



CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Evaluación de un sistema de ablación empleando antenas micro-
coaxiales para el tratamiento de tumores óseos: diseño de un
sistema de enfriamiento y cálculo de las áreas de ablación a través
de imágenes térmicas

Tesis que presenta

Texar Javier Ramírez Guzmán

para obtener el Grado de

Doctor en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Directores de la Tesis: Dra. Citlalli Jessica Trujillo Romero
Dr. Arturo Vera Hernández



Contenido

Resumen.....	7
Abstract.....	9
Capítulo 1. Introducción	12
Capítulo 2. Antecedentes	17
2.1. Aspectos físicos de la Ablación	17
2.2. Sistemas de enfriamiento para antenas	23
2.3. Imágenes térmicas.....	26
2.4. Detección de regiones de interés en imágenes térmicas	28
2.5. Absorción de las microondas en el tejido	34
2.6. Emuladores de tejido biológico.....	35
Capítulo 3. Estado del arte	40
3.1. Sistemas de enfriamiento para antenas micro-coaxiales.....	40
3.2. Sistemas de enfriamiento incorporados a equipos de MWA	41
3.3. Cálculo de las áreas y volúmenes de ablación generados por las antenas micro-coaxiales	42
Capítulo 4. Definición del problema.....	46
Capítulo 5. Justificación	49
Capítulo 6. Objetivos	52
6.1. Objetivo General.....	52
6.2. Objetivos Específicos	52
Capítulo 7. Materiales y métodos	56
7.1. Diseño del sistema de enfriamiento.....	56
7.2. Modelo computacional del sistema de ablación térmica con el sistema de enfriamiento..	58
7.3. Construcción del sistema de enfriamiento	61
7.4. Configuración experimental	63
7.5. Experimentación en phantoms multicapa.....	65



7.6. Detección del contorno de la distribución de temperatura en phantoms multicapa a través de imágenes térmicas.....	68
7.7. Experimentación en tejido <i>ex vivo</i> de cerdo	73
7.8. Detección de los contornos isotérmicos en tejido <i>ex vivo</i> de cerdo a través de matrices de temperatura	75
7.9. Segmentación y cálculo del área de ablación en tejido <i>ex vivo</i> de cerdo a través de matrices de temperatura	78
7.10. Reconstrucción 3D de los volúmenes de ablación.....	82
7.11. Áreas y volúmenes ideales de ablación.....	89
7.12. Comparación del comportamiento (desempeño) de las antenas monopolo y doble ranura con y sin el sistema de enfriamiento.....	93
7.13. Estudio preliminar de un arreglo de antenas micro-coaxiales en el tratamiento de tumores óseos mediante modelos FEM	93
Capítulo 8. Resultados obtenidos.....	97
8.1. Modelo computacional	97
8.2. Implementación del sistema de enfriamiento	100
8.3. Experimentación en phantoms multicapa	101
8.4. Detección del contorno de la distribución de temperatura en phantoms multicapa a través de imágenes térmicas.....	104
8.5. Experimentación en tejido <i>ex vivo</i> de cerdo	105
8.6. Contornos isotérmicos en tejido <i>ex vivo</i> de cerdo a través de matrices de temperatura ..	107
8.7. Segmentación y áreas de ablación en tejido <i>ex vivo</i> de cerdo a través de matrices de temperatura	111
8.8. Volúmenes de ablación.....	116
8.9. Áreas y volúmenes ideales de ablación	118
8.10. Comparación entre antenas monopolo y doble ranura con y sin el SE.....	119
8.11. Estudio preliminar de un arreglo de antenas micro-coaxiales.....	122
Capítulo 9. Discusiones	125
9.1. Sistema de enfriamiento para antenas micro-coaxiales.....	125



9.2.	Segmentación y áreas de ablación en tejido <i>ex vivo</i> de cerdo a través de matrices de temperatura	126
9.3.	Reconstrucción 3D de los volúmenes de ablación	128
9.4.	Áreas y volúmenes ideales de ablación.....	128
9.5.	Estudio preliminar de un arreglo de antenas micro-coaxiales.....	130
Capítulo 10. Conclusiones		132
10.1.	Sistema de enfriamiento para antenas micro-coaxiales.....	132
10.2.	Segmentación y áreas de ablación en tejido <i>ex vivo</i> de cerdo a través de matrices de temperatura	132
10.3.	Reconstrucción 3D de los volúmenes de ablación	132
10.4.	Estudio preliminar de un arreglo de antenas micro-coaxiales.....	133
10.5.	Conclusiones generales	133
Capítulo 11. Perspectivas futuras del tema		136
Capítulo 12. Productos resultantes del trabajo de tesis.....		139
12.1.	Artículos publicados en revistas indexadas.....	139
12.2.	Artículos publicados en congresos internacionales.....	139
12.3.	Estancias de investigación	140
12.4.	Participaciones en concursos	141



Agradecimientos

A **mi padre, mi madre, mis hermanas y mis sobrinos**. Por siempre apoyarme en las decisiones que he tomado, por todo el apoyo, amor y comprensión que sólo ellos saben darme. Por todo el ejemplo que me brindan, por enseñarme que vale más el esfuerzo que el talento. Por ser mi familia.

Al **Dr. Arturo Vera Hernández** y al **Dr. Lorenzo Leija Salas**. Por darme la oportunidad de formar parte del laboratorio LAREMUS, por siempre estar en la mejor disposición de ayudar para alcanzar mis metas. Por todos los consejos y experiencias que compartieron conmigo para la culminación de este proyecto.

A la **Dra. Citlalli Jessica Trujillo Romero**. Por apoyarme en todo momento a lo largo de estos 5 años de conocerla; gracias por siempre estar muy al pendiente del proyecto y permitirme ser parte de su grupo de trabajo. Por todos los conocimientos que compartió conmigo y por confiar en mí. Gracias por ser tan exigente conmigo durante todo el proyecto y siempre motivarme a ver más allá.

A los auxiliares de investigación **M. en C. José Hugo Zepeda Peralta** y **M. en C. Rubén Pérez Valladares**, por su participación y el apoyo técnico durante el montaje y realización de los experimentos. Gracias por todos los consejos que me ayudaron a comprender fácilmente como manejar los equipos y por las ideas que me aportaron durante el proyecto.

A mis compañeros de laboratorio que he conocido en estos 6 años, por hacer del ambiente en el laboratorio más agradable y relajado. Por su amistad y esa cálida sonrisa que siempre me brindaron.

Al **Dr. Enrique Navarro**, por haberme permitido ser parte de su equipo de trabajo durante mi estancia en la Escuela Técnica Superior de Ingeniería (ETSE-UV), en Valencia, España.

Al mismo tiempo deseo agradecer el financiamiento recibido por el **Consejo Nacional de Humanidades, Ciencias y Tecnologías (CONAHCYT)**, el cual fue determinante en la consecución de los objetivos planteados en este trabajo.





Resumen

En la actualidad, los procedimientos de ablación han adquirido relevancia como terapias eficaces para abordar diversas afecciones médicas. La ablación térmica es un procedimiento médico que implica el uso de calor para destruir o eliminar tejido anormal en el cuerpo. Se utiliza comúnmente en el tratamiento de diversas afecciones, incluyendo tumores, crecimientos benignos y ciertos tipos de arritmias. Durante los tratamientos de ablación para tumores, es de suma importancia salvaguardar la integridad de los tejidos sanos circundantes al tumor y en la trayectoria de inserción de la antena, garantizando un daño focalizado exclusivamente en el tumor. En el marco de la colaboración entre el Laboratorio de Radiaciones Electromagnéticas y Ultrasónicas del Centro de Investigación y de Estudios Avanzados, y la División de Investigación en Ingeniería Médica del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, se ha desarrollado un sistema de ablación destinado al tratamiento de tumores óseos. Durante las fases experimentales de desarrollo, se ha identificado como principal problemática la generación no deseada de calor en el tejido adyacente a la antena, comprometiendo la integridad del tejido sano circundante. Aunque los sistemas de enfriamiento son utilizados para evitar el calentamiento indeseado en los tejidos sanos adyacentes a la antena, los sistemas reportados en la literatura científica han demostrado modificar el desempeño de las antenas. Estos sistemas reducen las áreas de ablación y requieren un aumento en las potencias de trabajo para alcanzar las temperaturas necesarias para la ablación. En el mismo sentido, la incapacidad para calcular con precisión las áreas y volúmenes de ablación generados en el tejido óseo durante los procedimientos de ablación representa un obstáculo significativo para el análisis de la progresión del daño en relación con el tiempo de aplicación. Por ende, el objetivo principal de esta tesis doctoral radica en evaluar el comportamiento de un sistema de ablación empleando antenas micro-coaxiales y su sistema de enfriamiento, diseñados para el tratamiento de tumores óseos. Por lo tanto, se implementó un nuevo sistema de enfriamiento que evita el calentamiento indeseado en los tejidos sanos adyacentes a la antena. Además, se buscó mantener los tiempos de aplicación (10 min) y los niveles de potencia (10 W) bajos sin afectar las áreas de calentamiento generadas. Finalmente, se propone un método para la segmentación y cálculo de las áreas



y volúmenes de ablación mediante el análisis de imágenes térmicas, con el fin de evaluar el impacto de la incorporación del sistema de enfriamiento.

El objetivo principal abarcó los siguientes aspectos: (i) el desarrollo de un modelo computacional para las antenas, que incorporara un sistema de enfriamiento utilizando el Método de los Elementos Finitos, (ii) la construcción del sistema de enfriamiento basado en los resultados obtenidos del modelo computacional, con el fin de evaluar su rendimiento en relación a las antenas, (iii) la formulación de un método para calcular las áreas y volúmenes de ablación a partir de las imágenes térmicas generadas, (iv) la caracterización exhaustiva del sistema de enfriamiento, mediante la obtención de datos como la pérdida de potencia, las temperaturas alcanzadas y las áreas y volúmenes de ablación. Con el propósito de llevar a cabo la evaluación térmica del sistema de enfriamiento, se realizaron pruebas experimentales utilizando emuladores de tejido biológico (phantoms) y tejido *ex vivo* de cerdo. Como resultado de este estudio, se logró desarrollar un sistema de enfriamiento capaz de prevenir el calentamiento no deseado en el tejido sano circundante a las antenas, sin afectar el desempeño de éstas. Además, se consiguió mantener una potencia de 10 W aplicada durante 10 min sin afectar las áreas de ablación.



Abstract

Currently, ablation procedures have gained relevance as effective therapies for addressing various medical conditions. Thermal ablation is a medical procedure that involves the use of heat to destroy or eliminate abnormal tissue in the body. It is commonly used in the treatment of various conditions, including tumors, benign growths, and certain types of arrhythmias. During ablation treatments for tumors, it is of paramount importance to safeguard the integrity of healthy tissues surrounding the tumor and in the insertion path of the applicator, ensuring focused damage exclusively on the tumor. As part of a collaboration between the Electromagnetic and Ultrasound Radiations Laboratory at the Center for Research and Advanced Studies and a group of researchers from the National Institute of Rehabilitation Luis Guillermo Ibarra Ibarra, an ablation system has been developed for the treatment of bone tumors. During the experimental development phases, the unwanted generation of heat in the tissue adjacent to the applicator has been identified as the main issue, compromising the integrity of the surrounding healthy tissue. Although cooling systems are used to prevent unwanted heating in the tissues adjacent to the antenna, the systems reported in the scientific literature have been shown to alter the performance of the antennas. These systems reduce the ablation areas and require an increase in working power to reach the necessary ablation temperatures. Similarly, the lack of precision in calculating the areas and volumes of ablation generated in bone tissue during ablation procedures poses a significant obstacle to analyzing the progression of damage over the treatment time. Therefore, the main objective of this doctoral thesis is to evaluate the behavior of an ablation system by using micro-coaxial antennas in the treatment of bone tumors. This is achieved by implementing a new cooling system to prevent unwanted heating in the tissues adjacent to the antenna. Furthermore, it aims to maintain the ablation areas and power levels low without affecting them while proposing a method for the segmentation and calculation of the ablation areas and volumes through thermal image analysis to assess the impact of the cooling system incorporation.

The main objective encompassed the following aspects: (i) the development of a computational model for the antennas that incorporated a cooling system using the Finite Element Method, (ii) the construction of the cooling system based on the results obtained



from the computational model to evaluate its performance in relation to the antennas, (iii) the formulation of a method to calculate the ablation areas and volumes from the generated thermal images, (iv) the comprehensive characterization of the cooling system by obtaining data such as power loss, achieved temperatures, and ablation areas and volumes. In order to carry out the thermal evaluation of the cooling system, experimental tests were conducted by using biological tissue emulators (phantoms) and *ex vivo* porcine tissue. As a result of this study, a cooling system capable of preventing undesired heating in the healthy tissue surrounding the antennas without affecting their performance was successfully developed. Furthermore, it was possible to maintain an applied power of 10 W for 10 minutes without affecting the ablation areas.





Capítulo 1. Introducción

De acuerdo a la Organización Mundial de la Salud (OMS), una de cada cinco personas en todo el mundo desarrolla cáncer durante su vida [1]. La prevención del cáncer se ha convertido en uno de los retos de salud pública más importantes del siglo XXI. Según la OMS, al menos el 40 % de todos los casos de cáncer podrían prevenirse con medidas eficaces de prevención primaria, y se puede reducir la mortalidad adicional mediante la detección temprana de tumores. El osteosarcoma es el cáncer de huesos más frecuente y afecta sobre todo a niños y adolescentes. En México, de acuerdo con la Secretaría de Salud (SSA), cada año se diagnostican entre 100 y 150 casos nuevos de cáncer de hueso. Las regiones del cuerpo donde con mayor frecuencia se forma esta masa palpable son los huesos cerca de la rodilla, el fémur y el húmero, aunque se desconoce el origen. Aunque la mayoría de los tipos de cáncer pueden diseminarse a los huesos, la metástasis ósea es particularmente probable con ciertos tipos de cáncer, incluyendo cáncer de seno y cáncer de próstata. Los tumores metastásicos en los huesos pueden causar fracturas, dolor y concentraciones anormalmente altas de calcio en la sangre.

Las alternativas terapéuticas para el cáncer de hueso comprenden intervención quirúrgica, quimioterapia, radioterapia, criocirugía y terapia dirigida. La ablación térmica constituye un procedimiento médico mediante el cual se emplea calor con el propósito de erradicar o eliminar tejido anómalo presente en el organismo. Este método es utilizado en el tratamiento de diversas afecciones, tales como tumores, proliferaciones benignas y ciertos tipos de arritmias. Su objetivo principal radica en elevar la temperatura del tejido objetivo hasta alcanzar valores comprendidos entre 55°C y 100°C, con el fin de provocar daño y destrucción de las células anómalas. La ablación térmica logra su cometido al desnaturalizar proteínas, coagular y necrosar tejido, inducir inflamación y respuesta inmunológica, y posiblemente promover la apoptosis. Estos mecanismos combinados permiten eliminar el tejido no deseado y estimular la regeneración del tejido sano circundante.

En el procedimiento de ablación por microondas se introduce una antena en el interior del tumor con el fin de transmitir energía de microondas. La interacción y absorción de la energía de microondas al tejido resulta en desnaturalización de las



proteínas y necrosis coagulativa. No obstante, esta técnica presenta desafíos técnicos al intentar focalizar el daño en el tumor. El problema principal radica en la generación de calor en el tejido sano circundante alrededor de la antena, lo cual puede ocasionar quemaduras en las capas de músculo y piel durante los tratamientos de ablación. Entre las posibles soluciones a este problema, se destaca la incorporación de un sistema de enfriamiento. Este sistema consiste en circular un medio refrigerante a través del cuerpo de la antena, reduciendo así su temperatura. Sin embargo, al implementar este sistema de enfriamiento, las áreas de ablación generadas por la antena se ven disminuidas, lo que implica aumentar la potencia de entrada por encima de los 30 W para evitar esta reducción en las áreas de ablación [2]. Otro problema ligado a la ablación térmica en tejido óseo es el cálculo de las áreas y volúmenes de ablación generados durante los tratamientos. Es crucial considerar el análisis de las áreas y volúmenes de ablación generados durante los tratamientos en tumores óseos, ya que la información al respecto es bastante limitada. Una metodología para obtener una medida aproximada de la región de tejido que ha alcanzado la ablación durante procedimientos implica la medición directa de la zona de la lesión mediante una regla. Esta técnica demuestra su eficacia cuando se aplica a tejidos blandos. Sin embargo, su aplicación en tejidos óseos se torna ineficaz debido a la semejanza entre colores existentes entre el tejido sano y el tejido necrótico. Por otro lado, la literatura científica no ha documentado investigaciones relacionadas con la reconstrucción de volúmenes de ablación en procedimientos de ablación por microondas. Los grupos de investigación que se dedican a este campo principalmente se encuentran en Estados Unidos, China y la Unión Europea. En México, investigadores del Laboratorio de Radiación Electromagnética y Ultrasónica (LAREMUS) dentro de la sección de Bioelectrónica del CINVESTAV-IPN, y de la División de Investigación en Ingeniería Médica en el Instituto Nacional de Rehabilitación-Luis Guillermo Ibarra Ibarra, trabajan en el desarrollo de nuevas técnicas de radiación que utilizan aplicadores específicos para tratar tumores óseos.

En el presente proyecto de doctorado se expone la evaluación de un sistema de ablación empleando antenas micro-coaxiales utilizado en el tratamiento de tumores óseos. Para ello, se realiza la implementación de un novedoso sistema de enfriamiento destinado a prevenir el calentamiento indeseado del tejido sano adyacente a la antena. Asimismo, se



propone un método para calcular áreas y volúmenes de ablación basado en imágenes térmicas. Esta investigación se divide en dos componentes principales: el diseño del sistema de enfriamiento y el método para la determinación de áreas y volúmenes de ablación. Para llevar a cabo la evaluación térmica del sistema de ablación, con la inclusión del sistema de enfriamiento, se realizaron modelos computacionales, experimentos en emuladores de tejido biológico y en tejido *ex vivo* de cerdo.

El presente escrito se estructura en 10 capítulos que se describen a continuación:

Capítulo 1: En este capítulo se presenta una breve introducción acerca de las estadísticas relacionadas con el cáncer de hueso y los tratamientos convencionales empleados. Además, se proporciona una descripción concisa acerca de los aspectos generales de la terapia de ablación térmica. Se mencionan los desafíos que se presentan al aplicar esta terapia, con el propósito de contextualizar el proyecto descrito en esta tesis.

Capítulo 2: En este capítulo se describen los conceptos teóricos que sustentan la terapia de ablación térmica por microondas (MWA) como tratamiento oncológico. Asimismo, se exponen los fundamentos para la detección y segmentación de las zonas de ablación generadas durante el procedimiento de MWA mediante el uso de imágenes térmicas.

Capítulo 3: En este capítulo se lleva a cabo un análisis exhaustivo del estado del arte en cuanto a los sistemas de enfriamiento actualmente incorporados en los sistemas de ablación por microondas, así como las técnicas empleadas para calcular áreas de ablación.

Capítulo 4: Basándose en la revisión del estado del arte, en este capítulo se identifican los puntos que aún no han sido resueltos en el ámbito de la ablación térmica, y se definen las preguntas de investigación a desarrollar en esta tesis.

Capítulo 5: En este capítulo se plantea la justificación del problema, respaldándola con estadísticas relacionadas con el cáncer de hueso, así como los desafíos técnicos que surgen en el contexto de la ablación térmica.

Capítulo 6: En este capítulo se describe el objetivo general del proyecto, así como los objetivos específicos que contribuirán al cumplimiento satisfactorio del trabajo de tesis.



Capítulo 7: En este capítulo se detalla la metodología empleada para el desarrollo de cada etapa de la propuesta de solución. Se describen los modelos computacionales utilizados, el diseño y fabricación del sistema de enfriamiento, y el método empleado para el cálculo de áreas y volúmenes de ablación mediante el uso de imágenes térmicas.

Capítulo 8: En este capítulo se presenta un análisis de los resultados obtenidos en la evaluación térmica del sistema de ablación, al implementar el sistema de enfriamiento propuesto. Asimismo, se presentan los resultados de las áreas y volúmenes de ablación calculados mediante el método propuesto.

Capítulo 9: En este capítulo se plantean las discusiones correspondientes a los resultados obtenidos durante el desarrollo de este proyecto de tesis.

Capítulo 10: En este capítulo se exponen las conclusiones derivadas de este trabajo de tesis, así como las contribuciones más destacables realizadas.

Capítulo 11. En este capítulo se presentan las perspectivas de investigación que emergen de los hallazgos de esta tesis doctoral, destacando áreas con potencial de desarrollo y mejora.

Capítulo 12. En este capítulo se documenta las contribuciones científicas resultantes de este trabajo doctoral, incluyendo artículos publicados en revistas y en congresos internacionales, además de resaltar las experiencias en estancias de investigación.





Capítulo 2. Antecedentes

2.1. Aspectos físicos de la ablación

La ablación térmica se define como la aplicación directa de terapias químicas o térmicas al tumor para lograr su erradicación o la destrucción substancial de éste. Las ventajas de las terapias ablativas guiadas por imágenes comparadas contra los tratamientos convencionales contra el cáncer, como la cirugía o quimioterapia, incluyen la reducción de morbilidad y mortalidad, menores costos de tratamiento, la capacidad de realizar ablaciones en un entorno ambulatorio, y repetibilidad de los tratamientos [1,2]. Muchas modalidades para generar ablación en tejidos blandos han sido estudiadas, incluyendo crioablación, ablación por etanol, ablación por láser, ablación por ultrasonido y ablación por radiofrecuencia (RF) [3–5], entre otras. El desarrollo con mayor incremento de interés ha sido el uso de la energía de microondas (MW) para generar ablación en los tumores.

Ablación por radiofrecuencia (RFA)

La RFA implica el uso de corrientes eléctricas de alta frecuencia para calentar y destruir las células tumorales. La técnica consiste en insertar un electrodo de aguja delgada en el tumor, guiado por técnicas de imágenes como la ecografía o la tomografía computarizada (TC). El electrodo emite energía de radiofrecuencia entre 460-480 Hz, generando calor que provoca la destrucción celular. La RFA se utiliza comúnmente para tumores en el hígado, pulmón, riñón y hueso [8].

Ablación por microondas (MWA)

La ablación por microondas se refiere al uso de energía electromagnética para inducir al tumor a su destrucción usando equipos con frecuencias de al menos 900 MHz, siendo una de las más utilizadas 2.45 GHz. Los beneficios potenciales de la tecnología de microondas incluyen mayores temperaturas intratumorales, volúmenes de ablación tumoral más grandes, tiempos de ablación rápidos, la capacidad del uso de múltiples aplicadores y la reducción del dolor durante los tratamientos [9].



Crioterapia

La crioterapia implica congelar el tejido tumoral para destruirlo. Se inserta una sonda criogénica en el tumor y se hacen circular gases o líquidos extremadamente fríos a través de la sonda, lo que provoca la congelación de las células tumorales y su muerte celular. La crioterapia se utiliza comúnmente para tumores en el riñón, hígado, próstata y pulmón [10].

Ultrasonido focalizado de alta intensidad (HIFU)

El HIFU utiliza ondas de ultrasonido focalizado, a frecuencias de operación entre 1.5 MHz, para generar calor y quemar el tejido tumoral. Las ondas de ultrasonido se dirigen al tumor y el calor provoca la coagulación térmica y la destrucción del tejido. El HIFU se utiliza para diversos tipos de tumores, incluyendo próstata, fibromas uterinos y metástasis óseas [11].

Ablación con láser

La ablación con láser implica el uso de energía láser para calentar y destruir las células tumorales. En esta técnica se inserta una fibra láser en el tumor y se emite energía láser, lo que provoca un calentamiento localizado y la destrucción de las células tumorales. La ablación con láser se utiliza para tumores cerebrales y tumores hepáticos [12].

Ablación con etanol o alcohol

Este método implica la inyección de etanol o alcohol directamente en el tumor para provocar la destrucción celular. El etanol actúa como un agente citotóxico, matando las células tumorales. La ablación con etanol o alcohol se utiliza comúnmente para tumores hepáticos [13].

Electroporación irreversible (IRE)

El IRE utiliza pulsos eléctricos de corta duración para crear nanoporos en las membranas celulares del tumor, lo que conduce a la muerte celular irreversible. La técnica destruye selectivamente las células tumorales sin dañar las estructuras circundantes. El IRE se utiliza para tumores en varias ubicaciones, como el hígado, páncreas y tejidos blandos [14].



La MWA presenta notables ventajas en comparación con otras tecnologías de ablación térmica, como la RFA, el HIFU y la ablación por láser. Por ejemplo, la energía de microondas tiene la capacidad de propagarse de manera eficaz a través de tejido desecado. Esto permite generar volúmenes de ablación considerablemente grandes y reducir los tiempos de aplicación. A diferencia de la RFA, la MWA utiliza energía electromagnética para penetrar directamente en tejidos más profundos, lo que representa una ventaja potencial para su aplicación en tumores óseos. Esta energía provoca calentamiento a través de la fricción, induciendo movimientos iónicos dieléctricos en el tejido. Es importante destacar que el calentamiento generado por la MWA depende de la capacidad de conducir corriente eléctrica desde un electrodo, lo que permite que la MWA sea efectiva incluso en presencia de tejido necrosado local, cicatrices o tejido cartilaginoso [15]. Estas ventajas hacen que la MWA sea una técnica prometedora para su aplicación en el tratamiento de tumores óseos.

2.1.1. Física de las microondas

La radiación por microondas utiliza frecuencias del espectro electromagnético desde 900 hasta 2450 MHz. Este tipo de frecuencias se encuentra entre la radiación infrarroja y las ondas de radio. Las moléculas de agua (H_2O) son polares, lo que implica que las cargas eléctricas sobre las moléculas no son simétricas. La alineación y las cargas de las moléculas de agua tienen un rol importante en la radiación por microondas; las moléculas de hidrógeno tienen carga positiva, mientras que las moléculas de oxígeno tienen carga negativa. La radiación electromagnética, al tener carga eléctrica, interactúa con las moléculas de agua cuando la onda de la carga eléctrica cambia entre el lado positivo y el negativo [6,7]. Por ejemplo, para una microonda oscilando a 9.2 MHz, la carga cambia de signo cerca de 2 billones de veces por segundo [18]. Cuando esta carga eléctrica proveniente de la radiación por microondas interactúa con las moléculas de agua, causa la rotación de las moléculas de agua, como se ilustra en la Figura 2.1.

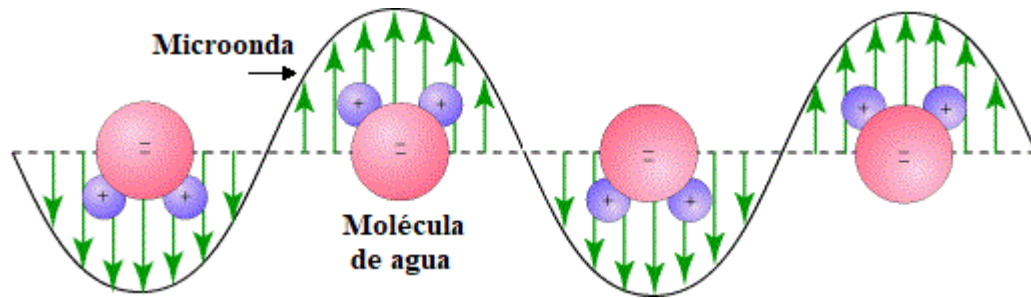


Fig. 2.1. Ilustración esquemática de la interacción entre las moléculas de agua y las microondas [19].

Como resultado de la interacción de las moléculas de agua con la radiación, la carga eléctrica de las moléculas de agua se mueve de arriba hacia abajo de 2 a 5 billones de veces por segundo, dependiendo de la frecuencia de las microondas. La temperatura es una medida de qué tan rápido se mueven las moléculas en una sustancia, y el movimiento de las moléculas de agua eleva la temperatura del agua [20]. Por lo tanto, las ondas electromagnéticas calientan la materia agitando las moléculas de agua en el tejido circundante, produciendo fricción y calor, lo que induce a la muerte celular por necrosis coagulativa [21].

2.1.2. Técnica de la ablación por microondas (MWA)

La MWA se refiere a la elevación de la temperatura en el tejido a tratar para llegar a su destrucción. Las temperaturas necesarias para inducir al tejido a necrosis se encuentran en el rango de los 55°C hasta los 100°C. Los efectos biológicos del calentamiento del tejido son dependientes de la temperatura alcanzada y del tiempo de exposición del tejido a dichas temperaturas. Generalmente, a mayores temperaturas, el tiempo de calentamiento requerido para generar ablación es menor. Durante los tratamientos de MWA, una antena es insertada en el tejido a tratar para aplicar la energía electromagnética y alcanzar temperaturas de ablación, como se ilustra en la Figura 2.2. Para tratamientos contra el cáncer, el objetivo de la MWA es crear una zona de ablación que se extienda entre 5-10 mm más allá del tumor [22]. Esto genera un margen de seguridad para asegurar la completa destrucción del tumor y minimizar las posibilidades de una nueva formación del tumor.



Fig. 2.2. Ilustración de la inserción de una antena en el tumor para generar MWA [23].

Actualmente, las antenas coaxiales que trabajan a una frecuencia de 2.45 GHz son ampliamente utilizadas para la generación de MWA. Los principios básicos que gobiernan el comportamiento de estas antenas son similares a las antenas utilizadas para radio o TV, a diferencia que estas antenas son insertadas en un medio conductor y no en un medio aislante, como el aire. Una fuente de poder crea una corriente en la antena lo que lanza una onda electromagnética que se propaga más allá de la antena. Esta potencia es absorbida por el tejido y se calienta. Generalmente, el volumen de ablación que se genera con una antena es de forma elipsoidal [24]. Esto se debe a que la propagación electromagnética decrece rápidamente en la dirección axial de la antena.

Un sistema de microondas básico para la generación de ablación usando antenas consta de un generador de microondas, un amplificador de potencia, un sistema de termometría y la antena, como se ilustra en Figura 2.3. La potencia necesaria para alimentar la antena dependerá del tamaño del tumor a tratar y del diseño mismo de la antena. Cabe recordar que las frecuencias de las microondas se encuentran en el rango de los 900 MHz a los 2.45 GHz para su uso en aplicaciones médicas. Sensores de temperatura son colocados en la antena y el tejido a tratar; la información proveniente del sistema de termometría es utilizada para conocer las temperaturas alcanzadas en el tejido.

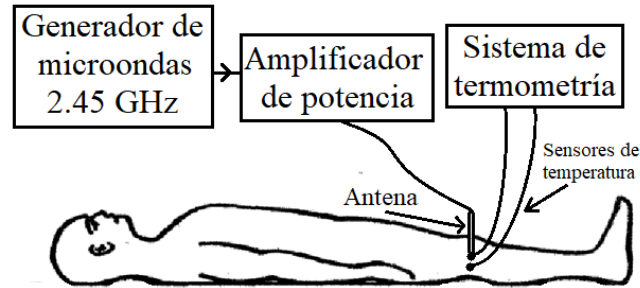


Fig. 2.3. Diagrama esquemático de un sistema de microondas básico durante tratamientos de MWA.

2.1.3. Antenas micro-coaxiales

En la Figura 2.4 se ilustra una antena micro-coaxial tipo monopolo usada para generar ablación en tejido óseo, diseñada por este grupo de trabajo. La corriente proveniente del amplificador de potencia se desplaza a lo largo del conductor interno de la antena hasta alcanzar su extremo, a través del conector. En un cable coaxial, la propagación de las ondas electromagnéticas es más eficiente en las áreas donde se ha eliminado el revestimiento del conductor externo. En este tipo de antenas, la generación de una propagación electromagnética óptima ocurre en el monopolo. La corriente que recorre el conductor interno vuelve por el monopolo hacia el conductor externo, que a su vez la devuelve al amplificador de potencia. Estas corrientes emiten ondas electromagnéticas que se propagan en el entorno y son absorbidas por los tejidos.

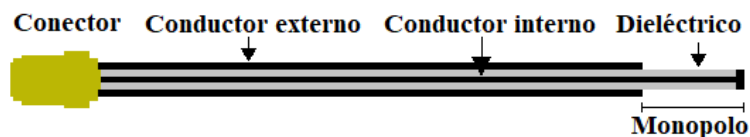


Fig. 2.4. Diseño de una antena micro-coaxial tipo monopolo diseñada y usada por este grupo de trabajo para generar ablación térmica en tejido óseo.

Una de las ventajas de la MWA es la forma en la que el calentamiento ocurre. A diferencia de los equipos para ablación alternativos, como la radiofrecuencia o la crioterapia, el paso de calor no depende únicamente de la conducción. La razón fundamental del por qué la energía de microondas es eficiente se debe a que es transmitida



como un “campo” alrededor de la antena. El calentamiento de las moléculas de agua se produce en todo el campo de microondas, no simplemente por la conducción de calor que se genera en la superficie de la antena. Un área elipsoidal es calentada simultánea y uniformemente en pocos minutos. Mas allá del campo de microondas, el calentamiento de los tejidos adyacentes ocurre por conducción térmica [25]. La interacción entre el campo electromagnético generado por la antena y las moléculas de agua en el tejido a tratar ocurre rápidamente; consecuentemente, la temperatura aumenta en periodos cortos de tiempo.

Por otro lado, la MWA presenta ventajas significativas en comparación con otras tecnologías para ablación térmica, incluyendo RFA, HIFU y ablación láser. Por ejemplo, la propagación de las microondas no se ve interrumpida por tejido desecado, además de alcanzar mayores temperaturas en el tejido, grandes volúmenes de ablación y tiempos cortos de tratamiento [15]. En consecuencia, los equipos de MWA han incrementado su popularidad dentro de las intervenciones en el campo de la oncología.

