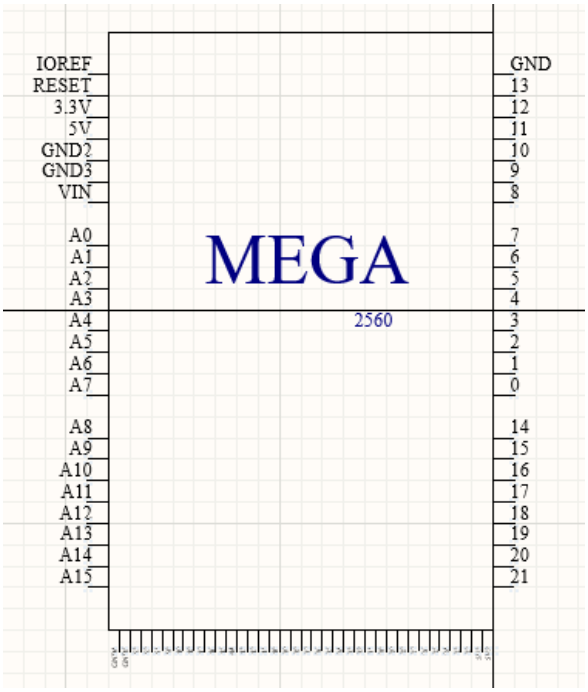


Figura 2. 65 Esquemático personalizado de la tarjeta ARDUINO

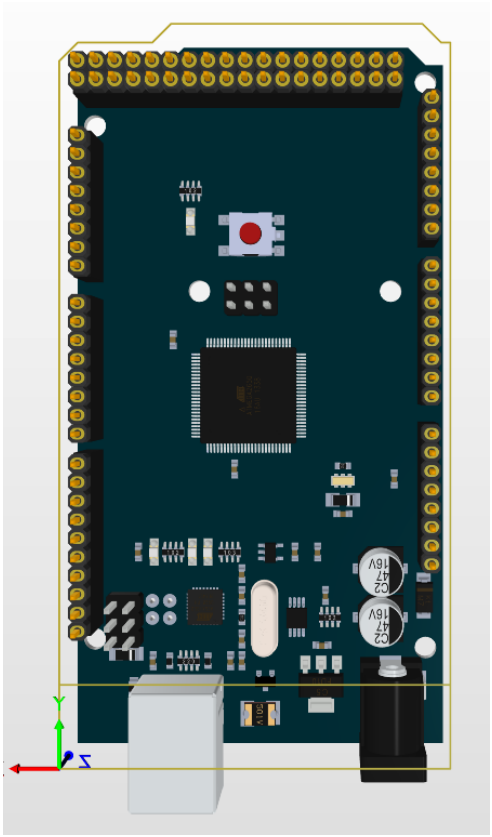


Figura 2. 66 Elemento PCB personalizado de la tarjeta ARDUINO

Al realizar el circuito esquemático total con todos los elementos esquemáticos personalizados (Multiplexores, conectores y tarjeta ARDUINO) se obtiene el circuito presentado en la Figura 2.61

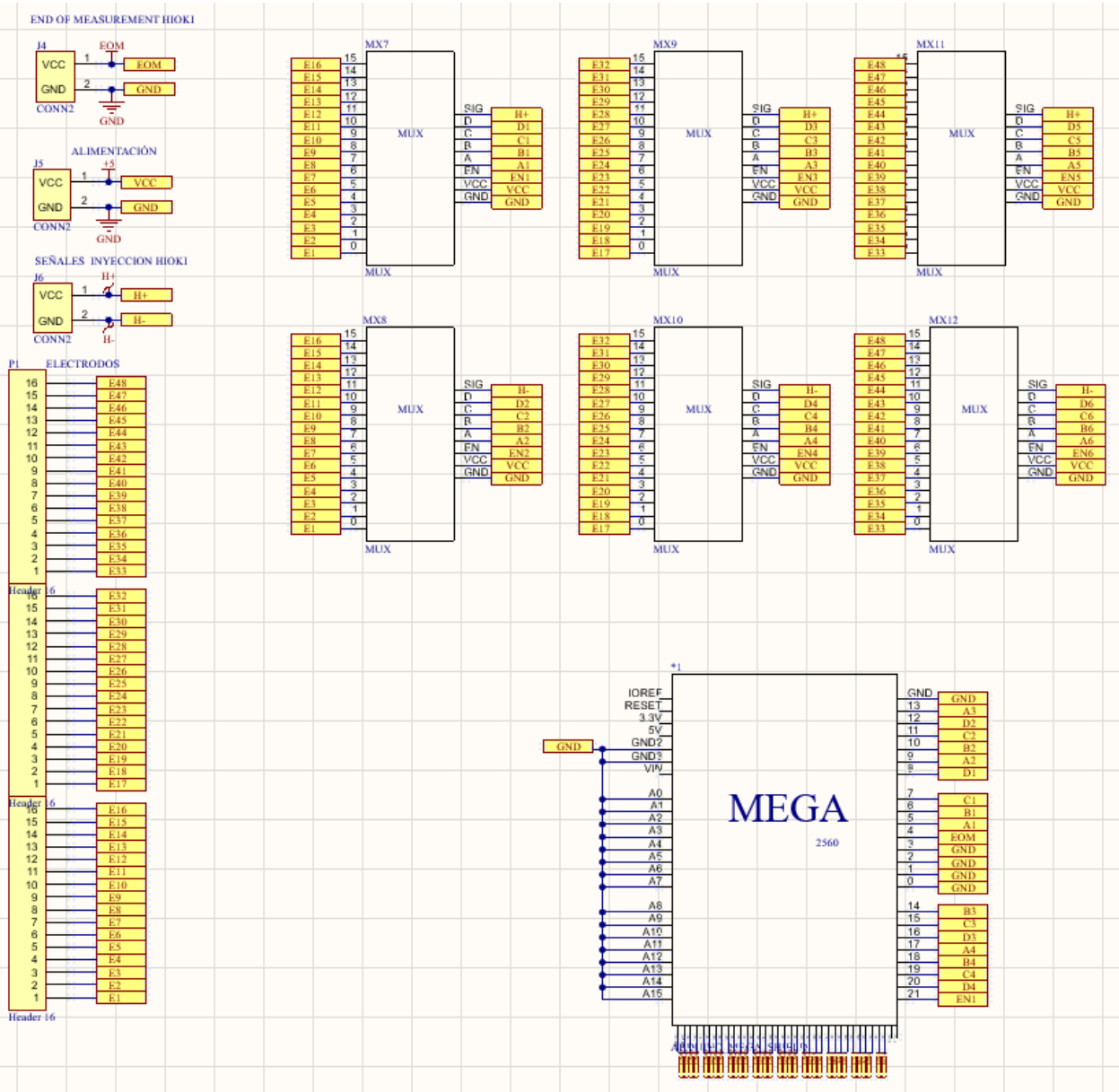


Figura 2. 67 Circuito esquemático total

Una de las características más interesantes y útiles de Altium es la capacidad de referenciar el circuito esquemático en múltiples diseños PCB, gracias a esta versatilidad se pueden presentar diversas propuestas de diseño sin la necesidad de realizar un esquemático para cada una de ellas. La primera propuesta PCB utilizando Altium es mostrada en la Figura 2.68 en esta propuesta se cambió la posición de los multiplexores

con el fin de optimizar el espacio utilizado en la PCB. El tamaño del PCB en esta nueva propuesta es de 19 cm x 10 cm.

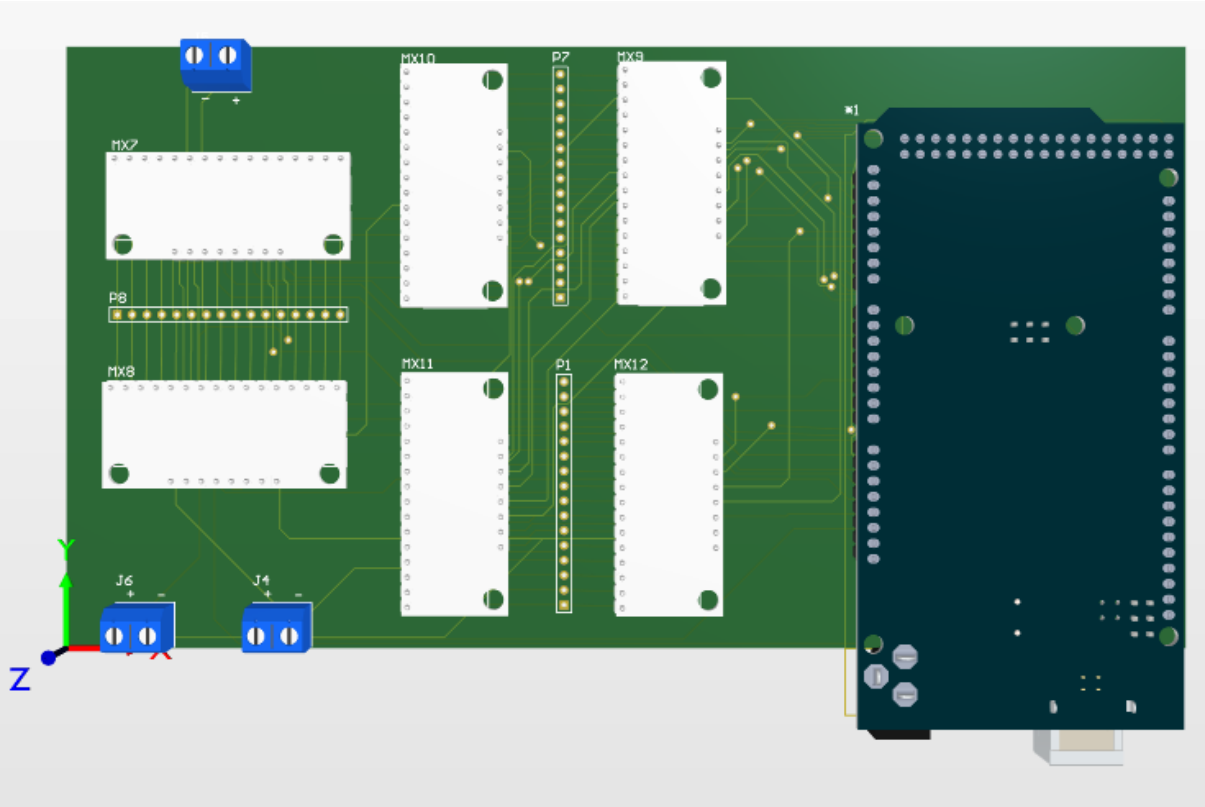


Figura 2. 68 Primera propuesta utilizando Altium

Otra propuesta fue utilizando un conector estándar de 40 pines para facilitar la conexión. Esta propuesta fue diseñada (Ver Figura 2.69), aunque aumentado el tamaño de la PCB por la posición de los pines del conector. Esta propuesta fue descartada por el aumento de tamaño y la posición del conector que requeriría cables más largos para conectar los electrodos.

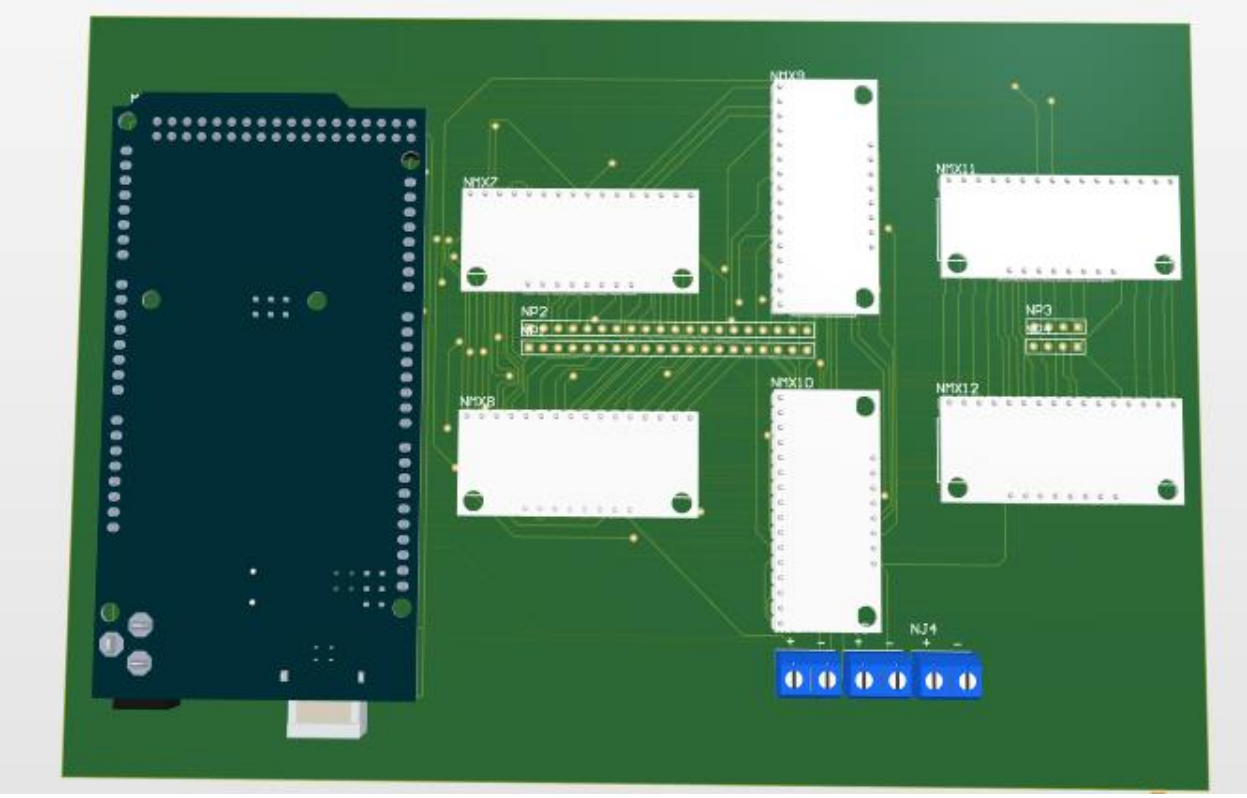


Figura 2. 69 Propuesta de diseño utilizando conector estándar

La nueva propuesta con dimensiones de 19 cm x 10 cm con el fin de optimizar el espacio disponible ajustando la posición de los multiplexores para reducir el área total de la PCB. Todos los componentes físicos de esta PCB se encuentran en una de las caras, y las pistas de conexiones se encuentran en ambas caras del PCB. La Figura 2.70 muestra el diseño en PCB y las conexiones entre capas. La Figura 2.71 muestra la vista 3D de la propuesta, en la figura 2.72 se muestra un renderizado final juntos con otros componentes y una caja protectora.

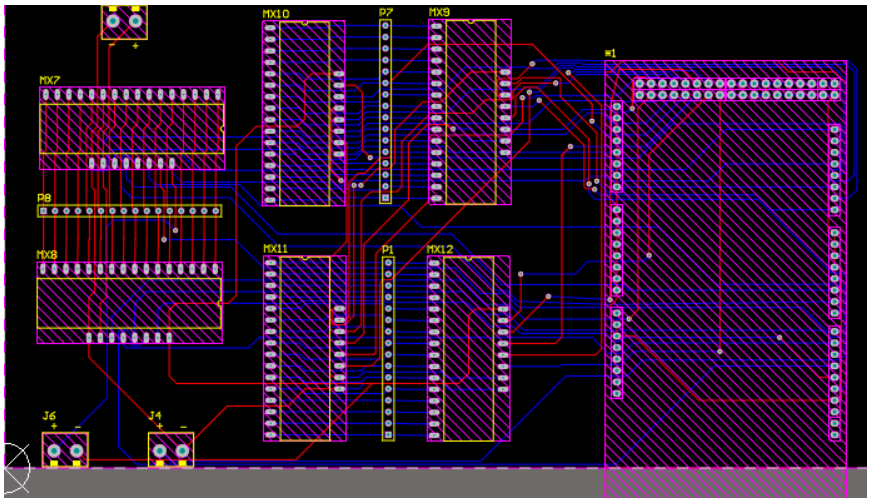


Figura 2. 70 Vista PCB de primera propuesta en Altium

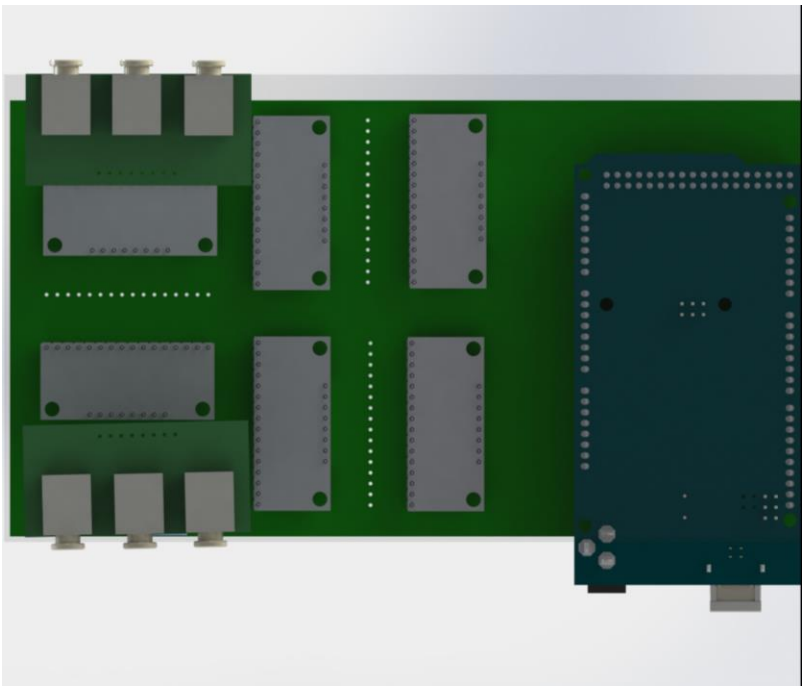


Figura 2. 71 Vista 3D de la propuesta 19 cm x 10 cm

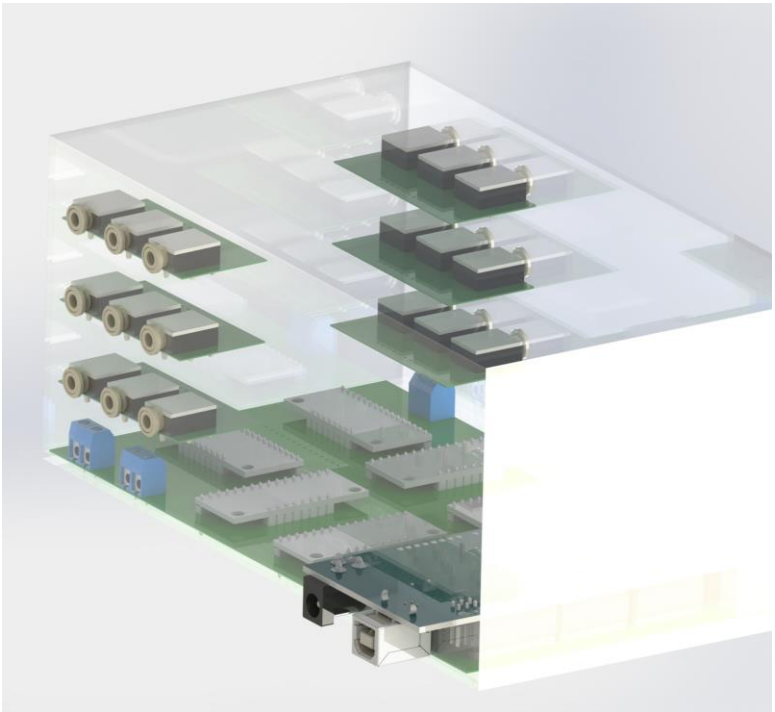


Figura 2. 72 Renderizado final de la propuesta 19 cm x 10 cm

Al realizar una nueva propuesta en el diseño del PCB gracias a la capacidad del software Altium con el diseño a doble capa, se presenta un nuevo diseño más compacto y económico (por utilizar un PCB de tamaño estándar 10 cm x 10 cm), se muestran las vistas superior e inferior del nuevo diseño (Figuras 2.73 y 2.74)