2.2. Sistemas de enfriamiento para antenas

Un sistema de enfriamiento (SE) para antenas está diseñado para disipar el calor generado por los componentes electrónicos dentro de un sistema de radiación. Las antenas, especialmente aquellas utilizadas en aplicaciones de alta potencia o que operan en condiciones ambientales extremas, pueden generar cantidades significativas de calor durante su funcionamiento. El calor excesivo puede degradar el rendimiento del sistema de radiación y potencialmente provocar fallas en los componentes. El SE para antenas generalmente consta de varios componentes y mecanismos para gestionar la disipación del calor [10-11]. A continuación, se presentan algunos elementos comunes que se encuentran en los sistemas de enfriamiento para antenas [27-28]:

1. **Disipadores de calor:** Los disipadores de calor son dispositivos de enfriamiento pasivos que absorben y disipan el calor generado por los componentes electrónicos. Por lo general, están hechos de materiales termoconductores, como aluminio o cobre, y están diseñados con aletas u otras superficies extendidas para aumentar su área superficial y lograr una mejor disipación del calor.



2. **Ventiladores:** Los sistemas de enfriamiento activos a menudo incorporan ventiladores para facilitar el flujo de aire y mejorar la transferencia de calor. Los ventiladores ayudan a circular el aire alrededor del sistema de radiación, eliminando el aire caliente y trayendo aire más fresco para reducir la temperatura general.
3. **Tubos de calor:** Los tubos de calor son dispositivos de transferencia de calor que utilizan los principios de evaporación y condensación para transportar el calor de manera eficiente. Consisten en tubos sellados que contienen un fluido de trabajo que se evapora en el extremo caliente y se condensa en el extremo más frío, transfiriendo calor en el proceso.
4. **Enfriamiento líquido:** En algunos casos, se utilizan sistemas de enfriamiento líquido para gestionar el calor en las antenas. Estos sistemas utilizan un refrigerante líquido, como agua o un fluido refrigerante especializado, para absorber el calor de los componentes y luego transportarlo a un radiador o intercambiador de calor, donde se disipa hacia el entorno circundante.
5. **Aislamiento térmico:** Las antenas instaladas en entornos extremadamente fríos pueden requerir aislamiento térmico para evitar una pérdida excesiva de calor. Los materiales de aislamiento ayudan a mantener una temperatura de funcionamiento estable y evitan la formación de hielo o escarcha que podría interferir con el rendimiento de la antena.

El SE específico utilizado para las antenas puede variar dependiendo de factores como los niveles de potencia, las condiciones ambientales, el diseño de la antena y los requisitos operativos. Los fabricantes de antenas suelen diseñar sistemas de enfriamiento adaptados a sus modelos de antenas específicos, teniendo en cuenta las características de generación de calor y las condiciones de funcionamiento esperadas.

2.2.1. Sistemas de enfriamiento para antenas micro-coaxiales

A medida que el uso de antenas en aplicaciones de terapia térmica por microondas ha suscitado un creciente interés, se han planteado diversos desafíos en el diseño de antenas micro-coaxiales. Entre ellos se destaca la necesidad de focalizar el aumento de temperatura en el tumor, minimizando el impacto en los tejidos adyacentes. Este aspecto



adquiere gran relevancia debido a que las corrientes generadas por las microondas fluyen a través de los tejidos circundantes al punto de inserción de la antena, lo cual puede resultar en un calentamiento indeseado y daño en los tejidos sanos circundantes [30]. En consecuencia, las antenas micro-coaxiales utilizadas en terapia térmica por microondas deben ser capaces de generar patrones de calentamiento localizados en el tumor sin ocasionar daños al tejido sano circundante al cuerpo de la antena. Por otro lado, es fundamental evitar la carbonización de los tejidos, ya que esto permite lograr volúmenes extensos de coagulación y garantizar la seguridad del paciente y el personal médico. Como solución, se han implementado sistemas de enfriamiento para las antenas utilizadas en el tratamiento de tumores en tejidos blandos, con el propósito de prevenir el calentamiento de los tejidos adyacentes al tumor.

El SE es un rasgo añadido a las antenas micro-coaxiales por una de dos razones: 1) para focalizar de manera precisa el daño al tumor o 2) para regular la temperatura del cuerpo de la antena y evitar quemaduras en la piel. El enfriamiento se puede realizar con un fluido o con un flujo de aire. Sin el SE, el calor se esparce por el cuerpo de la antena y el volumen de ablación presenta una cola de ablación que se extiende por el eje de la antena. Con el SE, el volumen de ablación se vuelve esférico sin calentar el eje de la antena. Además, el enfriamiento de la antena mejora significativamente la uniformidad radial de la distribución de temperatura en el tejido. Las fuentes de enfriamiento permiten volúmenes más grandes de ablación al mejorar la distribución del calor y manteniendo frío el cuerpo de la antena e incluso regulando la temperatura de la piel del paciente, evitando cualquier tipo de quemadura en ésta.

La mayoría de los sistemas de MWA emplean un mecanismo de enfriamiento circulando agua o aire para prevenir el sobrecalentamiento del cuerpo de la antena. Este enfriamiento se utiliza para proteger de quemaduras al paciente y al personal de salud. El cuerpo de la antena puede calentarse debido a la potencia que se refleja de la antena al sistema de microondas durante los tratamientos de ablación, además del desacoplamiento de impedancias entre el metal de la antena y el tejido.



2.3. Imágenes térmicas

Las imágenes térmicas son utilizadas en muchas aplicaciones en diferentes industrias, incluyendo inspecciones eléctricas, construcción, imagenología médica, operaciones de búsqueda y rescate, entre otros. Éstas proveen una herramienta valiosa para la medición de temperatura sin contacto y visualización de patrones de calor que no se detectan con la simple vista. Las imágenes térmicas permiten la detección temprana de cambios en la temperatura de tejidos y estructuras biológicas. Esto es crucial en el campo de la medicina ya que, en algunas patologías, como los tumores, pueden generar un aumento localizado de la temperatura antes de que sean visibles en imágenes convencionales.

Una imagen térmica es una imagen que representa la distribución de la radiación infrarroja emitida por un objeto o una escena. La imagen térmica es capturada usando un equipo llamado cámara térmica o cámara infrarroja. A diferencia de las cámaras tradicionales que capturan la luz visible, las cámaras térmicas detectan y miden el calor que emana el objeto [31]. Una cámara infrarroja está compuesta por varios componentes clave que trabajan en conjunto para capturar y procesar imágenes térmicas:

- **Lente:** El objetivo enfoca la radiación infrarroja sobre la matriz de detectores.
- **Matriz de detectores:** Éste es el componente central de una cámara térmica. Está compuesta por una cuadrícula de sensores llamados microbolómetros, que son sensibles a la radiación infrarroja. Cada sensor mide la cantidad de radiación que recibe y la convierte en una señal eléctrica.
- **Procesamiento de señales:** Las señales eléctricas provenientes de la matriz de detectores se procesan para crear una imagen. Las señales se amplifican, digitalizan y analizan para determinar la temperatura en cada píxel de la imagen.
- **Mapeo de colores:** Para mostrar la distribución de temperaturas, la cámara térmica aplica un esquema de mapeo de colores. A cada valor de temperatura se le asigna un color o tono específico, generalmente desde colores más fríos como el azul y el verde hasta colores más cálidos como el rojo y el amarillo. Este mapa de colores se superpone a la imagen para proporcionar una representación visual de las variaciones de temperatura.



- Pantalla: La imagen térmica procesada se muestra en la pantalla incorporada de la cámara o en un monitor externo. El usuario puede observar e interpretar los patrones de temperatura y las anomalías en la escena.

Las imágenes térmicas son creadas basándose en el principio de termografía, el cual se refiere al uso de radiación infrarroja para la medición de temperatura. Cada cuerpo u objeto con una temperatura mayor al cero absoluto (-273.15° Celsius o -459.67° Fahrenheit) emite radiación infrarroja [27]. La intensidad de esta radiación aumenta con la temperatura del objeto. Una cámara térmica detecta esta radiación y asigna diferentes colores o sombras para representar la variación de temperatura. En una imagen térmica, las áreas cálidas son típicamente representadas por colores como el rojo, naranja o amarillo. Mientras que las áreas frías se representan por colores como el azul o verde. Esta gama de colores ayuda a visualizar la distribución de temperatura a través de la imagen capturada. Al analizar las imágenes térmicas, es posible identificar variaciones en temperatura, fugas de calor, sobrecalentamiento de componentes o incluso detectar seres vivos (incluyendo humanos y animales) en condiciones de oscuridad o poca claridad [32]. En la Figura 2.5 se observa el contorno de una moneda a través de una imagen térmica.

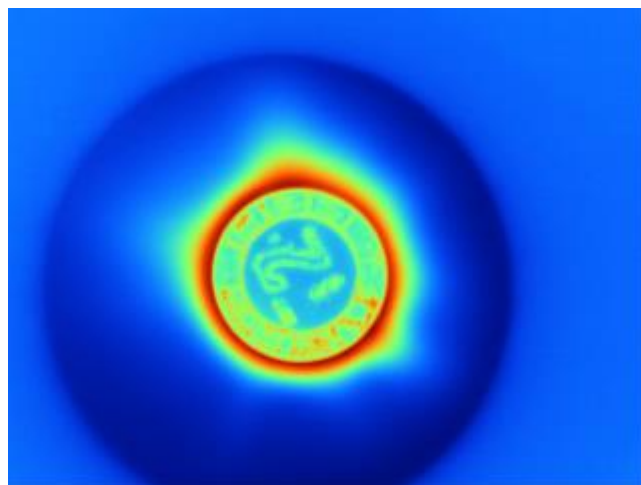


Fig. 2.5. Visualización de una moneda a través de una imagen térmica.



2.4. Detección de regiones de interés en imágenes térmicas

Las imágenes térmicas permiten la monitorización en tiempo real de cambios en la temperatura de la superficie corporal. Esto es esencial en situaciones clínicas donde se puede utilizar para evaluar el aumento de temperatura durante procedimientos de ablación y observar cambios de temperatura de las áreas de interés. Las imágenes térmicas son no invasivas y no requieren la administración de agentes de contraste ni radiación ionizante, lo que las hace seguras para su uso en pacientes y en pruebas experimentales. El uso de imágenes térmicas en la detección de regiones de interés permite la capacidad de detectar anomalías tempranas, proporcionar información funcional de los tratamientos y permitir la monitorización en tiempo real de los cambios de temperatura. Estos beneficios contribuyen significativamente a la mejora del diagnóstico, tratamiento y seguimiento de diversas condiciones médicas.

En los últimos años se han realizado investigaciones orientadas a la detección y segmentación de lesiones en imágenes médicas. Esto normalmente con el objetivo de conseguir una mejor comprensión del diagnóstico de éstas. En este sentido, las técnicas de detección tratan de encontrar patrones normales y anormales dentro de la imagen. La detección de regiones de interés analiza la imagen con el propósito de caracterizar regiones cuantitativamente. Uno de los mayores problemas en el análisis de imágenes médicas viene dado por la subjetividad con que el experto en el área analiza dichas imágenes [33]. En muchos casos, la experiencia del profesional encargado de interpretar la imagen juega un papel determinante al momento de realizar el diagnóstico final. Sin embargo, aun cuando el profesional tiene un grado de experiencia mayor, en muchos tipos de imágenes la detección de regiones de interés y, en consecuencia, el diagnóstico final resulta una tarea complicada. Las principales causas de esta dificultad en la detección se deben a la escasa calidad de la imagen, la ocultación de objetos debido al paso de 3D a 2D, cambios en la textura del objeto difícilmente visibles para el ojo humano y subjetividad en la interpretación [34]. En la Figura 2.7 se muestran las distintas fases que se abordan habitualmente durante la implementación de un sistema de diagnóstico en la detección de tumores en imágenes médicas. Dichas fases se tomarán como base para la

segmentación de tejido necrótico, usando imágenes térmicas, debido al tratamiento de MWA.

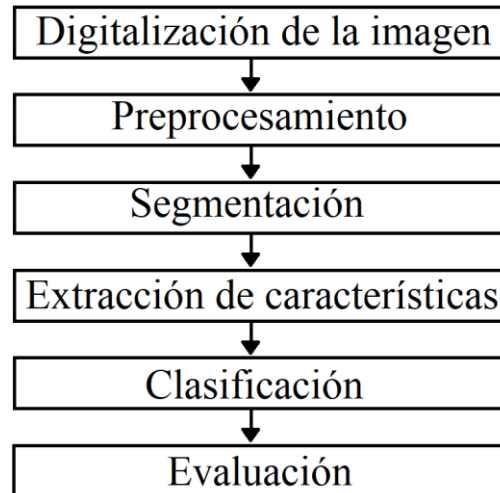


Fig. 2.6. Etapas en el diseño de un sistema de ayuda para la segmentación de tejido necrótico a partir de imágenes térmicas [34].

La detección de regiones de interés a través de la visión por computadora, junto con técnicas de reconocimiento de formas, son herramientas que nos pueden ayudar a detectar ciertos patrones dentro de la imagen térmica y, consecuentemente, pueden llegar a ofrecer una gran ayuda a la hora de establecer un diagnóstico. En este trabajo de tesis se profundiza en la detección de regiones de interés a partir de imágenes térmicas en la detección de tejido necrótico debido a tratamientos de MWA. En los correspondientes capítulos se presentan las técnicas y métodos utilizados actualmente para la segmentación de tejido blando necrótico, así como sus limitaciones para la evaluación del efecto térmico en el tratamiento de tumores óseos, el cual es el tema de interés en este trabajo. En el caso de imágenes en el tratamiento de MWA, lo habitual será tratar de diferenciar entre dos clases: tejido necrótico y tejido sano.

2.4.1. Digitalización de la imagen y preprocesamiento

Todo diagnóstico asistido por computadora empieza con la digitalización de la imagen adquirida (rayos x, ecografía, imagen térmica, entre otras). La digitalización consiste básicamente en un sistema óptico y el digitalizador, mediante el cual una imagen



óptica se transforma a una señal eléctrica que permitirá el procesamiento. Al digitalizar una imagen, es común introducir ruido o degradación de ésta, por ello es importante considerar técnicas para restaurarla antes de ser procesada. Estas consisten generalmente en disminuir el nivel de ruido, mejorar el contraste de la imagen, vecindad, entre otros. La finalidad del preprocesamiento es aumentar las diferencias entre las anomalías y el tejido sano. Entre los métodos más utilizados se encuentran la modificación del histograma, el procesamiento local y el procesamiento multiescala [13–15].

Una vez digitalizada la imagen, puede considerarse como una función $f(i, j)$, donde i y j denotan coordenadas espaciales, y el valor f (intensidad) en cualquier punto (i, j) es proporcional al nivel de gris de la imagen en ese punto. Así mismo, una imagen digital puede ser representada como una matriz I de tamaño $M \times N$ de la forma:

$$I = \begin{matrix} I(1,1) & I(1,2) & \dots & I(1,M) \\ I(2,1) & I(2,2) & \dots & I(2,M) \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ I(N,1) & I(N,2) & \dots & I(N,M) \end{matrix}$$

Cada elemento de la matriz se le conoce como píxel de la imagen. En un arreglo de este tipo, los índices N, M de un sistema coordinado en una matriz corresponden a los ejes x e y , respectivamente.

2.4.2. Segmentación

La segmentación se refiere al proceso de agrupar todos los píxeles que pertenezcan a un mismo objeto en una imagen. Los elementos de la imagen son agrupados basados en las propiedades de píxeles individuales o pequeñas zonas de la imagen con una propiedad en común, por ejemplo, brillo, color o textura. La fase de segmentación trata de aislar las regiones sospechosas del resto de la imagen. Uno de los acercamientos a segmentación de imágenes más conocidos es el *thresholding* o *umbralado* [35]. En este método, la segmentación se realiza mediante un barrido de la imagen píxel por píxel, y el etiquetado de cada píxel como objeto o fondo depende de la intensidad en el nivel de gris o si éste es mayor o menor a un umbral establecido.

En el proceso de umbralado, una imagen en escala de grises, o incluso una imagen a color, se reduce a una imagen binaria, esto es una imagen en la que los píxeles pueden tomar únicamente dos valores. Para realizar esto, se establece un valor de umbral θ . La operación de umbralado se realiza comparando cada valor del píxel de la imagen, $f(i, j)$, contra el umbral y ajustando la salida apropiadamente, como se observa en la ecuación (2.1).

$$g(i, j) = \begin{cases} 0 & \text{si } f(i, j) \leq \theta \\ 1 & \text{otro caso} \end{cases} \quad (2.1)$$

donde $f(i, j)$ y $g(i, j)$ son las imágenes de entrada y salida, respectivamente, y θ es el valor del umbral. La ejecución de la función de umbralado es simple; la dificultad se encuentra en seleccionar el valor del umbral correcto. En el caso ideal, el umbral podría distinguir claramente entre el objeto y el fondo de la imagen. En la Figura 2.7 se muestra un ejemplo del método de umbralado a una imagen térmica.

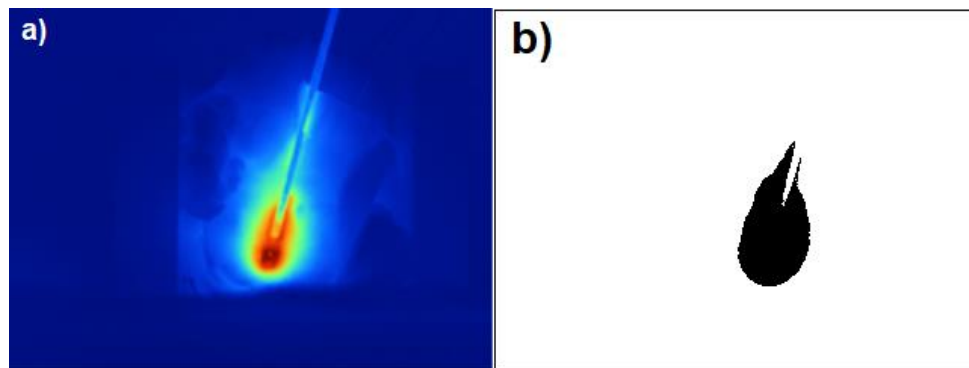


Fig. 2.7. Método de umbralización. a) imagen térmica y b) imagen binaria.

2.4.3. Extracción de características

La extracción de características es el proceso de extracción de la información útil contenida en la señal a tratar (las imágenes térmicas, en nuestro caso). Los algoritmos de extracción de características crean nuevas características a partir de transiciones y/o combinaciones de las características del conjunto original. La extracción y selección de características es una etapa clave para la correcta detección de las zonas de interés.



Dependiendo del tipo de característica que se extraiga de la imagen, el espacio se puede dividir en tres categorías:

1. **Características de intensidad.** Es la aproximación más simple. Consiste en utilizar los valores de intensidad de niveles de gris de la imagen para su caracterización.
2. **Características geométricas.** Las características geométricas o morfológicas se basan en la forma de la región de interés, la cual se calcula a partir del área y borde de ésta (área, perímetro, convexidad, etc.).
3. **Características de textura.** Éstas pueden obtenerse a partir de técnicas muy diversas, entre las que cabe destacar las matrices de coocurrencia o basarse en características de Run Length Statistics (RLS).

En este trabajo de tesis se presentan dos distintos métodos de extracción de características. El primero de ellos emplea un filtro de Sobel a la imagen térmica para realzar los contornos o bordes de la región de interés. En el segundo método se hace uso de una matriz de temperatura extraída de la imagen térmica para obtener los valores de temperatura en cada píxel de la imagen térmica y realizar la segmentación del tejido necrótico a partir de dichos valores de temperatura (Capítulo 7.8).

Filtro de Sobel

Una forma habitual de mejorar o transformar una imagen digital es mediante la aplicación de operadores espaciales o filtros. Para calcular el nuevo valor de cada píxel de dicha imagen, estos operadores tienen en cuenta tanto el valor del propio píxel como el de los píxeles alrededor de éste. Para ello, la imagen es transformada mediante convoluciones realizadas con matrices denominadas máscaras espaciales o kernels. Cada píxel de la imagen resultante se obtiene mediante una combinación lineal de sus píxeles vecinos en la imagen original. El filtro de Sobel mide el gradiente sobre una imagen y enfatiza aquellas regiones con una alta frecuencia espacial. Este filtro se utiliza comúnmente para realzar los bordes de los objetos que se encuentran en una imagen [37].

El filtro de Sobel se implementa definiendo dos máscaras que detectan los cambios horizontales y verticales en la imagen. Este filtro puede ser visto como una aproximación



sencilla al concepto de gradiente con suavizado. El suavizado en la dirección x se realiza mediante la máscara de convolución $[1, 2, 1]$, mientras que el filtro derivativo se realiza mediante la máscara de convolución $[-1, 0, 1]$. De este modo, la máscara de convolución resultante de combinar las dos máscaras anteriores para detectar gradientes tanto en la dirección del eje x como en la del eje y es:

$$K_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad K_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

Ambas máscaras se pueden aplicar de forma separada a la imagen de entrada para producir medidas independientes del gradiente del eje horizontal (G_x) y el vertical (G_y). Estas medidas se pueden combinar para calcular tanto la magnitud del gradiente en cada punto como su orientación.

La magnitud del gradiente puede calcularse como:

$$|G| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2}$$

La orientación del gradiente viene dada por:

$$\theta = \arctan (G_y/G_x).$$

2.4.5. Clasificación y evaluación

Después de que las características han sido extraídas y seleccionadas, éstas deben ser clasificadas para determinar y evaluar la detección de las zonas de interés. El diagnóstico asistido por computadora debe ser capaz de distinguir entre el tejido sano y el anormal realizando la segmentación y clasificación de la zona de interés.



2.5. Absorción de las microondas en el tejido

Las ecuaciones de Maxwell gobiernan la propagación y absorción de las microondas en el tejido, como se describe en las ecuaciones (2.2)-(2.5):

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho_{free} \quad (2.2)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0 \quad (2.3)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t} \quad (2.4)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t} \quad (2.5)$$

donde \mathbf{D} (C/m²) es la densidad del flujo eléctrico, \mathbf{B} (T) es el campo magnético, \mathbf{E} (V/m) es la fuerza del campo eléctrico, \mathbf{H} (A/m) es la intensidad del campo magnético, ρ_{free} (C/m²) es la densidad de la carga libre, y \mathbf{J} (A/m²) es la densidad de la corriente. El campo electromagnético (EM) radiado en el tejido a través de una antena puede ser determinado resolviendo las ecuaciones de Maxwell, proporcionando las propiedades electromagnéticas de los tejidos (permitividad y conductividad), además de las apropiadas condiciones de contorno iniciales.

Transferencia de calor en el tejido

Los patrones de temperatura generados en el tejido durante la ablación térmica pueden ser estimados resolviendo la ecuación de bioalentamiento. La ecuación de bioalentamiento más ampliamente utilizada es la ecuación de bioalentamiento de Pennes [38]:

$$\rho c \frac{dT}{dt} = \nabla \cdot k \nabla T + Q - Q_p + Q_m \quad (2.6)$$

donde ρ (kg/m³) es la densidad de la masa, c (J/kg·K) es la capacidad de calor específica, k (W/m·K) es la conductividad térmica, T (K) es la temperatura, Q (W/m³) es la energía electromagnética absorbida, Q_p (W/m³) es la pérdida de calor debido a la perfusión sanguínea microvascular, y Q_m (W/m³) es el calor metabólico. El término de la perfusión sanguínea, Q_p , es dada por la ecuación (2.7).



$$Q_p = \omega_{b1} c_{b1} (T - T_{b1}) \quad (2.7)$$

Cuando se normaliza por la densidad del tejido, Q es referido como la tasa de absorción específica (SAR, por siglas en inglés). Al igual que los modelos electromagnéticos, la inclusión de las propiedades térmicas de los tejidos es esencial para mejorar la predicción de los patrones térmicos generados por las antenas evaluadas.

Tasa de absorción específica (SAR)

Los modelos matemáticos más simples para emular el funcionamiento de un sistema de ablación térmica por microondas infieren que la temperatura del tejido se basa puramente en la absorción de la energía electromagnética. Esta se define como la Tasa de Absorción Específica, matemáticamente, esto se puede expresar como:

$$SAR = \frac{\sigma}{2\rho} |E|^2 \quad (2.8)$$

donde σ es la conductividad del tejido (S/m), ρ es la densidad del tejido (kg/m^3) y E es el campo eléctrico generado por la antena bajo estudio.

2.6. Emuladores de tejido biológico

Con el propósito de optimizar y llevar a cabo investigaciones relacionadas con tratamientos de ablación, los investigadores frecuentemente recurren a la utilización de emuladores de tejido biológico o "phantoms". El interés en los phantoms surge desde múltiples perspectivas, entre las que se incluyen la simulación de un paciente sometido a tratamiento, el mantenimiento de equipos médicos, y, más aún, desde el punto de vista técnico, en la investigación y desarrollo de tratamientos. Uno de los principales objetivos de los phantoms es mitigar la exposición directa del paciente a la radiación durante las fases experimentales. Los propósitos fundamentales de llevar a cabo experimentos con phantoms son principalmente dos: en primer lugar, comprender los procesos físicos que ocurren dentro de un phantom, y, en segundo lugar, adquirir un conocimiento profundo del comportamiento y control de la energía radiada por un equipo de radiación [39]. Los phantoms empleados en la mejora y desarrollo de sistemas de ablación deben proporcionar la máxima cantidad de datos, los cuales deben ser lo más precisos posible.



Un phantom es una mezcla de diversos componentes diseñados para presentar características similares a las del tejido biológico real. Esto se hace con el fin de obtener las propiedades necesarias para una aplicación específica. Dichos materiales artificiales o modelos están diseñados para replicar de manera precisa las propiedades térmicas y eléctricas de los tejidos biológicos auténticos. Estas propiedades abarcan la conductividad térmica, el calor específico, la densidad y la conductividad eléctrica [40].

Requisitos generales de los phantoms

La absorción de energía electromagnética en los tejidos biológicos está intrínsecamente ligada a sus propiedades dieléctricas. Las interacciones microscópicas entre el campo electromagnético y las moléculas de los tejidos se describen a nivel macroscópico mediante la permitividad compleja, que abarca la constante dieléctrica (ϵ) y la conductividad eléctrica (σ). Estos parámetros representan la capacidad de desplazamiento de dipolos moleculares y la corriente de conducción de iones en el material biológico [41].

En el contexto de los phantoms, existen requisitos esenciales que deben cumplirse:

- **Reproducibilidad y Confiabilidad de Preparación:** Las características dieléctricas deben ser consistentes y el proceso de preparación debe ser fiable. Un phantom debe mantener sus propiedades (ϵ y σ) constantes incluso después de cambios de temperatura. Se debe garantizar que estas propiedades permanezcan uniformes en todo el volumen del phantom.
- **Estabilidad:** Tanto las características dieléctricas como las propiedades termofísicas, como el calor específico, la conductividad térmica y la densidad, no deben experimentar cambios significativos a lo largo del tiempo. Los phantoms deben tener una vida útil suficientemente larga para permitir la repetición de experimentos. Además, es esencial que los materiales, como los geles de baja viscosidad utilizados para evitar la convección durante la medición del aumento de temperatura, mantengan sus propiedades durante el calentamiento.

Además de estos requisitos generales, otros aspectos específicos están vinculados al tipo de técnica utilizada para construir la distribución del SAR (tasa de absorción



específica). Por ejemplo, en el caso de las técnicas de sonda para campos eléctricos en phantoms líquidos, es crucial que el phantom no sea tóxico, aunque algunos de sus componentes individuales puedan serlo. Además, el proceso de preparación no debe ser excesivamente complejo, garantizando así la eficacia y seguridad en su uso [42].

La creación de un phantom implica la obtención de las propiedades dieléctricas correspondientes al tejido que se desea replicar, y para lograr esto, se recurre a una serie de materiales específicos. Entre estos materiales se incluyen el NaCl, la glicerina, el agar, la anilina y otros compuestos afines. Los tejidos biológicos humanos pueden dividirse en dos categorías según su contenido de agua, y cada uno de estos tejidos exhibe diferentes constantes dieléctricas relativas y factores de pérdida [43]. De hecho, la permitividad de los tejidos ricos en agua es aproximadamente diez veces mayor que la de los tejidos con un bajo contenido de agua. Esta característica presenta un desafío en la creación de modelos precisos de phantoms para una variedad de tejidos humanos.

Para abordar este desafío, se han empleado materiales con propiedades dieléctricas similares a las de los tejidos biológicos en la construcción de modelos de phantoms. Estos modelos se utilizan para analizar la interacción de campos electromagnéticos con el cuerpo humano y para comprender los patrones de calentamiento generados en aplicaciones como la ablación y la hipertermia en el tratamiento del cáncer.

Es relevante destacar que las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos muestran una dispersión considerable. Por ejemplo, la permitividad relativa del músculo es menor que la del agua por encima de los 100 MHz, pero aumenta significativamente (hasta en varios millones) a bajas frecuencias [44]. Esto implica que diferentes mezclas son necesarias para emular el comportamiento del músculo a diferentes frecuencias. Estas mezclas suelen estar compuestas en su mayoría de agua, a la que se le añaden electrolitos para ajustar la conductividad, así como otros ingredientes para modificar la permitividad.

Para emular el músculo por encima de los 100 MHz, se utilizan ingredientes como polvo de polietileno, glicerol, anilina y etanol, los cuales se añaden a las mezclas basadas en agua. Por otro lado, para emular tejidos a frecuencias por debajo de los 100 MHz, se incorporan ingredientes como aluminio pulverizado y titanatos para aumentar la permitividad de las mezclas basadas en agua [45]. La mayoría de estas mezclas requieren



la adición de un agente gelatinizante para evitar la separación de los ingredientes sólidos, como la agarosa.





Capítulo 3. Estado del arte

3.1. Sistemas de enfriamiento para antenas micro-coaxiales

En los últimos años, se ha llevado a cabo un notable esfuerzo en el desarrollo de sistemas de enfriamiento mínimamente invasivos con el propósito de alcanzar temperaturas de ablación en todo el volumen tumoral, sin ocasionar sobrecalentamiento en los tejidos sanos adyacentes [15]. Uno de los desafíos asociados con el empleo de antenas micro-coaxiales para generar ablación térmica en tejidos tumorales radica en el calentamiento en el cuerpo de la antena, derivado del flujo de microondas a través de ésta.

En la literatura se ha documentado el empleo de sistemas de enfriamiento para antenas micro-coaxiales. Sin embargo, no se ha reportado un análisis exhaustivo del comportamiento del SE al incorporarse a las antenas, evaluando diversos parámetros como las temperaturas alcanzadas y la pérdida de potencia. Por otra parte, la incorporación de los sistemas de enfriamiento mencionados en la literatura conlleva un incremento en la potencia requerida y en los tiempos de aplicación para alcanzar temperaturas de ablación. En 2013, Meghan *et al.* evaluaron el rendimiento de un sistema de microondas de alta potencia que utilizaba una antena (Certus 140, NeuWave Medical, Madison, WI) enfriada con gas para generar ablación en hígado de cerdo *ex vivo*. La potencia de trabajo fue de 135 W y se aplicó durante 4-16 minutos, a una frecuencia de 2.45 GHz. La temperatura del gas en el SE se mantuvo alrededor de 4°C. Los resultados mostraron una longitud de daño de 3.5 cm y 4.8 cm en un solo tratamiento, alcanzados a los 4 y 16 minutos, respectivamente. En 2016, Fan *et al.* informaron sobre el uso de un SE durante tratamientos de ablación térmica en pacientes con tumores óseos. En este caso, la antena fue enfriada con agua salina y se insertó en el tumor para un tratamiento de entre 20-30 minutos. Sin embargo, no se reporta información sobre las áreas de ablación generadas durante los tratamientos. Por otro lado, en 2019, Fallahi *et al.* investigaron un método para generar zonas de ablación esféricas utilizando antenas monopolo enfriadas con agua. Estas antenas operaron a una frecuencia de 2.45 GHz con una potencia de entrada de 30-40 W y tiempos de tratamiento de 30, 60 y 90 segundos. Los experimentos se llevaron a cabo en tejido hepático *ex vivo* de cerdo. El SE utilizado generó un flujo de agua de 80 ml/min, manteniendo la temperatura de esta a 10°C. El área de ablación generada fue de 1.22 cm



de diámetro. La Tabla 3.1 muestra las investigaciones más recientes sobre el uso de sistemas de enfriamiento en sistemas de ablación por microondas.

Tabla 3.1. Sistemas de enfriamiento usados en ablación por microondas.

Autor	Tiempo (min)	Potencia (W)	Tejido	Sist. enfriamiento	Flujo de agua	Dimensiones de ablación
Meghan <i>et al.</i> 2013[46]	4-16	135	Hígado (res)	Gas (4°C)	---	3.5-4.8 cm longitud
Q. Fan <i>et al.</i> 2016[47]	20-30	--	Tumores óseos	Agua salina	---	---
Fallahi <i>et al.</i> 2019[48]	30, 60, 90 (s)	30-40	Hígado (cerdo)	Agua (10°C)	80 ml/min	1.2-2 cm diámetro

3.2. Sistemas de enfriamiento incorporados a equipos de MWA

Los sistemas de enfriamiento se han integrado a los equipos de MWA convencionales con el propósito de enfriar el cuerpo de la antena durante los tratamientos. Estos equipos han sido desarrollados con el objetivo de lograr una coagulación rápida y focalizada en tejidos blandos, principalmente en hígado y pulmón, durante cirugías abiertas. Estos sistemas de enfriamiento emplean agua o dióxido de carbono (CO₂) como medio para asegurar que la temperatura del cuerpo de la antena no supere los niveles requeridos. Los equipos disponen de cilindros de gas o tanques de agua para suministrar al SE. Estos sistemas hacen circular el medio refrigerante por toda la antena, reduciendo así su temperatura. Con el fin de evitar debilidades mecánicas en el cuerpo de la antena causadas por la fricción y colocación durante los tratamientos, se incorporan puntas de cerámica en el SE. Esto permite que la antena mantenga rigidez durante los tratamientos de ablación y se eviten deformaciones en la misma. Sin embargo, al utilizarse cerca de estructuras rígidas como huesos y cartílagos, existe el riesgo de que estas puntas cerámicas, al formar parte del SE, se rompan con facilidad, lo que podría dar lugar a su desprendimiento y posible retención en el paciente. En general, los equipos de MWA convencionales funcionan con potencias de entrada que oscilan entre los 60 y 100 W durante un período de 1-10 min [47]. Con estas características, la zona de ablación puede abarcar desde 3.2×3.4×0.4 cm hasta 4.3×4.2×0.6 cm en una sola aplicación en tejidos



blandos *in vivo*. La Figura 3.1 muestra un equipo de MWA convencional, junto con el SE incorporado en todo el cuerpo de la antena.

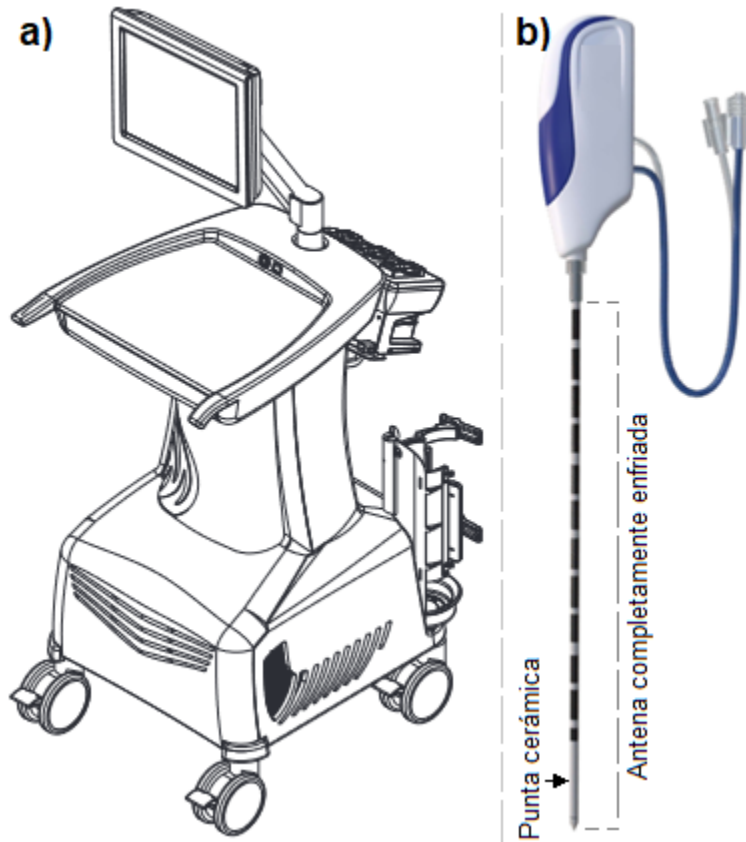


Fig. 3.1. Sistemas de enfriamiento convencionales. a) equipo de MWA (Certus 140, NeuWave Medical, Inc.) y b) Sistema de enfriamiento [49].

3.3. Cálculo de las áreas y volúmenes de ablación generados por las antenas micro-coaxiales

Una de las limitaciones al analizar el comportamiento de las antenas en la generación de ablación térmica reside en la determinación de las áreas y volúmenes de ablación. Aunque el objetivo principal de la ablación por microondas es elevar la temperatura del tejido objetivo a un rango de 55°C a 100°C , calcular el área del daño producido en el tejido permitirá mejorar la planificación de los tratamientos. En la

literatura, se han documentado cálculos de áreas de ablación durante experimentos en tejido *ex vivo*, principalmente en tejidos blandos como músculo e hígado. La técnica habitual empleada para calcular el área de ablación consiste en utilizar una regla. En esta técnica, se coloca una regla adyacente al tejido dañado por la antena y, a partir de las diferencias de color entre el tejido dañado y el tejido sano, se calculan las dimensiones del área dañada. En tejidos blandos, esta técnica resulta fácil de aplicar debido a que el tejido dañado, que ha alcanzado temperaturas de ablación, suele adquirir un tono claro en contraste con el tejido sano, que presenta un tono oscuro. El cálculo del área de tejido dañado se lleva a cabo mediante la diferencia de color en el tejido.

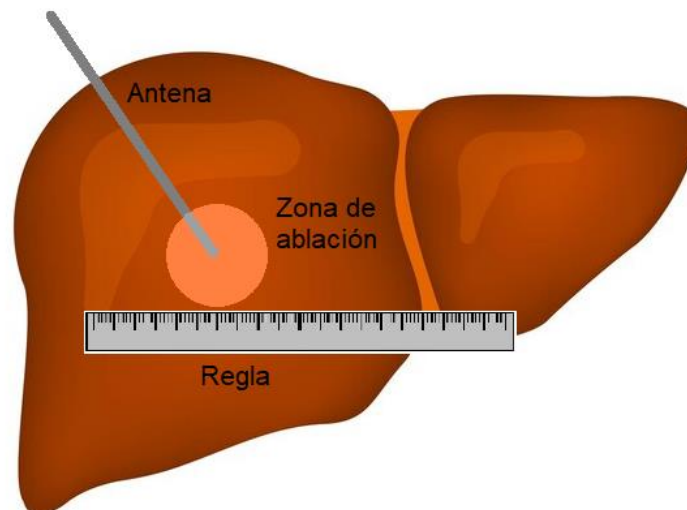


Fig. 3.2. Una regla junto a la zona de ablación se utiliza comúnmente para calcular el área de ablación en tejidos blandos *ex vivo*.

En el año 2015, Saccomandi *et al.* [50] llevaron a cabo un estudio que consistió en el análisis del mapeo de las temperaturas generadas por dos sistemas de microondas diferentes. Estos experimentos se realizaron utilizando muestras de hígado *ex vivo* de cerdo, aplicando potencias de 40 W y 100 W durante 4 minutos de tratamiento. Para llevar a cabo los experimentos, se utilizaron dos sistemas de microondas específicos: un sistema con una antena a 915 MHz (Evident Ablation System, Covidien, EE. UU.) y otro sistema con una antena a 2.45 GHz (Emprint Ablation System, Covidien, EE. UU.). Mediante el



uso de una regla metálica se determinó que las zonas de ablación reportadas para cada sistema tenían diámetros de 17 mm y 15 mm, respectivamente. En el año 2019, Fallahi *et al.* [48] investigaron un método para generar pequeñas zonas de ablación esféricas con el fin de preservar las funciones de los tejidos circundantes al área de daño mediante MWA. En este estudio, se utilizaron muestras de hígado *ex vivo* de cerdo y se aplicó una potencia de entrada de 30-50 W durante periodos de 30, 60 y 90 segundos. Mediante el uso de la técnica de la regla, se determinó que el diámetro de las zonas de ablación variaba entre 7.4 mm y 17.6 mm. En ese mismo año, Gao *et al.* [23] llevaron a cabo la caracterización y el mapeo de las zonas de coagulación térmica con el objetivo de representar los cambios de temperatura en dichas zonas. Para ello, se realizaron experimentos en muestras de hígado *ex vivo* de cerdo, utilizando una unidad de microondas (KY-2000; Kangyou Microwave Energy Sources Institute, Nanjing, China). Estos experimentos se llevaron a cabo aplicando una potencia de entrada de 40-60 W durante 600 segundos de tiempo de aplicación. Mediante el uso de una regla metálica, se determinó que las zonas de coagulación podían llegar a tener un diámetro de hasta 47.32 mm. Finalmente, en el año 2021, Chen *et al.* [51] propusieron una nueva técnica computacional para calcular la zona de ablación en tres dimensiones. La idea principal consistió en aproximar la solución de la distribución de la temperatura de la ecuación de biocalentamiento de Pennes y ajustarla utilizando los resultados obtenidos de las mediciones realizadas en muestras de hígado *ex vivo* de cerdo. Utilizando los resultados de las simulaciones computacionales y los experimentos, se calcularon modelos elipsoidales para generar los volúmenes de ablación. Las pruebas se realizaron con el generador de radiofrecuencia RFA Generator 220 V (CTRF220) y tuvieron una aplicación de 12 minutos de tratamiento. A través del método propuesto, se determinó que los volúmenes elipsoidales podían llegar hasta 39.80 mm³.





Capítulo 4. Definición del problema

El cáncer es una patología caracterizada por un crecimiento descontrolado de células en el organismo, con capacidad de diseminarse a otras regiones corporales. Los tumores óseos son un tipo de cáncer que afecta principalmente a niños y adultos jóvenes [52]. Las opciones de tratamiento incluyen cirugía, quimioterapia, radioterapia, criocirugía y terapia dirigida [16-17]. Sin embargo, estos tratamientos pueden generar efectos secundarios que impactan la calidad de vida de los pacientes. La cirugía es el tratamiento principal; no obstante, en ocasiones se requiere la amputación completa de la extremidad para asegurar la extirpación total del tumor. Otros tratamientos, como quimioterapia, radioterapia y terapia dirigida, aumentan el riesgo de efectos tardíos, como problemas físicos que afectan el corazón, los pulmones, los oídos, así como complicaciones neurológicas y desarrollo de nuevos tumores [55]. La criocirugía puede dañar el tejido óseo circundante al tumor, lo cual da lugar a fracturas que se manifiestan en un periodo posterior al tratamiento inicial [56]. Como resultado de los efectos adversos de los tratamientos convencionales, las terapias térmicas han surgido como una alternativa terapéutica eficaz en el ámbito oncológico. Dentro de las técnicas utilizadas para generar ablación térmica, se encuentra la MWA, la cual es objeto de nuestro estudio.

A nivel mundial, la investigación enfocada en el desarrollo de tecnología destinada a aplicar tratamientos térmicos en tejido óseo mediante la MWA es escasa. En el contexto de México, destaca el grupo de investigación compuesto por investigadores del CINVESTAV y el INR-LGII. Este equipo representa la única entidad enfocada en el desarrollo y la investigación de dicha tecnología, y su existencia es reciente, como el caso que se expone en esta tesis. En este grupo de investigación, se ha llevado a cabo un profundo estudio acerca del empleo de la ablación térmica en el tratamiento de tumores óseos [49-51].

Uno de los desafíos asociados al uso de la MWA es lograr la focalización precisa del área de ablación en el tumor sin calentar el tejido sano circundante a lo largo de la trayectoria de inserción de la antena, debido al incremento de la temperatura del cuerpo de la antena. Esto puede ocasionar calentamiento indeseado y daño al tejido sano. A pesar de que existen diversas soluciones para prevenir el daño al tejido sano, éstas se centran en



equipos de ablación específicos para tejidos blandos, y existe una escasez de investigaciones enfocadas en tejidos rígidos como el hueso. Otro aspecto importante que resolver en las técnicas de MWA aplicadas a tumores, es el cálculo de las áreas y volúmenes de ablación generados durante los tratamientos. Aunque el método de la regla se utiliza para determinar áreas de ablación en tejidos blandos, no se considera una técnica completamente cuantitativa. Esto se debe a que tiende a ser una estimación de las dimensiones del área de ablación respecto al cambio de color entre el tejido sano y el necrosado. En contraste con los tejidos blandos, la diferencia de coloración entre el tejido óseo sano y el tejido óseo necrosado tiende a ser mínima, lo que plantea un desafío adicional en la aplicación de la MWA en tumores óseos.

Antes de la implementación del sistema de ablación propuesto en pacientes, es imprescindible la incorporación del SE para prevenir el calentamiento no deseado del tejido sano circundante al cuerpo de la antena. Asimismo, resulta de suma importancia el desarrollo de una metodología cuantitativa para evaluar con precisión el tejido impactado por la ablación térmica. Esto asegurará un mejor entendimiento del comportamiento de las antenas y mejorar la planeación de los tratamientos. Además de asegurar la administración de una terapia efectiva, minimizando cualquier posible efecto adverso relacionado con aumentos indeseados de temperatura, y reforzando la seguridad de paciente.





Capítulo 5. Justificación

El cáncer se posiciona como una de las principales causas de mortalidad a nivel global. Tan solo en el año 2022, se registraron 1.4 millones de fallecimientos atribuidos a esta enfermedad, de los cuales un 47% de los casos se dio en individuos menores de 69 años. De acuerdo con la Sociedad Americana contra el Cáncer, se proyecta que para el año 2023 se diagnosticarán aproximadamente 3,400 nuevos casos de cáncer óseo, lo cual se espera conlleve a alrededor de 2,150 defunciones asociadas a esta forma de cáncer. Es importante destacar que muchos tipos de cáncer presentan altas tasas de curación si son detectados en etapas tempranas y reciben un tratamiento adecuado.

La MWA ha sido extensamente investigada en el tratamiento de diversos tipos de cáncer, incluyendo el cáncer de hígado, mama y próstata [18,19]. El interés en la MWA como tratamiento en tumores óseos se debe principalmente a las preocupaciones relacionadas con los riesgos y la eficacia limitada de los tratamientos convencionales. Además, la MWA ofrece el potencial de una recuperación más rápida y presenta menos riesgos. Existen numerosas ventajas significativas de la MWA en comparación con otros métodos de ablación térmica, como la ablación por radiofrecuencia (RFA), el ultrasonido focalizado de alta intensidad (HIFU) y la ablación láser [23,53].

La propagación de las microondas no se ve obstaculizada por el tejido desvitalizado, lo cual constituye una ventaja importante al aplicarse en tejido óseo. Además, la MWA es capaz de alcanzar temperaturas más elevadas, generar volúmenes de ablación más extensos y requiere períodos de tratamiento más cortos en comparación con otras técnicas de ablación. El uso de antenas para la MWA se ha establecido como una alternativa viable en los procedimientos de ablación. Las ventajas que proporcionan al generar volúmenes de ablación focalizados en el tejido objetivo demuestran su eficacia en la aplicación en tejido óseo. No obstante, es crucial evitar el calentamiento del cuerpo de la antena durante los tratamientos, a fin de evitar daños en estructuras adyacentes de importancia, como músculos, tendones e incluso la piel. Por otro lado, conocer el volumen de daño ocasionado durante tiempos y potencias de tratamiento específicos permitirá un



mejor entendimiento del comportamiento de las antenas, lo que brindará una planificación más precisa de los procedimientos de ablación.

En el Laboratorio de Radiaciones Electromagnéticas y Ultrasónicas (LAREMUS) del CINVESTAV, en colaboración con investigadores del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra-Ibarra (INR-LGII), se ha llevado a cabo el desarrollo de antenas micro-coaxiales específicas para inducir ablación en tejido óseo. Durante las pruebas experimentales en tejido óseo *ex vivo*, se observaron áreas de ablación en el tejido muscular a lo largo del eje axial de la antena, lo cual generó un calentamiento indeseado en dicho tejido. Además, antes de implementar esta tecnología en tratamientos clínicos, es necesario resolver la falta de capacidad para calcular las áreas de daño generadas en el hueso, así como para reconstruir los volúmenes de ablación alcanzados con las antenas durante las fases experimentales en phantoms y tejido *ex vivo*. Estos son los objetivos que abordamos en esta tesis.

En este trabajo se propone una alternativa a los sistemas de enfriamiento convencionales que evita el calentamiento del cuerpo de la antena sin afectar su rendimiento. Al mantener el rendimiento de la antena, los volúmenes de ablación no se verán alterados por la presencia del SE, lo cual implica que los tiempos y las potencias de tratamiento se mantendrán por debajo de los 30 W. Por otro lado, se plantea un método para calcular las áreas de ablación y reconstruir los volúmenes de ablación generados en tejido óseo utilizando imágenes térmicas.





Capítulo 6. Objetivos

6.1. Objetivo General

Evaluar el comportamiento de un sistema de ablación para el tratamiento de tumores óseos al incorporar un sistema de enfriamiento propuesto para evitar la generación de puntos calientes no deseados en tejidos circundantes. Además, cuantificar las áreas y los volúmenes de ablación generados, esto con el fin de obtener una caracterización exhaustiva del sistema de ablación al incluir el sistema de enfriamiento.

6.2. Objetivos Específicos

Con el fin de alcanzar el objetivo general, se llevarán a cabo una serie de objetivos específicos. A continuación, se detalla cada uno de ellos.

- **Realizar una revisión exhaustiva del estado del arte en relación con las técnicas empleadas para mitigar el calentamiento en el cuerpo de la antena, así como los métodos utilizados para calcular las áreas y volúmenes de ablación.** Dicha revisión permitirá identificar los problemas que aún no han sido resueltos en relación con las técnicas para prevenir el calentamiento en el cuerpo de las antenas. Además, se analizarán los métodos reportados para calcular las áreas de ablación durante los experimentos y se determinará cuál es el más apropiado para su aplicación en tejido óseo.
- **Desarrollar el diseño del SE.** Se llevará a cabo un análisis detallado del comportamiento de las antenas micro-coaxiales diseñadas para tratar tejido óseo, con el objetivo de diseñar un SE que no afecte su funcionamiento. La hipótesis inicial consiste en la incorporación de un SE que no reduzca las áreas de ablación.
- **Realizar el modelado del SE.** Se procederá a crear un modelo computacional del SE integrado en dos antenas micro-coaxiales (monopolo y doble ranura) utilizando el Método de los Elementos Finitos (FEM).
- **Construir el SE.** A partir de los resultados obtenidos en el modelo computacional, se llevará a cabo la construcción del SE. Este sistema se construirá utilizando tubos



plásticos de grado médico y será compatible con las antenas monopolo y doble ranura empleadas en los modelos computacionales.

- **Evaluar el rendimiento del SE en phantoms multicapa.** Se analizará el comportamiento del SE incorporado en las antenas con el objetivo de evaluar su rendimiento. Se estudiará la pérdida de potencia, la reducción de temperatura y se adquirirán imágenes térmicas para compararlas con los resultados obtenidos sin la presencia del SE en las antenas.

- **Detectar los contornos de ablación en phantoms multicapa mediante el análisis de imágenes térmicas.** A partir de las imágenes térmicas obtenidas durante la experimentación con phantoms multicapa, se propondrá un algoritmo para detectar los contornos de ablación generados por las antenas y analizar el efecto de la incorporación del SE.

- **Evaluar el rendimiento del SE en tejido óseo *ex vivo* de cerdo.** Se llevará a cabo la evaluación del SE en tejido óseo y muscular de piezas anatómicas de cerdos. Al trabajar con tejido *ex vivo*, no se requerirá la aprobación del comité de ética institucional. El objetivo de estos experimentos será evaluar el daño causado al hueso y al músculo al utilizar ambas antenas, tanto con el SE como sin él. Estos experimentos permitirán determinar, a través de la pérdida de potencia, las temperaturas alcanzadas y las imágenes térmicas, si el SE evita el calentamiento indeseado en la capa muscular y si las zonas de ablación en el hueso se ven afectadas.

- **Calcular las áreas de ablación mediante el análisis de imágenes térmicas.** Utilizando las imágenes térmicas obtenidas en los experimentos realizados en tejidos óseo y muscular, se propondrá un método para calcular el área de ablación. Este algoritmo calculará el área de ablación y segmentará la zona de ablación en el tejido extrayendo la matriz de temperatura de la imagen térmica. Con los resultados obtenidos, se evaluará si el SE afecta las áreas de ablación al ser incorporado a las antenas.

- **Reconstruir los volúmenes de ablación a partir de las áreas de ablación.** A partir de la segmentación realizada en el área de ablación, se propondrá un método para



reconstruir el volumen de ablación generado durante los experimentos en tejido óseo *ex vivo*. Esto permitirá analizar el volumen de daño generado por cada antena y estudiar cómo aumenta dicho volumen en función del tiempo.

- **Evaluar el rendimiento del SE.** Utilizando los resultados obtenidos en los experimentos con tejido óseo *ex vivo*, se analizarán las temperaturas alcanzadas, la pérdida de potencia, el área de ablación y los volúmenes de ablación generados por las antenas micro-coaxiales tanto con el SE como sin él. Esto permitirá analizar cómo se comporta el SE al ser incorporado en las antenas.





Capítulo 7. Materiales y métodos

7.1. Diseño del sistema de enfriamiento

Un SE convencional integrado a una antena se caracteriza por envolver completamente la antena con un revestimiento de plástico. Este revestimiento facilita el flujo de un medio de enfriamiento, ya sea agua o gas, a través de una entrada y una salida para mantener las temperaturas por debajo de los 45°C y prevenir cualquier daño al tejido sano. Sin embargo, la presencia de este medio de enfriamiento alrededor de la punta de la antena, donde se produce la mayor propagación de energía electromagnética, altera el patrón de calentamiento característico de la antena. Como resultado, el área de tejido necrótico se ve reducida y se requieren potencias de entrada superiores a los 30 W para lograr las temperaturas de ablación deseadas, así como mantener los volúmenes de tejido que alcanzan la ablación.

En contraste, el SE propuesto presenta una modificación en comparación con los sistemas convencionales. Esta modificación implica que el SE propuesto no cubre completamente el cuerpo de la antena, sino que se extiende únicamente hasta la interfaz entre el músculo y el hueso. De esta manera, la parte de la antena ubicada dentro del hueso queda expuesta. En la Figura 7.1 se ilustra el esquema general del SE propuesto. Esta modificación evita alterar el patrón de calentamiento y, además, permite mantener potencias y tiempos inferiores a los valores reportados en la literatura.

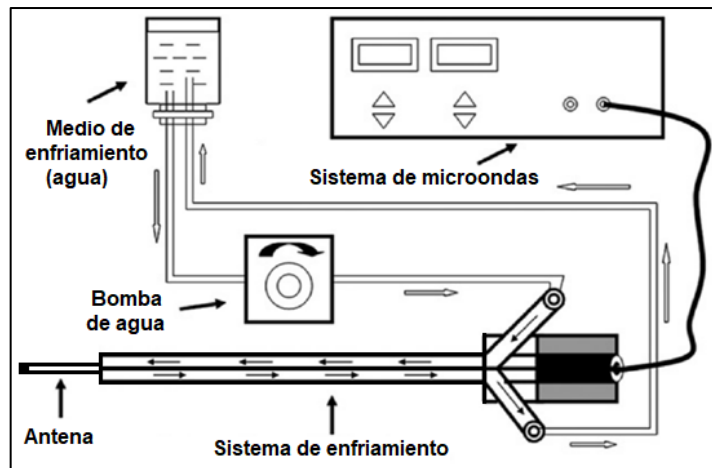


Fig. 7.1. Diagrama del SE propuesto para las antenas micro-coaxiales.

Al seleccionar el diámetro del tubo de plástico para el SE, no solo es importante que la antena se ajuste al tubo. Es fundamental contar con un espacio entre la antena y el tubo de plástico que permita el flujo de agua. Un mayor flujo de agua posibilita una mayor disipación del calor generado por la antena, lo que resulta en una reducción más significativa del calentamiento en el cuerpo de la antena. No obstante, al elegir un diámetro mayor del tubo, por ejemplo, 2 cm, aumentará el diámetro del daño al tejido al insertar la antena, lo cual no es deseable en tratamientos mínimamente invasivos. Por otro lado, si se opta por un diámetro menor, como 0.5 cm, se reducirá el daño al tejido al insertar la antena, pero también se disminuirá el flujo de agua en el conducto. Considerando estas condiciones, las dimensiones y el diseño del SE se presentan en la Figura 7.2.

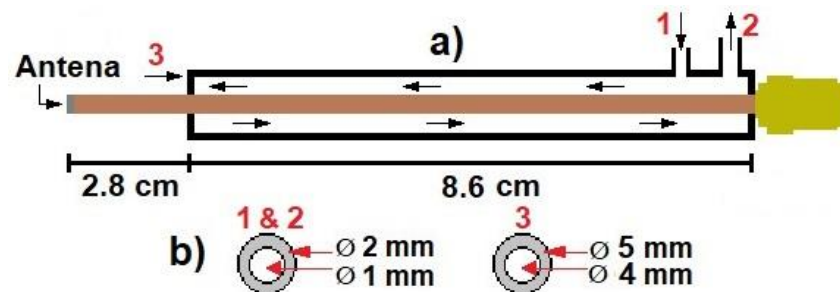


Fig. 7.2. Dimensiones del SE. a) SE incorporado a la antena y b) dimensiones de los tubos. (1) entrada de agua, (2) salida de agua y (3) tubo principal.

El SE fue diseñado para ser incluido a una serie de antenas micro-coaxiales optimizadas con el propósito de generar ablación en tejido óseo. Las antenas utilizadas son la monopolo de punta metálica (MTM) y la doble ranura (DS), ambas con un diámetro de 2.2 mm. El sistema propuesto consiste en un tubo de plástico a través del cual fluye líquido alrededor del cuerpo de la antena. El diámetro del tubo principal (3) es de 4 mm, creando así un espacio de 1.8 mm entre la pared del tubo de plástico y la antena. El tubo (1) del SE se designa como la entrada del flujo de agua, mientras que el tubo (2) como la salida. Esta configuración garantiza que el flujo de agua se dirija en una sola dirección.



Una característica compartida por las antenas MTM y DS es la presencia de una zona de radiación electromagnética más intensa. Esta zona de radiación se genera desde la punta de la antena y se extiende 2.8 cm a lo largo del cuerpo de ésta. Por lo tanto, con el fin de evitar interferencias en su comportamiento, el SE deja expuestos 2.8 cm del cuerpo de la antena, como se muestra en la Figura 7.2. De esta manera, la incorporación del SE no reduce las áreas de ablación.

7.2. Modelo computacional del sistema de ablación térmica con el sistema de enfriamiento

Con el fin de predecir los patrones de temperatura resultantes de los procedimientos de ablación térmica se utilizan los modelos computacionales; en estos se resuelven las ecuaciones diferenciales parciales que rigen la propagación de ondas electromagnéticas y la transferencia de calor en el tejido. El Método de los Elementos Finitos (FEM) se utiliza para obtener los patrones de temperatura en el tejido. Estos modelos desempeñan un papel fundamental en el diseño de equipos para la ablación por microondas (MWA). Los modelos sirven como una evaluación rápida, conveniente y económica para analizar y optimizar los diseños de las antenas prometedoras para la MWA. Además, son una herramienta para comprender la interacción entre diversos fenómenos físicos que ocurren durante los tratamientos de ablación. Los modelos computacionales han sido explorados para su implementación en la planificación de tratamientos, mejorando así la eficacia de las terapias de ablación.

Geometría del modelo

Los modelos axisimétricos en 2D son ampliamente empleados para abordar una variedad de problemas que exhiben una notable simetría alrededor de un eje. Estos modelos permiten reducir el costo computacional sin comprometer la validez de los resultados obtenidos. En el presente estudio, se emplea dicho modelo para simular el comportamiento de la integración de un SE en las antenas de MTM y DS. Este modelo establece un acoplamiento entre el campo electromagnético y la ecuación de bioalentamiento. La configuración inicial consiste en una antena junto con el SE, además de tres capas de tejido biológico que comprenden hueso, músculo y grasa. Dicha geometría puede apreciarse en la Figura 7.3. Los tejidos son representados como bloques

homogéneos, prescindiendo de las microvascularidades y los poros. Dado el déficit de datos disponibles en la literatura sobre las propiedades dieléctricas de los tumores óseos, este modelo únicamente considera una única capa de tejido óseo esponjoso sano.

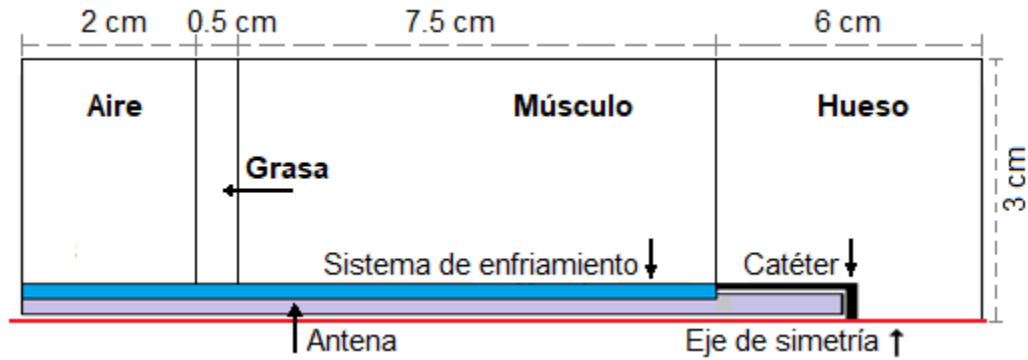


Fig. 7.3. Modelo 2D axisimétrico empleado para el estudio del SE en antenas micro-coaxiales.

Condiciones iniciales y de contorno

Las condiciones iniciales y de contorno apropiadas deben ser especificadas para la solución del modelo computacional. Con el fin de reducir el tiempo de la simulación, muchos modelos excluyen los componentes metálicos al modelarlos como conductores eléctricos perfectos (PEC). Para un material con una conductividad eléctrica infinitamente grande, el campo eléctrico en el material tiende a cero. Al establecer la condición de frontera a lo largo de los bordes del componente metálico, es posible excluir estas partes del dominio computacional. Usualmente, para el problema electromagnético, las condiciones de contorno a lo largo del eje de los tejidos se definen como capas perfectamente emparejadas (PML, por sus siglas en inglés) o como una condición de límite de absorción/baja reflexión, simulando un medio infinitamente grande. Esto se lleva a cabo para evitar la reflexión de la energía de microondas desde los bordes de las fronteras hacia los tejidos.

En cuanto al problema térmico, las condiciones de contorno a lo largo de los tejidos biológicos se determinan como una temperatura fija que corresponda a la temperatura corporal, o como condiciones de contorno térmicamente aisladas. La temperatura inicial



de los tejidos (hueso, músculo y grasa) se ajusta a la temperatura corporal normal de 37°C. El SE se establece como un fluido con una temperatura fija del agua de 24°C (temperatura ambiente). Además, se agrega una condición de flujo de calor en el borde del SE en contacto con las capas de tejido para asegurar la transferencia de calor desde el SE hacia los tejidos. Este flujo de calor se establece como flujo de calor por convección con un coeficiente de transferencia de calor del agua de 6000 W/(m²·K).

En el modelo computacional se incluyeron una serie de cuatro sensores de temperatura. El sensor S₁ se ubica en la punta de la antena para detectar si la incorporación de SE reduce la temperatura en la capa de hueso. Los sensores S₂-S₄ se encuentran ubicados en la capa de tejido muscular con el propósito de detectar la disminución de temperatura causada por la inclusión del SE. La Figura 7.4 representa gráficamente la localización de dichos sensores en el modelo computacional. Por otro lado, la Tabla 7.1 exhibe las propiedades dieléctricas de los tejidos, así como los parámetros generales empleados en el mencionado modelo computacional.

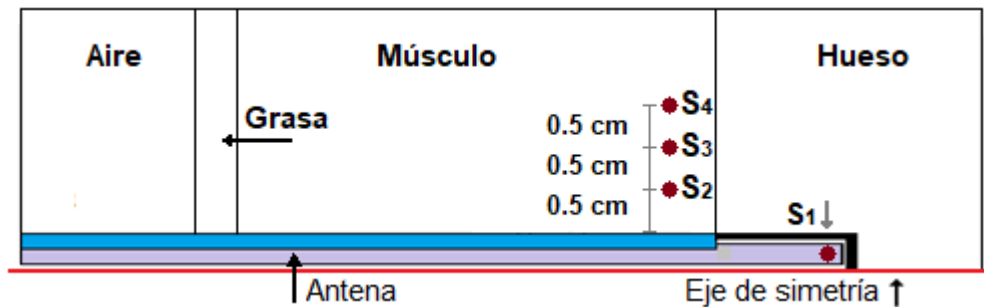


Fig. 7.4. Ubicación de los sensores de temperatura (S₁, S₂, S₃, S₄) en el modelo computacional.

Tabla 7.1. Propiedades térmicas y eléctricas de los tejidos utilizados en los modelos computacionales [62].

Parámetro	Valor
Densidad de la sangre	1050 (kg/m ³)
Calor específico	3639 (J/kg·K)
Tasa de perfusión sanguínea	5.26E-4 (1/s)
Temperatura de la sangre	37°C
Permitividad relativa del hueso	18.5 (-)
Conductividad eléctrica del hueso	0.805 (S/m)



Conductividad térmica del hueso	0.31 [W/(m*K)]
Permitividad relativa del músculo	52.7 (-)
Conductividad eléctrica del músculo	1.74 (S/m)
Permitividad relativa de la grasa	10.8 (-)
Conductividad eléctrica de la grasa	0.268 (S/m)
Permitividad relativa del catéter	2.6 (-)
Permitividad relativa del dieléctrico	2.03 (-)
Temp. del agua en sist. de enfriamiento	24°C
Tiempo	10 min
Potencia	10 W

7.3. Construcción del sistema de enfriamiento

La implementación del SE se llevó a cabo en dos etapas: en la primera etapa se realizó el diseño y la construcción de una boquilla destinada a la unión de los tubos plásticos que conforman el SE de las antenas, mientras que en la segunda etapa se desarrolló un contenedor destinado al almacenamiento y flujo controlado del agua en el SE.

Diseño y construcción de la boquilla del sistema de enfriamiento

La boquilla del SE ha sido concebida con el propósito de unificar los tubos del SE en un conector primario, con el fin de mitigar la problemática relacionada con la filtración de agua durante los experimentos. Dicha boquilla confiere importantes beneficios al SE. En primer lugar, al presentar un diámetro interno (D_1) igual a 7 mm en comparación al tubo principal del SE (D_2) con un diámetro de 5 mm, posibilita un caudal mayor de agua a través del cuerpo de la antena. En segundo lugar, garantiza un sellado hermético al insertar la antena en el SE, previniendo cualquier tipo de fuga. La Figura 7.5 exhibe tanto el diseño como las dimensiones de la boquilla. Este componente ha sido fabricado mediante una impresora 3D, utilizando ácido poliláctico (PLA) como material base.

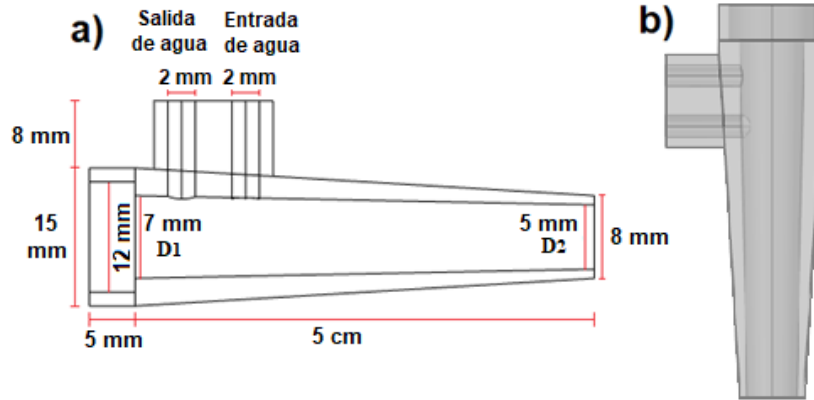


Fig. 7.5. Diseño de la boquilla para el SE. a) dimensiones de la boquilla y b) vista lateral del isométrico de la boquilla.