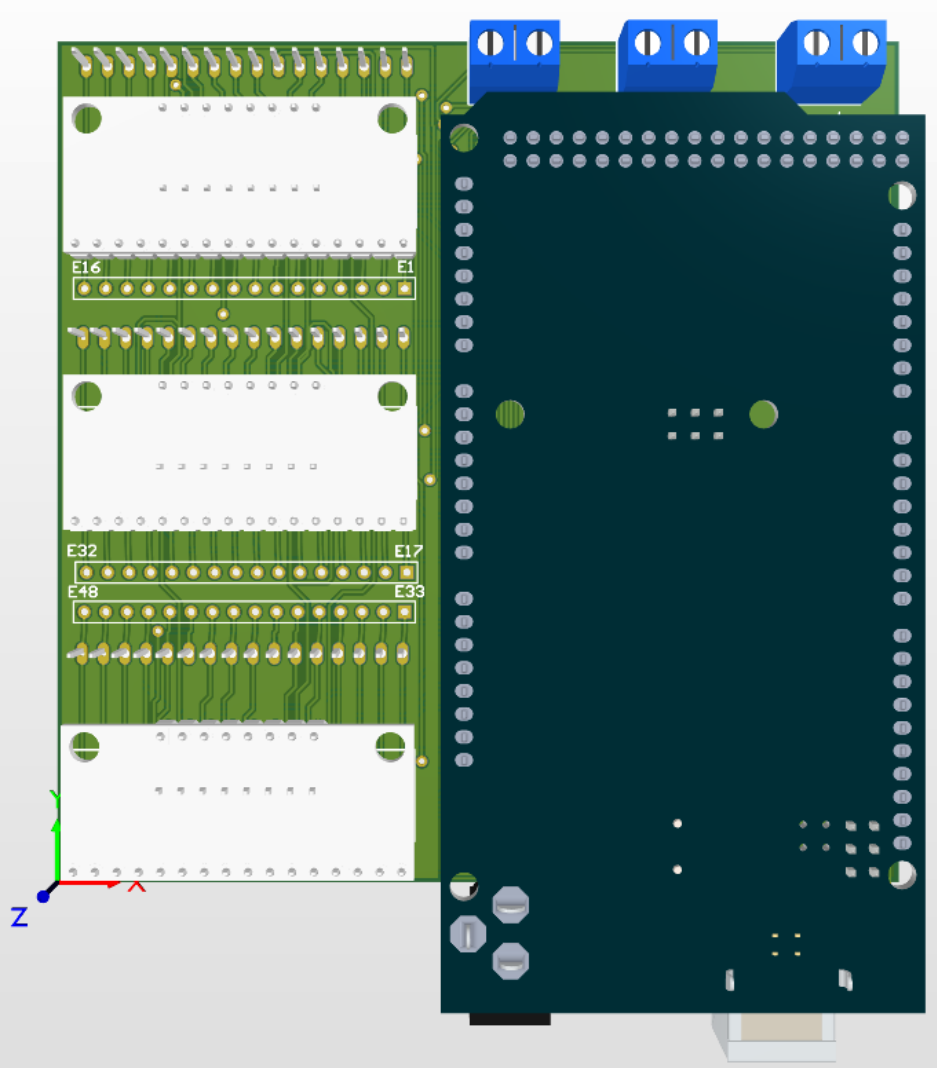


Figura 2. 73 Vista superior PCB propuesta final

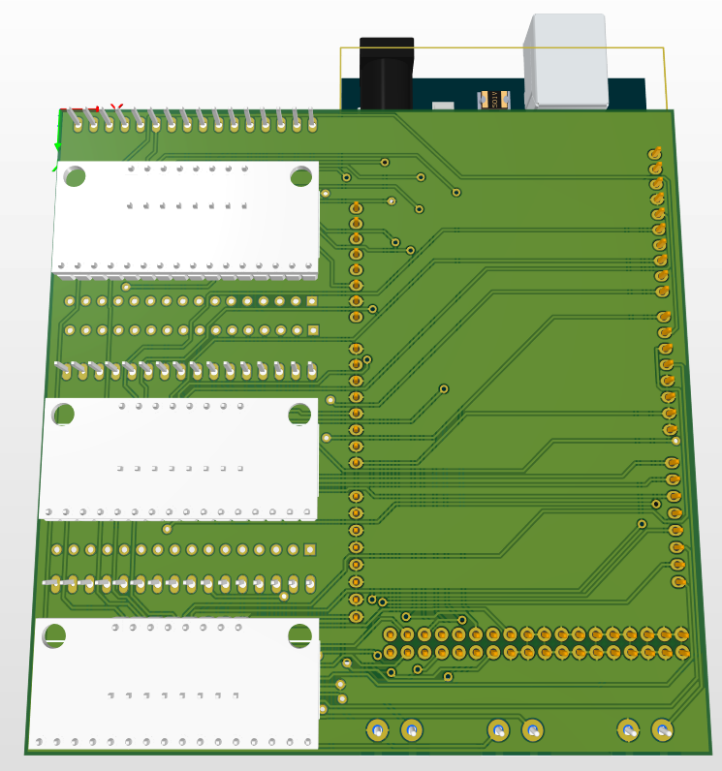


Figura 2. 74 Vista inferior PCB propuesta final

Para compactar aún más el tamaño del prototipo, se diseñaron submódulos (Ver Figura 2.75 y Figura 2.76) para los conectores de los electrodos dividido en 3 conectores por submódulo, cada submódulo es capaz de comunicar 8 electrodos con el PCB principal (8 electrodos equivalen a un nivel de medición en la copa). El uso de submódulos permitió una mayor flexibilidad en su colocación convirtiendo al prototipo en un sistema modular que permite intercambiar los componentes para que se adapten mejor a las pruebas realizadas en caso de ser necesario modificaciones en el diseño o cambios por fallas en los componentes.

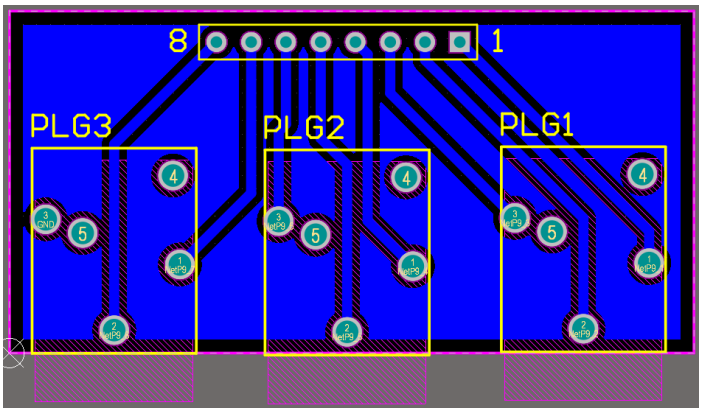


Figura 2. 75 Placa PCB del submódulo para electrodos

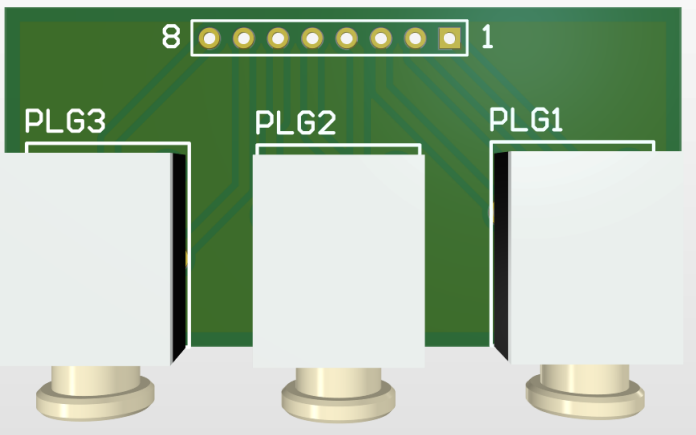


Figura 2. 76 Submódulo en 3D de conectores

Las imágenes de la implementación del diseño final se muestran en las Figuras 2.77 y 2.78. Este prototipo fue utilizado y demostró ser funcional, el diseño compacto permitió una mayor estabilidad en las mediciones reduciendo en su totalidad errores por desconexión entre los electrodos y multiplexores.



Figura 2. 77 Vista superior prototipo implementado

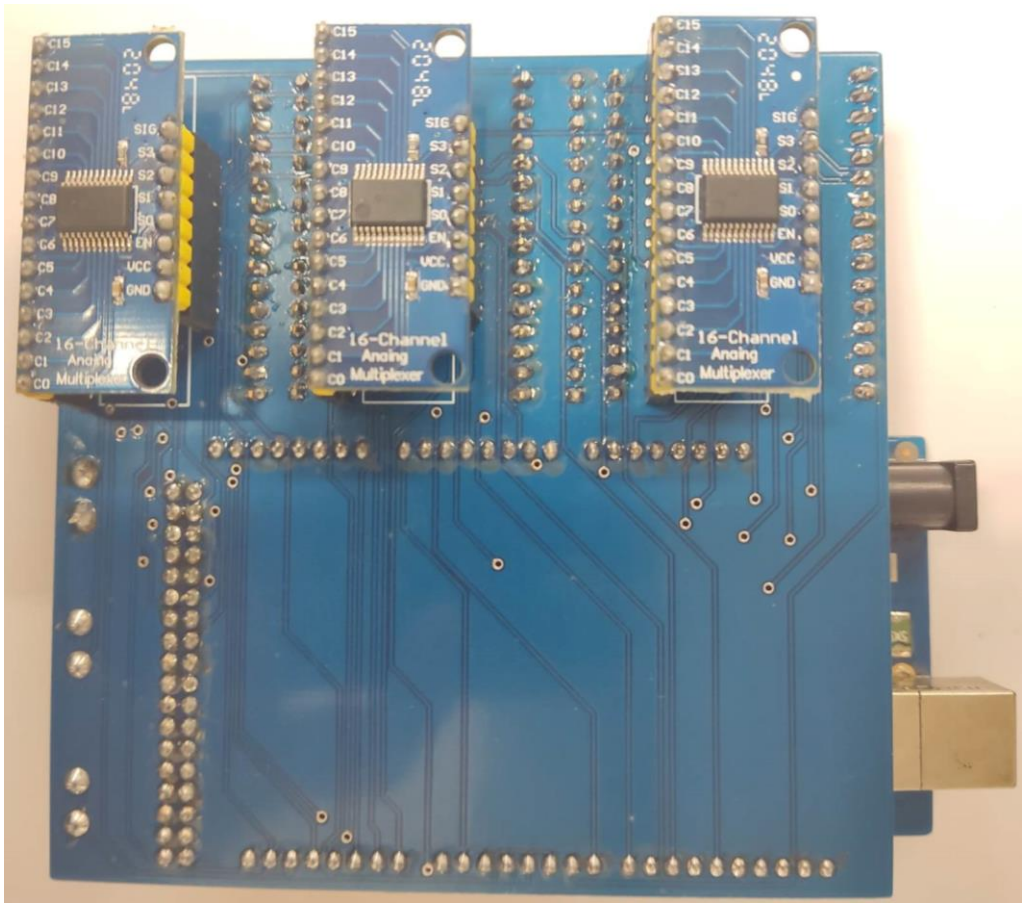


Figura 2. 78 Vista inferior prototipo implementado

La Figura 2.79 muestra un resumen en dimensiones de las diferentes propuestas antes de llegar a la versión final que fue implementada de manera física, denotando los diferentes softwares de diseño utilizados (Proteus y Altium) para optimizar el tamaño de la placa PCB.

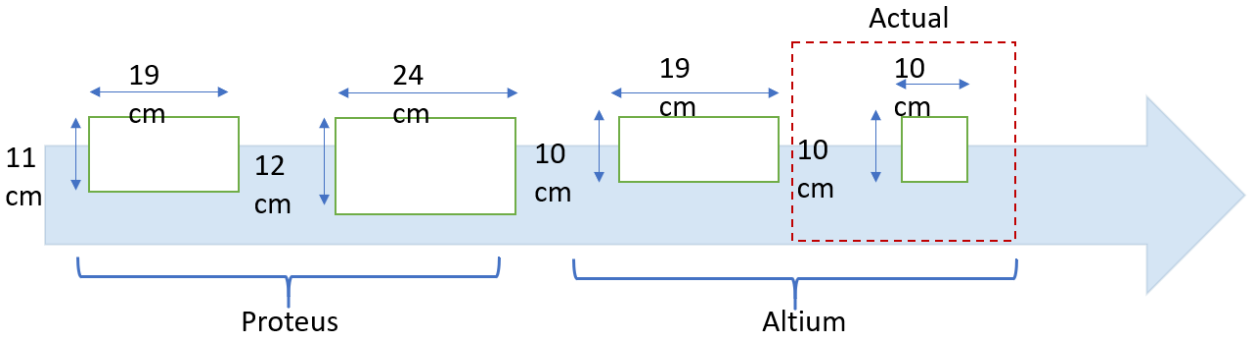


Figura 2. 79 Evolución en el diseño de PCB

Para valorar las reconstrucciones con el nuevo hardware, se realizaron nuevos modelos con emuladores de tumor (Figura 2.80 y 2.81) para verificar el funcionamiento del prototipo, los emuladores de tumor tienen un diámetro de 10 mm. El modelo y los emuladores de tumor fueron realizados con agar. En el caso de los tumores se utilizó cloruro de sodio para darle propiedades conductivas. El tamaño de los modelos con agar está basado en una copa B estándar.



Figura 2. 80 Emuladores de tumor



Figura 2. 81 Añadiendo los emuladores de tumor al modelo de agar

Se realizo un comparativa entre el tamaño de la reconstrucción obtenido y el tamaño “ideal” (Figura 2.82), para iniciar esta comparación se hizo una relación entre el tamaño de la reconstrucción en pixeles y el tamaño en cm de la distancia entre los electrodos.

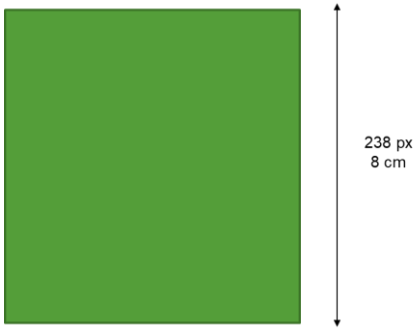


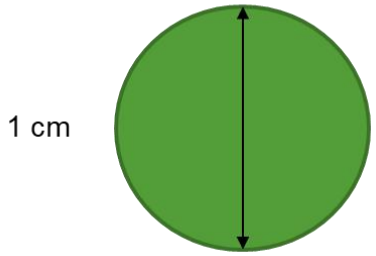
Figura 2. 82 Comparación pixel medida real

Esta relación es una distancia lineal de 8 cm y 238 pixeles, considerando que un pixel es un elemento cuadrado se realizó la siguiente igualdad utilizando el área de un cuadrado, definiendo la proporción para este caso.

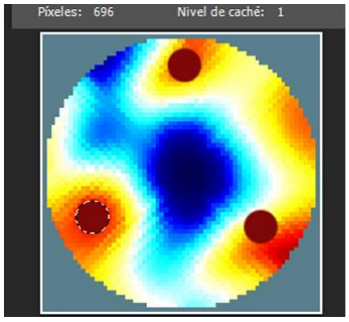
56664 pixel = 64 cm²

1 pixel=.0011 cm²

A continuación, se realiza una comparación utilizando una máscara ideal del tamaño de reconstrucción y el cálculo analítico del área de un círculo (Ver Figura 2.83).



Calculo analítico del área
A= Pi * r²
A=3.1416*.25
A=.7854



Calculo imagen ideal del área
A= Pixeles * Proporción
A=696*.0011
A=.7656

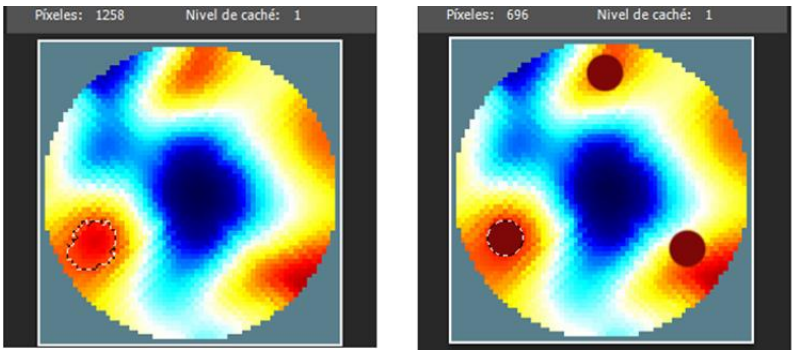
Figura 2. 83 Valor analítico del área y valor del área imagen ideal

Utilizando la ecuación 2 se calcula la distorsión, que se definió como el porcentaje de diferencia entre el número de pixeles de la reconstrucción ideal y la reconstrucción obtenida.

$$D = \left|\frac{Rideal - Robtenida}{Rideal}\right| x100 \qquad (2)$$

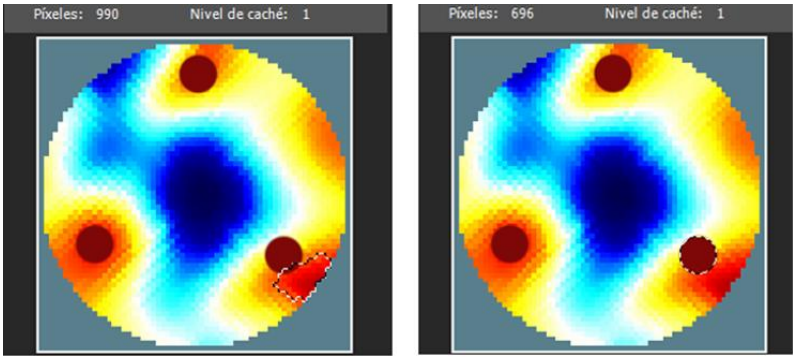
El valor de distorsión entre el valor analítico del área y el valor ideal del área utilizando la ecuación 1 es de 2.5%.

Se realizó la comparación con los tres tumores reconstruidos y la máscara de la reconstrucción ideal. Los valores de distorsión encontrados se describen en las Figura 2.84, 2.85 y 2.86.



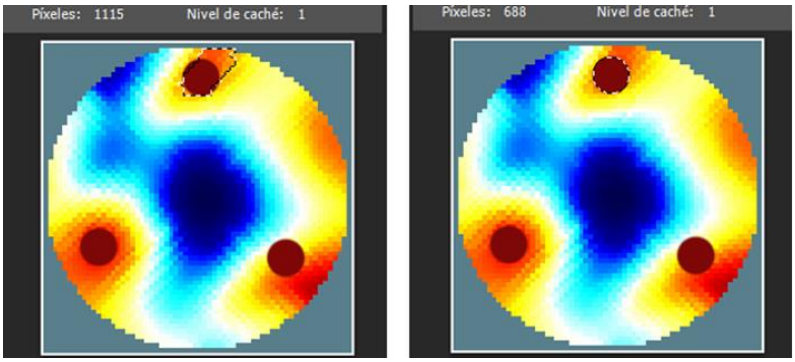
Distorsión= **80.74%**

Figura 2. 84 Comparación tumor inferior izquierdo



Distorsión= **42.24%**

Figura 2. 85 Comparación tumor inferior derecho



Distorsión= **62.06%**

Figura 2. 86 Comparación tumor superior central

Para una mejor evaluación de la reconstrucción al utilizar la técnica de tomografía de impedancia eléctrica se mejoró el método de reconstrucción pasando de una reconstrucción por niveles (Figura 2.87) a una reconstrucción total (Figura 2.88) en 3D. Como se exhibe en las imágenes una reconstrucción en 3D facilita el diagnostico visual.

,

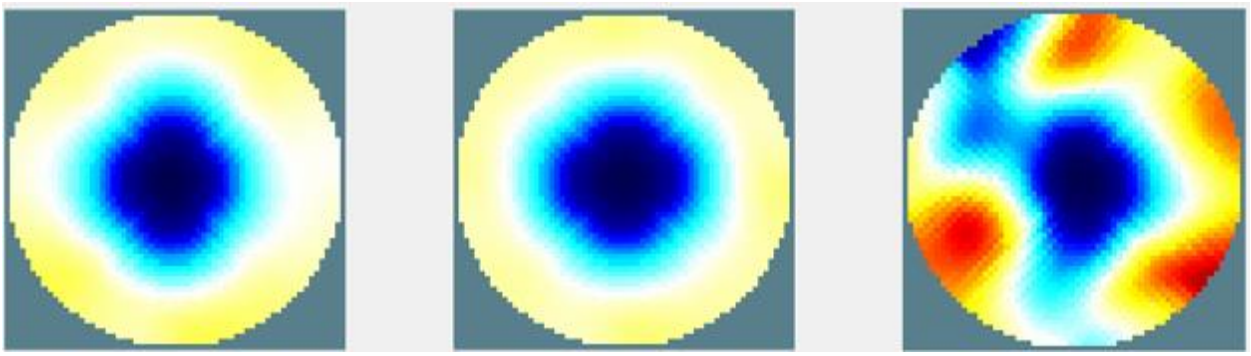


Figura 2. 87 Ejemplo reconstrucción 3D por niveles

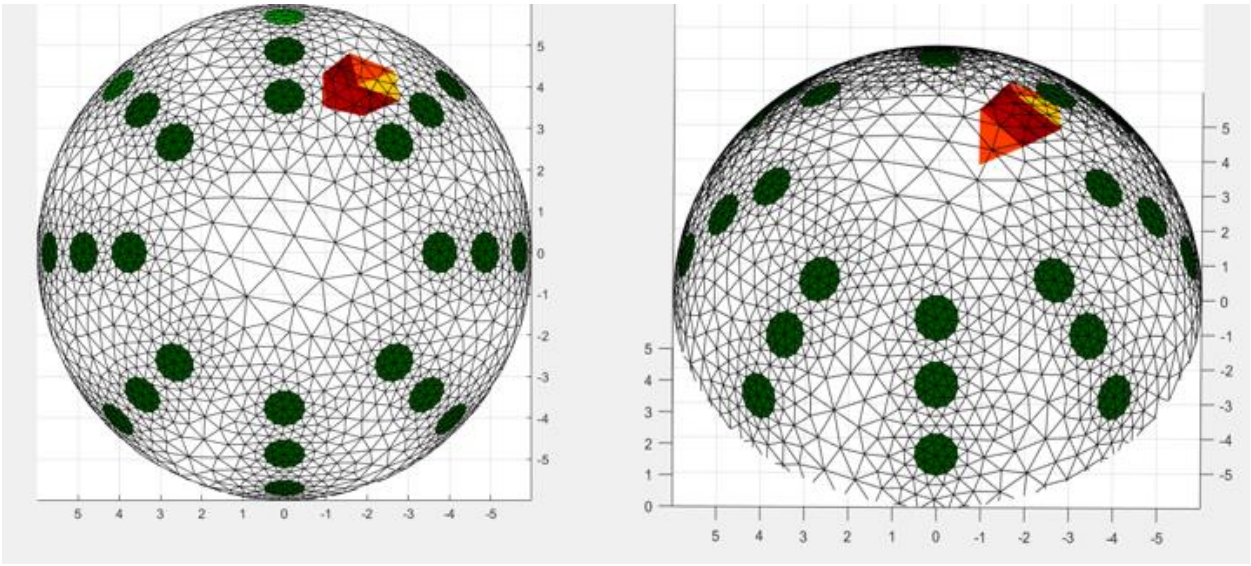


Figura 2. 88 Ejemplo reconstrucción de solido en 3D

Para evaluar y programar el software de reconstrucción en 3D se generó una simulación utilizando el software COMSOL con propiedades eléctricas similares a las reales. El diseño de la mama es una semiesfera basada en una copa B estándar y tiene las siguientes dimensiones: 6 cm de base y 4,6 cm de altura. En el modelo (Figura 2.89), se utilizan electrodos para emular los electrodos que se utilizan en los experimentos TIE. Hay 36 electrodos divididos en tres niveles de 12 electrodos cada uno, en el modelo se insertaron dos emuladores de tumores (e-tumores) en forma de esferas, ambos e-

tumores con un diámetro de 1,4 cm; El e-tumor 1 tiene su centro en las coordenadas (x, y, z) de (2.5,2,2.5) cm. El e-tumor 2 tiene su centro en las coordenadas de (0,2,4) cm. Los e-tumores se definieron con parámetros de conductividad eléctrica (σ - Siemens por metro): tejido adiposo (adipose tissue) σ = 0.023 S/m, e-tumor σ=1.125 S/m, tejido mamario (breast tissue) σ=0.225 S/m.

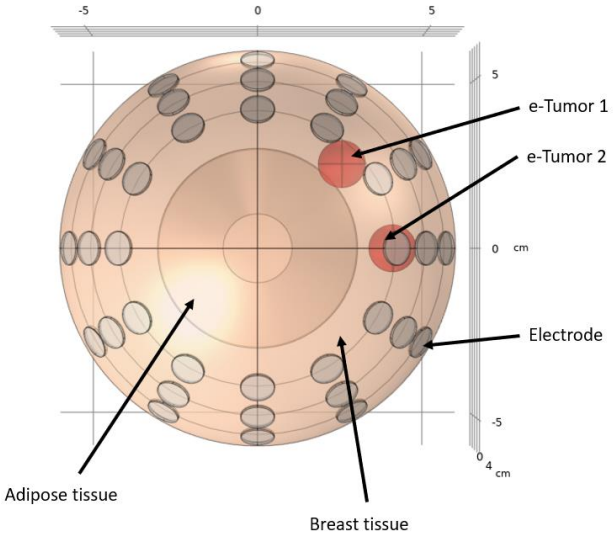


Figura 2. 89 Componentes del modelo de la mama

El sistema entidad componente (ECS) [105] es un enfoque arquitectónico utilizado para gestionar la complejidad y la reutilización de código. Es una arquitectura muy utilizada en el desarrollo de videojuegos debido a su optimización de recursos y su facilidad de programación. Al programar en este enfoque, se tienen tres elementos importantes:

1) Entidades: La entidad es elemento base que será reutilizado, En la Figura 2.90 se ejemplifica el concepto de entidad. Cada elemento tiene características únicas con respeto a otro elemento. Para este ejemplo cada elemento posee un nombre único, un atributo color y unas dimensiones. El elemento 1 y el elemento 2 varían en su nombre y atribuito color, aunque comparten

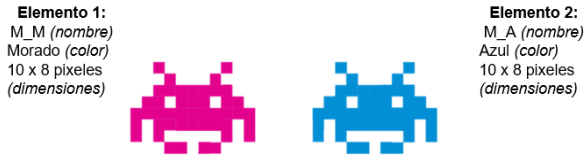


Figura 2. 90 Ejemplo de la entidad elemento

2) Componentes: Son parámetros adicionales que se le aplican a la entidad con el fin de reutilizar una entidad definida múltiples veces. En este ejemplo el componente son las coordenadas x, y que determinan la posición del elemento en

pantalla. En la Figura 2.91 se ejemplifica la reutilización de una entidad (Elemento 1) al añadirle un componente distinto (parámetro de localización x,y).

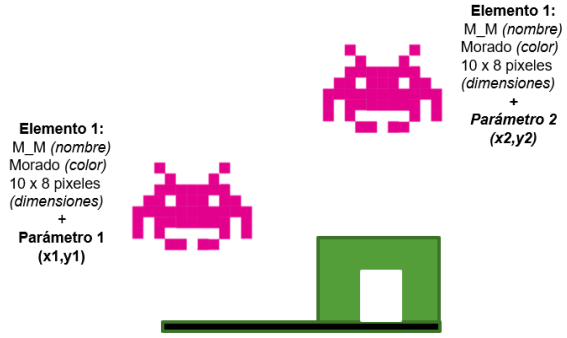


Figura 2. 91 Ejemplo de la entidad elemento

3) Sistema: Un sistema iterará muchos componentes para realizar funciones de bajo nivel, como renderizar gráficos, realizar cálculos físicos. El sistema permite tomar decisiones para escoger la entidad y componente adecuados según los requerimientos.

Al relacionar los conceptos de ECS con la reconstrucción en la TIE aplicada a la representación de tumores en el pecho.

1) Entidades: El elemento base a ser reutilizado (entidad) para la aplicación de TIE. el cual se caracteriza por sus componentes de color y dimensiones, que representan sus propiedades físicas y su apariencia en el espacio tridimensional. Se pueden definir más entidades según la caracterización a futuro de diversos elementos (clasificación de tumores cancerígenos, tumores benignos, calcificaciones).
2) Componentes: Cada componente del sistema incluye las coordenadas x, y, z, que se utilizan para posicionar con precisión el tumor dentro del volumen reconstruido. Para determinar las coordenadas posibles de los tumores se utiliza un círculo de cruces (Figura 2.92), se muestran los posibles cruces entre medición de electrodos, se seleccionan las coordenadas coherentes (x,y) según los cruces que tengan mediciones similares a un tumor. La coordenada z es seleccionada al realizar la medición entre niveles y determinar en qué niveles se encuentra el tumor.

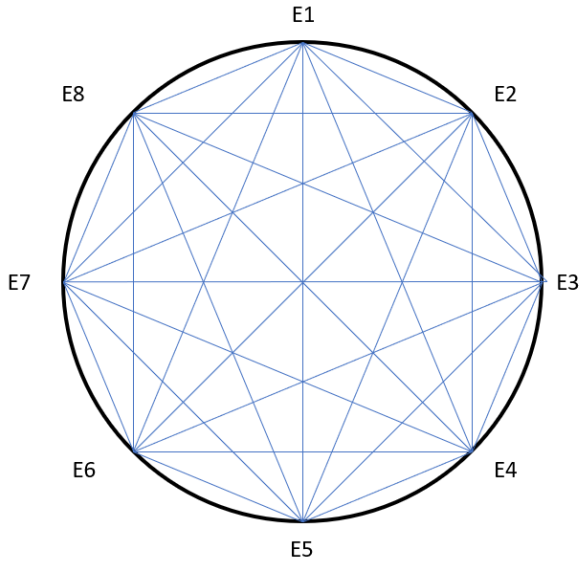


Figura 2. 92 Circulo de cruces de mediciones

3) Sistema: El sistema ECS se encarga de determinar qué conjunto de coordenadas corresponde a cada elemento, permitiendo así la reconstrucción precisa de la imagen en 3D. Para asignar un componente a un elemento se analiza el vector de mediciones de impedancia. Los datos en el vector de mediciones están ordenados; cada posición dentro del vector de mediciones corresponde a una medición de impedancia entre dos electrodos. El algoritmo revisa los valores en el vector de datos y los compara con lo valores caracterizados de tumores (Figura 2.93), al detectar un valor similar a un tumor (lo que selecciona la entidad tumor) compara con el circulo de cruces de mediciones para calcular los componentes de posición (x,y), para determinar el componente de posición (z) se analiza si existe coincidencia de presencia de tumores al realizar una medición entre niveles. Finalmente se representan en la reconstrucción final las entidades con su componente de posición.

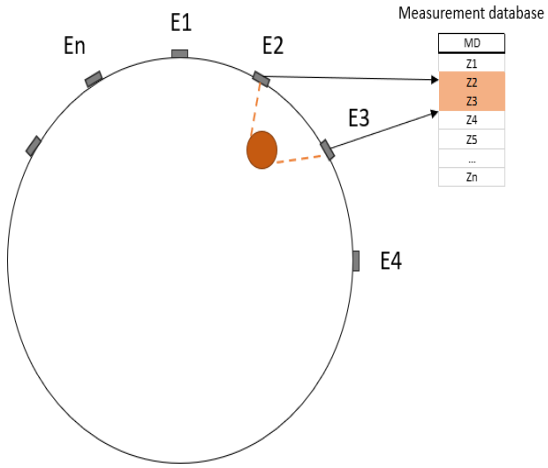


Figura 2. 93 Relación medición impedancia/vector de mediciones

Para validar la reconstrucción utilizando el enfoque ECS se utilizó una simulación. Los resultados que comparan el modelo COMSOL y la reconstrucción 3D propuesta se muestran a continuación. La Figura 2.94 muestra la vista superior de la reconstrucción y la simulación, en la reconstrucción (a) se agregaron electrodos para que coincidan con la simulación (b) y sirvan como referencia para identificar la posición de los tumores.

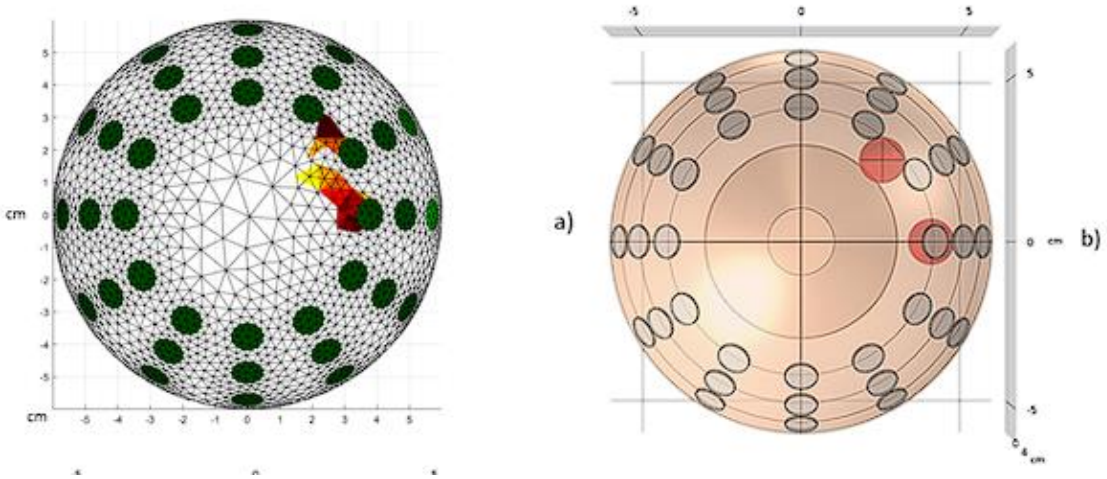


Figura 2. 94 Comparación de vistas superiores reconstrucción

La Figura 2.95 muestra la vista lateral de la reconstrucción y la simulación, se puede observar que la reconstrucción de los tumores está a una altura similar en la reconstrucción (a) con respecto a la simulación (b). Aunque la reconstrucción no presenta la misma forma esférica en los e-tumores, comparte una posición similar (x, y, z).

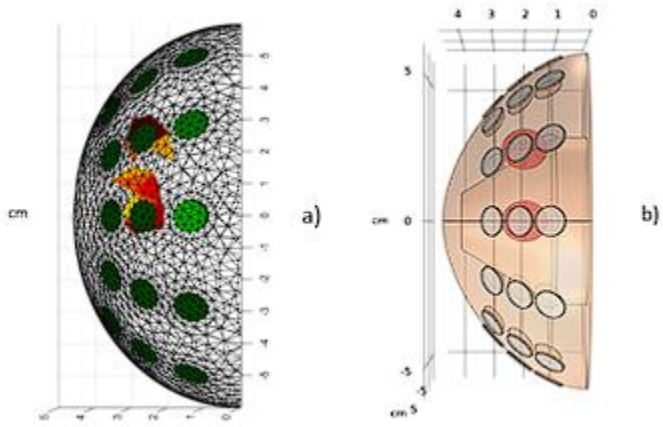


Figura 2. 95 Comparación de vistas laterales

En una comparación entre una vista isométrica de la reconstrucción y la simulación, hay una aproximación en la posición de los e-tumores, aunque la geometría es diferente. En la simulación (b) los contornos del objeto son precisos y su superficie muestra una curvatura suave. Los colores y texturas están claramente diferenciados. En la reconstrucción (a) Los bordes pueden parecer más rugosos y la superficie puede mostrar irregularidades debido a la discretización de los elementos finitos. Los colores y texturas pueden aparecer más borrosos o pixelados en comparación con la imagen original. A pesar de estas limitaciones, el e-tumor todavía es reconocible. La reconstrucción esta simplificada para facilitar el análisis visual de los resultados.

Para el implementar este algoritmo se basó su funcionamiento en el diagrama mostrado en la Figura 2.96, el prototipo adquiere los datos almacenados medidos por el Hioki. Los datos en el vector de mediciones están ordenados; cada posición dentro del vector de mediciones corresponde a una medición de impedancia entre dos electrodos. El algoritmo revisa los valores en el vector de datos y los compara con los valores caracterizados de tumores para determinar la posición de los tumores en la reconstrucción 3D. Los valores medidos requieren una etapa de filtrado que valida los valores de mediciones (comparando el valor de las mediciones del Hioki con un valor máximo de impedancia permitida que indica no contacto de los electrodos con la piel), si los datos son válidos se almacenan, si los datos no son válidos se descartan y se aplica una acción de filtrado para eliminar el ruido de las mediciones.

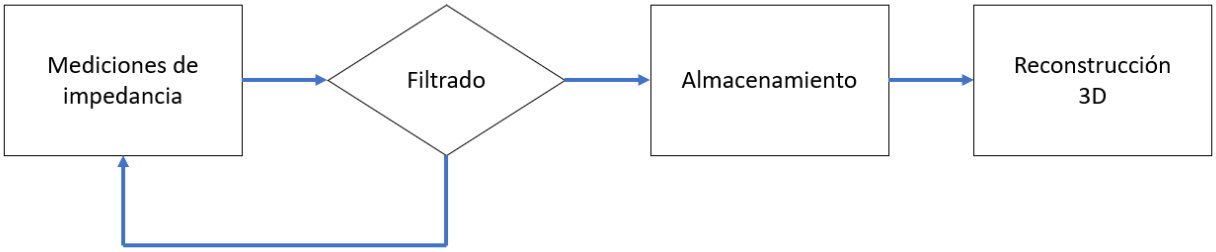


Figura 2. 96 Diagrama simplificado de reconstrucción 3D

El sistema de reconstrucción 3D permite que la medición de ambos pechos sea representada en la misma de pantalla de software, lo que ayuda a una visualización rápida de todas las mediciones transformadas en imágenes (Ver Figura 2.97 y Figura 2.98), para las reconstrucciones en 3D se utilizó el software MATLAB con la capacidad de rotar el objeto generado para visualizar más vistas del 3D. Los tumores detectados son representados por solidos de colores cálidos.