Los tubos utilizados en la construcción del SE son tubos plásticos de grado médico. El tubo principal presenta un diámetro externo de 5 mm y un diámetro interno de 4 mm. Por otro lado, los tubos de entrada y salida de agua tienen un diámetro externo de 2 mm y un diámetro interno de 1 mm. En cuanto a la elección de la bomba de agua para este SE, se ha seleccionado la bomba YX DC12v 385, la cual genera un flujo de agua de 3 L/min a 12 V. Considerando las dimensiones de los tubos mencionados anteriormente, en este caso específico, la bomba produce un flujo de agua de 170 mL/min.

Diseño y construcción de un contenedor para el almacenamiento del agua para el sistema de enfriamiento

La finalidad del contenedor es almacenar y suministrar al SE el fluido que circulará por él. El contenedor consta de dos compartimentos: uno destinado al almacenamiento del agua y otro para la conexión de la bomba de agua con el compartimento de agua y el SE. En la Figura 7.6 se pueden apreciar las dimensiones del contenedor. El depósito de agua (Ver Fig. 7.6b)) posee unas dimensiones de 7×10.2×7.5 cm. Con estas medidas, el contenedor cuenta con una capacidad de almacenamiento de 300 ml, lo cual es suficiente para suministrar agua al SE y prevenir el aumento de temperatura del agua en el depósito al estar en contacto con la superficie de la antena. El compartimento para la bomba (Ver Fig. 7.6a)) tiene unas dimensiones de 8×10.2×5 cm. Con el fin de fijar la bomba al contenedor y evitar vibraciones durante los experimentos, se han acoplado 4 postes de 6 cm de diámetro a la base del compartimento. Este recipiente cuenta con 4 orificios a través de los cuales se conectan mangueras de 0.95 cm de diámetro para permitir la circulación

del agua desde el depósito hasta el SE. Para prevenir fugas de agua y el desplazamiento del recipiente ocasionado por el movimiento de la bomba, se ha fabricado el contenedor con acrílico.

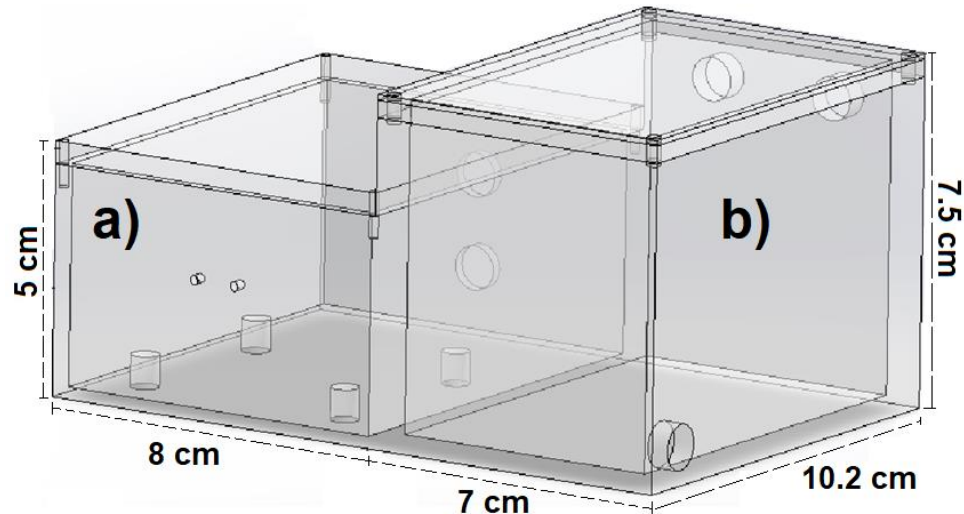


Fig. 7.6. Diseño y dimensiones del contenedor para el SE. A) Compartimento para la bomba y b) depósito de agua.

Diseño realizado por I.B. Perla Tamara Martínez Lara.

7.4. Configuración experimental

El sistema de ablación requerido para llevar a cabo las pruebas experimentales demanda la utilización de tres componentes primordiales: un sistema de microondas, un sistema de termometría y una cámara térmica. La Figura 7.7 exhibe el diseño esquemático de la configuración experimental empleada en dichos experimentos. Dicha configuración experimental fue implementada tanto en pruebas con phantoms como en muestras de tejido *ex vivo*.

7.4.1. Sistema de microondas

El sistema de radiación se compone de un amplificador de potencia de estado sólido (SSPA) fabricado por EMPOWER RF SYSTEMS modelo 1164-BBM3Q6AHM y un generador de microondas Rohde & Schwarz SML03, con una frecuencia de operación de 2.45 GHz. Este sistema de radiación facilita la visualización en tiempo real de la



potencia de entrada, así como de la potencia reflejada. La información relativa a la potencia reflejada proporciona una medida de la cantidad de energía, expresada en W, que se disipa durante los experimentos.

7.4.2. Sistema de termometría

El sistema de termometría Luxtron MAR05 STB se compone de sondas térmicas de fibra óptica diseñadas para la medición precisa y en tiempo real de la temperatura durante los experimentos de ablación por microondas. Los sensores térmicos de fibra óptica se conectan al termómetro Fluoroptic Luxtron 3300, estableciendo una comunicación con una PC mediante un cable serial RS-232. Este sistema de termometría se basa en el uso de fibras ópticas, lo cual garantiza que no interfiera con el comportamiento de las antenas durante la aplicación de la energía electromagnética [63].

7.4.3. Cámara térmica

Para llevar a cabo la captura de las imágenes térmicas, se utilizó la cámara térmica Fluke Ti32. Esta cámara presenta un rango de temperatura que abarca desde -20°C hasta $+600^{\circ}\text{C}$, ofreciendo una precisión de $\pm 2^{\circ}\text{C}$ y una sensibilidad térmica de 0.045°C . La imagen térmica obtenida posee dimensiones de 320×120 píxeles, con un total de 76,800 píxeles.

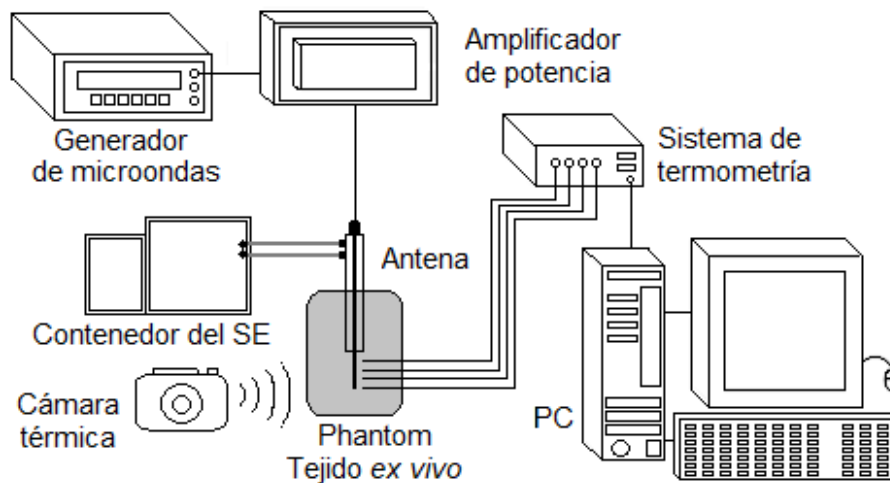


Fig. 7.7. Configuración del montaje experimental durante las pruebas de ablación por microondas.



7.5. Experimentación en phantoms multicapa

Elaboración de phantoms multicapa

La experimentación en phantoms multicapa tiene como objetivo la evaluación del rendimiento y la identificación de posibles problemas que puedan surgir en el SE. Estos phantoms reproducen las características de los tejidos biológicos, específicamente el hueso, el músculo y la grasa. La fabricación y caracterización del phantom multicapa ya ha sido documentada en la literatura [37]. En la tabla 7.2 se presentan las propiedades dieléctricas de los tejidos descritas en la literatura, a una frecuencia de 2.45 GHz. Estas propiedades son replicadas por los phantoms utilizados en el estudio.

Tabla 7.2. Propiedades dieléctricas de tejidos biológicos reportados en la literatura a 2.45 GHz [62].

Propiedades	Hueso cortical	Hueso esponjoso	Músculo	Grasa
Permitividad relativa	11.4	18.5	52.7	10.8
Conductividad eléctrica (S/m)	0.394	0.805	1.74	0.26

En la tabla 7.3 se enlistan los materiales y las cantidades necesarias para la elaboración de los phantoms de tejido óseo. Estos phantoms se elaboraron como se enlista a continuación:

1. En un vaso de precipitado, se agrega dextrosa y harina para ser mezclados.
2. Se agrega aceite y se mezcla de manera homogénea, utilizando una espátula, por un tiempo aproximado de 15 min o hasta que el aceite sea absorbido.
3. Se agrega el agua destilada y se mezcla con ayuda de la espátula.
4. Refrigerar por 24 horas.

Tabla 7.3. Materiales para la elaboración de phantoms multicapa.

Material	Hueso cortical	Músculo	Grasa
Aceite de maíz	30 mL	--	30 mL
Agua destilada	25 mL	50 mL	10 mL
Harina de trigo	60 g	--	--
Dextrosa	7.2 g	--	--
Alcohol Etilico	--	42 mL	--



NaCl	--	0.505 g	--
Agarosa	--	0.97 g	0.9 g
Detergente neutro	--	--	6 mL

En la tabla 7.3 se muestran las cantidades de cada material utilizadas para la elaboración de los phantoms de músculo y grasa. Para elaborar el phantom de músculo, se siguieron los siguientes pasos:

1. En un vaso de precipitado se mezclan el agua destilada y el alcohol etílico.
2. Se agrega el NaCl y se mezcla con ayuda del agitador magnético hasta que se disuelva.
3. Con ayuda de la parrilla eléctrica, se calienta la mezcla hasta llegar a 80°C.
4. Se agrega la agarosa y se mezcla usando un agitador magnético.
5. Se deja enfriar para que la mezcla se solidifique.

Los pasos para la elaboración del phantom de grasa se describen a continuación:

1. Con ayuda del agitador magnético, se mezcla el agua con el detergente neutro en un vaso de precipitado.
2. Cuidadosamente, se agrega el aceite de maíz para lograr una mezcla homogénea.
3. Utilizando una parrilla eléctrica, se calienta la mezcla hasta llegar a 80°C. Al alcanzar la temperatura deseada, se agrega la agarosa.
4. Se deja enfriar para que la mezcla se solidifique.

Configuración experimental

La potencia de trabajo se fijó en 10 W durante un periodo de 5 min de tiempo de aplicación. Los phantoms fueron calentados mediante un baño térmico (HAAKE DC 10, Thermo electron corporation) hasta alcanzar una temperatura de 37°C (temperatura fisiológica). La temperatura de los phantoms fue medida usando un sensor de temperatura colocado dentro de éste. Por otra parte, la temperatura del agua utilizada en el SE fue de 24°C (temperatura ambiente). Se empleó una cantidad de 300 mL de agua bidestilada para abastecer el SE, con el propósito de monitorear si la temperatura del agua aumentaba al finalizar los experimentos. Estas pruebas se llevaron a cabo utilizando las antenas MTM

y DS. Se realizaron experimentos tanto con el SE como sin él, para poder comparar los resultados obtenidos. La Figura 7.8a) muestra el montaje experimental con los phantoms multicapa.

Con el fin de evaluar la reducción de temperatura lograda al incorporar el SE, se utilizaron 3 sensores de temperatura. El sensor S_1 se colocó en la punta de la antena para evaluar si el SE afecta el calentamiento en la zona de mayor calentamiento en la antena. Los sensores de temperatura S_2 y S_3 se situaron a una distancia de 3.2 cm de la punta de la antena, para asegurar la medición de la temperatura en la capa de phantom de músculo. Además, estos sensores se posicionaron a 0.5 cm y 1 cm, respectivamente, en proximidad de la antena con el fin de analizar la variación de temperatura en la capa de músculo conforme aumenta la distancia respecto a la ubicación de la antena. La Figura 7.8b) muestra la ubicación de los sensores de temperatura utilizados para evaluar las temperaturas alcanzadas a diferentes distancias.

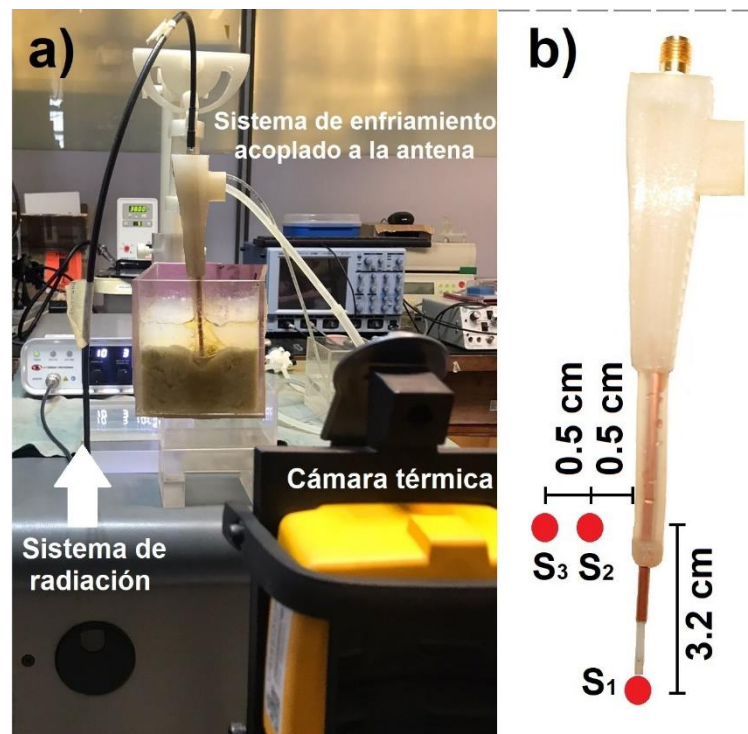


Fig. 7.8. Experimentación en phantoms multicapa. a) montaje experimental y b) ubicación de los sensores de temperatura (S_1 , S_2 & S_3).



Relación de onda estacionaria (SWR)

El SWR es un parámetro que evalúa el grado de acoplamiento de impedancias entre una carga y la línea de transmisión que la suministra. Un SWR ideal tiene un valor de 1, lo cual señala que toda la potencia de entrada ha sido transferida eficientemente a la carga. Por otro lado, un valor alto de SWR (>1) indica una mayor pérdida de potencia en la antena, lo que resulta en una mayor cantidad de potencia reflejada de vuelta al sistema de microondas.

7.6. Detección del contorno de la distribución de temperatura en phantoms multicapa a través de imágenes térmicas

Dentro de las problemáticas asociadas a los procedimientos de MWA, se identifica la ausencia de una evaluación cuantitativa de la distribución de temperatura generada por la antena en el tejido. Cada antena genera una distribución de temperatura única, y estas distribuciones varían en función del tiempo de tratamiento. Por lo tanto, obtener información acerca de la distribución de temperatura de la antena puede, considerablemente, enriquecer la comprensión del comportamiento de las antenas y, con ello, aumentar la fiabilidad de la planificación del tratamiento de MWA. La incorporación de una cámara térmica durante los experimentos de MWA permite obtener una imagen en formato RGB que muestra la distribución de temperatura en la superficie del tejido o el objeto de prueba. Aunque con estas imágenes se visualiza el patrón de radiación térmica característico de cada antena, esto no es suficiente para comparar y cuantificar las diferencias entre las distintas antenas utilizadas.

Los filtros de detección de bordes son herramientas empleadas para la localización de áreas donde se producen transiciones abruptas de intensidad. Estos filtros desempeñan un papel fundamental en la identificación de zonas y límites entre distintas intensidades dentro de un área de estudio [35]. El modo RGB es la opción que proporciona una mayor información espectral en una imagen. Este modo implica la combinación de tres bandas correspondientes a los colores rojo (R), verde (G) y azul (B). Aunque el modo RGB es el más comúnmente utilizado para la captura y representación de imágenes en una pantalla, no es el único método de codificación del color. En el caso de la fusión de imágenes,



resulta más ventajoso utilizar otros formatos. Uno de estos formatos, conocido como IHS (Intensity (I), Hue (H), Saturation (S)) [36], puede ser empleado con el propósito de lograr una fusión de imágenes exitosa.

El método de refinamiento pancromático IHS ha sido desarrollado como una representación perceptualmente adecuada. La detección de bordes es un componente fundamental en la visión artificial, como en el procesamiento de imágenes y el reconocimiento de patrones. La extracción de bordes se basa en identificar píxeles con alta variación en la escala de intensidad presentes en la imagen a procesar. Para llevar a cabo esta extracción de bordes, contornos o esquinas, se pueden emplear diversos algoritmos [37]. Este enfoque se asemeja más a la percepción de colores y se basa en los siguientes tres componentes:

- **Intensidad (I):** Indica el brillo del color y es la variable más fácilmente percibida por el ojo humano.
- **Tono (H):** Indica el color en sí, específicamente la longitud de onda predominante del color.
- **Saturación (S):** Expresa la pureza del color, siendo valores altos indicativos de una mayor presencia de blanco.

El algoritmo de detección de bordes de Sobel es ampliamente utilizado en el procesamiento de imágenes. Junto con Canny y Prewitt, Sobel es uno de los algoritmos más populares en la detección de bordes. Por lo tanto, mediante el uso del algoritmo de Sobel en la imagen térmica resultante de los experimentos en phantoms multicapa, se analizará y obtendrá el contorno de la distribución de temperatura. Esto permitirá observar las diferencias en los contornos generados por cada antena. Los pasos para obtener el contorno de la distribución de temperatura son los siguientes:

1. Conversión RGB a HSI

La realización de esta conversión resulta indispensable para adquirir el canal de intensidad de la imagen y llevar a cabo el procesamiento correspondiente. Mediante la aplicación de la ecuación (7.1), se obtiene el canal de intensidad.

$$I = \frac{1}{3}(R + G + B) \quad (7.1)$$



donde R, G y B son los canales RGB de la imagen térmica. Por otro lado, I es la imagen de intensidad obtenida.

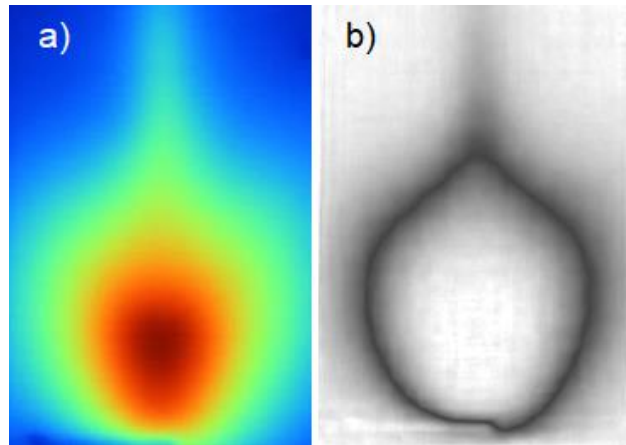


Fig. 7.9. Conversión de imagen RGB a HSI. a) Imagen térmica y b) imagen de intensidad (I).

2. Suavizado de la imagen con un filtro Gaussiano

Un aspecto que considerar es la detección de ruido colateral durante la búsqueda de los píxeles que componen el contorno. Se empleó un filtro de suavizado con el fin de eliminar los detalles irrelevantes en la imagen I , como los píxeles generados por errores de transmisión o almacenamiento. Para lograr esto, se realiza una convolución entre la imagen de intensidad I y un filtro Gaussiano, según se explica en la ecuación (7.2). El filtro Gaussiano puede aproximarse mediante el siguiente kernel de convolución de tamaño 5x5:

$$G(x, y) = \frac{1}{159} \cdot \begin{bmatrix} 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 5 & 12 & 15 & 12 & 5 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \end{bmatrix}$$

$$f_s(x, y) = G(x, y) * f(x, y) \quad (7.2)$$

donde $G(x, y)$ es el kernel de convolución, $f(x, y)$ es la imagen de entrada y $f_s(x, y)$ es la imagen suavizada.

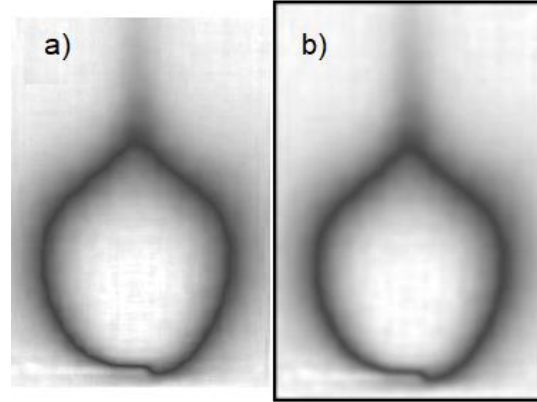


Fig. 7.10. a) Imagen de intensidad y b) imagen suavizada con el filtro Gaussiano.

Hasta este punto, se aprecia el perfil del contorno de calentamiento generado por la antena. No obstante, al emplear el filtro Gaussiano, se produce una disminución en la definición de los detalles presentes en la imagen (Ver Figura 7.10b)). La aplicación de un algoritmo de umbralado en esta etapa con el fin de generar una representación en blanco y negro del contorno resulta poco eficiente. Por consiguiente, se procede a obtener el gradiente de intensidad de la imagen con el objetivo de obtener una representación con una mayor claridad en los detalles.

3. Gradiente de intensidad

Los operadores de Sobel son utilizados para calcular la magnitud de la imagen suavizada. La imagen $f_s(x, y)$ es sometida a un nuevo filtrado mediante un kernel de Sobel, tal como se ilustra en la ecuación (7.3):

$$h_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \text{ y } h_y = \begin{bmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

por tanto,

$$g_x = h_x * f_s(x, y) \text{ y } g_y = h_y * f_s(x, y) \quad (7.3)$$

donde g_x indica el gradiente en x y g_y el gradiente en y de la imagen suavizada $f_s(x, y)$.

A partir de g_x y g_y , el gradiente de intensidad de la imagen es calculado como se muestra en la ecuación (7.4):



$$|\nabla f_s(x, y)| = \sqrt{g_x(x, y)^2 + g_y(x, y)^2} \quad (7.4)$$

En la Figura 7.11a) se exhibe la representación visual del gradiente de intensidad adquirido. Dicho gradiente de intensidad de la imagen será empleado en la operación de suma entre la imagen sometida a suavizado y el gradiente de intensidad, con el propósito de resaltar el contorno de la distribución térmica. La ecuación (7.5) describe dicha operación de suma efectuada:

$$f_o(x, y) = |\nabla f_s(x, y)| + f_s(x, y) \quad (7.5)$$

Al realizar la suma entre la imagen que ha sido sometida a un proceso de suavizado y el gradiente de intensidad, se produce la preservación de los píxeles que presentan valores de intensidad similares en ambas imágenes, como ocurre en el contorno. Por otro lado, los píxeles que exhiben valores considerablemente distintos entre una imagen y la otra, como sucede en el fondo de la imagen, se vuelven más claros. Esto conlleva a una mayor nitidez en el contorno de la distribución de temperatura y a una mejora en la segmentación de la imagen mediante la aplicación de un umbral adecuado. La Figura 7.11b) muestra el resultado obtenido al realizar la suma entre la imagen suavizada y el gradiente de intensidad.

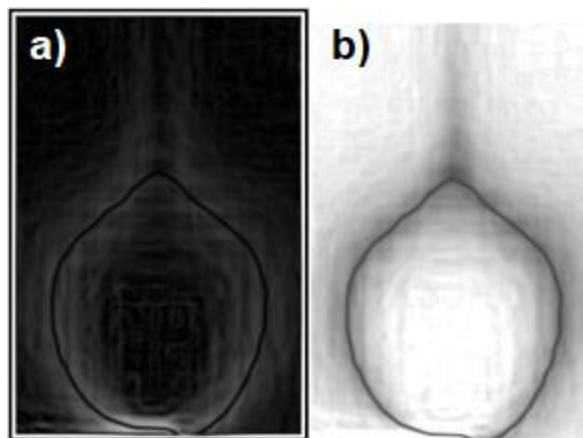


Fig. 7.11. a) Gradiente de intensidad de la imagen suavizada y b) resultado de la suma entre la imagen suavizada y el gradiente de intensidad.

4. Umbralado para obtener imagen en B/N

El propósito del proceso de umbralado consiste en generar una representación en B/N de una imagen, donde el fondo se representará en blanco y el contorno en negro. Esto da lugar a una máscara que se superpondrá a la imagen térmica original para determinar la forma de la distribución de temperatura de la antena. Dado que el contorno posee valores de intensidad más bajos, cercanos a cero, para llevar a cabo el umbralado se busca el valor mínimo de intensidad de la imagen y se almacena en una variable denominada "x". Considerando que el valor mínimo de intensidad puede corresponder a un solo píxel del contorno, se suma una constante "c" a la variable x para abarcar todos los píxeles del contorno. De esta manera, los valores de intensidad de la imagen original $f_o(x, y)$ inferiores a $x+c$ se convierten en cero (negro), mientras que los valores superiores a $x+c$ se establecen en uno (blanco). Como resultado de este proceso de umbralado, se obtiene una imagen en B/N, como se muestra en la Figura 7.12a). La Figura 7.12b) muestra el contorno de la distribución de temperatura aplicado a la imagen térmica original.

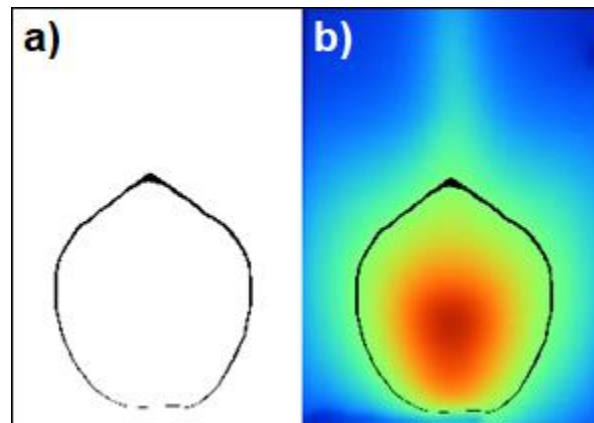


Fig. 7.12. Contorno de la distribución de temperatura de una antena micro-coaxial en un phantom multicapa. a) Máscara en B/N y b) contorno superpuesto en la imagen térmica original.

7.7. Experimentación en tejido *ex vivo* de cerdo

Con el fin de realizar una evaluación del desempeño del SE se llevaron a cabo experimentos utilizando antenas MTM y DS en tejido *ex vivo* de cerdo. Los mencionados experimentos se llevaron a cabo específicamente en piernas de cerdo adquiridas en un



mercado local. Estas extremidades de cerdo comprenden componentes anatómicos como hueso, músculo y tejido adiposo (grasa). El procedimiento empleado para la realización de los experimentos en tejido *ex vivo* de cerdo se describe a continuación:

1. Realizar la limpieza de la superficie de las antenas empleando ácido muriático con el objetivo de eliminar cualquier acumulación de suciedad. Posteriormente, llevar a cabo la limpieza de las antenas utilizando papel húmedo.
2. Dividir la pierna de cerdo en dos partes iguales, el corte se hace sobre el eje longitudinal del segmento anatómico. En una de las mitades se realiza una incisión en el hueso utilizando una broca de 3 mm, con el propósito de insertar la antena según se muestra en la Figura 7.13a). La longitud de la incisión es de 2.8 cm.
3. Las piezas de tejido se someten a un baño térmico; usando un sensor de temperatura se verifica que la pieza alcance los 37°C. Ambas piezas de pierna se colocan en el baño térmico al interior de una bolsa plástica para evitar el contacto directo con el agua y así modificar sus características.
4. Se prepara el SE, se introduce agua bidestilada en el compartimento del SE. Se procede a montar la antena en la boquilla del SE.
5. Una vez que el tejido *ex vivo* alcance los 37°C, se procede a realizar el montaje experimental, para lo cual se coloca la antena debidamente montada en la boquilla del SE sobre dicho tejido, tal y como se observa en la Figura 7.13b). Es importante asegurarse de que el SE se encuentre en contacto con la capa de músculo y grasa.
6. Se procede a colocar los sensores de temperatura en la superficie del tejido *ex vivo*. En la Figura 7.13c) se observa la ubicación de los sensores de temperatura respecto a la antena acoplada al SE.
7. Para obtener las imágenes termográficas durante toda la experimentación, es necesario posicionar la cámara térmica Fluke Ti32 a una distancia de 35 cm del tejido. Ésta se utilizará para capturar una fotografía por minuto durante el transcurso del experimento.
8. Una vez que todo el montaje se encuentre listo, se iniciará el experimento con una potencia de 10 W durante un tiempo de aplicación de 10 min.

Para contar con datos suficientes para realizar una evaluación del comportamiento del SE se llevaron a cabo un total de diez experimentos, cinco para cada antena, utilizando el SE.

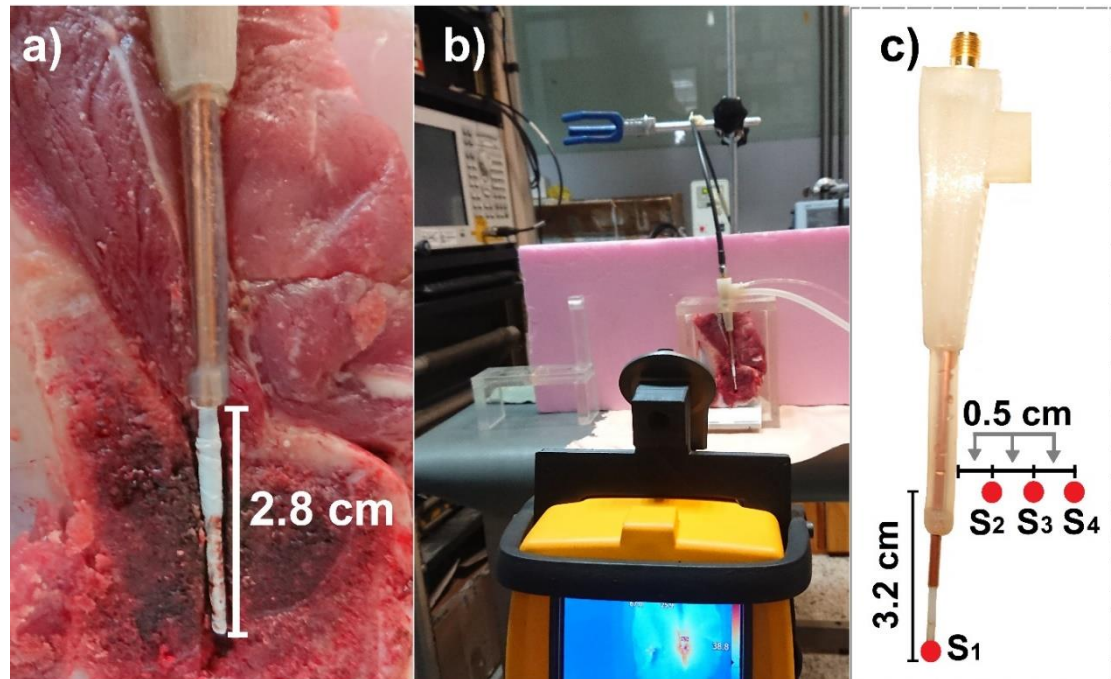


Fig. 7.13. Procedimiento para la experimentación en tejido *ex vivo*. a) Inserción de la antena en el hueso, b) ubicación de la cámara térmica durante los experimentos y c) colocación de los sensores de temperatura (S₁, S₂, S₃ y S₄).

7.8. Detección de los contornos isotérmicos en tejido *ex vivo* de cerdo a través de matrices de temperatura

Las imágenes térmicas adquiridas durante los experimentos fueron empleadas para evaluar el área de lesión generada en el tejido. No obstante, determinar el área de daño mediante el análisis de imágenes no constituye una tarea trivial. Esta dificultad radica en la similitud visual entre el tejido óseo sano y el tejido quemado, tal y como se puede apreciar en la Figura 7.14. Por consiguiente, la aplicación de técnicas previamente reportadas para el cálculo del área de daño, como la técnica de la regla, no resulta eficiente. Las imágenes térmicas se componen de una matriz que almacena información sobre las temperaturas alcanzadas en una superficie determinada. Dicha matriz presenta las mismas dimensiones que la imagen termográfica. Cada elemento de la matriz representa un valor



de temperatura, expresado en grados Fahrenheit, correspondiente a cada píxel de la imagen termográfica, tal como se muestra en la Figura 7.15.

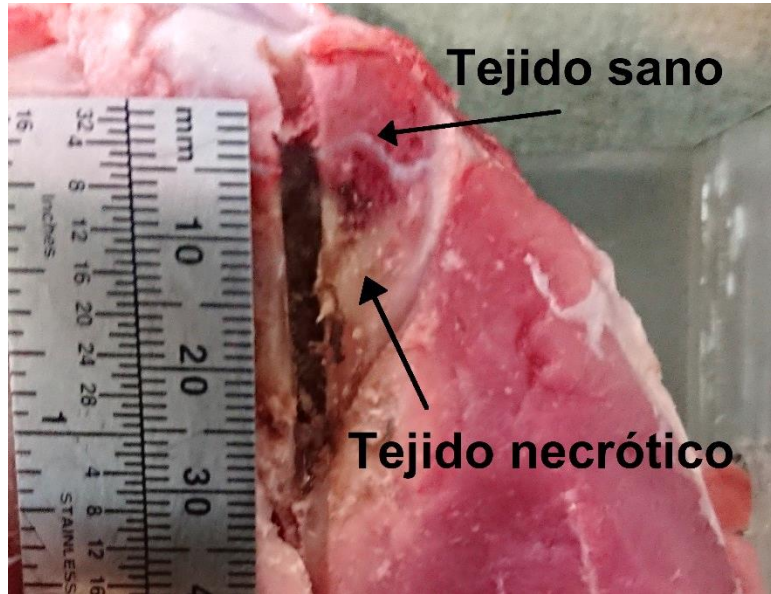


Fig. 7.14. La similitud de colores y textura entre el tejido sano y el necrótico impiden la posibilidad de segmentar la zona de daño con la técnica de la regla.

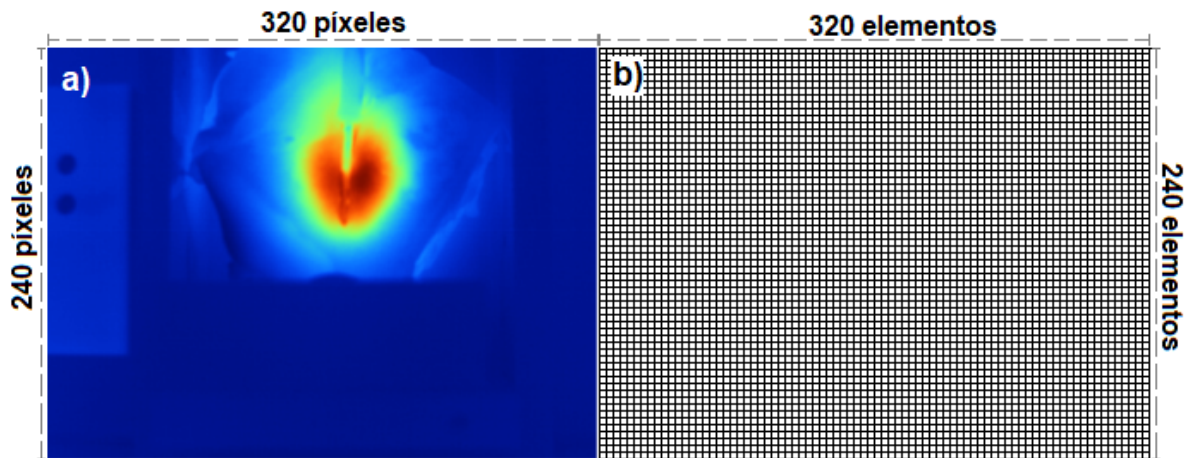


Fig. 7.15. Equivalencia entre imagen térmica y matriz de temperatura. a) imagen térmica y b) matriz de temperatura.

Cada píxel de la imagen térmica corresponde a un elemento de la matriz.

El algoritmo para la detección de los contornos isotérmicos se implementa sobre la matriz de temperatura. Una vez que se ha extraído la matriz de temperatura de la imagen



térmica, se procede a aplicar el algoritmo siguiendo los pasos que se describen a continuación.

1. Conversión grados Fahrenheit a Celsius

La matriz de temperatura produce los valores de temperatura expresados en grados Fahrenheit. Para llevar a cabo la conversión a grados Celsius, se utiliza la ecuación (7.6). Dicha conversión se aplica individualmente a cada elemento de la matriz de temperatura. A continuación, se presenta la fórmula correspondiente para llevar a cabo dicha conversión.

$$G_{celsius} = (G_{fahrenheit} - 32)(5/9) \quad (7.6)$$

donde $G_{fahrenheit}$ es un elemento de la matriz en grados Fahrenheit y $G_{celsius}$ es el nuevo valor del elemento de la matriz en grados Celsius. La matriz de temperatura $G_{celsius}$ contiene todos los valores de temperatura adquiridos por la cámara térmica.

2. Asignación de etiquetas

En el proceso de etiquetado, se lleva a cabo una operación de umbralado con el propósito de detectar los elementos de la matriz que se sitúan dentro de un rango específico de temperatura. De esta manera, cada rango de temperatura definido se asociará con un contorno isotérmico. A continuación, se presentan los rangos de temperatura establecidos.

$$T_{thresholding} = \begin{cases} E = 1, T \geq 42.0^{\circ}C \text{ and } T < 48.0^{\circ}C \\ E = 2, T > 48.0^{\circ}C \text{ and } T < 55.0^{\circ}C \\ E = 3, T > 55.0^{\circ}C \text{ and } T < 64.0^{\circ}C \\ E = 4, T \geq 64.0^{\circ}C \end{cases} \quad (7.7)$$

donde $T_{thresholding}$ es la nueva matriz con los valores de etiqueta generados por el umbralado, E es el valor de etiqueta asignado a cada intervalo de temperatura y T es el valor de temperatura. La matriz resultante $T_{thresholding}$ contiene los contornos isotérmicos generados, como se muestra en la Figura 7.16. Cada valor de etiqueta toma un color para visualizar los contornos isotérmicos. El valor de etiqueta 1 toma un color verde, la etiqueta 2 un color amarillo, la etiqueta 3 un color naranja y la etiqueta 4 un color rojo.

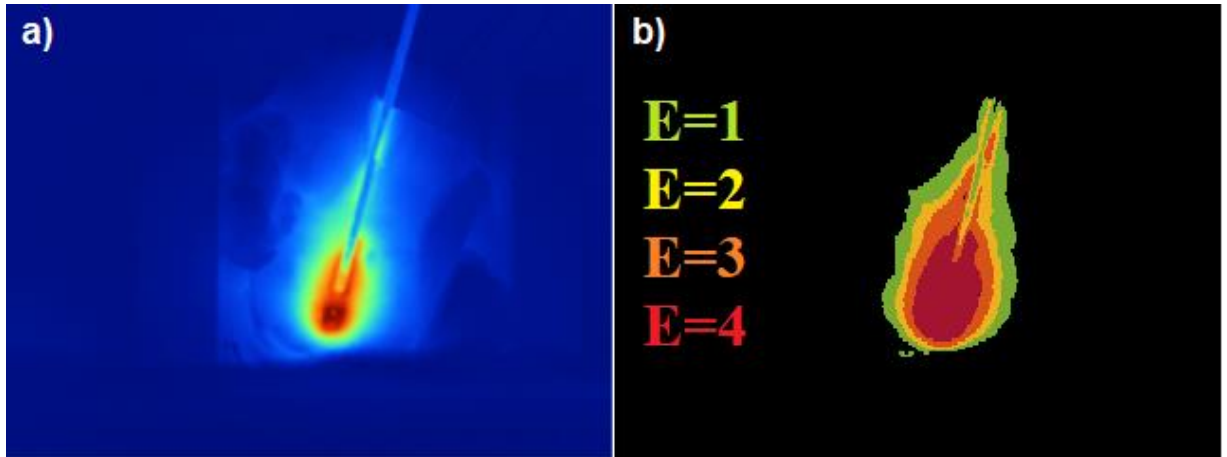


Fig. 7.16. Contornos isotérmicos generados a través de la matriz de temperatura. a) Imagen térmica y b) contornos isotérmicos.

7.9. Segmentación y cálculo del área de ablación en tejido *ex vivo* de cerdo a través de matrices de temperatura

El propósito de la segmentación consiste en identificar áreas de interés dentro de una imagen. En este estudio, el área de interés es la zona de ablación. Mediante el proceso de segmentación, se ubican los bordes de dicha zona en la imagen térmica sin superposición. Durante la segmentación, se asigna una etiqueta común a todos los elementos de la misma categoría. La premisa básica consiste en encontrar la zona de ablación, extraer su borde y utilizarlo para generar una máscara en blanco y negro (B/N) que permita segmentar el área de daño ocasionado por la antena. La matriz $T_{thresholding}$ contiene los contornos isotérmicos etiquetados en función del intervalo de temperatura. Los contornos isotérmicos de nuestro interés para llevar a cabo la segmentación son aquellos que presentan valores de etiqueta igual a 3 y 4. Estos valores de etiqueta representan temperaturas iguales o superiores a 55°C , las cuales se encuentran dentro del rango de temperaturas de ablación. La segmentación de la zona de ablación se dividirá en dos etapas, las cuales se detallan a continuación:

- 1. Generar imagen en B/N de la zona de ablación.** En esta etapa se procede a generar una imagen en la cual la región de ablación se representará con un tono negro, mientras que las áreas que no formen parte de la región de ablación adquirirán un tono blanco.

Este proceso se lleva a cabo mediante la aplicación de una técnica de umbralado a la matriz $T_{thresholding}$, tal como se ilustra en la ecuación (7.8).

$$M_{segmentada} = \begin{cases} 0 & \text{si } T_{thresholding} = 3||4 \\ 1 & \text{si } T_{thresholding} = 1||2 \end{cases} \quad (7.8)$$

donde $M_{segmentada}$ es la nueva matriz con valores de 0 y 1. Como resultado, una imagen en B/N de la zona de ablación es generada, como se ilustra en la Figura 7.17.

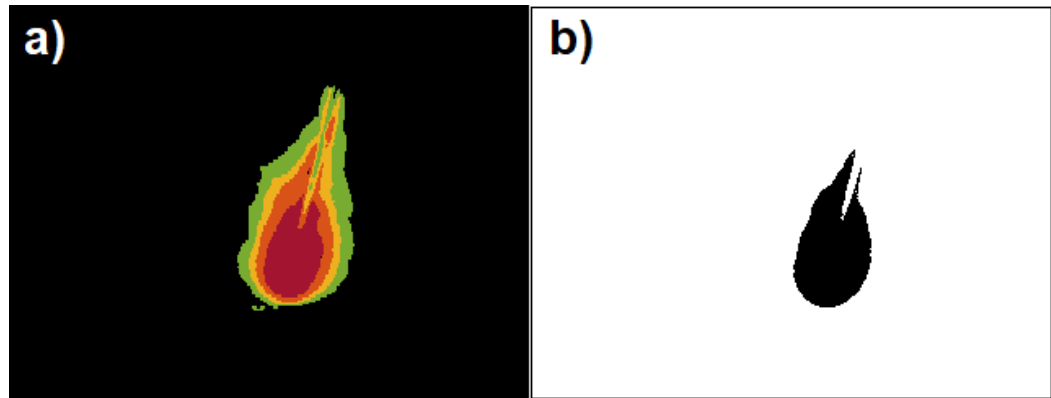


Fig. 7.17. Binarización de la zona de ablación. a) Contornos isotérmicos y b) zona de ablación en B/N.

- 2. Extracción del contorno de la zona de ablación.** La extracción de contornos es una técnica para encontrar los límites de objetos dentro de una imagen. Estos contornos presentan zonas en las que se produce un fuerte cambio de intensidad en los colores. Por lo tanto, la extracción de contornos se puede formar a través de técnicas de diferenciación de píxeles. El paso de un nivel oscuro a uno brillante, o viceversa, determinan un contorno. Los contornos caracterizan las fronteras de los objetos y, por tanto, son de gran utilidad para la segmentación e identificación de un objeto en imágenes. Un método para extraer el contorno en una imagen binaria es a través del algoritmo de seguimiento del contorno en 4 vecindad de una región conexas [64]. La forma de operar de este algoritmo es realizar un barrido de la imagen hasta encontrar un primer píxel de la región de interés, que por fuerza pertenece al contorno. Este punto actúa como semilla del seguimiento. El proceso puede ser descrito en términos



de un observador que camina sobre los píxeles de la imagen. Si el observador visita un píxel de la región de interés se desplazará a su izquierda (es preciso por tanto tener en cuenta la dirección de avance del observador). Si, por el contrario, el píxel que alcanza el observador corresponde al fondo y no a la región de interés, entonces se desplazará hacia la derecha en el siguiente movimiento. El observador seguirá este protocolo hasta llegar al píxel inicial. Al terminar el recorrido de la imagen, de izquierda a derecha y de arriba hacia abajo, se obtiene una imagen en B/N con el contorno de la zona de interés, como se muestra en la Figura 7.18a). El contorno de la zona de ablación extraída se superpone sobre la imagen térmica para segmentar la zona de ablación generada por la antena, como se ilustra en la Figura 7.18b).

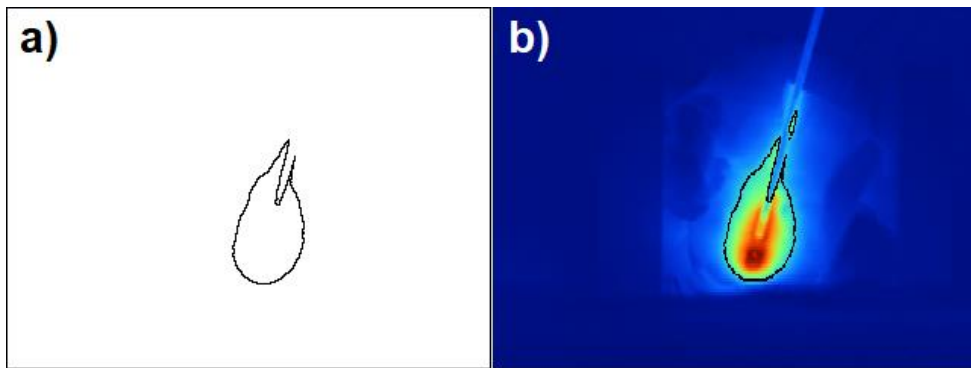
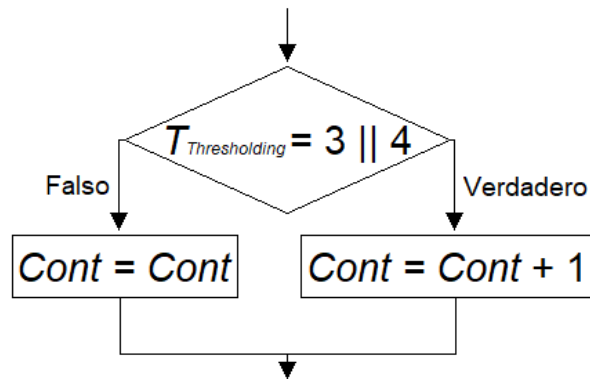


Fig. 7.18. Extracción de contornos. a) contorno de la zona de ablación y b) segmentación de la zona de ablación en la imagen térmica.

Una vez completada la segmentación de la zona de ablación, se procede a realizar el cálculo del área de ablación generada por la antena. Para ello, es necesario llevar a cabo dos pasos fundamentales. En primer lugar, se debe determinar la cantidad de píxeles que han alcanzado temperaturas de ablación. En segundo lugar, se debe establecer la correspondencia entre píxeles y centímetros en la imagen térmica. Utilizando estos datos, se formula una ecuación que permita calcular el área de ablación. A continuación, se describen detalladamente estos pasos.

- 1. Conteo de píxeles de la zona de ablación.** Para determinar el área de ablación, se requiere obtener el recuento de píxeles que han alcanzado temperaturas de ablación en

la imagen térmica. Este cálculo se puede llevar a cabo mediante la realización de un análisis de conteo de píxeles. El procedimiento de conteo de píxeles implica escanear la matriz $T_{thresholding}$ y registrar la cantidad de píxeles que superan los valores de temperatura de ablación establecidos. Dado que $T_{thresholding}$ almacena las etiquetas correspondientes a diferentes rangos de temperatura, se ha aplicado la siguiente condición para llevar a cabo el recuento de píxeles.



Esta condicional guarda en la variable $Cont$ el número de píxeles que tienen un valor de etiqueta igual a 3 o 4. En otras palabras, guarda la cantidad de píxeles que alcanzaron temperaturas de ablación. La variable $Cont$ es utilizada en la ecuación (7.8) para el cálculo del área de ablación.

- 2. Relación entre píxeles y centímetros.** Para determinar la relación entre píxeles y centímetros, se empleó un recipiente de acrílico con dimensiones de 6.5x6.5 cm. Dicho recipiente fue posicionado a una distancia de 35 cm de la cámara térmica, la cual coincide con la distancia utilizada para colocar las piezas de cerdo. Se capturó una imagen en esta configuración. A dicha distancia, el recipiente de acrílico ocupa una superficie de 160x160 píxeles. Esto significa que 42.25 cm² equivalen a 25,600 píxeles. Con esta información, la ecuación (7.8) fue implementada para calcular el área de ablación.

$$Area = (Cont * S_{acril}) / P_{acril} \quad (7.8)$$



donde $Area$ (cm^2) es el área de ablación calculada, $Cont$ (píxel) es una variable que contiene el número de píxeles que alcanzaron temperaturas de ablación, S_{acril} (cm^2) es el área del vaso de acrílico y P_{acril} (píxel) es la superficie del acrílico en píxeles.

Este método fue aplicado a todas las imágenes térmicas obtenidas durante los experimentos en tejido *ex vivo*, con el fin evaluar la evolución del área de daño en el tejido en función del tiempo.

7.10. Reconstrucción 3D de los volúmenes de ablación

Dado que conocer el volumen de tejido que alcanza ablación térmica también es un problema que sigue sin resolverse, se planteó una propuesta para llevar a cabo la reconstrucción de los volúmenes de ablación a partir del cálculo del área de ablación mediante el uso de una imagen térmica. Con este fin, resulta imperativo abordar una característica crucial de las antenas micro-coaxiales que será de gran relevancia en la reconstrucción tridimensional. Esta característica distintiva de las antenas micro-coaxiales es su naturaleza omnidireccional.

Una antena omnidireccional se destaca por la emisión uniforme de potencia hacia el espacio en todas las direcciones. Estas antenas mantienen una potencia de transmisión igual en el plano horizontal, sin importar la dirección, pero no exhiben el mismo comportamiento en el plano vertical, tal como se puede apreciar en la Figura 7.19. En resumen, las antenas micro-coaxiales, al ser omnidireccionales, emiten una cantidad uniforme de energía electromagnética al tejido en el plano horizontal. Esto implica que, si consideramos a la antena como un eje de simetría, el campo electromagnético emitido en una mitad será idéntico al de la otra mitad. Como consecuencia, la zona de ablación generada tiende a ser simétrica con respecto al eje de la antena.

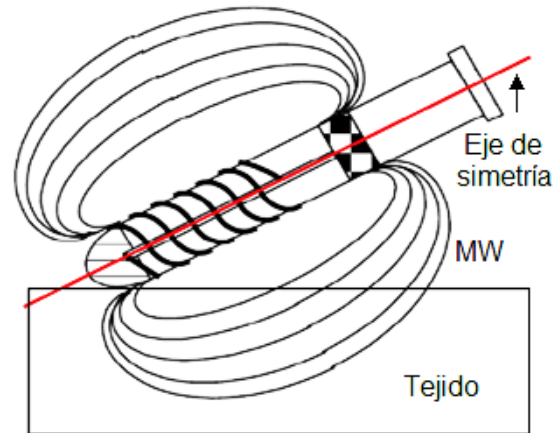


Fig. 7.19. Una antena micro-coaxial genera la misma cantidad de daño en el tejido en todas las direcciones.

Esta característica es de gran importancia en lo que respecta a la reconstrucción del volumen de ablación. Al tomar en cuenta que la antena emite una cantidad uniforme de energía en el tejido en el plano horizontal, se brinda la posibilidad de llevar a cabo una rotación completa de 360° al área de ablación y generar una aproximación al volumen de ablación que es generado por la antena, tal como se muestra en la Figura 7.20.

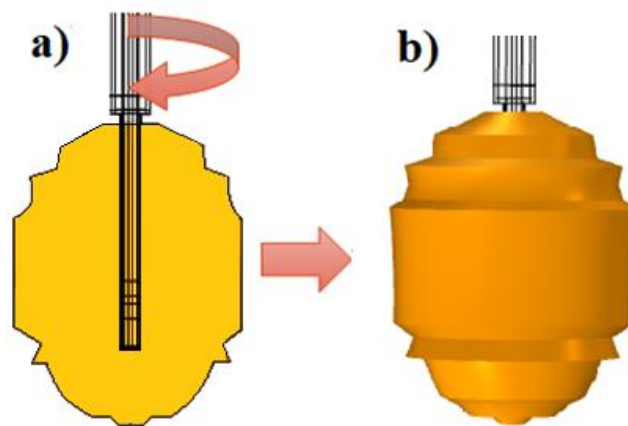


Fig.7.20. Rotación del área de ablación para obtener el volumen de ablación. a) Área de ablación y b) volumen de ablación.



De este modo, se procede a reconstruir el volumen de ablación con el fin de obtener una aproximación inicial del daño total en el tejido. Basándonos en este concepto, la reconstrucción del volumen de ablación a partir del área de ablación se llevó a cabo siguiendo los pasos descritos a continuación.

7.10.1. Estimación del volumen de ablación mediante el área de ablación 2D axi-simétrica.

La reconstrucción del volumen de ablación se lleva a cabo mediante el empleo del software COMSOL Multiphysics 5.6. Entre las ventajas del uso de esta herramienta se incluye la capacidad de generar geometrías a partir de imágenes, así como de transformar una geometría bidimensional en una tridimensional, y calcular volúmenes de cuerpos en 3D. Con el fin de efectuar la reconstrucción del volumen de ablación, resulta necesario generar una imagen en B/N del área de ablación, conforme se detalla en la sección 7.9 (Ver Fig. 7.17b)). Como se mencionó anteriormente, una antena omnidireccional emite la misma cantidad de energía al tejido en el plano horizontal. A pesar de ello, el contorno del área de ablación generada a partir de la imagen térmica no presenta simetría con respecto a la antena. En otras palabras, al dividir el área de ablación en dos secciones (Ver Fig. 7.21b)), estas partes no son simétricas entre sí. Este fenómeno se debe principalmente a las deformaciones que experimenta el hueso al realizar el corte para insertar la antena, lo cual ocasiona daño al hueso y genera pequeños espacios de aire entre la antena y el hueso. Estas condiciones provocan una propagación asimétrica de las ondas electromagnéticas en la superficie del hueso, generando áreas de ablación no simétricas. Esto, debido a que el área de ablación obtenida durante los ensayos experimentales en tejido *ex vivo* no presenta simetría con respecto al eje de la antena, el volumen de ablación se reconstruirá en dos secciones. Para ello, el área de ablación se divide en dos mitades. La división del área de ablación se realiza considerando la ubicación de la antena, tal y como se aprecia en la Figura 7.21. Como resultado final, se obtienen dos imágenes que representan cada mitad del área de ablación en B/N.

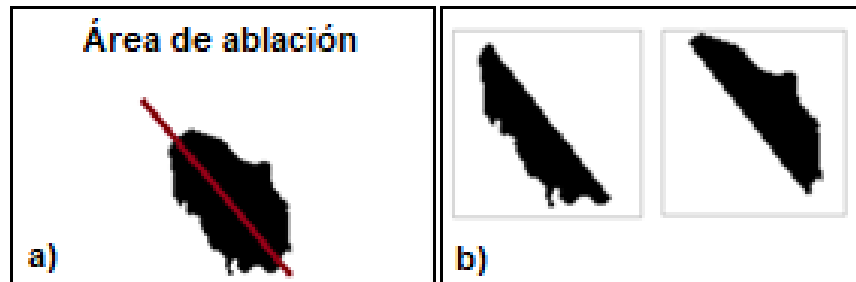


Fig. 7.21. Área de ablación en B/N. a) Ubicación de la antena en el área (línea roja) y b) visualización de las dos imágenes generadas a partir de un área de ablación.

La función **Image to Curve** permite utilizar una imagen como punto de inicio para generar una geometría. Usando esta función, se crea una curva de interpolación a partir de un gráfico de contorno de la imagen importada. Esta curva de interpolación puede usarse para crear una geometría. La función **Image to Curve** se localiza en la pestaña **Developer**. Al posicionarse sobre la opción **Add-ins**, se desplegará en pantalla la función requerida, como se observa en la Figura 7.22.

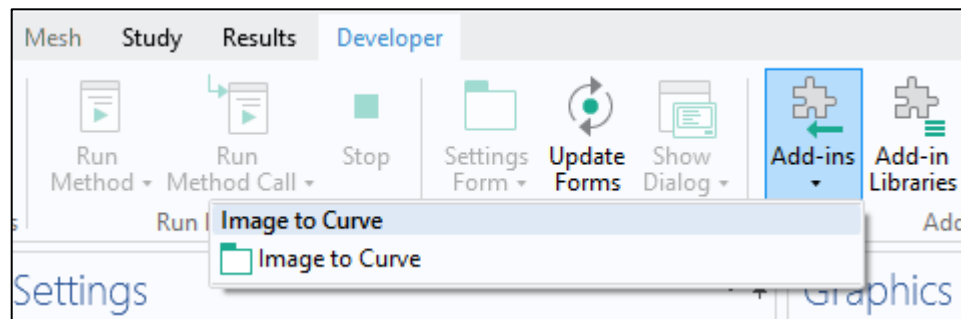


Fig. 7.22. Acceso a la función Image to Curve desde la pestaña Developer en COMSOL Multiphysics 5.6.

Al hacer click en la función **Image to Curve**, se accede a la ventana de configuración de la función, como se observa en la Figura 7.23. Para importar la imagen, en este caso la imagen en B/N del área de ablación, en la sección **Image** de la ventana de configuración, se da click en el botón **Browse**. Esto abre el buscador de archivos donde se selecciona la imagen a importar.

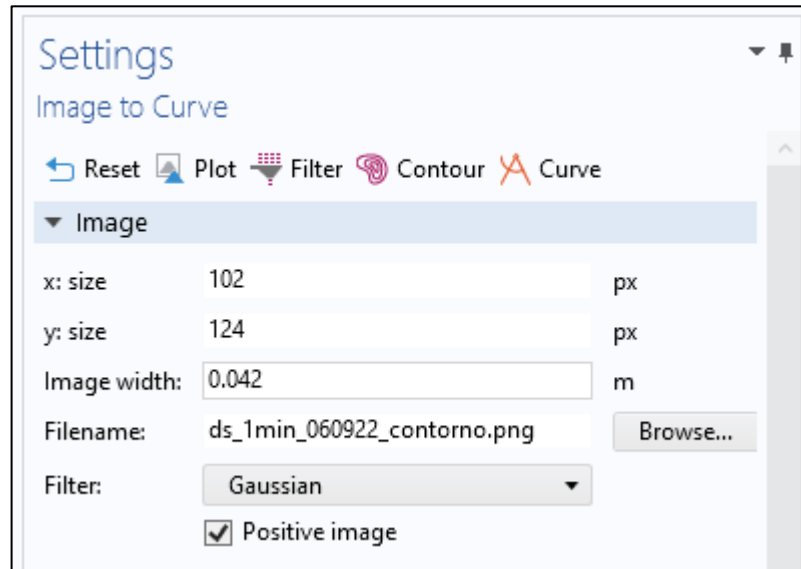


Fig. 7.23. Selección de la imagen a importar.

Después de seleccionar la imagen, en la pestaña **Curve**, se selecciona la opción **Solid**. Esto detecta los bordes de la imagen importada, como se observa en la Figura 7.24, y genera una geometría sólida a partir del borde detectado. En la Figura 7.25 se muestra la geometría generada a partir de la imagen del área de ablación.

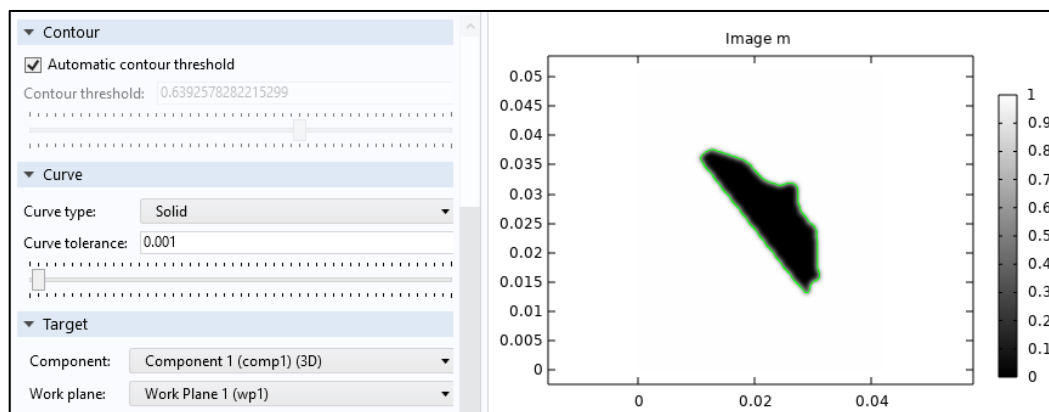


Fig. 7.24. Detección del borde de la imagen en B/N.

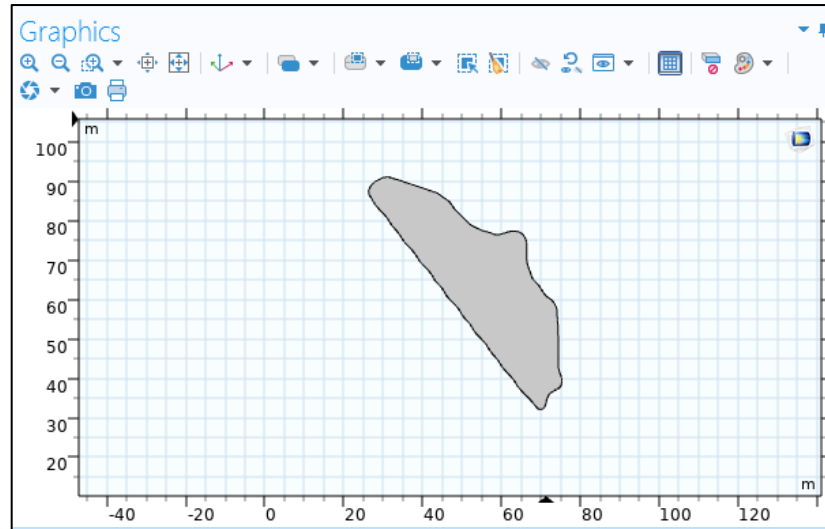


Fig. 7.25. Geometría generada del área de ablación usando la función Image to Curve.

Hasta este momento, se ha generado la geometría correspondiente a una de las mitades del área de ablación. Para proseguir con la reconstrucción del volumen de ablación, se llevará a cabo una operación de revolución aplicada a la geometría, empleando como eje de rotación la antena.

7.10.2. Generación del volumen de ablación

La función **Revolve** permite revolucionar una geometría 2D. Para revolucionar objetos planos y convertirlos a objetos 3D, se selecciona la pestaña **Geometry** y se da un click derecho en la función **Revolve**. Esto abre una ventana donde se ingresarán las propiedades de la revolución, como se observa en la Figura 7.26.

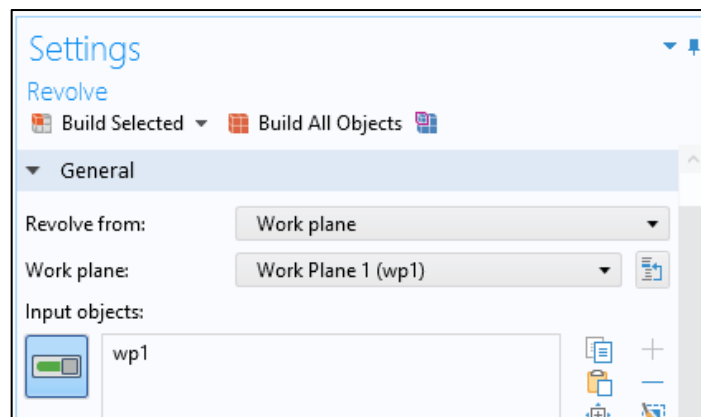


Fig. 7.26. Acceso a la función Revolve.



El siguiente paso es seleccionar la geometría del área de ablación. De la lista **Revolve from**, se selecciona **Work plane** para revolucionar la geometría del área de ablación. Al seleccionar esta función, se desplegará en pantalla la geometría a revolucionar y el eje de revolución. Este eje de revolución se ubica en la cara de la geometría en donde el área de ablación fue dividida. La Figura 7.27 muestra la visualización de la geometría y el eje de revolución. Finalmente, se realiza la revolución del área de ablación. La Figura 7.28 muestra el resultado de la revolución realizada.

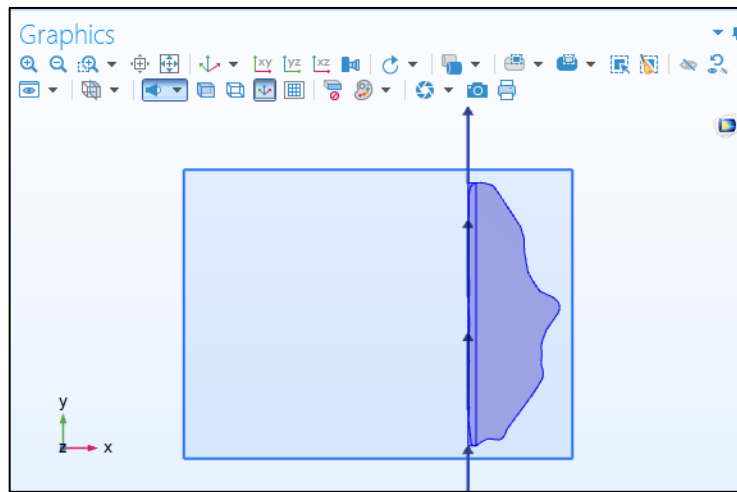


Fig. 7.27. Ubicación del eje de revolución en la geometría.

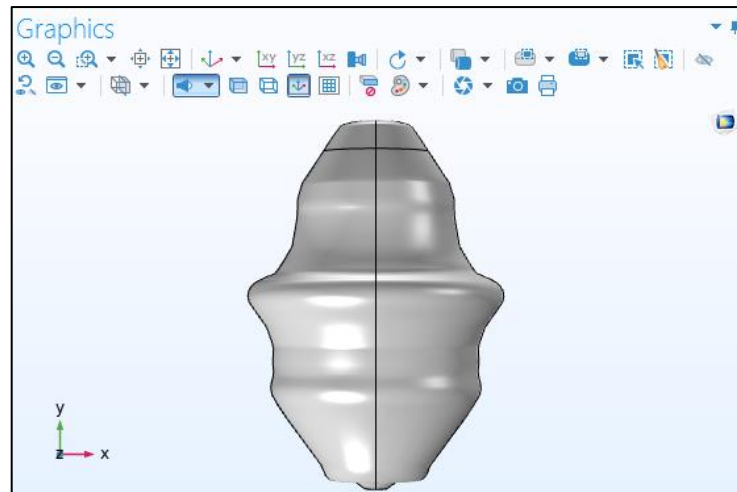


Fig. 7.28. Revolución del área de ablación usando la función Revolve.