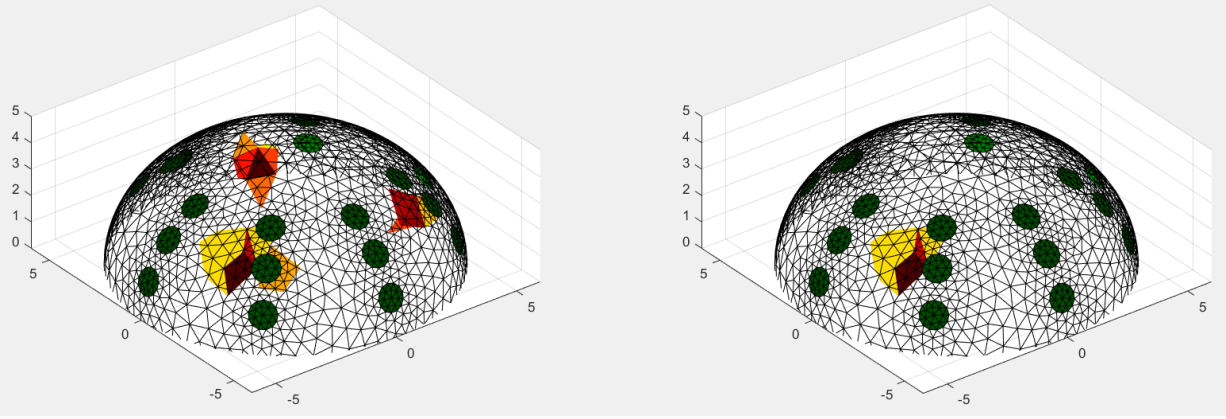


Figura 2. 97 Vista isométrica de reconstrucción 3D

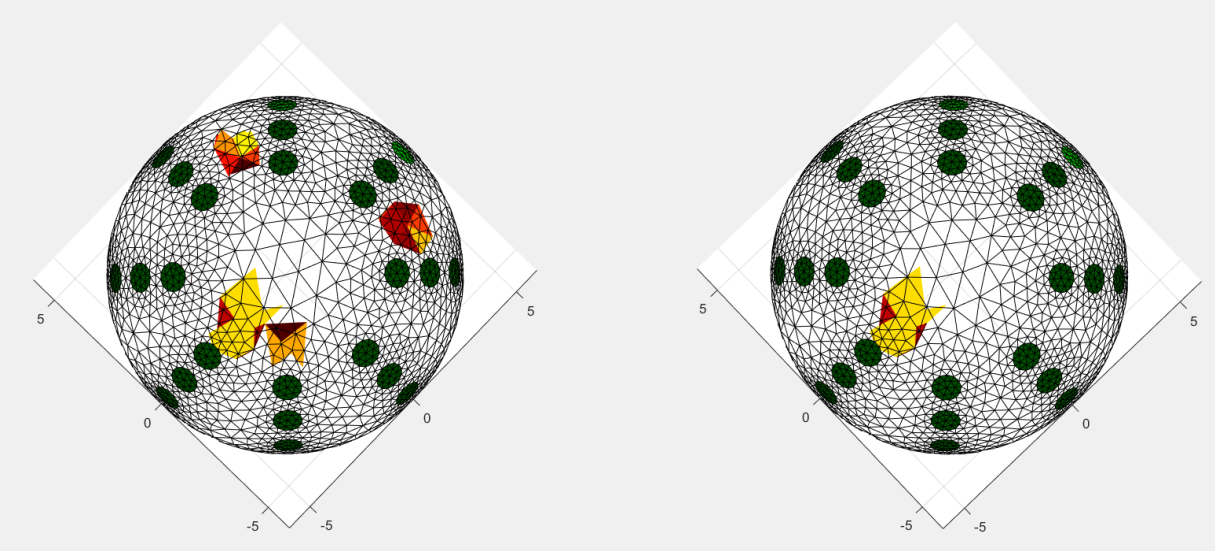


Figura 2. 98 Vista frontal reconstrucción en 3D

Se verificó la calidad de reconstrucción 3D al comparar con modelos agar que contienen tumores. Los modelos basados en agar se utilizan ampliamente en proyectos de tomografía de impedancia eléctrica (TIE) con fines de validación. Estos modelos de agar, simulan las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos y proporcionan un entorno controlado para probar y perfeccionar las técnicas de TIE.

El agar se elige por su biocompatibilidad y estabilidad, lo que garantiza resultados uniformes y fiables en experimentos de localización de tumores. Los modelos de agar imitan la conductividad de los tejidos biológicos, lo que permite a los investigadores evaluar la precisión de la impedancia en condiciones similares a las del cuerpo humano [67][106].

La ecuación de Bennett es un componente fundamental en el campo de la tomografía de impedancia eléctrica (TIE) en estudios de conductividad del tejido neural [107]. Aunque la formulación exacta de la ecuación de Bennett puede variar en diferentes contextos. En el contexto del uso de modelos de agar para la etapa de experimentación, se ha aplicado la ecuación 3. Esta variación, propuesta y validada por González [47], permite modificar los valores de conductividad variando los valores de NaCl y agua desionizada en el preparado de agar.

$$\sigma = 215 \times (gn/tv) + 0.0529 \qquad (3)$$

Donde "σ" es la conductividad expresada en Siemens/metro, "gn" son los gramos de NaCl de la muestra y "tv" representa el volumen total de la mezcla expresado en mililitros.

Se utilizaron modelos de agar con una conductividad similar a la del tejido real, con la conductividad eléctrica ajustada a los siguientes parámetros (σ - Siemens/metro): tejido mamario σ= 0.052 y tejido e-tumoral σ=1.125 [108]. Los modelos de agar tienen la forma y el tamaño adecuados para ajustarse a la copa de sujetador con electrodos de copa B estándar (una semiesfera con unas medidas de 45 mm x 60 mm). La Figura 2.99 ilustra la posición y la forma de los tumores en los modelos de agar (modelo izquierdo y modelo derecho).

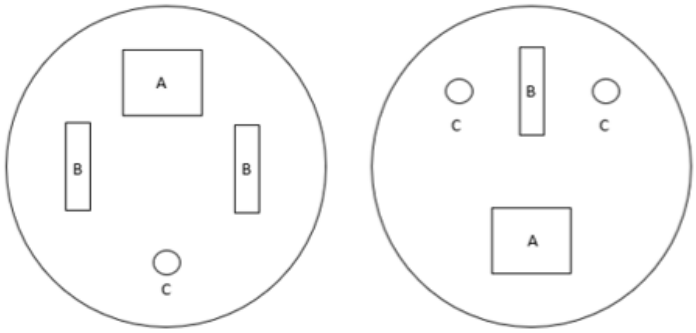


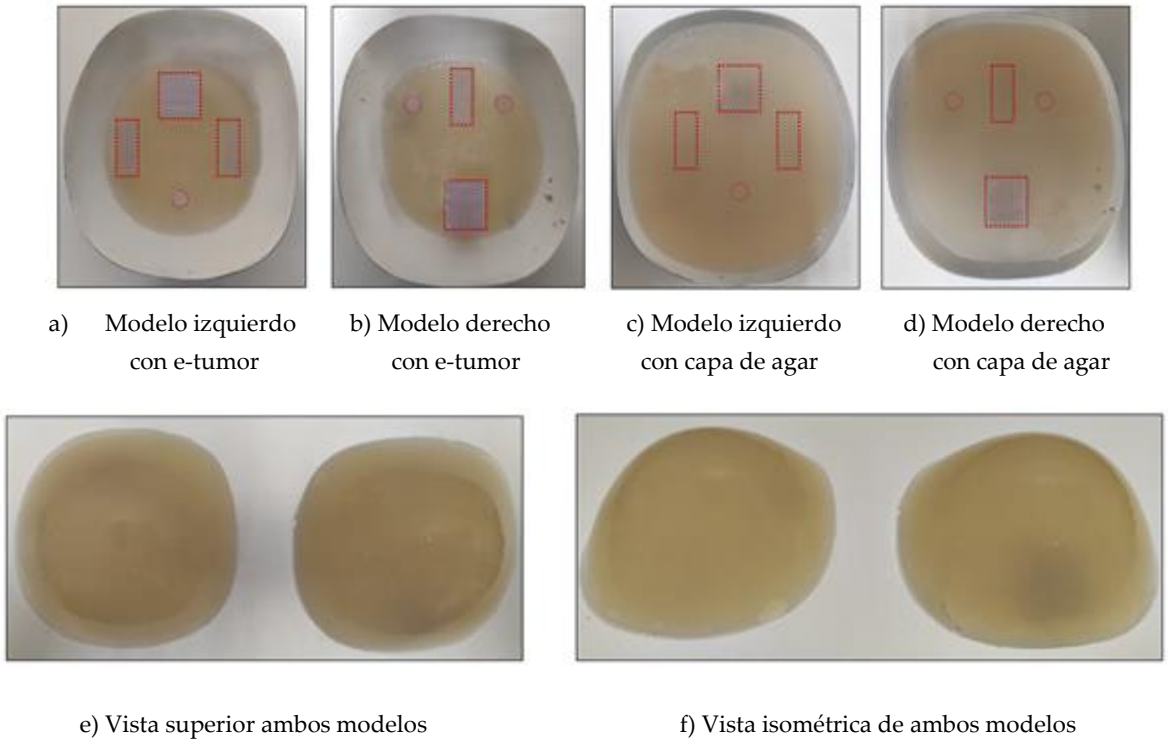
Figura 2. 99 Diseño de modelos de agar para validación en 3D

Se utilizaron tres tamaños para los tumores emulados (e-tumores):

- A: Rectángulo de dimensiones 2 cm x 2,5 cm con una profundidad de 2,5 cm
- B: Rectángulo con dimensiones de 1 cm x 2,5 cm con una profundidad de 1 cm.
- C: Cilindro con un diámetro de 1 cm y una profundidad de 2,5 cm.

Se utilizó un molde para hacer los modelos de agar, que se construyeron por pasos, primero el tejido mamario y después los insertos tumorales, terminando con una nueva capa de tejido mamario para dar más estabilidad al modelo. La Figura 2.100.a/b muestra el modelo después de introducir los e-tumores con propiedades eléctricas modificadas. Para mejorar la estabilidad del modelo, se añade una capa adicional de agar con propiedades de tejido mamario, como se muestra en la Figura 2.100.c/d de los modelos izquierdo y derecho, respectivamente. Los modelos finales utilizados para realizar las mediciones de impedancia y las reconstrucciones 3D se muestran en la

Figura 2.100.e/f. Se utilizaron líneas de puntos rojos para resaltar la posición de los e-tumores dentro del modelo de agar.



a) Modelo izquierdo con e-tumor

b) Modelo derecho con e-tumor

c) Modelo izquierdo con capa de agar

d) Modelo derecho con capa de agar

e) Vista superior ambos modelos

f) Vista isométrica de ambos modelos

Figura 2. 100 E-tumores insertados en modelos de agar para reconstrucción 3D

Al utilizar el algoritmo de reconstrucción 3D en las mediciones obtenidas. Los círculos verdes representan la posición de los electrodos en la copa de látex enumerados desde E1 a E24 (Figura 2.101). La numeración de los electrodos empieza desde el centro (equivalente al nivel superior de electrodos en la copa de electrodos) y continua de manera ascendente en sentido horario.

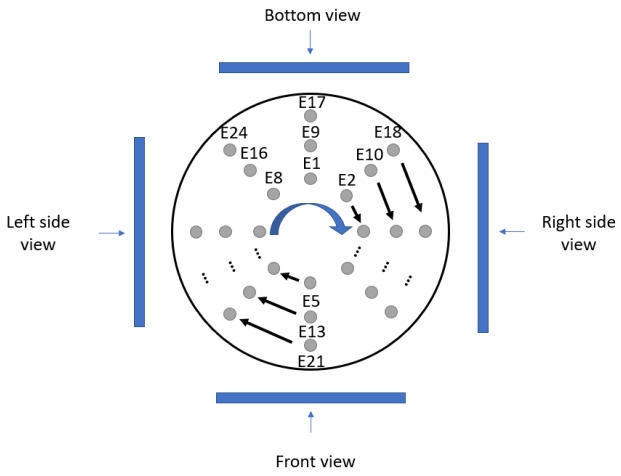
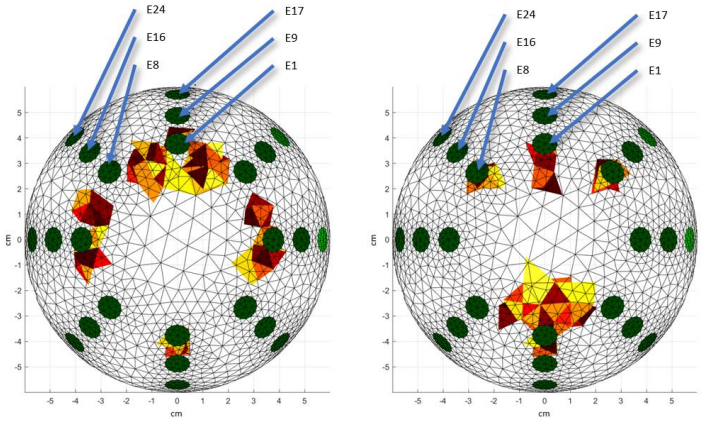


Figura 2. 101 Numeración de electrodos desde la vista superior

La Figura 2.102 muestra la vista superior de la reconstrucción 3D de los moldes de agar (modelo izquierdo y modelo derecho). Se utilizó un sistema de referencia en cm para facilitar la localización de los e-tumores localizados. La figura 2.102.a muestra el e-tumor A en la parte superior (entre E8 y E1), que destaca de los demás por su mayor tamaño. En los lados izquierdo (delante de E7) y derecho (delante de E3) de la reconstrucción, se muestran los e-tumores B, y en la parte más baja, el e-tumor C (delante de E5). Analizando la Figura 2.102.b, en la parte superior central está el e-tumor B (delante de E1), en la parte superior de los lados izquierdo (delante de E8) y derecho (delante de E2) están los e-tumores C, en la parte inferior central (entre E4 y E6) está el e-tumor A, que tiene el mayor tamaño en esta reconstrucción. Uno de los inconvenientes del análisis de las vistas transversales (vistas 2D de un plano) en la TIE es que no proporcionan información suficiente para el análisis de propagación (presencia de un e-tumor en más de un plano).



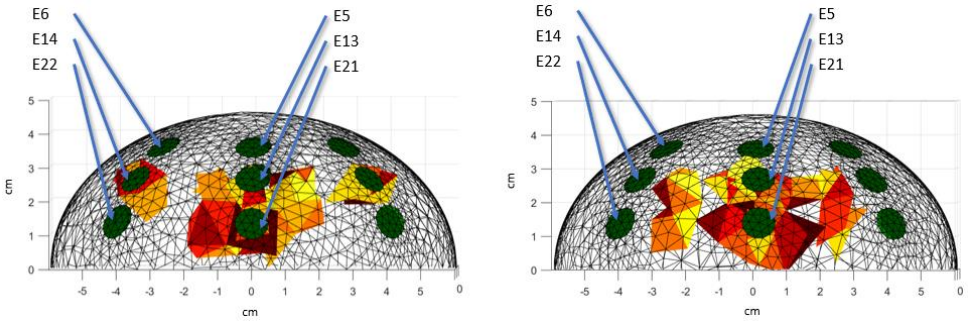
a) Izquierda b) Derecha

Figura 2. 102 Vista superior de reconstrucción 3D desde modelos de agar

Se presentan vistas adicionales que proporcionan más información sobre la localización geométrica de los e-tumores. Proporcionan una ayuda visual para el

prediagnóstico y la localización de los tumores en relación con las coordenadas y la distancia entre las posiciones de los electrodos. Para este experimento, se observa que los tumores emulados (e-tumores) con una profundidad superior a 2 cm se representan en dos niveles de la reconstrucción; los e-tumores A,C del modelo izquierdo y derecho, se reconstruyen en los dos niveles inferiores (nivel 2 y nivel 3) de la reconstrucción 3D, a diferencia de los e-tumores de ambos modelos que, debido a su profundidad de 1 cm, sólo se reconstruyen en el nivel medio (nivel 2).

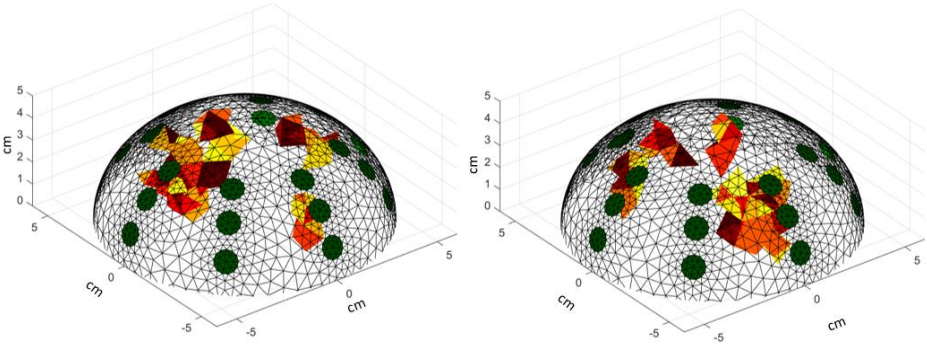
En la vista frontal del modelo izquierdo (Figura 2.103.a) se observa que los e-tumores B se encuentran en el nivel 2, el e-tumor A de mayor tamaño (delante de E13 y E21) se extiende entre los niveles 2 y 3. Debe analizarse otra vista del modelo para diferenciar el e-tumor A del e-tumor C de los modelos de agar izquierdo. La figura 12.103.b muestra los e-tumores C y A (delante de E13 y E21) propagándose entre los niveles 2 y 3; es necesario analizar la vista superior para diferenciar el e-tumor B del e-tumor C.



a) Izquierdo b) Derecho

Figura 2. 103 Vista lateral de reconstrucción 3D desde modelo de agar

También se presenta la vista isométrica (Figura 2.104), que resulta útil como punto de partida para identificar los e-tumores detectados en la reconstrucción. Permite evaluar la propagación del e-tumor (analizando otras vistas) dentro del modelo de mama. De forma visual una reconstrucción 3D permite la localización rápida de los e-tumores utilizando como referencia la localización de los electrodos.



a) Izquierdo b) Derecho

Figura 2. 104 Vista isométrica de reconstrucción 3D desde modelo de agar

RESULTADOS

La tomografía de impedancia eléctrica (TIE) se ha posicionado como una técnica emergente no invasiva para la evaluación de tumores en la mama. Este método se basa en la medición de la distribución de la impedancia eléctrica en el tejido mamario, proporcionando imágenes en tiempo real que pueden diferenciar entre tejido sano y tumoral debido a las variaciones en las propiedades eléctricas de las células malignas y benignas. A diferencia de las técnicas tradicionales como la mamografía y la resonancia magnética, la TIE no utiliza radiación ionizante, lo que la convierte en una opción segura para la detección temprana y el monitoreo del cáncer de mama, especialmente en mujeres jóvenes o en aquellas con alto riesgo de cáncer. A pesar de estos avances, la TIE aún enfrenta desafíos significativos antes de ser adoptada ampliamente en la práctica clínica. No obstante, con el continuo desarrollo tecnológico y la creciente evidencia clínica, la TIE tiene el potencial de convertirse en una herramienta complementaria valiosa en el diagnóstico y manejo del cáncer de mama. Las mejoras en los algoritmos de reconstrucción de imágenes y la precisión en la medición de la impedancia eléctrica han aumentado la sensibilidad y especificidad de esta técnica, especialmente en la detección de tumores en etapas tempranas. Los resultados sugieren que la TIE, con un desarrollo continuo y una mayor validación clínica, podría convertirse en una herramienta complementaria esencial en el diagnóstico precoz del cáncer de mama, mejorando así los resultados para las pacientes [109].

Diseño experimental

Un grupo de control consiste en un conjunto de personas dentro de un estudio que no recibe la intervención en cuestión. Esto permite comparar sus resultados con los de otro grupo que sí es sometido a la intervención, conocido como el grupo experimental.

En la investigación, los grupos de control son extremadamente valiosos. Por ejemplo, en un estudio diseñado para evaluar un nuevo medicamento, el grupo de control permite observar cómo progresaría la enfermedad sin la administración del medicamento a los pacientes [110,111].

Los grupos de control son utilizados en diversos tipos de estudios, siendo particularmente importantes en los estudios de casos y controles.

En el ámbito de la investigación, el grupo experimental es aquel que recibe una intervención específica. Es decir, se trata de un conjunto de individuos a quienes se les aplica el tratamiento o factor que se desea evaluar.

Este grupo experimental permite evaluar el impacto de la exposición recibida. Posteriormente, los resultados obtenidos en este grupo se comparan con los del grupo de control, lo que facilita la extracción de conclusiones en el estudio.

En los estudios experimentales, el investigador altera la variable independiente para observar cómo afecta a la variable dependiente en el grupo experimental, con el objetivo de establecer una relación entre ambas variables.

Al aplicar estos conceptos a la prueba con pacientes para la detección de tumores en la mama implicaría diseñar un experimento en el cual se pueda comparar la efectividad de la tomografía de impedancia eléctrica con un estándar clínico establecido. Para este experimento se propuso la siguiente estructura:

1. **Selección de Participantes**:
    - **Grupo Experimental**: Este grupo consistiría en pacientes de 40 a 54 años que se someten a la tomografía de impedancia eléctrica (TIE) para la detección de tumores en el pecho, los pacientes también serán sometidas a mastografías elaboradas por la asociación AMESE.
    - **Grupo de Control**: Este grupo estaría compuesto por estudiantes voluntarias saludables de Tecnológico nacional de México en Celaya (19 a 24 años) sometidas y caracterizadas utilizando la TIE.
2. **Intervención**:
    - **Grupo Experimental**: Los pacientes en este grupo se someterían a la TIE y a la mastografía para evaluar la presencia de tumores en el pecho.
    - **Grupo de Control**: Las estudiantes voluntarias saludables, sirviendo como referencia para caracterizar los valores de impedancia saludables en las mediciones.
3. **Evaluación de Resultados**:
    - Comparar los resultados obtenidos:
    - Pacientes sanos: Las mediciones entre el grupo de control y el grupo experimental.
    - Pacientes con tumor: Comparar las mediciones usando TIE y su equivalente en la mastografía.
4. **Análisis de Efectividad**:
    - Se podría medir la efectividad de la TIE en términos de su capacidad para detectar tumores comparada con la del método estándar (mastografía).
    - Además, el análisis estadístico podría identificar si existen valores de impedancia dependientes de la densidad mamaria o la edad de la paciente al aplicar la TIE.

Mejoras en el prototipo para pruebas en pacientes

La aplicación de TIE requiere un sistema adecuado para posicionar los electrodos de manera precisa y cómoda para el paciente. En este contexto, un sistema modular de sostenes intercambiables con distintas copas puede ser una solución innovadora y efectiva

El sistema modular consta de un conjunto de sostenes con copas intercambiables que incorporan electrodos para la TIE. Cada sostén está diseñado para permitir la fácil

inserción y reemplazo de copas de diferentes tamaños y formas, asegurando una adaptación personalizada para cada grupo de pacientes.

1. **Componentes del Sistema:**
    - **Copa Base:** Estructura básica que proporciona soporte para los electrodos. Está fabricado de látex para mayor resistencia.
    - **Sostenes Intercambiables:** Varios tamaños y formas para adaptarse a diferentes anatomías. Cada copa incorpora una matriz de electrodos distribuidos de manera uniforme.
2. **Características Clave:**
    - **Adaptabilidad:** Las copas de distintos tamaños aseguran un ajuste preciso, lo cual es crucial para obtener imágenes de alta calidad en la TIE.
    - **Intercambiabilidad:** La capacidad de cambiar los sostenes permite reutilizar la misma copa base, reduciendo costos y mejorando la higiene.
    - **Comodidad y Seguridad:** Materiales suaves y diseño ergonómico para minimizar la presión y la irritación en la piel del paciente.

En la Figura 3.1 se muestra los diferentes tipos de tamaños de sostén propuestos para el proyecto, los tamaños son 36B, 40B y 40C, las copas de sostén fueron reforzadas con el fin de proporcionar estabilidad durante las pruebas (Figura 3.2).



Figura 3. 1 Diferentes sostenes utilizados para pruebas con pacientes



Figura 3. 2 Sostén reforzado para pruebas con pacientes

Grupo de control

El riesgo de que una mujer entre 19 y 24 años desarrolle un tumor en la mama es relativamente bajo, pero no inexistente. En general, menos del 5% de todos los casos de cáncer de mama ocurren en mujeres menores de 40 años [112,113]. De manera específica, para mujeres entre 19 y 24 años, la incidencia es extremadamente baja, aproximadamente 1.9 casos por cada 100,000 mujeres al año. En mujeres jóvenes, los tumores de mama tienden a ser benignos, como fibroadenomas, que son bastante comunes en este grupo de edad.

Al realizar pruebas con voluntarias (Figura 3.3) en el tecnológico de Celaya, los pacientes dieron comentarios positivos sobre la comodidad del prototipo, la rapidez de prueba y el proceso indoloro en comparación de la mamografía. Con la ayuda de colaboradoras para realizar las pruebas se redujo el estrés antes de la prueba, las colaboradoras compartieron sus experiencias al realizarse la prueba reduciendo la ansiedad de las participantes.



Figura 3. 3 Voluntaria realizándose prueba

Se realizaron las pruebas con seis valores distintos de frecuencia: 10k Hz, 50k Hz, 100k Hz, 150 kHz, 250k Hz y 500k Hz. Los valores fueron comparados con la caracterización ideal del modelo de agar realizado previamente. Las gráficas resultantes de las caracterizaciones ideales en modelos de agar son presentadas en las Figuras 3.4 hasta la Figura 3.9. El análisis de las gráficas presenta tres áreas de interés una comparación ideal de un modelo agar sano (sin tumores) representado con línea azul, una caracterización ideal de un modelo con tumores representado con línea gris y una caracterización de no contacto (alta impedancia) que indica que el electrodo no entro en contacto con el pecho. El eje x de la gráfica representa la relación entre cruces de medición (los electrodos involucrados en la medición).

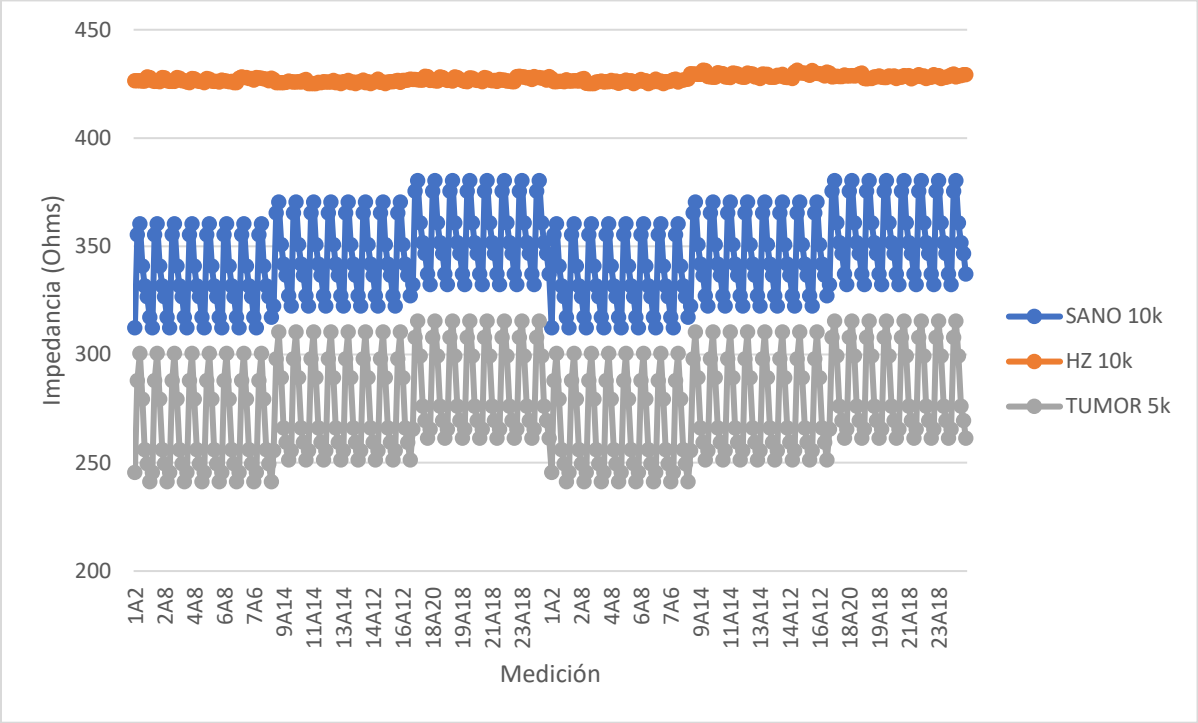


Figura 3. 4 Caracterización usando 10k Hz

En la Figura 3.5 se observa una mejor diferencia entre los valores de SANO 50k y TUMOR 50k, que permitirá clasificar las mediciones y determinar la similitud entre los valores medidos y alguna de las caracterizaciones (SANO o TUMOR).

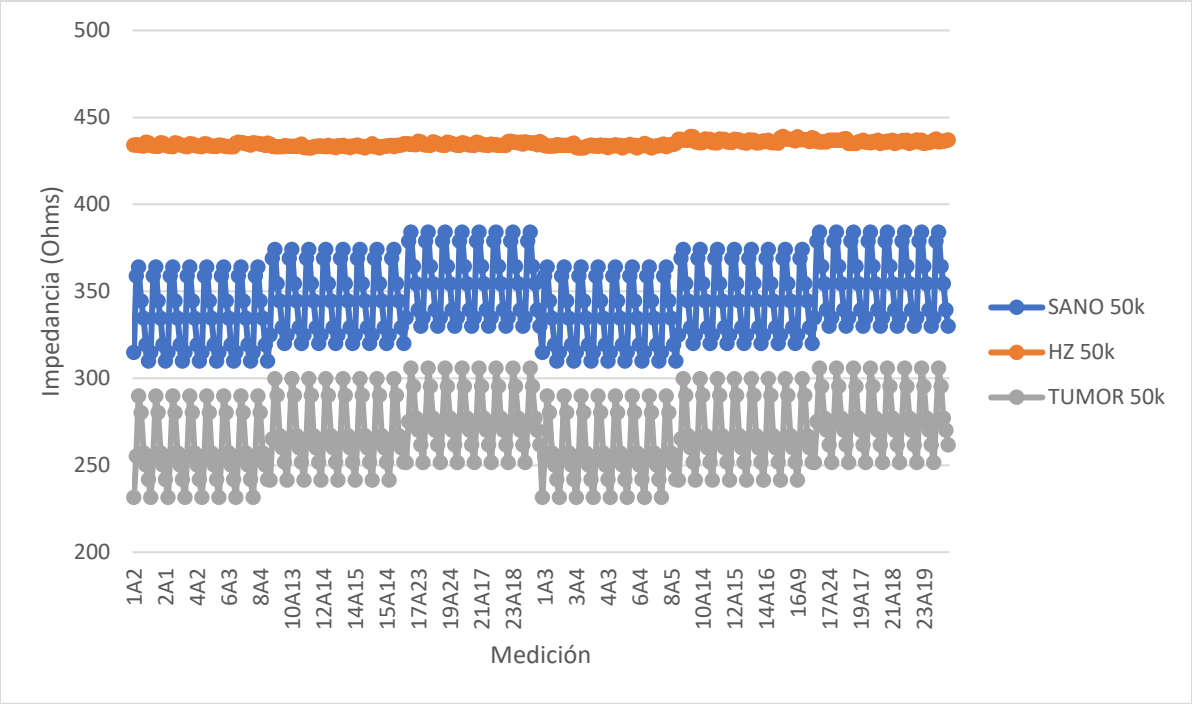


Figura 3. 5 Caracterización usando 50k Hz

En la Figura 3.6 la caracterización de SANO 100k presenta una amplitud mayor, que se traduce en un mayor rango de mediciones que pueden relacionarse con el parámetro SANO, también se observa que hay mayor diferencia entre la caracterización de SANO 100k y TUMOR 100k. Como desventaja hay poca diferencia en HZ 100k (falta de contacto entre electrodo y piel) y SANO 100k.

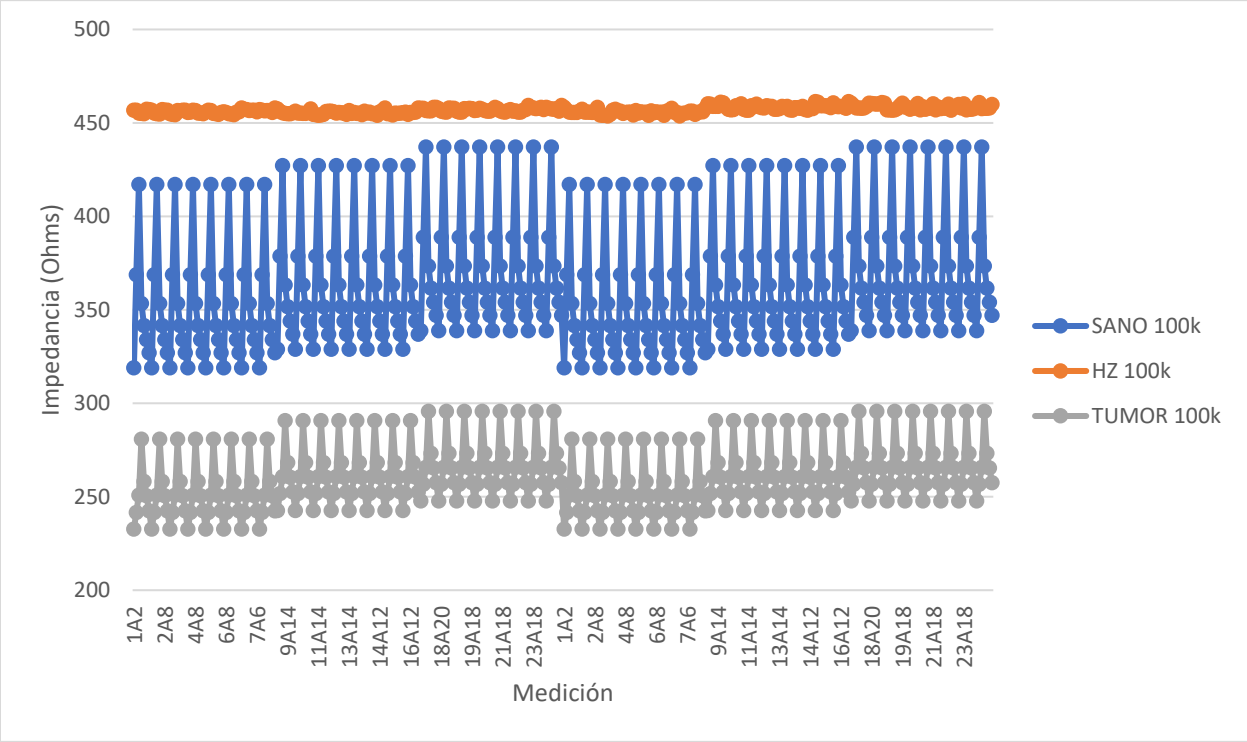


Figura 3. 6 Caracterización usando 100k Hz

En la Figura 3.7 la amplitud de SANO 150k y TUMOR 150k aumenta, pero se reduce la diferencia entre ambas caracterizaciones. Como ventaja aumenta la diferencia entre HZ 150k y SANO 150k.

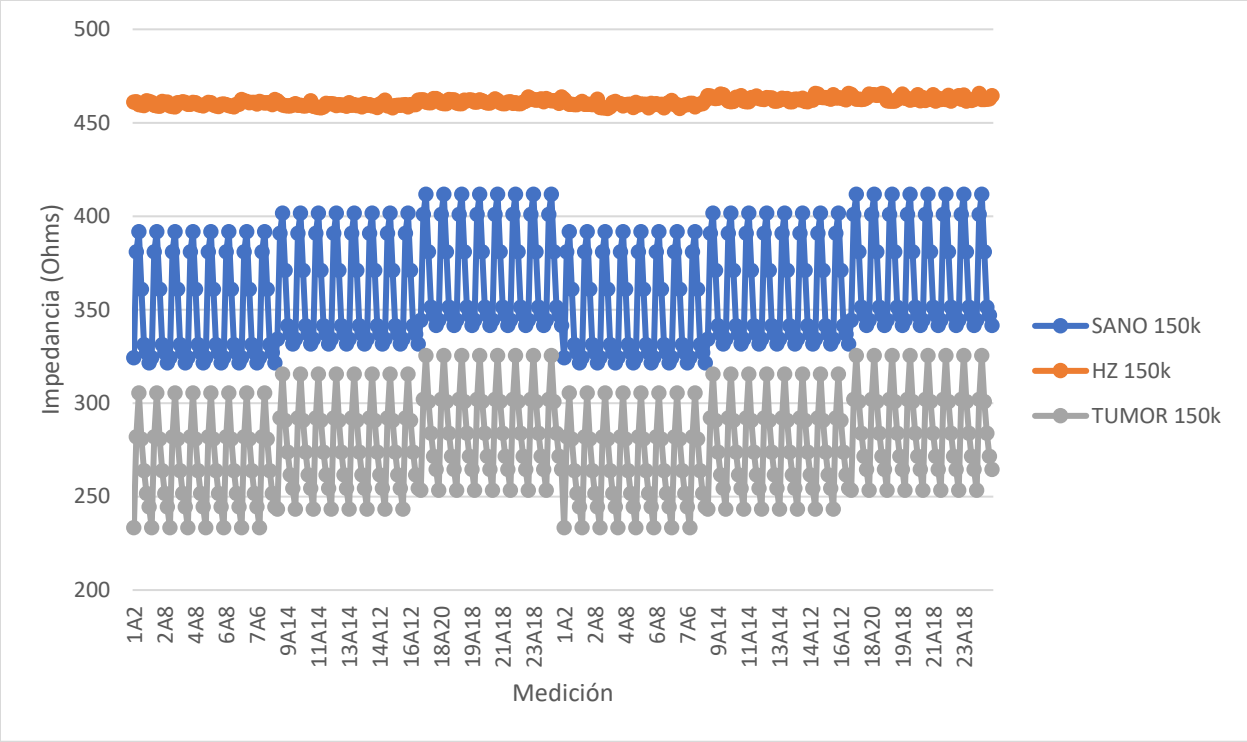


Figura 3. 7 Caracterización usando 150k Hz

En la Figura 3.8 aumenta la diferencia entre HZ 250k y SANO 250k, se modera la amplitud de las caracterizaciones SANO y TUMOR, presentando además una diferencia visible entre ambas caracterizaciones.