Después de obtener la geometría del área de ablación en 3D, se procede al cálculo del volumen de ablación. En la pestaña **Other** se encuentra una función llamada **Measure**. Esta función permite medir el volumen, en cm^3 , de una geometría u objeto seleccionado. Se selecciona la geometría del área de ablación en 3D y se da un click izquierdo a la función **Measure**. Esto desplegará en pantalla el volumen medido de la geometría seleccionada. Finalmente, estos pasos se repiten para calcular el volumen de ablación de la segunda imagen generada del área de ablación en B/N. Al obtener el volumen de ambas imágenes, se realiza un promedio de los dos volúmenes de ablación medidos para tener una aproximación al volumen de ablación total generado por la antena.

7.11. Áreas y volúmenes ideales de ablación

Siguiendo el procedimiento descrito en la sección 7.10, se obtiene una estimación de los volúmenes de ablación de una antena micro-coaxial. No obstante, es importante mencionar algunos detalles relevantes. En primer lugar, como se indicó previamente, una antena omnidireccional emite la misma cantidad de energía al tejido en el plano horizontal. A pesar de ello, el contorno del área de ablación generada a partir de la imagen térmica no presenta simetría con respecto a la antena. Esto debido al daño que sufre el hueso durante el corte para insertar la antena, como se explicó en la sección 7.10.1. Estas condiciones provocan una propagación asimétrica de las ondas electromagnéticas en la superficie del hueso, generando áreas de ablación no simétricas. Por lo tanto, se divide el área de ablación y se reconstruye el volumen en dos secciones. Debido a esta asimetría en el área de ablación durante los experimentos en tejido *ex vivo*, se llevó a cabo una reconstrucción de las áreas y volúmenes de ablación de manera ideal.

Al referirnos a áreas y volúmenes de ablación ideales, hacemos alusión al área que se obtendría si la propagación electromagnética proveniente de la antena no se viera alterada por el daño sufrido en el hueso durante el posicionamiento de la antena. Para lograr una propagación electromagnética simétrica en el tejido, es necesario que el tejido circundante a la antena sea homogéneo. Bajo estas condiciones, la distribución de calor en el tejido será uniforme en todas las direcciones de la antena, lo que resultará en un área de ablación simétrica en el hueso. Para determinar el área de ablación ideal que genera la antena, es suficiente detectar la zona en la que se logre el contacto óptimo entre la antena



y el tejido. Este contacto óptimo implica que no haya daño en el hueso debido al corte, que no se generen espacios de aire entre la antena y el hueso, y que la antena esté en total contacto con el hueso. En la Figura 7.29a) se ilustra un ejemplo de una antena con el SE insertada en tejido óseo *ex vivo* de cerdo, en la cual un lado de la antena muestra el contacto óptimo, mientras que el otro lado presenta espacios de aire entre la antena y el tejido. Cuando hay pequeños espacios de aire entre el tejido y la antena, el área de ablación generada no es simétrica con respecto al eje de la antena, como se observa en la Figura 7.29b).

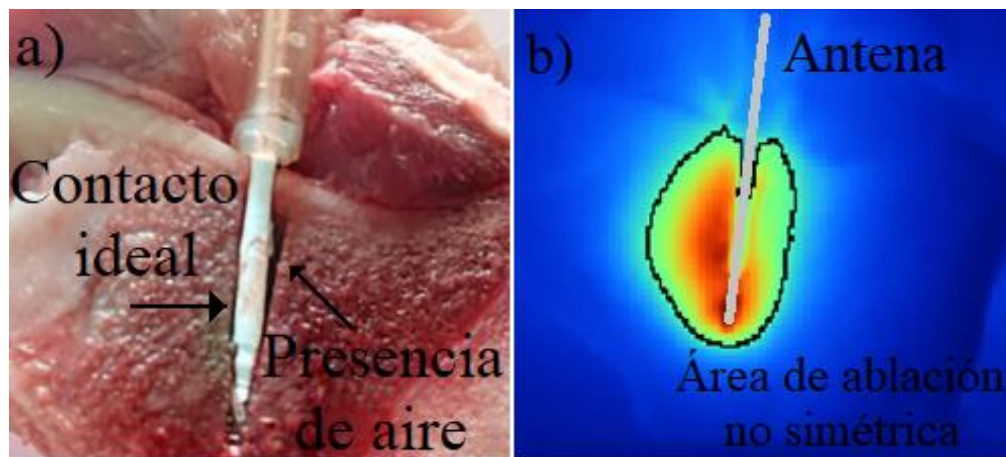


Fig. 7.29. Ejemplo de una antena insertada en hueso *ex vivo* de cerdo y el área de ablación que genera. a) Presencia de aire entre la antena y el tejido y b) área de ablación no simétrica.

Según se aprecia en la Figura 7.29b), la interacción óptima entre la antena y el tejido resulta en una extensión del área de ablación más amplia en comparación con la que se produce en presencia de aire. Si el contacto ideal se presentara en ambos lados de la antena y el tejido, sin la presencia de aire, el área de ablación mantendría una forma y tamaño consistentes en ambos lados de la antena. Bajo la premisa de un contacto ideal logrado en ambos lados de la antena, se procederá a reconstruir el área de ablación ideal y, a partir de esta, se calculará el volumen de ablación ideal. A continuación, se describen los pasos necesarios para llevar a cabo dicho cálculo.

- **Área de ablación ideal**

La delimitación del área de ablación ideal será reconstruida mediante los contornos isotérmicos generados por las antenas (Capítulo 7.8). Dicha reconstrucción se fundamenta en la subdivisión del contorno isotérmico en dos segmentos, utilizando el eje de la antena como punto de división, y preservando la mitad del contorno que exhibe un contacto ideal entre la antena y el tejido. El procedimiento se ilustra en la Figura 7.30.

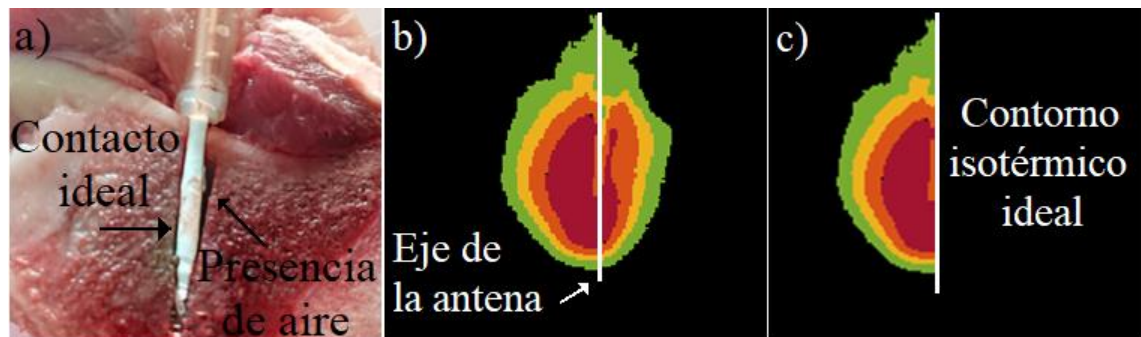


Fig. 7.30. División del contorno isotérmico en base al eje de la antena. a) Detección del contacto ideal, b) ubicación del eje de la antena en el contorno isotérmico y c) contorno isotérmico ideal.

La Figura 7.30c) ilustra el contorno isotérmico ideal de la antena, donde no hay presencia de aire entre la antena y el tejido, y el daño óseo no afecta la propagación de la energía electromagnética. Con el fin de reconstruir el área de ablación ideal, se realizará una duplicación simétrica del contorno isotérmico ideal. Esto se lleva a cabo para simular que la antena presenta un comportamiento uniforme en ambos lados. Al hacer esto, asumimos que la antena tiene un contacto óptimo en ambos lados, en contraste con lo ilustrado en la Figura 7.30a). Por lo tanto, el contorno isotérmico resultante representa el comportamiento ideal de la antena. La Figura 7.31a) muestra la reconstrucción del contorno isotérmico ideal de la antena. A partir de este contorno isotérmico ideal, se sigue el procedimiento explicado en el Capítulo 7.9 para calcular el área de ablación ideal. Como resultado, se obtiene la segmentación del área de daño generada por la antena, como se muestra en la Figura 7.31b).

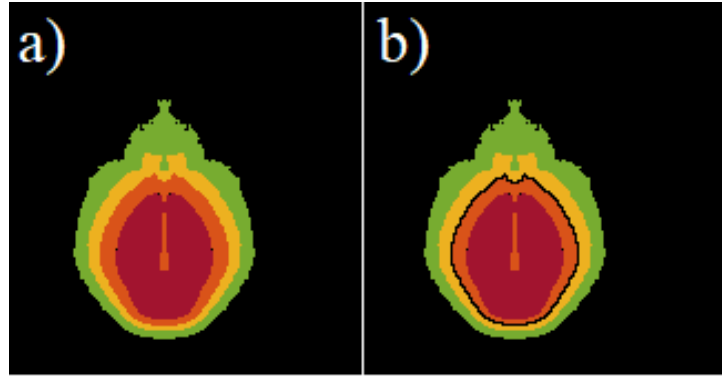


Fig. 7.31. Reconstrucción del área de ablación ideal. a) Contorno isotérmico ideal y b) segmentación del área de ablación ideal (contorno en línea negra). Las temperaturas dentro del contorno negro son iguales o mayores a 55°C.

- **Volumen de ablación ideal**

A partir del área de ablación ideal, se lleva a cabo la reconstrucción del volumen de ablación ideal según se detalla en el Capítulo 7.10. No obstante, la representación visual del área de ablación en B/N necesaria para realizar dicha reconstrucción se obtiene a partir del área de ablación ideal. Como resultado, se logra obtener un área de ablación en B/N, tal como se ilustra en la Figura 7.32a). Una vez obtenida la imagen del área de ablación ideal en B/N, ésta se divide en dos secciones mediante la utilización de la antena como eje de división (Ver Fig. 7.32b)), siguiendo los procedimientos descritos en el Capítulo 7.10.1.

Después de segmentar el área de ablación, se selecciona una de las dos imágenes resultantes para llevar a cabo la reconstrucción del volumen de ablación. Al trabajar con el área de ablación ideal, no es necesario realizar la reconstrucción del volumen de ablación en ambas imágenes obtenidas. Esto se debe a que el área de ablación ideal presenta simetría en relación con el eje de la antena, lo que permite inferir la forma ideal del volumen de ablación al reconstruir solo una mitad del área de ablación. La Figura 7.32c) muestra el resultado de la reconstrucción del volumen de ablación ideal.

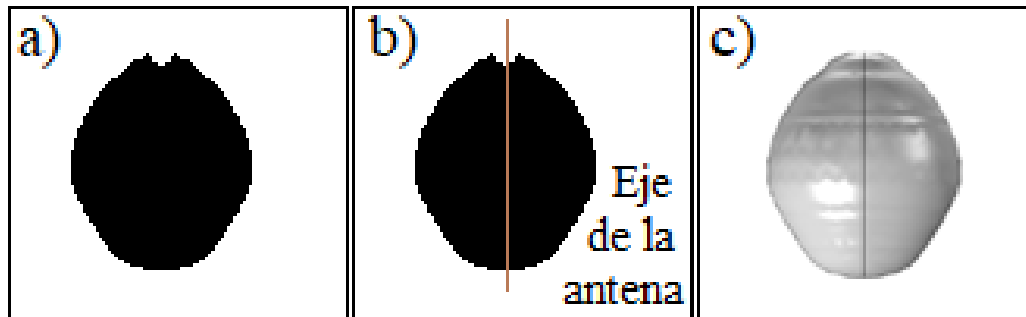


Fig. 7.32. Reconstrucción del volumen de ablación ideal. a) Área de ablación ideal en B/N, b) ubicación del eje de la antena y c) volumen de ablación ideal.

7.12. Comparación del comportamiento (desempeño) de las antenas monopolo y doble ranura con y sin el sistema de enfriamiento

Con el fin de evaluar el desempeño del sistema de ablación, incluyendo el SE propuesto, se llevará a cabo un análisis comparativo de la pérdida de potencia, las temperaturas máximas, los contornos isotérmicos, las áreas de ablación y los volúmenes de ablación. El objetivo de esta comparación es determinar si el SE tiene un impacto en el desempeño de las antenas. Se realizará esta comparación entre las antenas con y sin el SE. Para tal fin, en el caso de los resultados de los experimentos en tejido *ex vivo* de cerdo, se seleccionarán los mejores y peores casos de ambas antenas en función de la pérdida de potencia y el área de ablación. El mejor caso se caracteriza por presentar la menor pérdida de potencia y el área de ablación más amplia de los cinco experimentos realizados con la antena equipada con el SE. Por el contrario, el peor caso se caracteriza por presentar la mayor pérdida de potencia y el área de ablación más reducida de los cinco experimentos realizados con la antena equipada con el SE.

7.13. Estudio preliminar de un arreglo de antenas micro-coaxiales en el tratamiento de tumores óseos mediante modelos FEM

Por lo general, los tumores óseos en el estadio T1 tienden a tener un tamaño que no supera los 8 cm de diámetro. Sin embargo, en el caso de los tumores óseos en el estadio T2, se observa que su tamaño tiende a exceder los 8 cm de diámetro [65]. Cuando las dimensiones del tumor son inferiores a 4 cm de diámetro, la aplicación de una única antena



posee la capacidad de inducir la ablación completa del tumor. Contrariamente, cuando nos encontramos con tumores cuyas dimensiones exceden los 4 cm de diámetro, el empleo de una única antena implica que el volumen de ablación no será suficiente para llevar al tumor completo a necrosis. En este escenario, la cobertura resultante puede ser limitada y, por lo tanto, podría requerir múltiples sesiones o reposicionamientos de la antena para llevar a cabo el tratamiento completo en el tumor.

Los arreglos de antenas se componen de múltiples antenas dispuestas siguiendo un patrón específico. Estos arreglos posibilitan una mayor cobertura del área objetivo, lo cual simplifica el tratamiento de tumores de mayores dimensiones o con formas irregulares [66]. Además, estos arreglos de antenas tienen la capacidad de generar un patrón de calentamiento más uniforme y homogéneo en el área objetivo, lo que contribuye a garantizar que todas las regiones del tumor reciban una cantidad adecuada de energía electromagnética para su destrucción.

Gracias a la mayor amplitud de cobertura, los arreglos de antenas pueden reducir el tiempo requerido para completar un procedimiento de ablación térmica en comparación con el uso de una sola antena. Esto resulta especialmente beneficioso para minimizar la duración total del procedimiento y mejorar la comodidad del paciente. La capacidad de abarcar un área más extensa y asegurar el tratamiento completo del tumor disminuye significativamente la probabilidad de que persistan células tumorales viables después de la intervención.

7.13.1. Estudio paramétrico

Este estudio inicial sobre el empleo de arreglos de antenas tiene como objetivo analizar el comportamiento de las antenas cuando se utilizan de manera conjunta. Cabe destacar que en estos modelos no se ha considerado la inclusión del SE, con el propósito de observar el comportamiento intrínseco de las antenas. Para tal fin, se han seleccionado las antenas MTM y DS como componentes en los modelos computacionales.

Dado que la finalidad de este estudio es abarcar una mayor área de ablación, se llevará a cabo un análisis de configuración lineal compuesta por tres antenas. El enfoque del estudio paramétrico consiste en la variación de la distancia entre las antenas para

determinar la distancia óptima entre ellas que maximice el volumen de ablación. Las distancias d entre las antenas se han seleccionado con el propósito de investigar en qué punto se produce la combinación de los volúmenes generados y en qué punto los volúmenes permanecen separados. Cada arreglo de antenas estará compuesto por antenas del mismo tipo. En la Tabla 7.4 se muestran los parámetros incluidos en este estudio. Cabe destacar que las condiciones de contorno, así como las propiedades dieléctricas de los tejidos incluidos en los modelos se mantienen iguales a las mencionadas en la sección 7.2. Los modelos 3D generados incluyen el arreglo de antenas, así como las diferentes capas de tejido (hueso, músculo, grasa y piel). En la Figura 7.33 se observa la geometría implementada en el modelo.

Tabla 7.4. Parámetros incluidos en el estudio paramétrico.

Parámetro	Valor
Distancia entre antenas d	1, 1.5, 2 cm
Potencia	5 W
Tiempo	5 min

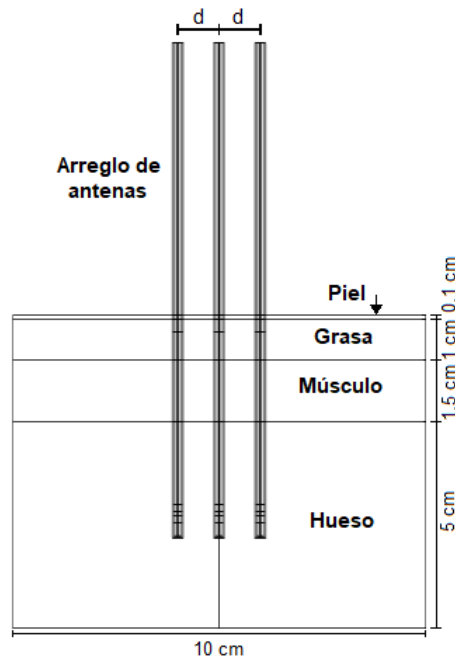


Fig. 7.33. Propuesta de la configuración del arreglo de antenas para ablación en tejido óseo.





Capítulo 8. Resultados obtenidos

En el presente capítulo se llevará a cabo un exhaustivo análisis de los resultados obtenidos en cada una de las etapas desarrolladas con el fin de alcanzar el objetivo general de esta investigación doctoral. Se presentarán los resultados de los modelos computacionales empleados, la implementación del SE y su integración con las antenas, la evaluación del rendimiento del sistema de ablación en conjunto con el SE, así como los resultados obtenidos a partir del cálculo de áreas y volúmenes de ablación. Finalmente, se presentarán los primeros resultados de los modelos computacionales de los arreglos de antenas.

8.1. Modelo computacional

En la etapa de los modelos computacionales, se llevó a cabo un análisis de las temperaturas máximas, la relación de onda estacionaria y la distribución de temperatura, tanto con el SE activo como sin él, bajo una potencia de entrada de 10 W durante un tiempo de aplicación de 10 min.

Temperaturas máximas

Las temperaturas registradas en los modelos computacionales demuestran el impacto de la implementación del SE en las antenas, como se puede apreciar en la Figura 8.1. En el caso de la antena DS sin el SE el sensor S_1 , ubicado en la punta de la antena, alcanza una temperatura máxima de 184°C . Sin embargo, al incorporar el SE, la temperatura máxima se reduce a 179°C . En cuanto al sensor S_2 , situado a 0.5 cm de la antena en la capa muscular, se obtiene una temperatura máxima de 57.8°C y 42°C con y sin el SE, respectivamente. Por su parte, las temperaturas registradas en el sensor S_3 , localizado a 1 cm de la antena en la capa muscular, fueron de 48°C y 41.6°C con y sin el SE, respectivamente. Con relación al sensor S_4 , ubicado a 1.5 cm de la antena en la capa muscular, la temperatura máxima fue de 42.8°C y 40.2°C con y sin el SE, respectivamente.

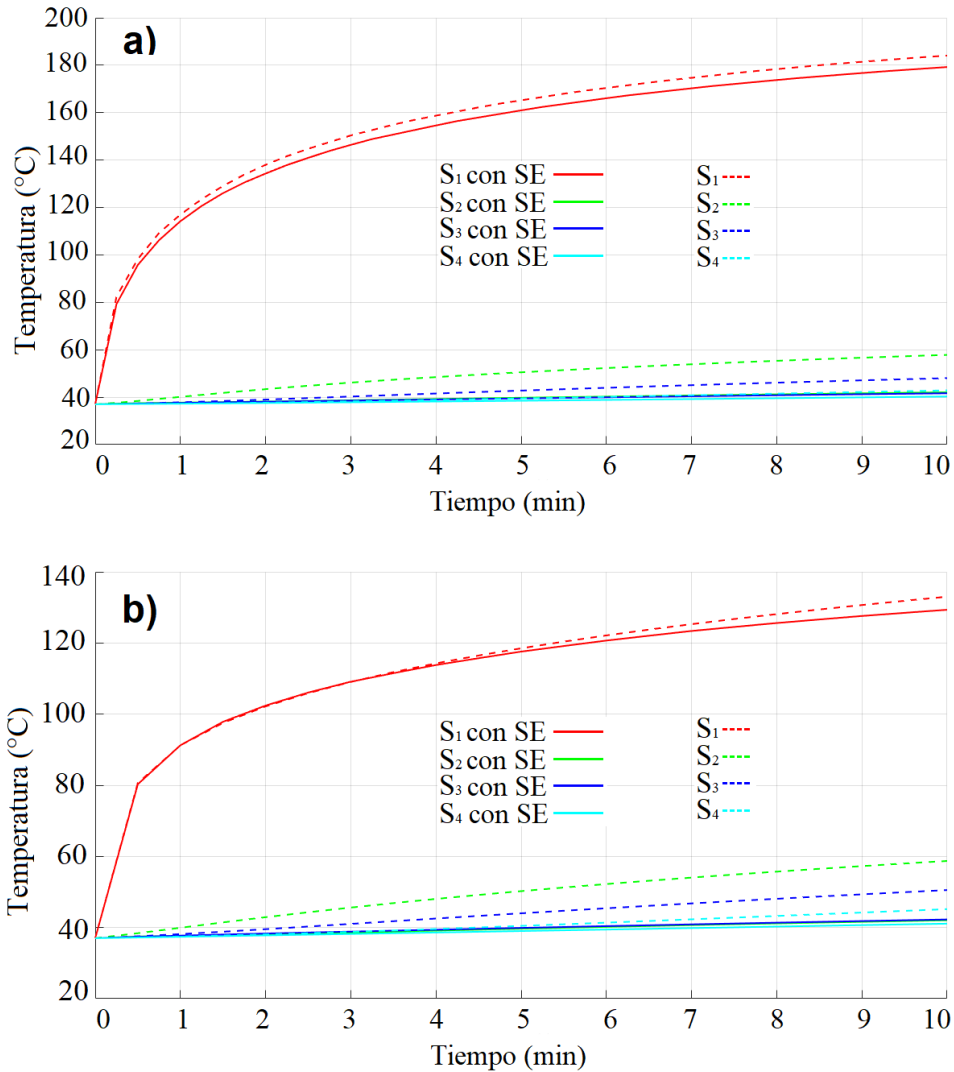


Fig. 8.1. Registro de temperaturas alcanzadas en los modelos computacionales. a) Antena DS con y sin el SE y b) antena MTM con y sin el SE. Las líneas continuas representan las temperaturas incorporando el SE, las líneas punteadas muestran las temperaturas sin el SE.

La antena MTM mostró un rendimiento similar al observado en la antena de DS. En el caso del sensor S₁, se registró una temperatura máxima de 133 °C sin la inclusión del SE; no obstante, al implementar dicho sistema, la temperatura máxima disminuyó a 129.3 °C, lo que se traduce en una diferencia de 3.7 °C. En cuanto al sensor S₂, se obtuvieron temperaturas de 58 °C y 42 °C con y sin el SE, respectivamente. Respecto al sensor S₃, las temperaturas máximas alcanzadas fueron de 50.5 °C y 42 °C con y sin el SE, respectivamente. Por último, en el sensor S₄, se observaron temperaturas de 45 °C y 41 °C



con y sin el SE, respectivamente. Estos valores de temperatura resaltan dos aspectos relevantes para ambas antenas: en primer lugar, la implementación del SE logró una reducción mínima de la temperatura en el tejido óseo (sensor S_1), encontrando una disminución máxima de 5°C . En segundo lugar, el SE mantuvo las temperaturas en la capa muscular por debajo de los 43°C , evitando así la hipertermia en dicho tejido. En contraste, sin la incorporación del SE, las temperaturas en la capa muscular oscilaron entre 42.8°C y 58°C , alcanzando temperaturas de hipertermia, así como ablación.

Relación de onda estacionaria (SWR)

El valor de SWR determinará si la incorporación del SE afecta el acoplamiento de las antenas con el tejido, ya sea incrementándolo o disminuyéndolo. Los resultados de SWR obtenidos con y sin la presencia del SE con se presentan en la Tabla 8.1.

Tabla 8.1. Valores de SWR para las antenas DS y MTM.

Antena	SWR	SWR con SE
DS	1.28	1.17
MTM	1.4	1.53

Los resultados obtenidos revelan que el acoplamiento entre la antena DS y el tejido se ve mejorado al implementar el SE, lo cual conduce a una disminución de 0.11 en el valor de SWR. En contraste, al incorporar el SE a la antena MTM, se observó un incremento de 0.13 en el valor de SWR. No obstante, estas variaciones en los valores de SWR, tanto con cómo sin el SE para ambas antenas, indican que su influencia se mantiene mínima al implementar el SE, manteniendo la pérdida de potencia menor a 1 W.

Distribución de temperatura

La distribución de temperatura exhibe la manera en que el calor se dispersa en las diversas capas de tejido, como se ilustra en la Figura 8.2. Estas distribuciones fueron registradas después de 10 min de tiempo de aplicación. En ambas antenas, se observó la aparición de áreas con temperaturas superiores a los 42°C en la capa muscular cuando no



se utiliza el SE (Ver Figura 8.2 a) & c)). No obstante, al incorporar dicho sistema, se observó una reducción significativa de estas zonas de alta temperatura en la capa muscular, llegando incluso a eliminarse por completo. Por otro lado, la distribución de temperatura en la capa ósea se vio afectada de manera mínima al emplear el SE (Ver Figura 8.2 b) y d)). Con la implementación de este sistema se evidencia que únicamente en la capa ósea se alcanzaron temperaturas de hipertermia y ablación. Hasta este punto, los modelos computacionales demostraron que el SE cumple su objetivo de prevenir daños en la capa de músculo circundante a la antena y de mantener las temperaturas de ablación exclusivamente en la capa ósea.

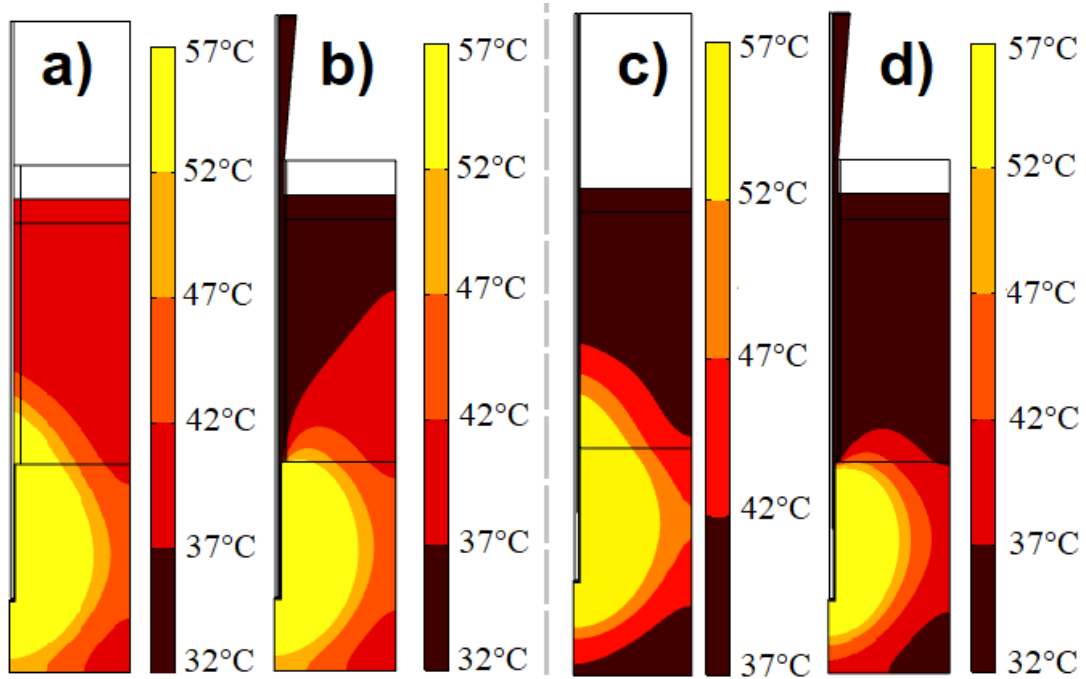


Fig. 8.2. Distribución de temperatura en los modelos computacionales. a) Antena DS, b) antena DS con el SE, c) antena MTM y d) antena MTM con el SE.

8.2. Implementación del sistema de enfriamiento

En la Figura 8.3 se aprecia la integración del SE a las antenas. Esta incorporación se llevó a cabo con el fin de realizar los experimentos en phantoms multicapa y tejido *ex*

vivo. Por otro lado, en la Figura 8.4 se presenta el montaje del SE junto con el contenedor que suministrará agua al sistema durante toda la duración de la experimentación.

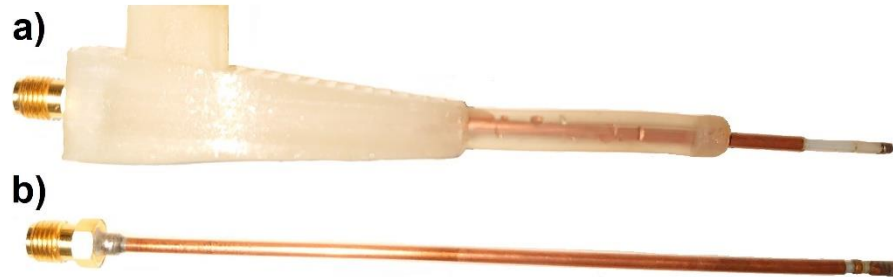


Fig. 8.3. Incorporación del SE a las antenas. a) Antena MTM con el SE y b) antena DS sin el SE.



Fig. 8.4. Montaje del SE durante las pruebas experimentales.

8.3. Experimentación en phantoms multicapa

Pérdida de potencia

En la Tabla 8.2 se presentan los resultados de la pérdida de potencia registrada al inicio y al final de los experimentos con y sin el SE. Los resultados indican que, en el caso de la antena MTM, se observó una menor pérdida de potencia cuando no se emplea el SE,



con una reducción del 9.4%. Por otro lado, al incorporar el SE, la antena MTM experimentó un aumento de la pérdida de potencia del 18%, el cual es el doble en comparación con la ausencia del sistema. Por otro lado, la antena DS presentó una menor pérdida de potencia al utilizar el SE, con una disminución del 6.5%, mientras que, sin incorporar el sistema, la pérdida de potencia alcanzó el 15.8%. Este comportamiento se refleja en los resultados de los valores de relación de onda estacionaria (SWR) en los modelos computacionales. En los modelos, se muestra un mejor acoplamiento con el SE para la antena DS, mientras que, en el caso de la antena MTM, el SWR aumenta al incorporar el SE.

Tabla 8.2. Pérdida de potencia durante los experimentos en phantoms multicapa.

Pérdida de potencia	MTM	MTM con SE	DS	DS con SE
Inicial	0.94 W	1.8 W	0.12 W	0.65 W
Final	0.51 W	1.02 W	1.58 W	0.46 W
%	9.4 %	18%	15.8%	6.5%

Temperaturas máximas

Las temperaturas registradas en el agua empleada para el SE no experimentaron cambios significativos al finalizar los experimentos. Utilizando la antena MTM, la temperatura inicial del agua fue de 24°C, y al final del experimento se incrementó a 24.7°C, lo cual indica un aumento de temperatura de 0.7°C. Por otro lado, en los experimentos con la antena DS, la temperatura inicial del agua fue de 24°C y al final aumentó a 24.4°C, incrementándose en 0.4°C después de 5 min de radiación.

Los registros de temperatura obtenidos mediante los sensores evidencian el desempeño del SE en las diferentes capas del phantom, como se muestra en la Figura 8.5. En el caso de la antena MTM (Ver Figura 8.5 a)), el sensor S₁, ubicado en la punta de la antena, registró una temperatura máxima de 87°C sin SE, mientras que, al emplearlo, la temperatura disminuyó a 81°C, lo cual indica una reducción de 6°C. El sensor S₂, ubicado a 0.5 cm del cuerpo de la antena en la capa de músculo, alcanzó los 42°C cuando el SE no



fue incorporado, pero al utilizar dicho sistema, la temperatura máxima fue de 37°C, lo que implica una disminución de 5°C. Respecto al sensor S₃, situado a 1 cm de la antena en la capa de músculo, la temperatura máxima registrada sin el SE fue de 40°C, mientras que al emplear dicho sistema, la temperatura alcanzada fue de 37°C, lo cual representa una reducción de 3°C en comparación con la ausencia del sistema.

En contraste, la antena DS muestra un comportamiento particular. En el sensor S₁, se observa una notable disminución de temperatura al incorporar el SE. Sin utilizar el sistema, la temperatura al finalizar los experimentos fue de 102°C, mientras que con el sistema se redujo a 84°C (Ver Figura 8.5 b)). Esto indica que el SE logró una disminución de 18°C en la punta de la antena. Sin embargo, en el caso de los sensores S₂ y S₃, ocurrió lo opuesto; el sensor S₂ aumentó en 3°C al utilizar el SE, mientras que el sensor S₃ aumentó en 2°C. Esto puede atribuirse al hecho de que, con la antena DS y el SE incorporado, la pérdida de potencia fue menor que sin el uso del sistema, lo cual significa que se entregó una mayor potencia al phantom, generando así una mayor temperatura. En ambas antenas, el SE evitó superar temperaturas de hipertermia en la capa de músculo y, en el caso de la antena DS, se evitaron temperaturas de carbonización en la capa de hueso.