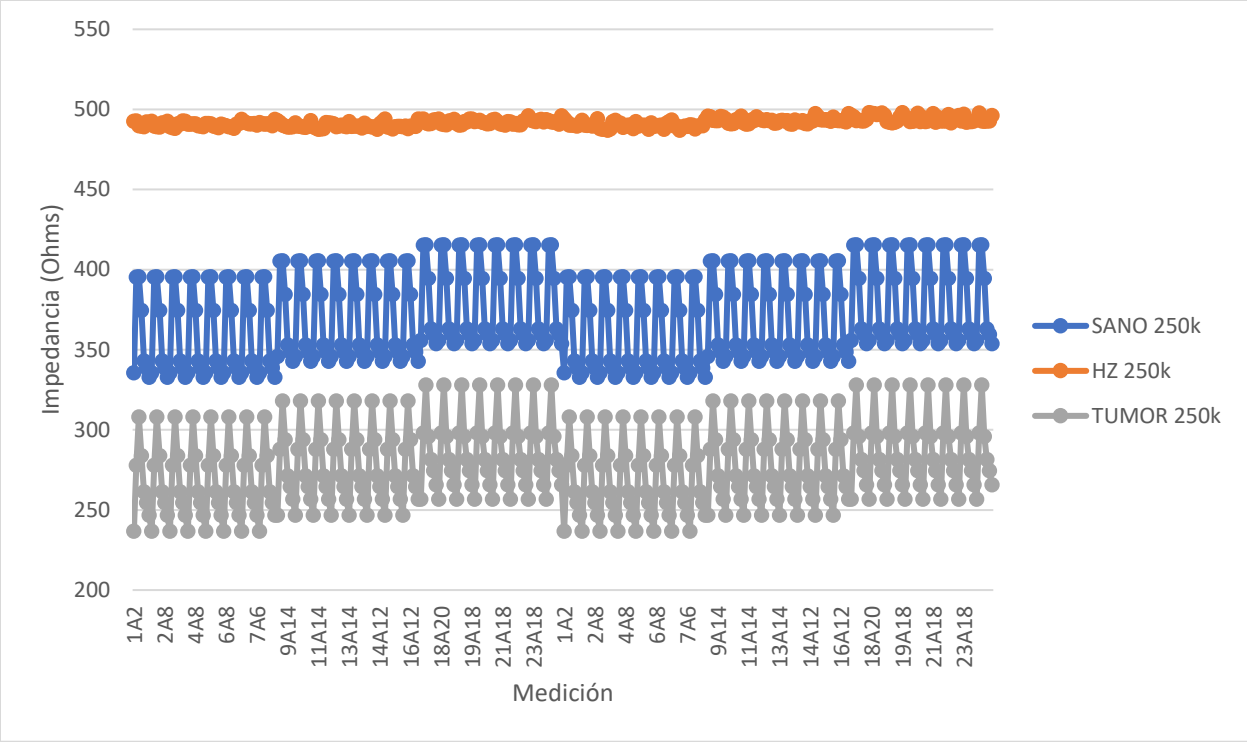


Figura 3. 8 Caracterización usando 250k Hz

En la Figura 3.9 se conserva la diferencia entre HZ 500k y SANO 500k, se aumenta ligeramente la amplitud de las caracterizaciones SANO y TUMOR, presentando además una diferencia visible entre ambas caracterizaciones.

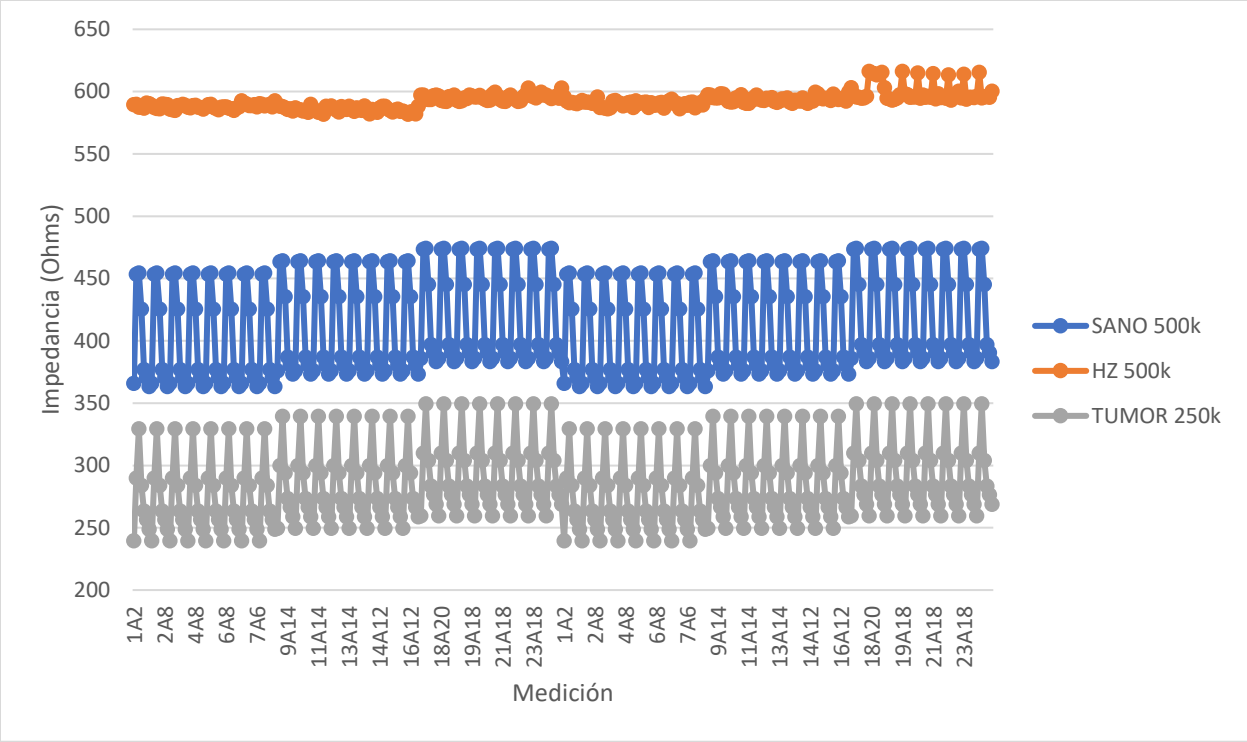


Figura 3. 9 Caracterización usando 500k Hz

Antes de comenzar con la reconstrucción de las imágenes en 3D se realiza un filtrado previo (Figura 3.10) en el cual se compara el valor medido del electrodo con el valor máximo de medición permitida (HZ) si el valor no es igual o mayor el valor medido se mantiene. En caso contrario el valor representa una medición de un electrodo que no tiene contacto con la piel por lo que el primer filtrado iguala ese valor a uno más cercano al valor SANO.

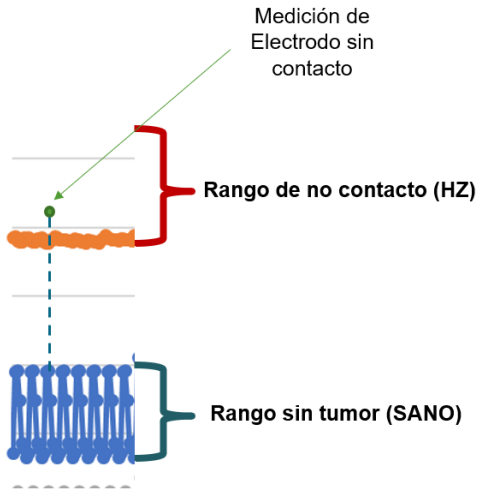


Figura 3. 10 Eliminación de mediciones sin contacto

Al analizar las gráficas de impedancia de las estudiantes voluntarias, se encontraron zonas de interés. En la Figura 3.11 muestra una gráfica comparando los valores caracterizado de los modelos de agar con las mediciones realizadas, donde las mediciones de color azul con la etiqueta “MEDICIÓN VOLUNTARIA” corresponden a las mediciones de la paciente voluntaria después de aplicar el filtrado para reducir el error debido a la falta de contacto entre los electrodos y la piel de la paciente.

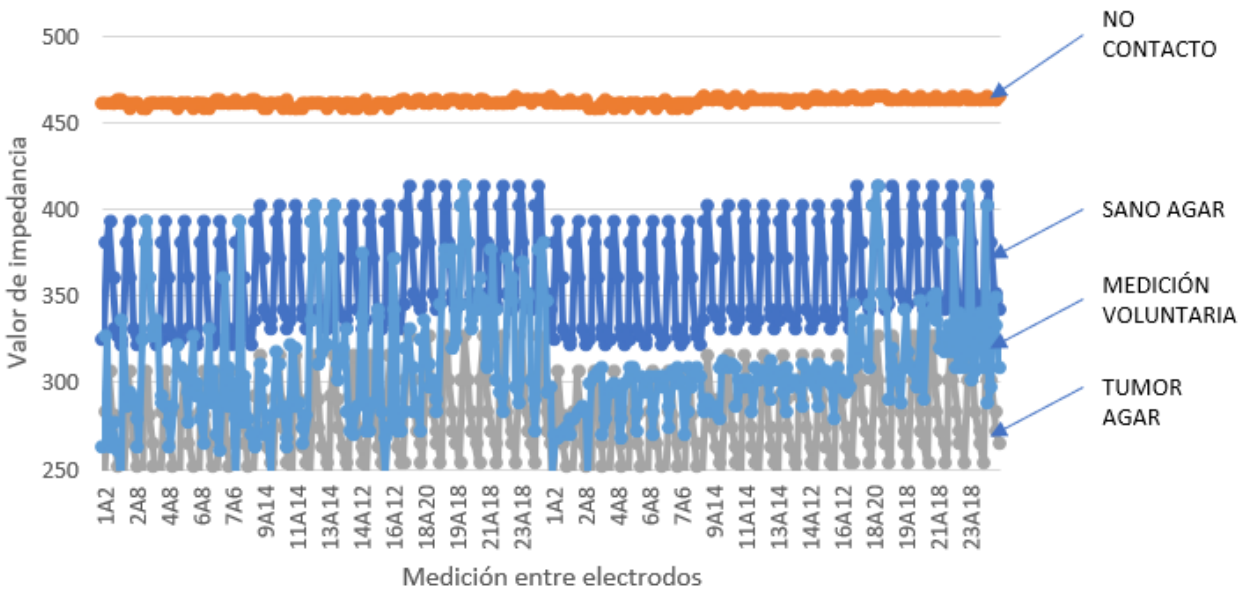


Figura 3. 11 Comparación entre caracterización de agar y medición de paciente

La Figura 3.12 exhibe el efecto del filtro para reducir el error por no contacto de los electrodos en la medición de la paciente voluntaria, al cambiar los datos que se relacionan al no contacto por valores similares a la caracterización ideal “SANO AGAR” lo que genera grandes diferencias entre los valores máximos y mínimos.

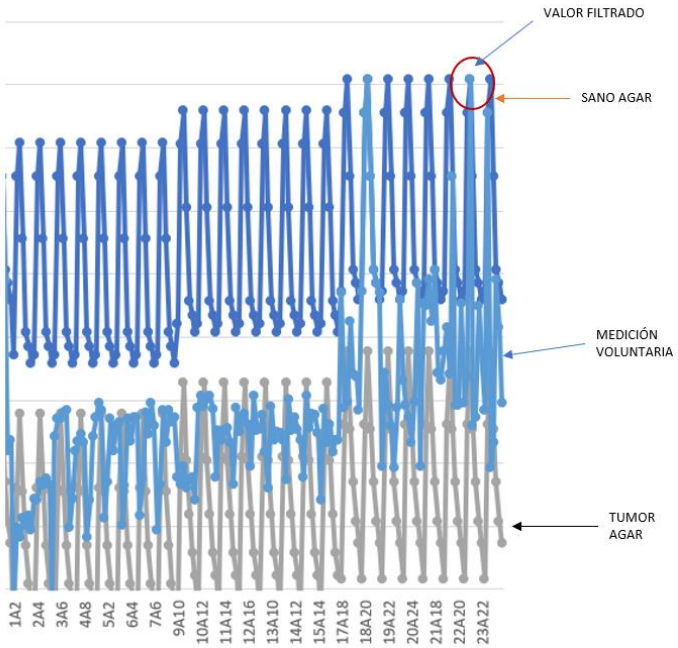


Figura 3. 12 Valores filtrados en medición de voluntaria con referencia a datos experimentales

Se requiere definir un parámetro de paciente sano al realizando pruebas con pacientes que tengan un diagnóstico de algún otro método de detección de tumores como la mastografía, se realizaron prueban con la asociación AMESE (grupo experimental) con la finalidad de determinar parámetros realistas de pacientes sanos y pacientes con tumores en el análisis de datos. Estos parámetros sustituirán a la caracterización “AGAR SANO” y “AGAR TUMOR” lo que permitirá reducir las diferencias para los valores máximos y mínimos, mejorando las reconstrucciones facilitando además la comparación entre valores reales de pacientes con tumores (grupo experimental) y los valores medidos.

Modificaciones

Al realizar un análisis estadístico con los datos recabados del grupo de control se propuso una nueva caracterización (“CONTROL SANO”) que será considerado en el la aplicación de filtros para eliminar los no contactos, en la gráfica de la Figura 3.13 se muestra la nueva caracterización hecha en 10 kHz basada en los datos recabados del grupo de control y comparada con la caracterización ideal de agar (“AGAR SANO”).

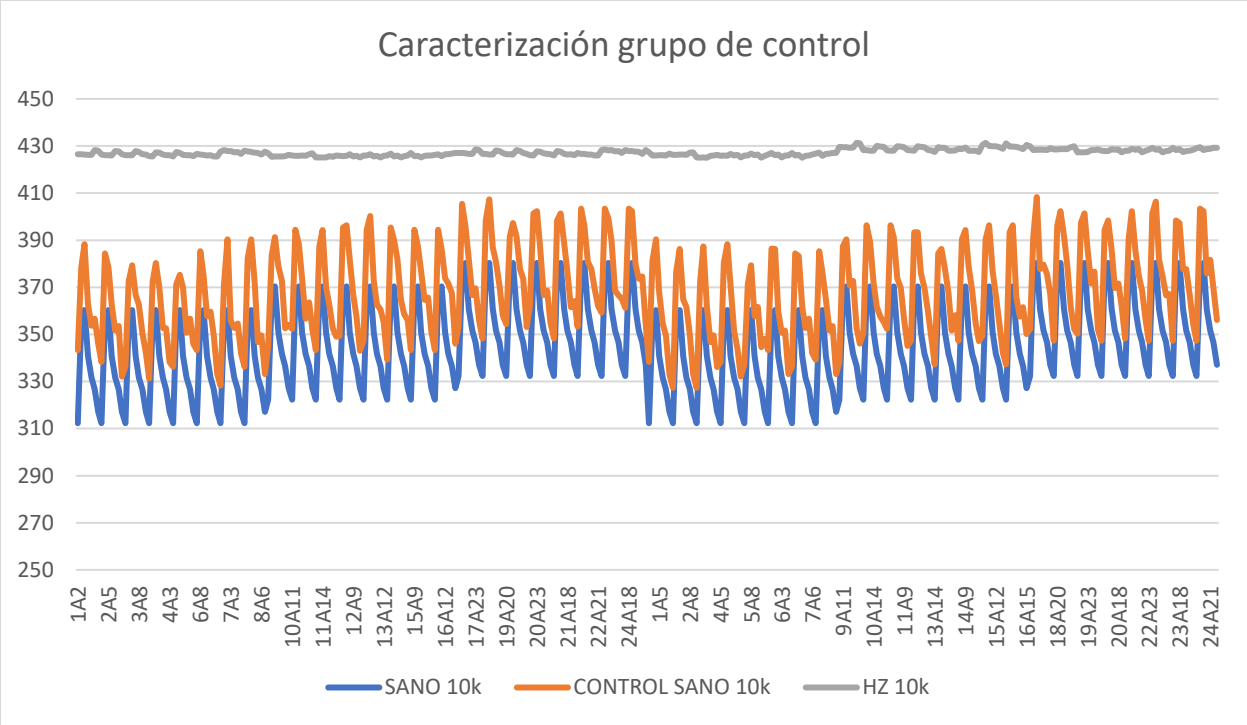


Figura 3. 13 Caracterización grupo de control 10 kHz

En la Figura 3.14 hasta la Figura 3.18 se exponen las nuevas caracterizaciones utilizando las mediciones del grupo de control con las frecuencias de 50 kHz, 100 kHz, 250 kHz y 500 kHz respectivamente. La Figura 3.14 expone la nueva caracterización del grupo de control (CONTROL SANO) se observa cómo se mantiene el mismo comportamiento que SANO, pero con diferente amplitud, que se aproxima a la caracterización de no contacto (HZ).

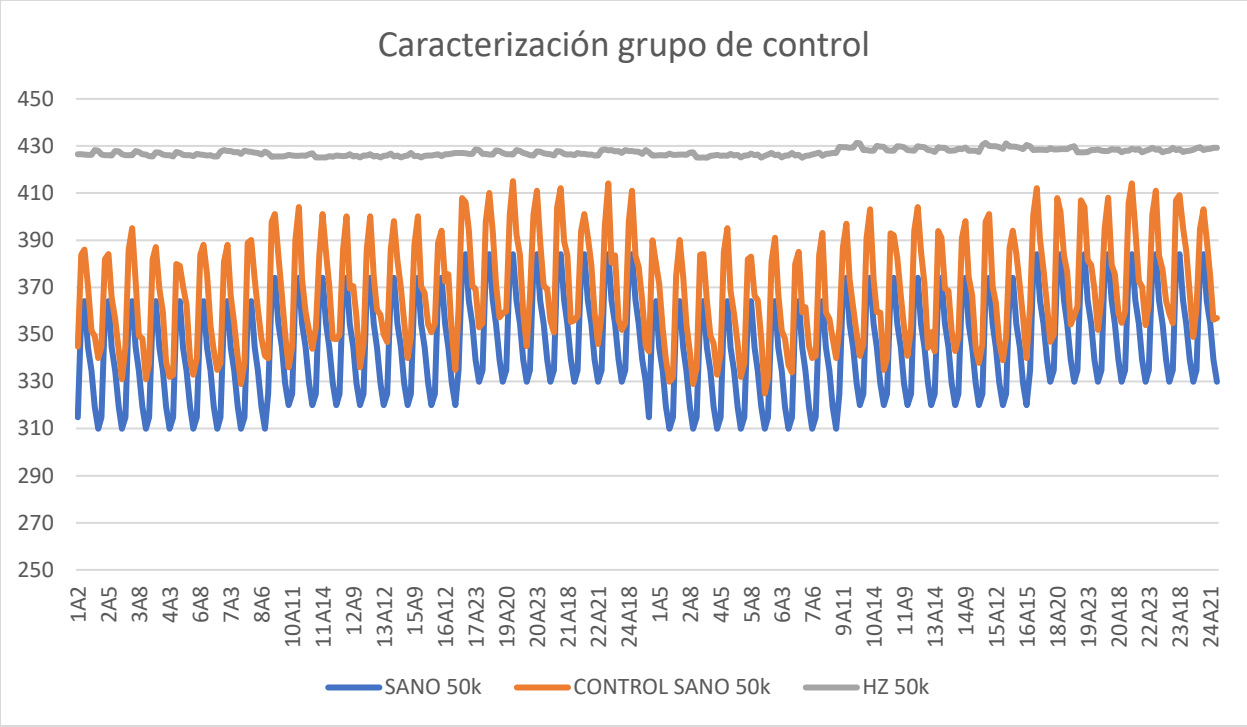


Figura 3. 14 Caracterización grupo de control 50kHz

La Figura 3.15 exhibe una gran amplitud, similar a la caracterización obtenida utilizando modelos de agar, los valores máximos tienen una tendencia valores de no contacto (HZ).

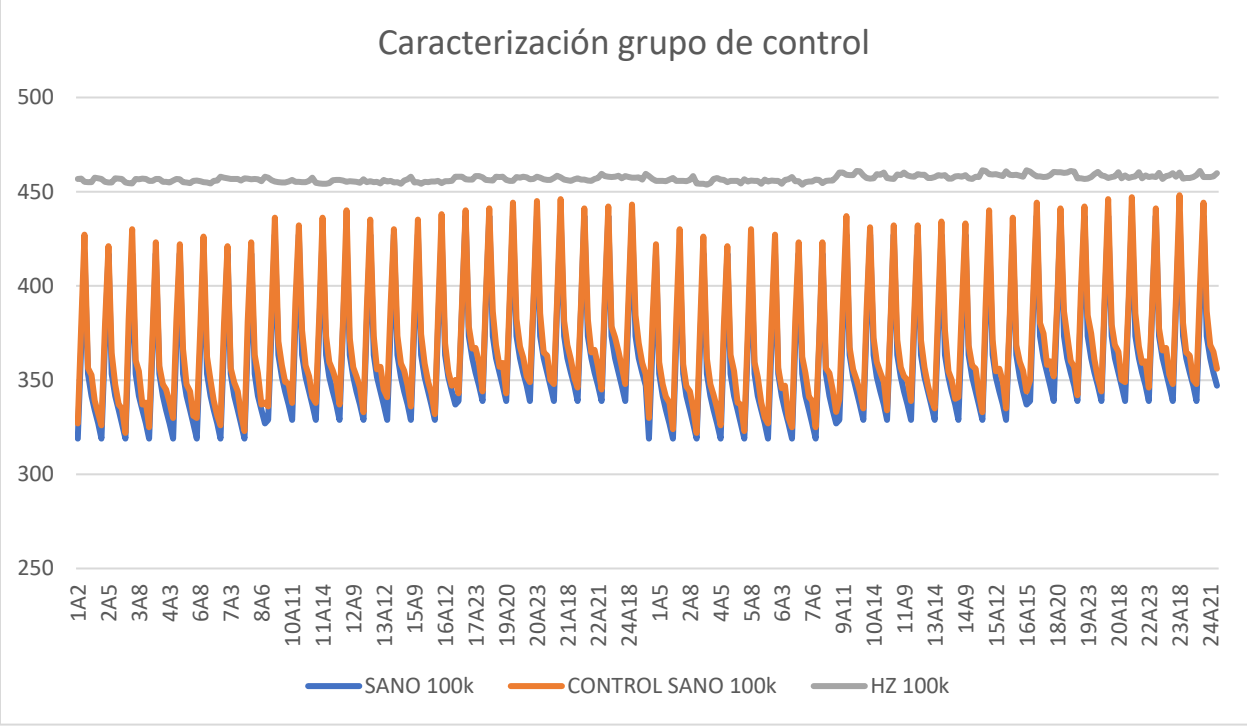


Figura 3. 15 Caracterización grupo de control 100kHz

La Figura 3.16 muestra una amplitud moderada, con tendencia la caracterización obtenida utilizando modelos de agar, los valores permiten una fácil identificación entre valores sano y los valores debido a la falta de contacto de los electrodos con la piel de la voluntaria (HZ).

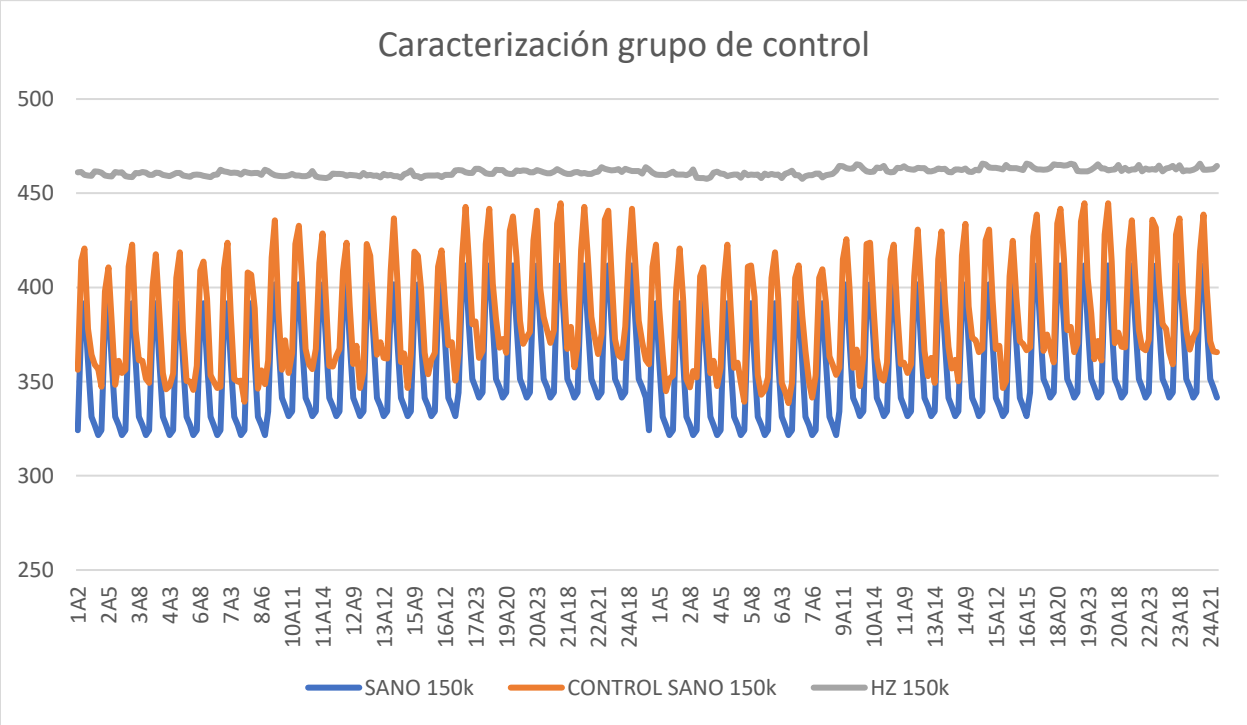


Figura 3. 16 Caracterización grupo de control 150 kHz

La Figura 3.17 muestra una amplitud moderada, muy similar a la caracterización obtenida utilizando modelos de agar, los valores se mantienen en rangos que permiten la fácil clasificación de las mediciones, la frecuencia de 250 kHz se confirmó como en la etapa experimental que es una buena frecuencia para realizar caracterizaciones y pruebas en pacientes.

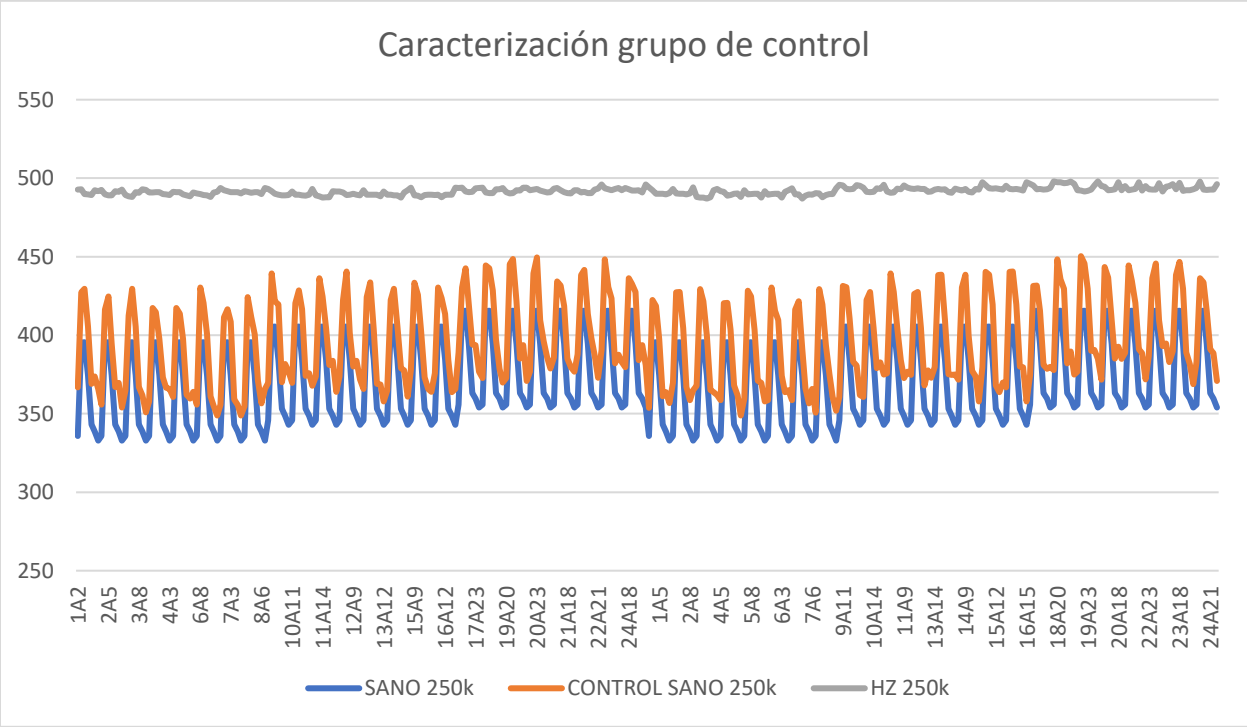


Figura 3. 17 Caracterización grupo de control 250 kHz

La Figura 3.18 muestra una amplitud moderada, los valores se mantienen en rangos que permiten la fácil clasificación de las mediciones, la frecuencia de 500 kHz en conjunto con la frecuencia de 250 kHz son muy útiles para realizar caracterizaciones y pruebas en pacientes.

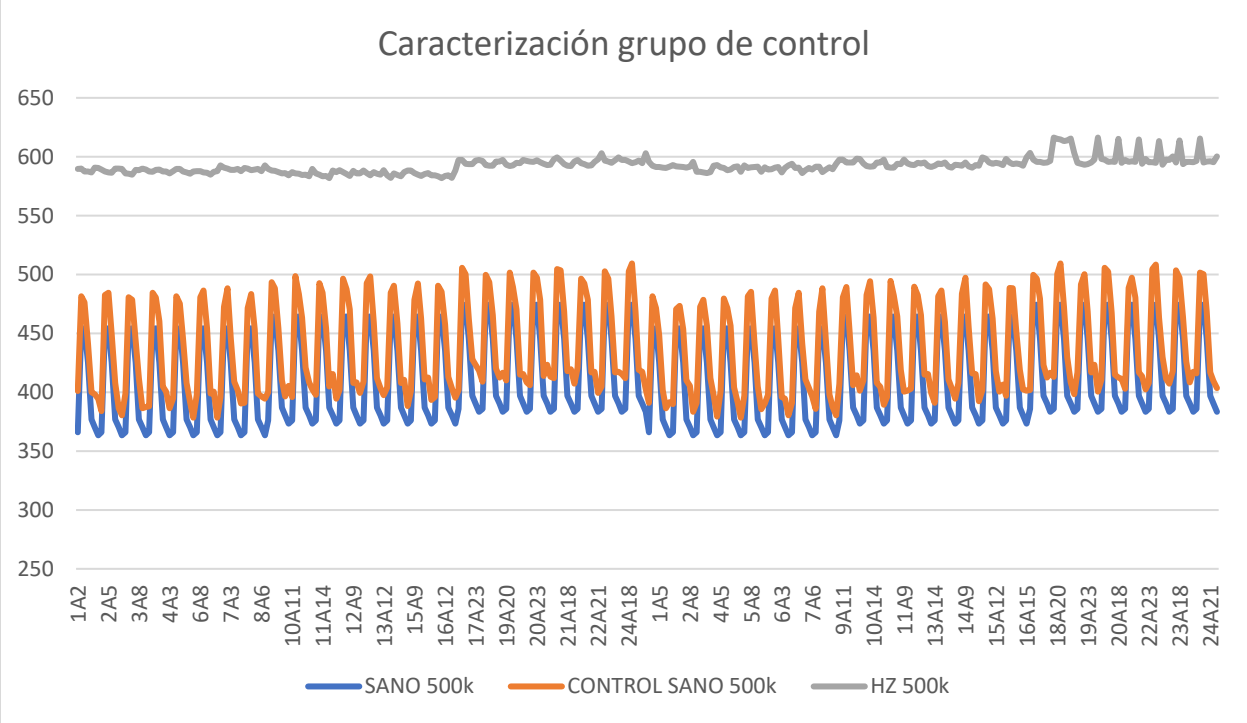


Figura 3. 18 Caracterización grupo de control 500 kHz

Se requiere la valoración de los valores obtenidos en el grupo experimental para definir nuevas caracterizaciones (“EXPERIMENTAL SANO” y “EXPERIMENTAL TUMOR”) que serás más acertados a la realidad por ser comparados con la mamografía que es el estándar de oro en detección de tumores en pecho.

CONCLUSIONES

COMSOL es una poderosa herramienta que permite simular la técnica de Tomografía de Impedancia eléctrica permitiendo conocer las necesidades de software y hardware para implementar un sistema de medición. Al utilizar COMSOL en conjunto con MATLAB se pueden hacer simulaciones automatizadas muy realistas, especialmente útiles para verificar las reconstrucciones de la tomografía.

La variación en la caracterización de un modelo de agar con propiedades ex vivo similares a las reportadas en la literatura en comparación con las mediciones obtenidas en pacientes voluntarias al aplicar la técnica de tomografía de impedancia eléctrica (TIE) puede deberse a varios factores. Aquí se detallan algunos de los principales:

Las propiedades eléctricas del modelo de agar pueden no replicar exactamente las del tejido humano debido a diferencias en la composición química y estructural. Los tejidos biológicos contienen diversas células, componentes extracelulares, y líquidos intersticiales, mientras que el agar es una sustancia relativamente homogénea. Los modelos de agar suelen ser homogéneos, pero los tejidos humanos no lo son. Las variaciones en densidad celular, contenido de agua, y otros componentes pueden afectar las mediciones de impedancia.

En los modelos de agar, el contacto entre los electrodos y el material suele ser más controlado y uniforme que en los tejidos biológicos, donde la interacción con la piel o los tejidos subyacentes puede ser más variable. La impedancia en la interfase electrodo-tejido puede variar en pacientes debido a factores como la humedad de la piel, la presencia de grasa subcutánea, y la calidad del contacto eléctrico. Los tejidos humanos presentan anisotropía (diferentes propiedades en diferentes direcciones) y heterogeneidad (variaciones espaciales), lo que complica las mediciones y su interpretación. Los modelos de agar suelen ser isotrópicos y homogéneos. Los tejidos vivos tienen actividad biológica y procesos dinámicos, como flujo sanguíneo y metabolismo, que pueden afectar las mediciones de impedancia de manera que no se replican en modelos de agar. La tomografía de impedancia eléctrica tiene limitaciones en términos de resolución espacial y sensibilidad, lo cual puede influir en la precisión de las mediciones en comparación con un modelo más controlado como el de agar.

En resumen, la variación entre las propiedades medidas en un modelo de agar y en pacientes voluntarias se debe a una combinación de diferencias en la composición y estructura del material, condiciones experimentales, interacción de los electrodos con el tejido, y limitaciones inherentes a la técnica de tomografía de impedancia eléctrica. Estas diferencias resaltan la complejidad de replicar y medir fielmente las propiedades eléctricas de los tejidos biológicos humanos utilizando modelos simplificados.

En base a la experimentación se encontró que las frecuencias óptimas para realizar pruebas en pacientes se encontraban en el rango de 100 kHz a 500 kHz que poseen rangos más amplios que diferencian claramente el tejido sano del tejido con tumores.

En trabajos futuros, se plantea la ampliación del sistema de tomografía de impedancia eléctrica mediante el incremento del número de electrodos, lo que permitiría una mayor resolución y precisión en la detección de anomalías. Asimismo, se propone la implementación de un sistema inalámbrico para la transmisión de datos, con el objetivo de reducir la cantidad de cables necesarios y mejorar la manejabilidad del dispositivo, facilitando así su uso en entornos clínicos y de investigación,

Finalmente, se desarrollará una nueva técnica de reconstrucción en 3D que facilitará la interpretación de los resultados, asegurando una aceptación más amplia por parte del público clínico debido a su simplicidad y claridad

Bibliografía

[1] *Cáncer de mama - Síntomas y causas - Mayo Clinic*. (2022, December 14). https://www.mayoclinic.org/es/diseases-conditions/breast-cancer/symptoms-causes/syc-20352470

[2] *Signos y síntomas del cáncer de seno*. (2019, September). American Cancer Society. https://www.cancer.org/es/cancer/tipos/cancer-de-seno/pruebas-de-deteccion-y-deteccion-temprana-del-cancer-de-seno/signos-y-sintomas-del-cancer-de-seno.html

[3] García-Vivar, C. (2012). Impacto psicosocial del cáncer de mama en la etapa de larga supervivencia: propuesta de un plan de cuidados integral para supervivientes. *Atención Primaria*, *44*(5), 288–292. https://doi.org/10.1016/j.aprim.2011.07.011

[4] Asociación española contra El cancer. (2023, October 4). El impacto económico y psicológico del cáncer de mama. Blog De La Asociación Española Contra El Cáncer. https://blog.contraelcancer.es/testimonios-pacientes-cancer-mama/

[5] Mejía-Rojas, M. E., Rengifo, A. C., & Hernández-Carrillo, M. (2020). Calidad de vida en mujeres con cáncer de mama sometidas a quimioterapia en Cali, Colombia. Biomedica, 40(2), 349–361. https://doi.org/10.7705/biomedica.4971

[6] Olivares-Taipe, P., Aguilar-Saenz, J., Adrianzen-Tantachuco, R., Revilla-López, J., Zavaleta-Pesantes, A., Martinez-Asmad, G., & Cabrera, A. H. H. (2019). Calidad de vida en mujeres con cáncer de mama que acuden al Departamento de Oncología. Hospital Nacional Daniel Alcides Carrión. Callao – 2018. *Horizonte Médico*, *19*(4), 50–56. https://doi.org/10.24265/horizmed.2019.v19n4.07

[7] De La Cruz-Aguirre, K. (2022, April 1). *Costos médicos directos de la atención médica de pacientes con cáncer de mama*. PubMed Central (PMC). https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10399768/

[8]*Estudio del cáncer y privaciones económicas*. (2015, December). Instituto Nacional Del Cáncer. https://www.cancer.gov/espanol/noticias/temas-y-relatos-blog/2015/cancer-privaciones-economicas

[9] Palmero Picazo, Joaquín, Lassard Rosenthal, Jareth, Juárez Aguilar, Leslie Aylin, & Medina Núñez, Carlos Alonso. (2021). Cáncer de mama: una visión general. *Acta médica Grupo Ángeles*, *19*(3), 354-360. Epub 04 de abril de 2022. Recuperado en 14 de febrero de 2024, de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1870-72032021000300354&lng=es&tlng=es.

[10] *La detección tardía afecta el pronóstico del paciente: cuál es la situación del cáncer de mama en México y el mundo – ESPM*. (2021). https://www.espm.mx/blog/situacion-cancer-mama-mexico/

[11] De Equidad De Género Y Salud Reproductiva, C. N. (2015). *Información Estadística Cáncer de Mama*. gob.mx. https://www.gob.mx/salud/cnegsr/es/acciones-y-programas/informacion-estadistica-cancer-de-mama

[12] U.S. Department of Health and Human Services National Institutes of Health. Pruebas de detección del cáncer de mama. https://medlineplus.gov/spanish/ency/patientinstructions/000837.htm.

[13] Cancer Treatment Center of America. X-Ray. https://www.cancercenter.com/diagnosing-cancer/diagnostic-imaging/x-ray

[14] Dr. Gabriele-Elisabeth Korner. Rayos X en la medicina. Nuclear Physics Experience

[15] Cancer Research UK. Mammogram. https://www.cancerresearchuk.org/about-cancer/breast-cancer/getting-diagnosed/tests-diagnose/mammogram

[16] Gao, Yanhua & Liu, Bo & Zhu, Yuan & Chen, Lin & Tan, Miao & Xiao, Xiaozhou & Guo, Youmin. (2020). Detection and Recognition of Ultrasound Breast Nodules Based on Semi-supervised deep learning. 10.1101/2020.04.24.20078816.