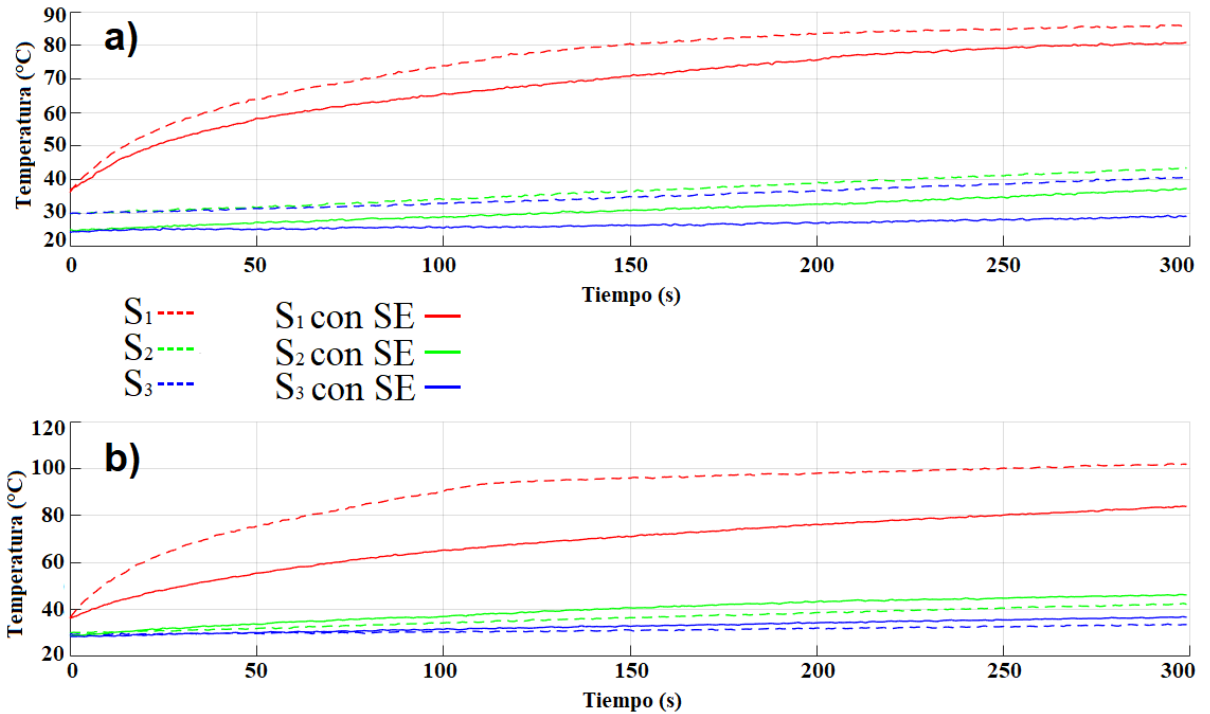


Fig. 8.5. Temperaturas máximas en phantoms multicapa. a) Antena MTM con y sin el SE y b) antena DS con y sin el SE. Las líneas continuas corresponden a las temperaturas incluyendo el SE, las líneas punteadas muestran las temperaturas sin la incorporación del sistema.

8.4. Detección del contorno de la distribución de temperatura en phantoms multicapa a través de imágenes térmicas

En la Figura 8.6 se muestra la distribución de temperatura para las antenas MTM y DS, con y sin el SE. Los resultados revelan que la configuración de la distribución de temperatura se ve alterada al emplear el SE en ambas antenas. Se puede apreciar una reducción en la forma de la distribución de temperatura en la parte superior del contorno al utilizar dicho sistema. No obstante, a pesar de esta disminución, el contorno de la distribución de temperatura adquiere una mayor amplitud en los laterales, como se observa en la Figura 8.6a'' y 8.6b''. Esta alteración en el contorno sugiere que el SE disminuye el área de daño en el tejido muscular, tal como se ha observado en los modelos computacionales. Sin embargo, debido a que la detección de los contornos en phantoms multicapa se basa en filtros aplicados a la imagen térmica RGB, aún no es posible cuantificar con precisión la reducción del daño.

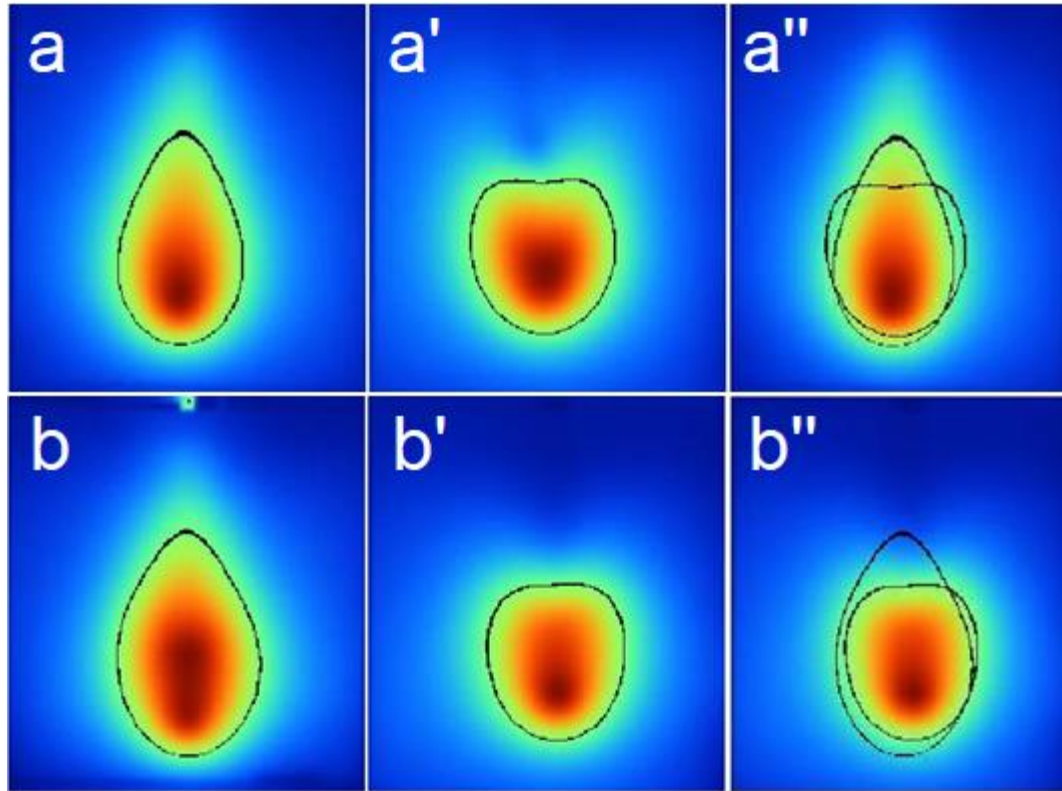


Fig. 8.6. Contorno de la distribución de temperatura. a) Antena DS, a') antena DS con SE, a'') comparación entre la antena DS con y sin el SE, b) antena MTM, b') antena MTM con SE y b'') comparación entre la antena MTM con y sin el SE.

8.5. Experimentación en tejido *ex vivo* de cerdo

Un total de 10 experimentos, 5 por cada antena, fueron realizados con el SE. Para analizar el desempeño del SE en tejido *ex vivo*, se realizó una comparación entre las antenas con y sin el SE. Para tal fin, se seleccionaron los mejores casos y los peores de ambas antenas en función de la pérdida de potencia y el área de ablación. El mejor caso se caracterizó por presentar la menor pérdida de potencia y el área de ablación más amplia de los cinco experimentos realizados con la antena equipada con el SE. Por el contrario, el peor de los casos se caracterizó por presentar la mayor pérdida de potencia y el área de ablación más reducida de los cinco experimentos realizados con la antena equipada con el SE.



Pérdida de potencia

La Tabla 8.3 muestra la pérdida de potencia con y sin el SE para el mejor y peor caso. Cuanto mayor sea la pérdida de potencia, menor será la cantidad de energía entregada al tejido, así como el daño tisular. Los porcentajes de potencia entregada al tejido sin el SE fueron del 95.8% y 90.0% para la antena MTM y DS, respectivamente. Sin embargo, en los mejores casos con el SE el porcentaje de potencia entregada al tejido fue del 96.3% y 95.6% para la antena MTM y DS, respectivamente. Aún en el peor de los casos, el porcentaje de potencia entregada no es menor al 90% en ambas antenas. Esto significa que el SE, en el mejor de los casos, mejora el acoplamiento entre el tejido y la antena y no interfiere con el desempeño de la antena.

Tabla 8.3. Pérdida de potencia durante experimentos en tejido *ex vivo* con y sin el SE.

Antena	Pérdida de potencia (W)		
	Sin SE		Con SE
	Mejor caso	Mejor caso	Peor caso
MTM	0.42	0.37	0.9
DS	1	0.44	0.8

Temperaturas máximas

Las temperaturas máximas alcanzadas se muestran en la Tabla 8.4. La evaluación de las antenas MTM y DS sin el SE reveló una temperatura máxima registrada por el sensor S₁ de 94.1°C y 105.4°C, respectivamente. A 105.4°C, se presentan fenómenos indeseables de vaporización y carbonización en los tejidos. Para ambas antenas, los sensores S₂-S₃ superaron los 42.0°C, excediendo así las temperaturas de hipertermia. Estas temperaturas pueden ocasionar daño celular irreversible en el tejido circundante al cuerpo de la antena, dependiendo del tiempo de aplicación.

Cuando se incorpora el SE, el sensor S₁ registró 83.0°C y 93.3°C para las antenas MTM y DS, respectivamente, evitando la carbonización en el tejido óseo. En el mejor de los casos, la temperatura en los sensores S₂-S₃ fue inferior a 42.0°C en ambas antenas, evitando la hipertermia en el tejido muscular. Sin embargo, en el peor de los casos, solo el sensor S₃ registró temperaturas por debajo de los 42.0°C en ambas antenas. El sensor



S₄, con el SE, mostró una diferencia de temperatura de aproximadamente 1.5°C. Esto implica que a una distancia de 1.5 cm del SE, la temperatura del tejido se ve mínimamente afectada por la energía electromagnética. Por último, la temperatura en el tejido muscular fue 5.0°C y 4.5°C más baja para las antenas DS y MTM, respectivamente, cuando se incorporó el SE.

Tabla 8.4. Temperaturas máximas para las antenas MTM y DS con y sin el SE en tejido *ex vivo* de cerdo.

Antena	S ₁	S ₂	S ₃	S ₄
MTM sin SE	94.1°C	47.0°C	43.0°C	40.0°C
MTM con SE mejor caso	83.0°C	42.1°C	40.0°C	38.6°C
MTM con SE peor caso	77.0°C	46.0°C	41.8°C	38.4°C
DS sin SE	105.4°C	46.5°C	42.6°C	38.0°C
DS con SE mejor caso	93.3°C	42.0°C	38.7°C	37.0°C
DS con SE peor caso	101.1°C	44.3°C	41.0°C	37.6°C

8.6. Contornos isotérmicos en tejido *ex vivo* de cerdo a través de matrices de temperatura

En la Figura 8.7 se presentan los resultados de la generación de los contornos isotérmicos de la antena DS, sin y con el SE, considerando el mejor (Ver Figura 8.7b)) y peor caso (Ver Figura 8.7c)). En primer lugar, los contornos isotérmicos correspondientes a la antena sin el SE revelan un incremento de la temperatura a lo largo del cuerpo de la antena, como se observa en la Figura 8.7a). Al observar cada imagen de manera secuencial, desde la parte superior hasta la inferior, se aprecia que el contorno se origina en forma de una cola que se expande hacia los costados, finalizando en una forma elipsoidal. Esta cola se manifiesta predominantemente en la porción entre tejido óseo y muscular. Aunque se verifica que antes de transcurrir 5 min de tiempo de aplicación, las temperaturas no alcanzan niveles de ablación, se observa que en dicha región se registran temperaturas de hipertermia. A partir de los 5 min, se observa la aparición de zonas de ablación localizada en esta sección, lo cual indica que las temperaturas en la capa de tejido muscular en contacto con la antena comienzan a sobrepasar los 55°C.



Los contornos isotérmicos generados al incorporar el SE difieren en su forma de distribución de temperatura respecto al no usar el SE. Con la incorporación del SE, en el mejor caso, se observó que la formación de la cola característica que surge al no utilizar el SE ya no se produce desde el comienzo hasta el final del tiempo de aplicación (Ver Figura 8.7b)). Con esto, se evitó la formación de zonas de ablación en la capa de músculo en contacto con la antena, y se mantuvo tanto las temperaturas de hipertermia como de ablación en el tejido óseo. Por otro lado, en el peor caso identificado (Ver Figura 8.7c)), se puede observar la formación de dicha cola, aunque no resulta tan pronunciada como en el caso sin el SE. Además, a pesar de esta ligera cola, no se generan zonas de ablación en el músculo. Al igual que en el mejor caso, las zonas de ablación se mantienen en el tejido óseo.

En la Figura 8.8 se exhiben los contornos isotérmicos generados por la antena MTM con y sin el SE. Al considerar los contornos isotérmicos obtenidos sin el SE, se puede apreciar que, de manera similar a la antena DS sin el SE, se forma una característica cola de las antenas micro-coaxiales desde el primer minuto de radiación, como se observa en la Figura 8.8a). A partir del quinto minuto, se observa que esta cola representa regiones de ablación en el músculo y además aumenta en tamaño a medida que transcurre el tiempo. Los contornos isotérmicos generados con el SE demuestran que la formación de la cola en el mejor y peor caso no se presenta, a lo largo de todo el período de radiación. Por otro lado, se observa que en el mejor caso (Ver Figura 8.8b)) la zona de ablación, representada por los colores naranja y rojo, es mayor en comparación con el peor caso (Ver Figura 8.8c)). Este comportamiento también se evidencia en la antena DS. Esta disparidad en el tamaño se atribuye principalmente a la posición de la antena durante los experimentos. En el peor caso para ambas antenas, la antena no se encontraba en contacto completo con el tejido, existiendo pequeños espacios de aire entre la antena y el tejido. Esto provocó que la potencia transmitida al tejido sea menor, generando regiones de ablación más reducidas en el tejido. A pesar de este comportamiento, tanto en el mejor como en el peor de los casos, el SE impide la generación de zonas de ablación en el tejido muscular circundante a la antena.

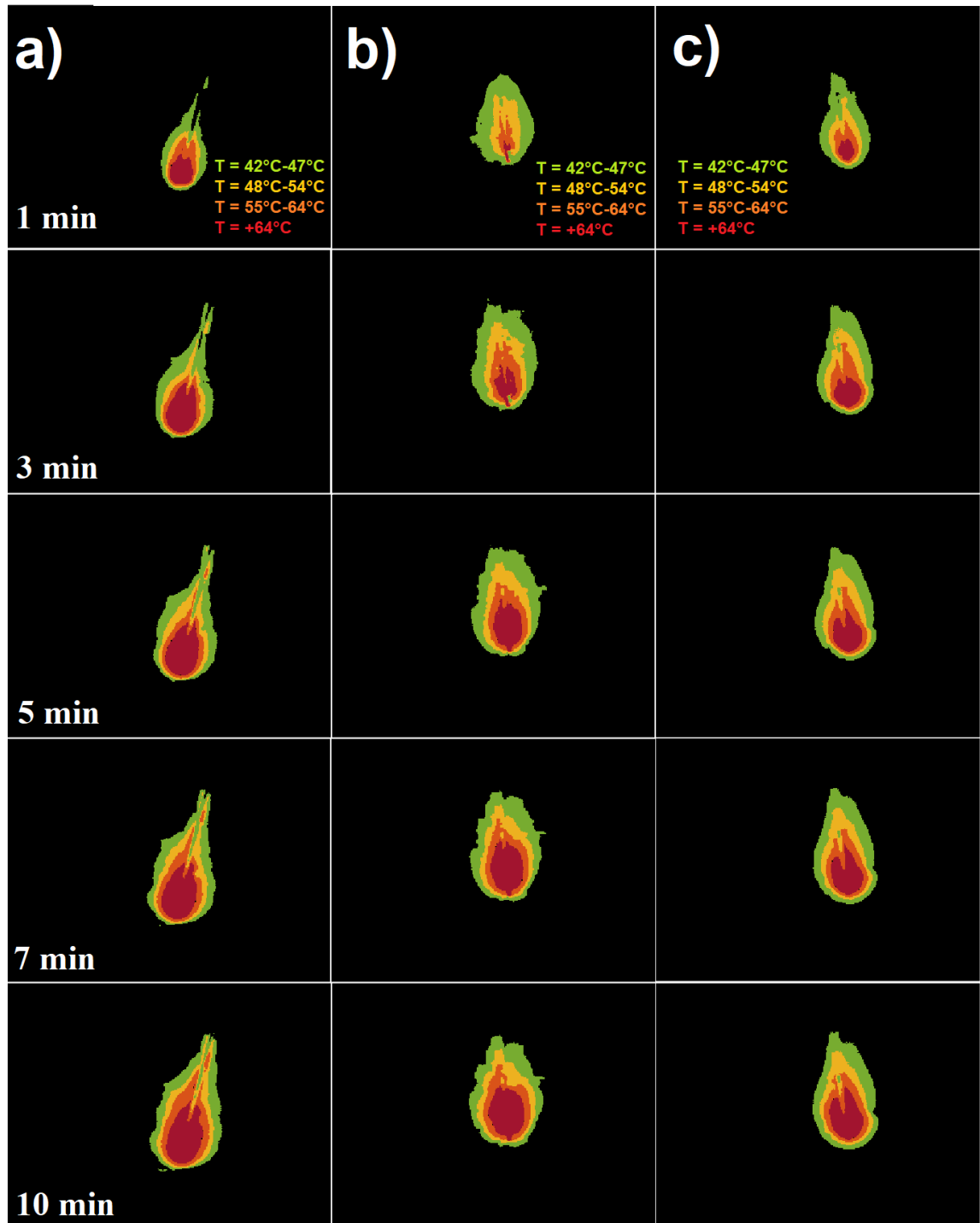


Fig. 8.7. Contornos isotérmicos generados con la antena DS. a) Antena DS, b) antena DS con SE mejor caso y c) antena DS con SE peor caso.

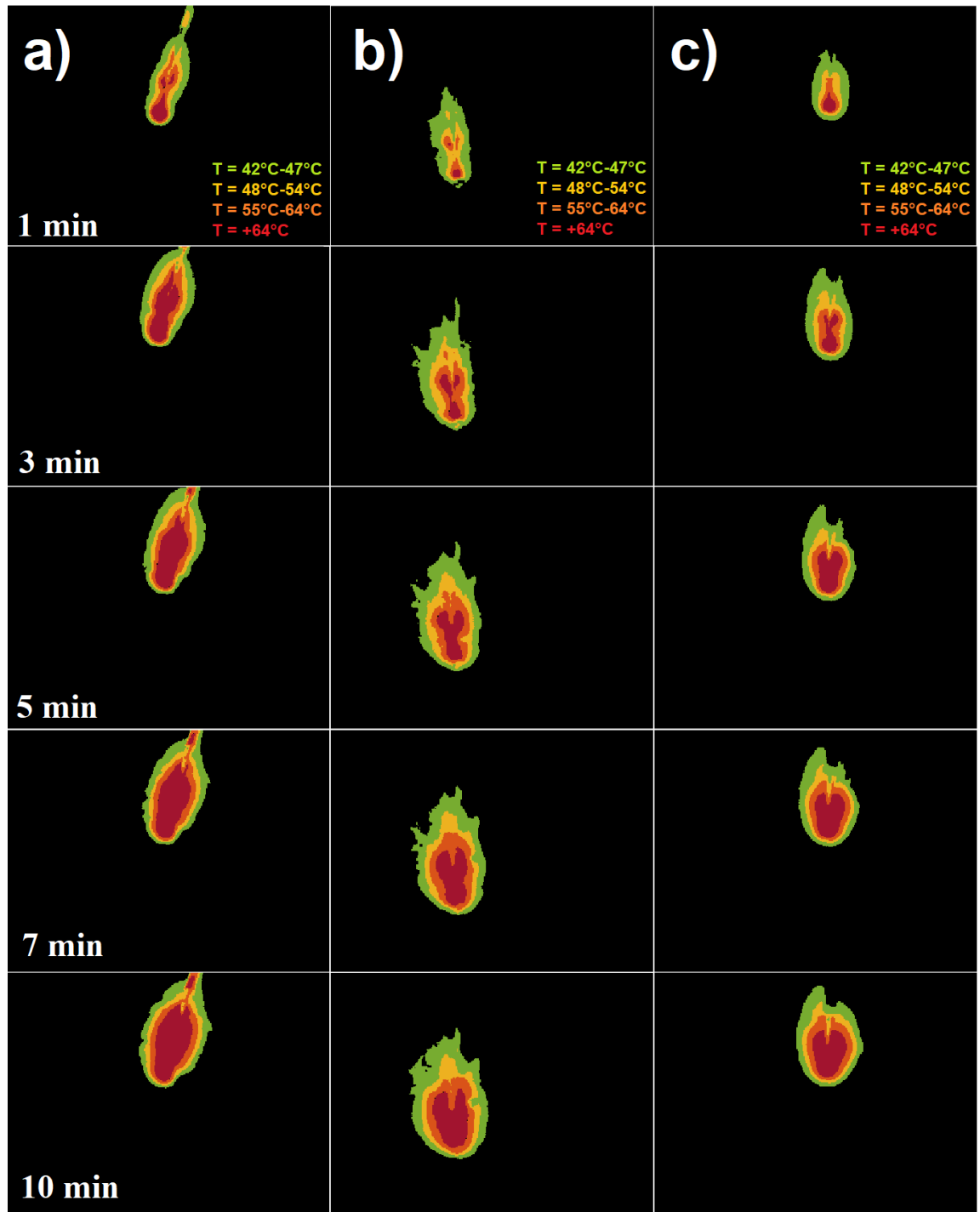


Fig. 8.8. Contornos isotérmicos generados con la antena MTM. a) Antena MTM, b) antena MTM con SE mejor caso y c) antena MTM con SE peor caso.



8.7. Segmentación y áreas de ablación en tejido *ex vivo* de cerdo a través de matrices de temperatura

Áreas de ablación

La Tabla 8.5 muestra las áreas de ablación generadas por las antenas MTM y DS, con y sin el SE. En el escenario en que la antena MTM se emplea sin el SE, se observó un incremento de aproximadamente 1 cm²/min en el área de ablación durante los primeros 3 min. A partir del cuarto minuto, el aumento se redujo a alrededor de 0.35 cm²/min, alcanzando un área máxima de ablación de 5.5 cm² a los 10 min. En contraste, en el mejor caso con la misma antena equipada con el SE, el incremento del área de ablación fue menor. Durante los primeros 4 min, el área de ablación aumentó aproximadamente 0.8 cm²/min. A partir del quinto minuto, el incremento se redujo a 0.5 cm²/min, llegando a un valor de 5.1 cm² a los 10 min de radiación. Esto implica que la incorporación del SE provoca una ligera disminución en el área de ablación de la antena. En este caso, la reducción del área de ablación fue del 7.3%. En el peor escenario para la antena MTM, el área de ablación fue aproximadamente la mitad en comparación con la antena sin el SE en cada minuto. Por lo tanto, la reducción del área de ablación fue del 43.6%.

Tabla 8.5. Áreas de ablación a cada minuto de radiación con y sin el SE para las antenas MTM y DS.

Antena	Tiempo de aplicación (min)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	Área de ablación (cm ²)									
MTM sin SE	1.5	2.5	3.1	3.7	4.0	4.4	4.8	5.1	5.3	5.5
MTM SE (mejor caso)	0.6	1.8	2.2	3.0	3.4	4.1	4.6	4.9	5.1	5.1
MTM SE (peor caso)	0.51	1.2	1.7	2.0	2.3	2.6	2.8	3.0	3.1	3.1
DS sin SE	1.9	2.5	2.9	3.2	3.6	3.9	4.2	4.6	4.9	5.2
DS SE (mejor caso)	0.72	1.6	2.5	2.9	3.5	3.7	4.0	4.2	4.3	4.3
DS SE (peor caso)	1.1	2.0	2.4	2.6	2.8	2.9	3.1	3.3	3.4	3.5

La antena DS sin el SE mostró un aumento más uniforme en el área de ablación en comparación con la antena MTM. En este escenario, en el primer minuto alcanzó los 1.9 cm²; a partir de ese punto, el área de ablación aumentó en 0.4 cm²/min hasta llegar a 5.2



cm² a los 10 min de tiempo de aplicación. En el mejor caso con el SE, el área de ablación en el primer minuto fue menor en comparación al escenario sin el SE y el peor caso, llegando a 0.72 cm². Sin embargo, a partir del cuarto minuto, el área de ablación aumentó manteniéndose por debajo de los 0.35 cm² en comparación al escenario sin el SE. El área máxima fue de 4.3 cm² a los 10 min de radiación, lo que resulta en una reducción del área de ablación del 17.3% al incorporar el SE. En el peor caso, el área de ablación en el primer minuto fue de 1.1 cm², superando el área alcanzada en el mejor caso. Sin embargo, desde el tercer minuto hasta el décimo minuto, el área de ablación fue menor que en el mejor caso y sin incorporar el SE. En este caso, el área de ablación máxima disminuyó en un 34.6%.

Estos resultados demuestran que, en el mejor escenario para ambas antenas, la incorporación del SE tiene un impacto mínimo en el área de ablación, reduciéndola en un 7.3% y 17.3% para las antenas MTM y DS, respectivamente. No obstante, esta reducción en el área de ablación se debe a que al incorporar el SE a las antenas, se evita la generación de zonas de ablación en el músculo, como se observará en la Figura 8.13. Por otro lado, en el peor escenario para ambas antenas, el área de ablación es menor debido a la presencia de aire entre el tejido y la antena, lo cual provoca una mayor pérdida de potencia y reduce las áreas de ablación.

Segmentación del tejido necrótico

Los resultados de la segmentación del tejido necrótico para la antena DS y MTM en imágenes térmicas se aprecian en las Figuras 8.9 y 8.10, respectivamente. Se observa que, en ambas antenas al incorporar el SE, la generación de la zona de ablación difiere en comparación con el caso sin el SE. Esto implica que la inclusión del SE modifica la configuración del daño en el tejido. No obstante, en el mejor caso con la antena DS y MTM (Ver Figura 8.9b) y 8.10b), respectivamente), a partir del minuto 5, la forma del área de daño tiende a ser similar al caso sin el SE. En el peor caso con la antena DS, como se observa en la Figura 8.9c), la forma del área de daño es similar a la del caso sin el SE, pero difiere en que el área de daño tiende a ser menor a lo largo de todo el experimento. Por otro lado, en el peor caso con la antena MTM, ilustrado en la Figura 8.10c), el área de daño presenta una ranura en el centro del área de ablación que no permite que este se una.



Esta deformación en el área de daño se debe a que la antena no se encontraba en contacto con el tejido en esa zona, provocando que las temperaturas en la ranura fueran menores a 55°C e impidiendo que se formara un área de ablación completa. Finalmente, el comportamiento de las antenas al realizar la segmentación del tejido necrótico indica que el SE afecta la forma del área de ablación de las antenas en los primeros 4 min; después de ese tiempo, la forma tiende a volverse elíptica y similar al caso en el que no se utiliza el SE.

A pesar de constatar que el uso del SE produce cambios en la configuración del área de ablación durante los primeros minutos, no se observan modificaciones en las dimensiones del área de lesión ósea. En la antena DS, sin la presencia del SE y tras 10 min de tiempo de aplicación, como se observa en la Figura 8.9a), se obtiene una longitud de 4.1 cm y un ancho de 2 cm. Al incorporar el SE, en el mejor de los casos (Ver Figura 8.9b)), se obtienen dimensiones de 3.1 cm de longitud y 1.9 cm de ancho. Aunque la longitud disminuye en 1 cm, esta diferencia se debe a la evitación de la zona de ablación en el tejido muscular, mientras que la dimensión en el ancho permanece constante. Se observa un comportamiento similar en la antena MTM. Sin la presencia del SE (Ver Figura 8.10a)), las dimensiones son de 4.7 cm de longitud y 2 cm de ancho, mientras que al incorporar el SE, en el mejor de los casos, las dimensiones son de 3.3 cm de longitud y 2 cm de ancho, como se observa en la Figura 8.10b). La diferencia de 1.4 cm en la longitud, al igual que en la antena DS, se debe a la ausencia de generación de área de ablación en la capa muscular. Sin embargo, la dimensión en el ancho tampoco se ve afectada por la introducción del SE.

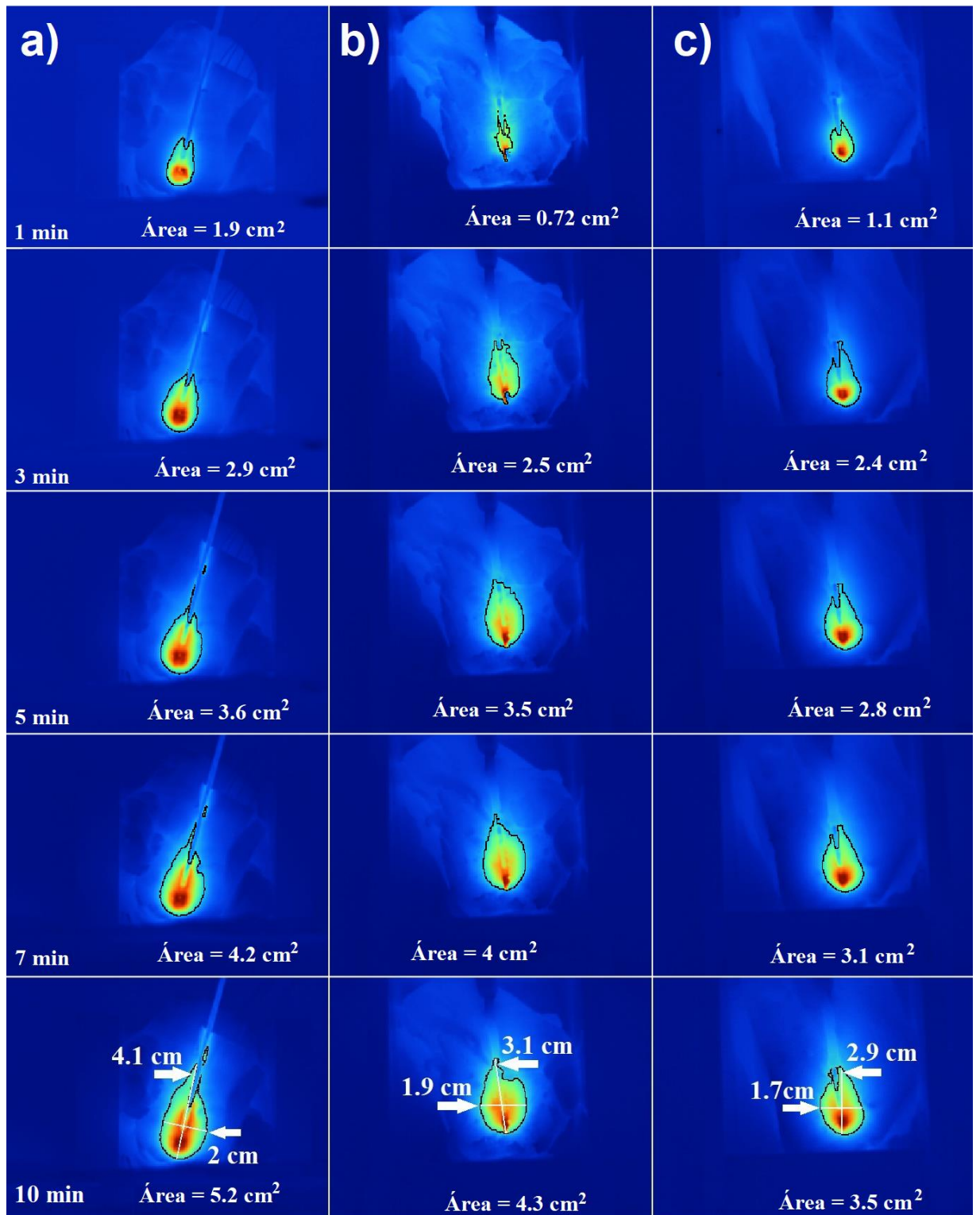


Fig. 8.9. Segmentación de tejido necrótico para la antena DS. a) Antena DS, b) antena DS con SE mejor caso y c) antena DS con SE peor caso.

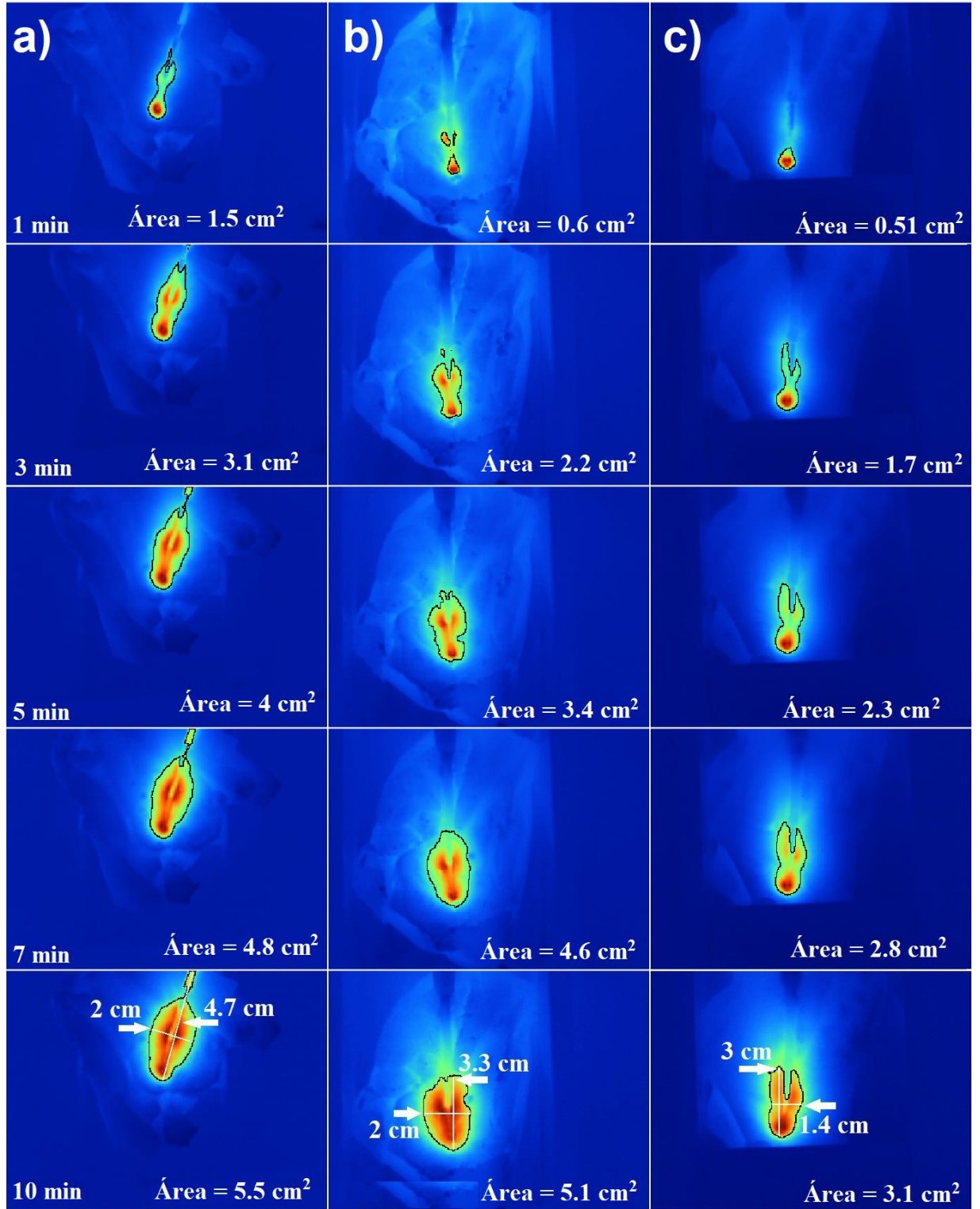


Fig. 8.10. Segmentación del tejido necrótico en la antena MTM. a) Antena MTM, b) antena MTM con SE mejor caso y c) antena MTM con SE peor caso.