[17] Greenleaf, J. F., Johnson, S. A. (1977), and Bahn, R. C., "Quantitative cross-sectional imaging of ultrasound parameters," in [1977 Ultrasonics Symposium], 989–995.

[18] Bassett LW, Kimme-Smith C. Breast sonography. AJR Am J Roentgenol 1991; 156:449–55.

[19] Durfee SM, Selland DLG, Smith DN, et al. Sonographic evaluation of clinically palpable breast cancers invisible on mammography. The Breast Journal 2000; 6:247–51.

[20] Frazier TG, Murphy JT, Furlong A. The selected use of ultrasound mammography to improve diagnostic accuracy in carcinoma of the breast. J Surg Oncol 1985; 29:231–2.

[21] Jackson VP. The role of US in breast imaging. Radiology 1990; 177:3051.

[22] Jackson VP, Hendrick RE, Feig SA, et al. Imaging of the radiographically dense breast. Radiology 1993; 188:297–301.

[23] Gordon, Paula B, Ultrasound for breast cancer screening and staging. Radiologic Clinics, Volume 40, Issue 3, 431 - 441

[24] Radiological Society of North America. Magnetic Resonance Imaging. https://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=breastmr.

[25] Harms, S. E. (1998). Integration of Breast Magnetic Resonance Imaging with Breast Cancer Treatment. Topics in Magnetic Resonance Imaging, 9(2), 79???91. doi:10.1097/00002142-199804000-00002

[26] Gorczyca DP, Gorczyca SM, Gorczyca KL. The diagnosis of silicone breast implant rupture.Plast Reconstr Surg2007;120(Suppl. 1):49S–61S.

[27] Sardanelli, F., Boetes, C., Borisch, B., Decker, T., Federico, M., Gilbert, F. J., … Wilson, R. (2010). Magnetic resonance imaging of the breast: Recommendations from the EUSOMA working group. European Journal of Cancer, 46(8), 1296–1316. doi:10.1016/j.ejca.2010.02.015.

[28] National Breast Cancer Foundation Inc. Biopsy. https://www.nationalbreastcancer.org/breast-cancer-biopsy.

[29] Dupont WD, Page DL. Risk factors for breast cancer in women with proliferative breast disease. N Engl J Med 1985;312:146 – 51.

[30].Page DL, Dupont WD, Rogers LW, Rados MS. Atypical hyperplastic lesions of the female breast. A long-term follow-up study. Cancer 1985;55:2698 – 708.

[31] Carter CL, Dorle DK, Micozzi MS, Schatzkin A, Taylor PR. A prospectivestudy of the development of breast cancer in 16,692 women with benignbreast disease. Am J Epidemiol 1988;128:467 – 77.

[32] Marshall LM, Hunter DJ, Connolly JL, et al. Risk of breast cancer associatedwith atypical hyperplasia of lobular and ductal types. Cancer Epidemiol Biomarkers Prev 1997;6:297 – 301.

[33] London SJ, Connolly JL, Schnitt SJ, Colditz GA. A prospective study of benign breast disease and the risk of breast cancer. JAMA 1992;267:941 – 4

[34] Page DL, Schuyler PA, Dupont WD, Jensen RA, Plummer WD, Jr., Simpson JF. Atypical lobular hyperplasia as a unilateral predictor of breast cancer risk a retrospective cohort study. Lancet 2003;361:125 – 9.

[35] Ashbeck, E. L., Rosenberg, R. D., Stauber, P. M., & Key, C. R. (2007). Benign Breast Biopsy Diagnosis and Subsequent Risk of Breast Cancer. Cancer Epidemiology Biomarkers & Prevention, 16(3), 467–472. doi:10.1158/1055-9965.epi-06-0394.

[36] Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health. Optical Imaging May Improve Breast Cancer Detection. Health Technology Update. Issue 4, September 2006.

[37] Sickles EA: Breast cancer detection with transillumination andmammography.Am J Roentgenol1984, 142:841–844.

[38] Franceschini MA, Moesta KT, Fantini S, Gaida G, Gratton E, JessH, Mantulin WW, Seeber M, Schlag PM, Kaschke M: Frequency-domain techniques enhance optical mammography: initial clinical results. Proc Natl Acad Sci USA1997, 94:6468–6473.

[39] Ntziachristos V, Yodh AG, Schnall M, Chance B: Concurrent MRI and diffuse optical tomography of breast after indocyaninegreen enhancement.Proc Natl Acad Sci USA2000, 97:2767–2772.

[40] Ntziachristos, V., Chance, B. Breast imaging technology: Probing physiology and molecular function using optical imaging - applications to breast cancer. Breast Cancer Res 3, 41 (2000). https://doi.org/10.1186/bcr269.

[41] Yodh AG, Chance B: Spectroscopy and imaging with diffusing light.Physics Today1995, 48:34–40.

[42] Monserrat Muñoz. Termografía para detección de cáncer de mama http://www.cienciamx.com/index.php/ciencia/salud/5010-termografia-para-la-deteccion-temprana-cancer-de-mama?utm_source=newsletter_2375&utm_medium=email&utm_campaign=termografia-para-deteccion-de-cancer-de-mama

[43] Administración de Alimentos y Medicamentos de los Estados Unidos. Prueba de detección del cáncer de seno: La termografía no sustituye la mamografía. https://www.fda.gov/consumers/articulos-en-espanol/prueba-de-deteccion-del-cancer-de-seno-la-termografia-no-sustituye-la-mamografia

[44] Gabriel, C., S. Gabriel, y E. Corthout. The Dielectric properties of biological tissues: 1.Literature Survey . Phys. Med. Biol., 1996: 2231-2249.

[45] Gabriel, S., R. W. Lau, y C. Gabriel. «The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric model for the dielectric spectrum of tissues.» Physic in medicine and biology, 1996: 2271.

[46] Amaral, Carlos Eduardo Ferrante do, H. S. Lopes, L. V. Arruda, M. S. Hara, A. J. Gonçalves, y A. A. Dias. Design of a complex bioimpedance spectrometer using DFT and undersampling for neural networks diagnostics. (Medical engineering & physics) 3, nº 33 (2011): 356- 361.

[47] Gutierrez-Lopez, M. (2019). Aplicación de espectroscopia de impedancia eléctrica para el estudio y caracterización de cáncer mamario, Tesis Doctoral.

[48] L. Yan et al., “A 3.9 mW 25-electrode reconfigured sensor for wearable cardiac monitoring system,” Jan. 2011.

[49] Rigaud B, Morucci J P and Chauveau N 1996 Bioelectrical impedance techniques in medicine part I: bioimpedancemeasurements second section: impedance spectrometryCrit. Rev. Biomed. Eng.24257–351.

[50] Cherepenin, V., Karpov, A., Korjenevsky, A., Kornienko, V., Mazaletskaya, A., Mazourov, D., & Meister, D. (2001). A 3D electrical impedance tomography (EIT) system for breast cancer detection. Physiological Measurement, 22(1), 9–18. doi:10.1088/0967-3334/22/1/302.

[51] Zhang, Xiaolin & Chatwin, Chris & Barber, D. (2015). Effective electrode sampling strategies for 3D electrical impedance mammography. Electronics Letters. 51. 449-450. 10.1049/el.2014.4454.

[52] Cherepenin, Vladimir & Karpov, Alexander & Korjenevsky, Alexander & Kornienko, V. & Kultiasov, Yury & Ochapkin, Mikhail & Trochanova, Olga & Meister, J. (2002). Three-dimensional EIT imaging of breast tissues: System design and clinical testing. Medical Imaging, IEEE Transactions on. 21. 662 - 667. 10.1109/TMI.2002.800602.

[53]Meier, T., Luepschen, H., Karsten, J., Leibecke, T., Großherr, M., Gehring, H., & Leonhardt, S. (2008). Assessment of regional lung recruitment and derecruitment during a PEEP trial based on electrical impedance tomography. Intensive care medicine, 34(3), 543-550.

[54]Harris ND, Suggett AJ, Barber DC and Brown BH, Applications of applied potential tomography (APT) in respiratory medicine, Clin Phys. Physiol. Meas., 8 Suppl. A, pp 155-65, 1987.

[55] Adler, A., Berthiaume, Y., Guardo, R., & Amyot, R. (1995, September). Imaging of pulmonary edema with electrical impedance tomography. In Engineering in Medicine and Biology Society, 1995., IEEE 17th Annua.l Conference (Vol. 1, pp. 557-558). IEEE

[56] T.M.T. Pham, M. Yuill, C. Dakin and A. Schibler, Regional ventilation distribution in the first 6 months of life, European Respiratory Journal (ERJ)April 1, 2011 vol. 37 no. 4 919-924.

[57] Conway J., M. S. Hawley, A. D. Seagar, B. H. Brown, D. C.Barber, Applied Potential Tomography (APT) For Noninvasive Thermal Imaging During Hyperthermia Treatment, Electronics Letters, 1985, Vol. 21 No. 19, 836-838.

[58] Conway J, Electrical impedance tomography for thermal monitoring of hyperthermia treatment: an assessment using in vitro and in vivo measurements, Clin. Phys, Physiol. Meas., 8, Suppl. A, pp 141-6, 1987.

[59] Holder D.S., A Rao and Y Hanquan, Imaging of physiologically evoked responses by electrical impedance tomography with corticalelectrodes in the anaesthetized rabbit, Physiol. Meas. 17 (1996) A179–A186.

[60] Xiuyan & Chen, Xiaojing & Wang, Qi & Wang, Jianming & Duan, Xiaojie & Sun, Yukuan & Wang, Huaxiang. (2019). Electrical-impedance-tomography imaging based on a new three-dimensional thorax model for assessing the extent of lung injury. AIP Advances. 9. 125310. 10.1063/1.5124353.

[61] Kim M., J. Bae and H. Yoo, "Wearable 3D lung ventilation monitoring system with multi frequency electrical impedance tomography," 2017 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), Turin, 2017, pp. 1-4, doi: 10.1109/BIOCAS.2017.8325163.

[62] Tidswell, T., Gibson, A., Bayford, R. H., & Holder, D. S. (2001). Three-Dimensional Electrical Impedance Tomography of Human Brain Activity. NeuroImage, 13(2), 283–294. doi:10.1006/nimg.2000.0698.

[63] Yang, Yunjie & Jia, Jiabin. (2017). A multi-frequency electrical impedance tomography system for real-time 2D and 3D imaging. Review of Scientific Instruments. 88. 085110. 10.1063/1.4999359.

[64] Zhang, Xiaolin & Chatwin, Chris & Barber, D. (2015). A feasibility study of a rotary planar electrode array for electrical impedance mammography using a digital breast phantom. Physiological measurement. 36. 1311-1335. 10.1088/0967-3334/36/6/1311.

[65] Cherepenin, Vladimir & Karpov, A & Korjenevsky, Alexander & Kornienko, V. & Mazaletskaya, Anna & Mazourov, D & Meister, D. (2001). A 3D electrical impedance tomography (EIT) system for breast cancer detection. Physiological measurement. 22. 9-18. do:i10.1088/0967-3334/22/1/302.

[66] Hong et al.,(Jan. 2015) "A 4.9 mΩ-Sensitivity Mobile Electrical Impedance Tomography IC for Early Breast-Cancer Detection System," in IEEE Journal of Solid-State Circuits, vol. 50, no. 1, pp. 245-257. doi: 10.1109/JSSC.2014.2355835

[67] Gutierrez-Lopez, M., J. Prado-Olivarez, J. Diaz-Carmona, C. A. Herrera-Ramírez, J. A. Gutierrez Gnecchi, y C. G. Medina-Sánchez. «Electrical Impedance-Based Methodology for Locating Carcinoma Emulators on Breast Models.» Journal of Sensors, 2019

[68] Instituto Mexicano del Seguro Social (2022, October). *Epidemiología del cáncer de mama*. gob.mx. https://www.gob.mx/imss/articulos/epidemiologia-del-cancer-de-mama-318014

[69] J. G. Webster y R. Henderson, "Tomografía de impedancia eléctrica," *Medical & Biological Engineering & Computing*, vol. 16, no. 6, pp. 671-682, 1978.

[70] D. C. Barber y B. H. Brown, "Applied potential tomography," *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, vol. 15, no. 7, pp. 723-733, 1982.

[71] D. Isaacson, "Distinguishability in electric impedance tomography," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 5, no. 2, pp. 91-95, 1986.

[72] A. Krestel, *Imaging Systems for Medical Diagnostics*, Siemens, 1990.

[73] S. Webb, *The Physics of Medical Imaging*, Institute of Physics Publishing, 1992.

[74] P. N. T. Wells, *Biomedical Ultrasonics*, Academic Press, 1982.

[75] E. J. Woo, P. Hua, y J. G. Webster, "A reliable infant apnea monitor," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 39, no. 9, pp. 830-836, 1992.

[76] K. S. Cheng, D. Isaacson, J. C. Newell, y D. G. Gisser, "Electrode models for electric current computed tomography," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 37, no. 9, pp. 918-924, 1990.

[77] B. H. Brown y T. C. Segar, "The Sheffield data collection system," *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, vol. 20, no. 5, pp. 477-480, 1987.

[78] P. Kauppinen, J. Hyttinen y J. Malmivuo, "Sensitivity distribution visualizations of impedance tomography measurement strategies," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 25, no. 2, pp. 231-239, 2006.

[79] P. Hua, J. G. Webster, y W. J. Tompkins, "A cross method for impedance tomography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 34, no. 12, pp. 955-960, 1987.

[80] P. Hua, J. G. Webster, y W. J. Tompkins, "An opposite method for impedance tomography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 34, no. 12, pp. 961-964, 1987.

[81] D. Gisser, D. Isaacson, y J. C. Newell, "Current injection through all electrodes in adaptive impedance tomography," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 34, no. 12, pp. 1066-1072, 1987.

[82] J. G. Webster, Electrical Impedance Tomography, 1st ed. Bristol, England: Adam Hilger, 1990.

[83] D. C. Barber and B. H. Brown, "Applied Potential Tomography," *J. Phys. E: Sci. Instrum.*, vol. 17, pp. 723-733, 1984.

[84] M. Cheney and D. Isaacson, "Distinguishability in Impedance Imaging," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, no. 8, pp. 852-860, Aug. 1992.

[85] E. J. Woo, "Electrical Impedance Tomography: Systems and Algorithms," Ph.D. dissertation, Univ. of Wisconsin-Madison, 1990.

[86] Schwan, H. P. Electrode polarization impedance and measurements in biological material (1968). Annals of the New York Academy of Sciences, 148(1), 191- 209.

[87] Barber, D. C., y B. H. Brown. Applied potencial tomography. Journal of Physics E: Scientific Instruments, 1984: 723.

[88] Sze, G. Detection of breast cancer with electrical impedance mamography. Sussex, Brighton, 14 de junio de 2012.

[89] Barber, D. C., B. H. Brown, y I. L. Freeston. Imaging Spatial Distributions of Resistivity Using Potential Tomography. Electronics Letters, 1983: 933-935.

[90] Powell, H. M., D. C. Barber, y I. L. Freeston. Impedance imaging using linear electrode arrays. Clin Phys Physiol MEas, 1987: 109-118.

[91] Gielen, F. L. H., y P. Bergveld. Comparison of electrode impedances of Pt,PtIr (10% Ir) and Ir AIROF electrode used in electrophysiological experiments. Medical and Biological Engineering and Computing, 1982: 77-83.

[92] Ybarra, G. A., y otros. Breast imaging using electrical impedance tomography (EIT). An Emerging Technology in Breast Imaging and Mammography. American Scientific Publisher, 2007.

[93] Manickam, K., R. R. Machireddy, y S. Seshadri. Characterization of biomechanical properties of agar-based tissue mimicking phantoms for ultrasound stiffness imaging techniques. Journal of the mechanical behavior of Biomedical Materials, 2014: 132-143.

[94] MATLAB & COMSOL. (2018). Live Link for MATLAB. Retrieved April 29, 2024, from https://doc.comsol.com/5.4/doc/com.comsol.help.llmatlab/LiveLinkForMATLABUsersGuide.pdf

[95] R. J. Sadleir, S. Z. K. Sajib, H. J. Kim, O. In Kwon, and E. J. Woo, “Simulations and phantom evaluations of magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT) for breast cancer detection,” Journal of Magnetic Resonance, vol. 230, pp. 40–49, 201.

[96] D. Holder, Electrical Impedance Tomography, Philadelphia: Institute of Physics Publishing, 2005.

[97] EIDORS: Electrical Impedance Tomography and Diffuse Optical Tomography Reconstruction Software. (2021). http://eidors3d.sourceforge.net/

[98] MATWORKS. Mostrar canales de color separados de una imagen RGB. (2021). https://la.mathworks.com/help/images/Display-Separated-Color-Channels-of-an-RGB-Image.html.

[99] MATWORKS. Operaciones Morfológicas. (2021). https://la.mathworks.com/help/images/morphological-filtering.html.

[100] Hioki E.E Corporation- (2021). LCR METER IM3536. https://www.hioki.com/global/products/lcr-meters/10-mhz/id_6057

[101] Mathworks. (2021) App Designer. https://la.mathworks.com/products/matlab/app-designer.html

[102] Sadleir, RJ. Sajib, SZK. Kim, HJ. In Kwon, O. Woo, EJ.: Simulations and phantom evaluations of magnetic resonance electrical impedance tomography (MREIT) for breast cancer detection, Journal of Magnetic Resonance, vol. 230, pp. 40–49, 201

[103] Labcenter (2022). Proteus. https://www.labcenter.com/

[104] PCB & Designer tools using Altium (2022). https://www.altium.com/

[105] Muratet, M. and Garbarini, D. Accessibility and Serious Games: What About Entity-Component-System Software Architecture?, Springer eBooks, pp. 3–12, Jan. 2020, doi: https://doi.org/10.1007/978-3-030-63464-3_1.

[106] Gutiérrez-López, M., Díaz-Carmona, J., Prado-Olivarez, J., Gnecchi, J. a. G., Frias, M. a. R., & Francisco-Martínez, C. (2020). Localización de emuladores de carcinomas en modelos experimentales de mama mediante tomografía de impedancia eléctrica basada en linear back projection. Nova Scientia, 12(25). https://doi.org/10.21640/ns.v12i25.2450

[107] Bennett, M. V. L. (1969). Electrical impedance of brain surfaces. Brain Research, 15(2), 584–590. https://doi.org/10.1016/0006-8993(69)90191-7

[108] Sadleir, R., Sajib, S. Z. K., Kim, H. J., Kwon, O. I., & 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. https://doi.org/10.1016/j.jmr.2013.01.009

[109] Gómez-Cortés, J.C.; Díaz-Carmona, J.J.; Padilla-Medina, J.A.; Calderon, A.E.; Gutiérrez, A.I.B.; Gutiérrez-López, M.; Prado-Olivarez, J. Electrical Impedance Tomography Technical Contributions for Detection and 3D Geometric Localization of Breast Tumors: A Systematic Review. Micromachines 2022, 13, 496. https://doi.org/10.3390/mi13040496

[110] Hernández, R., Fernández, C., & Baptista, M. P. (2014). Metodología de la investigación (6ª ed.). McGraw-Hill.

[111] Johnson, R. B., & Christensen, L. (2017). Educational Research: Quantitative, Qualitative, and Mixed Approaches (6th ed.). SAGE Publications.

[112] Cafasso, J. (2024, June 26). Everything you should know about breast cancer in your 20s and 30s. Healthline. https://www.healthline.com/health/breast-cancer/breast-cancer-20s-30s

[113] Xu, S., Murtagh, S., Han, Y., Wan, F., & Toriola, A. T. (2024). Breast cancer incidence among US women aged 20 to 49 years by race, stage, and hormone receptor status. JAMA Network Open, 7(1), e2353331. https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2023.53331