8.8. Volúmenes de ablación

El análisis de la aproximación de los volúmenes de ablación se llevó a cabo comparando las antenas con y sin el SE en el mejor caso. En la tabla 8.6 se presentan los volúmenes de ablación calculados para las antenas MTM y DS. Los volúmenes de ablación tienden a ser mayores cuando no se incorpora el SE, aunque la diferencia es mínima. En el caso de la antena MTM sin el SE, el volumen alcanzó los 0.85 cm^3 en el primer minuto, lo cual es aproximadamente tres veces mayor que el volumen con el SE, el cual se sitúa en 0.3 cm^3 . Sin embargo, esta discrepancia disminuye a partir del minuto 5. En dicho minuto, la diferencia es de 0.3 cm^3 y al finalizar el experimento asciende a 0.4 cm^3 . En el caso de la antena DS, se observó un comportamiento similar. Sin el SE, el volumen de ablación fue hasta cinco veces mayor en comparación con el caso en que se emplea el SE en el primer minuto. No obstante, a partir del minuto 6, la diferencia es de 0.3 cm^3 , lo cual indica que los volúmenes son muy similares. Al concluir el experimento, la diferencia en los volúmenes fue de 0.8 cm^3 . En resumen, la presencia del SE tiene un impacto mínimo en los volúmenes de ablación a lo largo del tiempo en ambos tipos de antenas analizadas.

Tabla 8.6. Aproximación a los volúmenes de ablación para las antenas MTM y DS con y sin el SE.

Antena	Tiempo de aplicación (min)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
	Volumen de ablación (cm^3)									
MTM sin SE	0.85	1.6	2.4	3.1	3.6	4.5	5	5.4	6.1	6.5
MTM SE (mejor caso)	0.3	1.3	1.8	2.7	3.3	4.4	5.1	5.3	5.9	6.1
DS sin SE	1.5	2.5	3	3.5	4.1	4.6	5	5.5	6.1	6.5
DS SE (mejor caso)	0.3	1.3	2	2.7	3.4	4.3	4.6	4.9	5.2	5.7

La Figura 8.11 muestra la variación temporal del volumen de ablación para la antena DS. La reconstrucción de los volúmenes de ablación revela cómo el SE modifica la configuración de dichos volúmenes. En ausencia del SE en la antena, se observa que el volumen tiende a ser más amplio en su extremo final, cerca de la punta de la antena, mientras que al inicio presenta una menor anchura, como se muestra en la Figura 8.11a).

Sin embargo, al incorporar el SE, el volumen de ablación experimenta una reducción en su longitud, mientras que se mantiene la anchura (Ver Figura 8.11b)). De esta manera, la inclusión del SE genera un volumen de ablación elipsoidal y más redondeado en la antena DS.

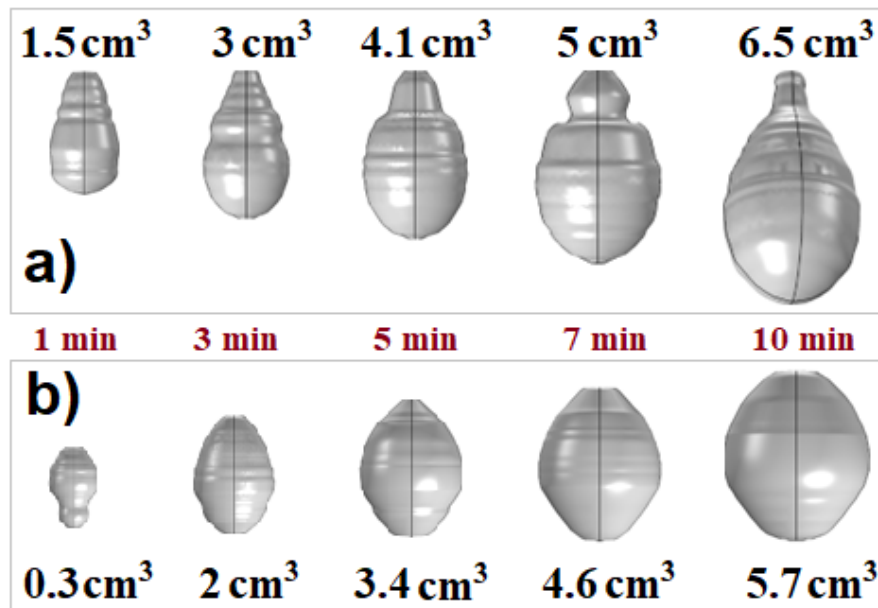


Fig. 8.11. Aproximación a los volúmenes de ablación generados por la antena DS. a) Sin SE y b) con SE.

En el caso de la antena MTM, los volúmenes de ablación se pueden apreciar en la Figura 8.12. El volumen generado en el primer minuto muestra que, al incorporar el SE, dicho volumen se divide en dos partes (Ver Figura 8.12b)), a diferencia del volumen sin el SE, que muestra un volumen completo, como se observa en la Figura 8.12a). Esto se debe a que la inclusión del SE en la antena reduce el calentamiento en el cuerpo de esta, lo que resulta en una mayor afectación en cuanto al volumen generado durante el primer minuto de tiempo de aplicación (Ver Figura 8.12b) 1min). A partir del tercer minuto (Ver Figura 8.12b) 3min), los volúmenes de ablación comienzan a fusionarse y formar un solo cuerpo. A partir del quinto minuto (Ver Figura 8.12b) 5 min), el volumen de ablación logra unificarse y mantener un volumen similar al que se obtiene sin el SE. Al igual que en el caso de la antena DS, los volúmenes de ablación pierden longitud, pero se compensa con un aumento en su anchura, como se observa en las Figuras 8.11b) y 8.12b)). Como



resultado, los volúmenes de ablación, a pesar de incluir el SE, se mantienen con una diferencia de 0.4 cm^3 a los diez minutos de radiación en comparación al volumen sin el SE.

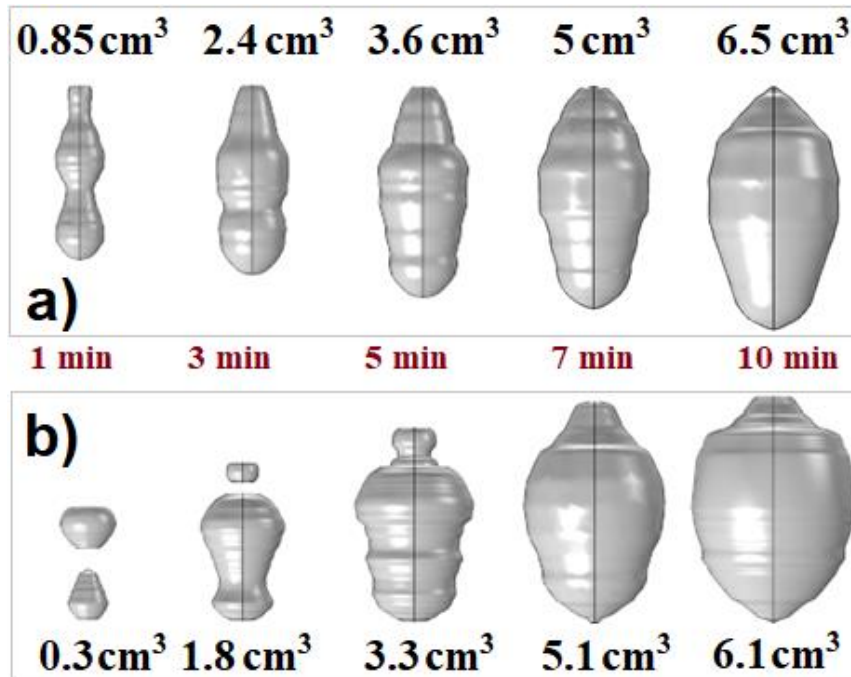


Fig. 8.12. Aproximación de los volúmenes de ablación generados por la antena MTM. a) Sin SE y b) con SE.

8.9. Áreas y volúmenes ideales de ablación

El propósito de calcular las áreas y volúmenes ideales de ablación es obtener información sobre la zona de afectación que se produce de manera óptima debido a las antenas. Esto implica que no haya espacios de aire entre la antena y el tejido, que no se generen daños en el hueso al realizar los cortes para insertar la antena, y que el contacto entre la antena y el tejido sea simétrico con respecto a la propia antena. Bajo estas condiciones, en la tabla 8.7 se muestran los valores correspondientes al área y volumen de ablación ideales y reales para las antenas con y sin el SE. Los resultados de las áreas y volúmenes reales se obtienen a partir de los datos presentados en las secciones 8.7 y 8.8.

Al realizar un análisis de los resultados correspondientes a las áreas ideales de ablación, se puede observar un incremento en todas las áreas ideales en comparación con



las reales. En el caso de la antena MTM, se registró un aumento del 5.4 % y 5.8 % en el área ideal sin y con el SE, respectivamente. En cuanto a la antena DS, el incremento en el área ideal fue de 5.7 % y 13.9 % sin y con el SE, respectivamente. Asimismo, al examinar los volúmenes de ablación, también se evidencian aumentos significativos al comparar los valores ideales con los reales. En el caso de la antena MTM, el volumen ideal experimentó un aumento del 7.7 % y 24.6 % sin y con el SE, respectivamente. Por otro lado, la antena DS mostró un incremento del 12.3 % y 23.6 % sin y con el SE, respectivamente. Estos hallazgos son de gran relevancia para comprender el comportamiento de las antenas en un entorno ideal, en el cual se logra un contacto óptimo entre la antena y el tejido. Un ejemplo de dicho entorno ideal se encuentra en los tratamientos clínicos, en los cuales la presencia de aire entre la antena y el tejido se elimina, ya que estos espacios se llenan con sangre. Además, se minimiza el daño al tejido óseo, dado que la incisión para insertar la antena se realiza con instrumental quirúrgico de precisión, evitando así posibles lesiones óseas. En estas circunstancias, comprender el comportamiento ideal de las antenas resulta crucial para mejorar la planificación de los tratamientos de ablación.

Tabla 8.7. Áreas y volúmenes ideales de ablación para las antenas MTM y DS con y sin el SE a los 10 min de radiación.

Área de ablación ideal (cm²)				
	MTM	MTM SE	DS	DS SE
Real	5.5	5.1	5.2	4.3
Ideal	5.8	5.4	5.5	4.9
Volumen de ablación ideal (cm³)				
	MTM	MTM SE	DS	DS SE
Real	6.5	6.1	6.5	5.7
Ideal	7	7.6	7.3	7.05

8.10. Comparación entre antenas monopolo y doble ranura con y sin el SE

A continuación, se presentan los resultados más destacados de los experimentos llevados a cabo con el propósito de investigar el comportamiento de las antenas al incorporar el SE. Esta comparativa se realizará entre los resultados obtenidos sin la presencia del SE y aquellos obtenidos con el SE en el mejor caso. En todos los casos, los



parámetros utilizados corresponden a una potencia de entrada de 10 W durante un tiempo de aplicación de 10 min.

En la Figura 8.13, se evidencia el impacto de la inclusión del SE en las antenas. Los contornos delineados en trazo negro representan la región de ablación generada en el tejido. En ambas antenas, en ausencia del SE, se produce una extensión de la zona de ablación que se proyecta hacia el cuerpo de la antena, alcanzando el tejido muscular, como se aprecia en las Figuras 8.13a) y c). Esto denota que el área de ablación no se limita exclusivamente al tejido óseo, sino que también afecta a una zona de músculo en contacto con el cuerpo de la antena. No obstante, al incorporar el SE, la ablación se restringe únicamente al tejido óseo, tal como se ilustra en las Figuras 8.13b) y d). Estos resultados corroboran que el SE cumple con éxito el propósito de evitar la generación de áreas de ablación en el tejido muscular y de focalizar el daño exclusivamente en el tejido óseo.

Los volúmenes de ablación presentan el mismo comportamiento al incorporar el SE. En las Figuras 8.14a) y c), se exhibe el volumen de ablación correspondiente a las antenas DS y MTM sin la inclusión del SE, respectivamente. En estas representaciones, se puede apreciar que el volumen de ablación se extiende hacia la parte superior, abarcando así una porción del tejido muscular. Sin embargo, al incorporar el SE, los volúmenes de ablación ya no presentan esta extensión superior, como se puede observar en las Figuras 8.14b) y d). A pesar de la reducción en la extensión de los volúmenes, se produce un aumento en su anchura. En consecuencia, se logra mantener un tamaño de volumen de ablación similar al que se obtiene cuando el SE no se incorpora en las antenas.

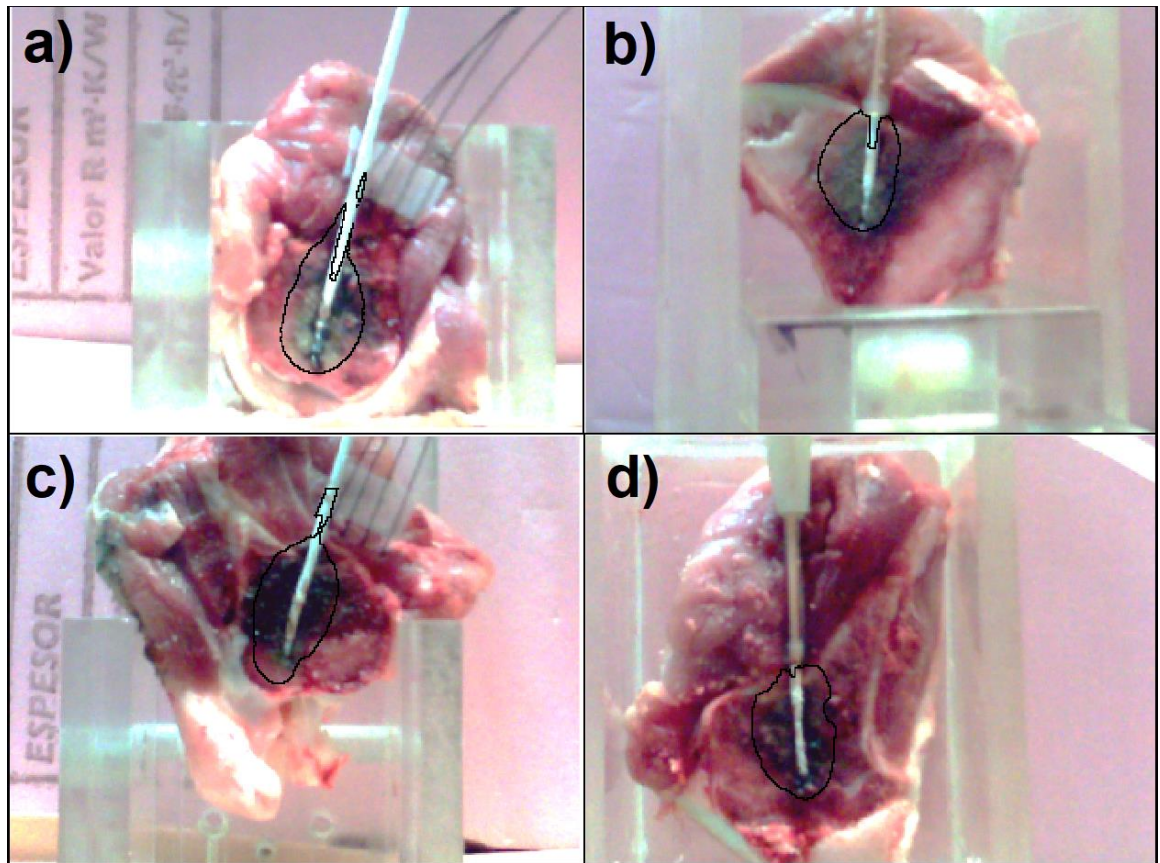


Fig. 8.13. Visualización de la segmentación del tejido necrótico en tejido *ex vivo* de cerdo a los 10 min de radiación. a) Antena DS sin SE, b) antena DS con SE, c) antena MTM sin SE y d) antena MTM con SE.

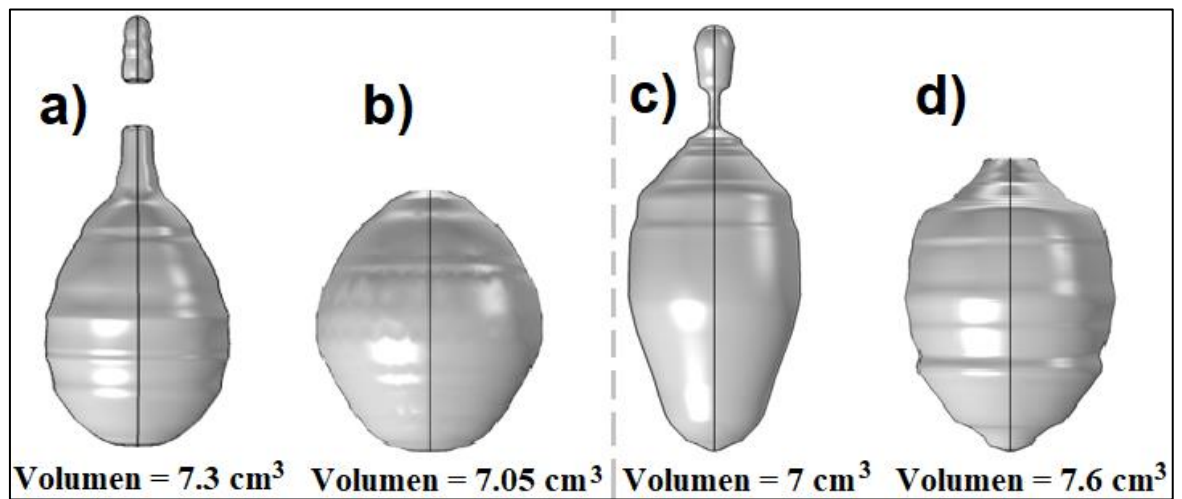


Fig. 8.14. Volúmenes de ablación para las antenas DS y MTM. a) Antena DS sin SE, b) antena DS con SE, c) antena MTM sin SE y d) antena MTM con SE.



8.11. Estudio preliminar de un arreglo de antenas micro-coaxiales

En las Figuras 8.15 y 8.16, se aprecian los volúmenes de tejido necrótico resultantes de la utilización de arreglos de las antenas DS y MTM, respectivamente. Los datos iniciales de este análisis de los arreglos de antenas ofrecen una visión de cómo la distancia entre dichas antenas influye en la extensión del volumen de tejido necrótico generado. Cuando la distancia entre antenas es mayor (2 cm), los volúmenes de tejido necrótico se forman de manera independiente en cada antena, sin converger en un único volumen, tal como se puede observar en las Figuras 8.15c) y 8.16c). No obstante, al reducir la distancia entre antenas (1-1.5 cm), los volúmenes de tejido necrótico creados por el arreglo de antenas se fusionan, dando lugar a un único volumen, como se evidencia en las Figuras 8.15a)-b) y 8.16a)-b).

En contraste, se observa un incremento en los volúmenes de tejido necrótico cuando la separación entre las antenas se reduce. En el caso del arreglo de antenas DS, se registra un aumento de 6.7 cm^3 en el volumen de tejido necrótico a una distancia de 1 cm en comparación con una distancia de 2 cm. A una distancia de 1.5 cm, se aprecia un incremento de 4.1 cm^3 en el volumen con respecto a una separación de 2 cm, y una disminución de 2.6 cm^3 en comparación con una separación de 1 cm entre las antenas.

El arreglo de antenas MTM exhibe un patrón de comportamiento similar. A una distancia de 1 cm entre antenas, el volumen de tejido necrótico se incrementa en 9.5 cm^3 con relación a una separación de 2 cm. Por otro lado, a una distancia de 1.5 cm, el volumen se incrementa en 6.6 cm^3 en comparación con 2 cm de separación, y disminuye en 2.9 cm^3 en comparación con una distancia de 1 cm entre las antenas.

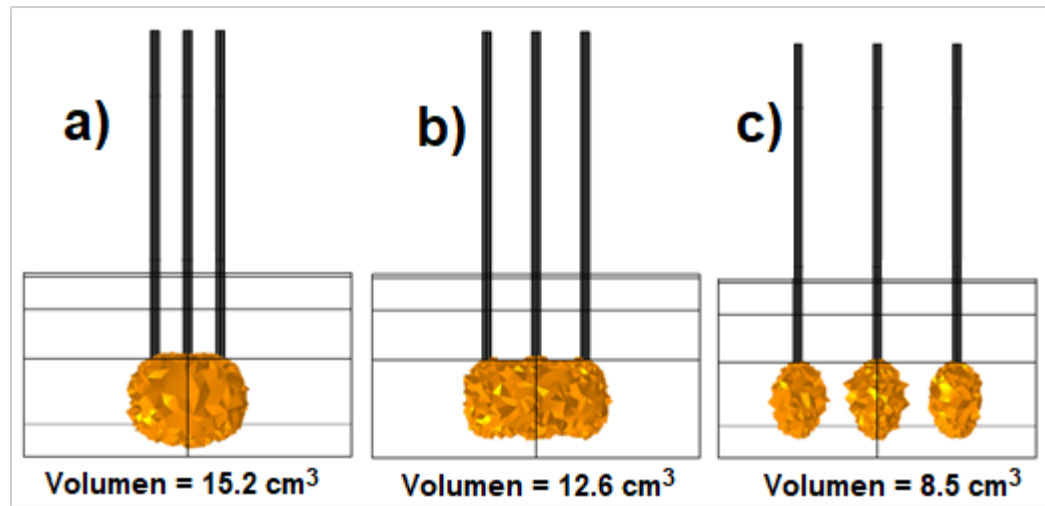


Fig. 8.15. Volúmenes de tejido necrótico en un arreglo de antenas DS. a) 1 cm de distancia, b) 1.5 cm de distancia y c) 2 cm de distancia.

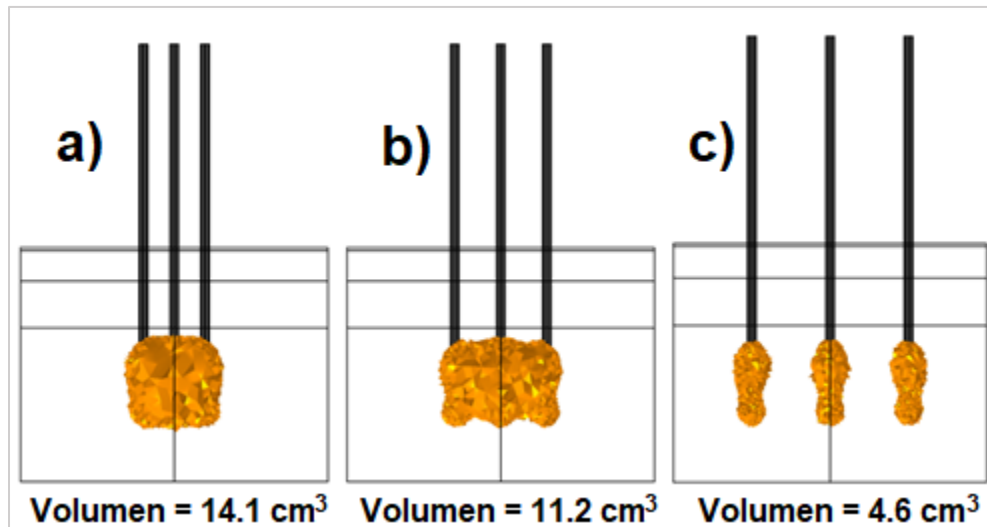


Fig. 8.16. Volúmenes de tejido necrótico en un arreglo de antenas MTM. a) 1 cm de distancia, b) 1.5 cm de distancia y c) 2 cm de distancia.





Capítulo 9. Discusiones

9.1. Sistema de enfriamiento para antenas micro-coaxiales

En la literatura se ha reportado el empleo de sistemas de enfriamiento para antenas micro-coaxiales. La inclusión de los sistemas de enfriamiento mencionados en la literatura conlleva un aumento en la potencia de trabajo (mayores a 30 W), así como en los tiempos de aplicación necesarios para alcanzar temperaturas de ablación (superiores a 10 min). El SE propuesto se distingue de los descritos en la literatura en el sentido de que no cubre completamente el cuerpo de la antena. En este caso, la punta de la antena que está en contacto con el tejido óseo queda expuesta. Con esta modificación, el comportamiento de las antenas no se ve afectado por la presencia del SE, y no es necesario aumentar los tiempos de aplicación ni las potencias de trabajo. Por otro lado, el SE propuesto está diseñado específicamente para antenas utilizadas en el tratamiento de tumores óseos, a diferencia de los mencionados en la literatura, que se implementan en tratamientos de tejidos blandos.

En 2013, Meghan *et al.* [21] evaluaron el rendimiento de un sistema de microondas de alta potencia que empleaba una antena (Certus 140, NeuWave Medical, Madison, WI) refrigerada por gas para generar ablación en hígado *ex vivo* de cerdo. La potencia de trabajo fue de 135 W durante 4-16 min de tiempo de aplicación, a una frecuencia de 2.45 GHz. La temperatura del agua en el SE se mantuvo aproximadamente a 4°C, con un flujo de 40 mL/min. Como resultado, obtuvieron una longitud de daño de 3.5-4.8 cm con tiempos de aplicación de 4-16 min, respectivamente. En 2016, Fan *et al.* [22] informaron del uso de un SE durante los tratamientos de pacientes con tumores óseos para generar ablación térmica. En este caso, se insertó una antena enfriada con agua salina en el tumor con un tiempo de aplicación de 20-30 min. Sin embargo, no se proporcionaron detalles sobre las áreas de ablación generadas durante los tratamientos. Por otro lado, en 2019, Fallahi *et al.* [23] investigaron un método para generar zonas de ablación esféricas utilizando antenas monopolo refrigeradas con agua. Estas antenas operaron a una frecuencia de 2.45 GHz y una potencia de entrada de 30-40 W, con tiempos de aplicación de 30, 60 y 90 segundos. Los experimentos se llevaron a cabo en tejido *ex vivo* de cerdo (hígado). El SE utilizado generó un flujo de agua de 80 mL/min, mientras que la



temperatura del agua se mantuvo en 10°C. El área de ablación generada fue de 1.22 cm de diámetro. En este estudio, se procedió a la incorporación del SE propuesto a una antena DS y una antena MTM, sometiéndolas posteriormente a pruebas en tejido *ex vivo* de cerdo. El SE opera con agua a una temperatura de 24.0°C y un flujo de agua de 170 mL/min, aplicándose una potencia de 10 W durante 10 min. En los mejores casos, se logró obtener un área máxima de ablación de 5.1 cm² y 4.3 cm² para las antenas MTM y DS, respectivamente. Aunque el SE propuesto fue diseñado específicamente para su implementación en un sistema MWA destinado a tumores óseos, mientras que los estudios previos presentes en la literatura se centran en tejido blando, nuestro enfoque demuestra una mejora sustancial en el rendimiento de la antena. Con la utilización del SE propuesto, se evita la necesidad de emplear potencias de entrada superiores a 30 W para alcanzar temperaturas de ablación. Además, con la aplicación de tan solo 10 W durante 10 min, se logran áreas de ablación similares a las reportadas en la literatura.

La incorporación del SE no sólo evita que se genere calentamiento no deseado en la capa de músculo alrededor del cuerpo de la antena, sino que mantiene las temperaturas en el tejido óseo menores a 100°C. En los resultados de las temperaturas alcanzadas con la antena DS en phantoms multicapa y tejido *ex vivo* de cerdo se observa que la incorporación de SE reduce las temperaturas de 102°C a 84°C en el phantom y 105.4°C a 93°C en tejido *ex vivo*. Al reducir los valores de temperatura por debajo de los 100°C se evita que el tejido óseo llegue a carbonización el cual tampoco es un objetivo de la ablación. Al mantener las temperaturas máximas por debajo de las de carbonización, la distribución de temperatura se realiza de manera más uniforme en el tejido. Además, se evitan posibles quemaduras en el personal de salud al manipular y retirar las antenas durante los tratamientos clínicos.

9.2. Segmentación y áreas de ablación en tejido *ex vivo* de cerdo a través de matrices de temperatura

Por otra parte, el cálculo de las áreas de ablación mediante el uso de matrices de temperatura presenta ventajas que deben ser destacadas. La determinación de dichas áreas ha sido reportada en la literatura en el contexto de experimentos con tejido *ex vivo*, principalmente en tejidos blandos como el músculo y el hígado. La técnica habitualmente



empleada para calcular las áreas de ablación, según se informa en la literatura, consiste en colocar una regla junto al tejido necrótico y medir la zona de daño. En tejidos blandos, esta técnica resulta eficaz debido a los cambios en textura y coloración entre el tejido sano y el tejido necrótico. Sin embargo, su aplicación en tejido óseo no es eficiente debido a la similitud entre el tejido óseo sano y el necrótico. Por tanto, el cálculo y la segmentación del tejido necrótico mediante matrices de temperatura brindan la ventaja de realizar el cálculo a partir de valores cuantitativos, como los valores de temperatura, en lugar de basarse únicamente en cambios de color y textura del tejido.

En 2015, Saccomandi *et al.* [24] presentaron un estudio sobre la cartografía de las temperaturas generadas por dos sistemas de microondas distintos. Los experimentos se llevaron a cabo en hígado *ex vivo* de cerdo con potencias de 40 W y 100 W durante un tratamiento de 4 minutos. Mediante el uso de una regla metálica, se registraron áreas de ablación de 17 mm y 15 mm de diámetro. En 2019, Fallahi *et al.* [23] investigaron un método para generar áreas pequeñas de ablación mediante el uso de una antena monopolo. Los experimentos se realizaron en hígado *ex vivo* de cerdo utilizando una potencia de entrada de 30-50 W durante 30, 60 y 90 segundos. El cálculo del área de daño mediante la técnica de la regla reveló áreas de ablación con diámetros de 7.4-17.6 mm. También en ese mismo año, Gao *et al.* [25] llevaron a cabo la caracterización y el mapeo de las zonas de coagulación térmica con el objetivo de representar los cambios térmicos en dichas áreas. Estos experimentos se realizaron en hígado *ex vivo* de cerdo con una potencia de entrada de 40-60 W durante 600 segundos de ablación. Utilizando una regla metálica, se informaron áreas de coagulación con diámetros de hasta 47.32 mm. En este estudio, con una potencia de entrada de 10 W por 10 min de radiación, los resultados del cálculo de las áreas de ablación a través de imágenes térmicas fueron, en el mejor de los casos, 20 x 33 mm y 19 x 31 mm para las antenas MTM y DS, respectivamente.

Otra ventaja de la segmentación del tejido necrótico mediante imágenes térmicas es que dichas imágenes se pueden adquirir durante todo el proceso de radiación, a diferencia de la técnica de la regla, que solo puede aplicarse al final de los tratamientos de ablación. Esto permite estudiar y analizar la evolución de la zona de ablación en función del tiempo, así como examinar el efecto de la incorporación del SE en las antenas.



Además, el cálculo de las áreas de ablación mediante imágenes térmicas se puede implementar con cualquier tipo de antena micro-coaxial. Una limitación del uso de imágenes térmicas para este cálculo radica en que no se pueden aplicar en tratamientos clínicos en pacientes, ya que la cámara térmica solo adquiere imágenes en la superficie y no en el interior del tejido. No obstante, resulta eficiente para pruebas experimentales y la caracterización del comportamiento de las antenas.

9.3. Reconstrucción 3D de los volúmenes de ablación

La reconstrucción de los volúmenes de ablación generados por antenas micro-coaxiales en el tratamiento de tumores mediante MWA es un aspecto que no ha sido ampliamente investigado en la literatura científica. En el año 2021, Chen *et al.* [26] propusieron una nueva técnica computacional para calcular la zona de ablación en 3D. La idea principal consiste en aproximar la solución de la distribución de temperatura de la ecuación de bioalentamiento de Pennes y ajustarla utilizando los resultados obtenidos de mediciones realizadas en hígados de cerdo *ex vivo*. Para llevar a cabo este estudio, se utilizaron pruebas experimentales de radiación durante 12 min utilizando el generador de radiofrecuencia RFA Generator 220 V (CTRF220). Mediante el método propuesto, se informaron volúmenes elipsoidales de ablación de hasta 39.80 mm³. En este trabajo de investigación doctoral, se basa en la obtención del área de ablación en tejido óseo *ex vivo* de cerdo mediante imágenes térmicas, y a partir de esta información, se reconstruye el volumen de ablación generado por la antena. Los volúmenes calculados utilizando esta técnica en el mejor de los casos fueron de 6.1 cm³ y 5.7 cm³ para las antenas MTM y DS con el SE, respectivamente. Aunque los resultados reportados por Chen no se pueden comparar directamente con los obtenidos en este trabajo debido a las diferencias en las técnicas de generación de ablación, es importante destacar que la reconstrucción de volúmenes de ablación es un tema que requiere una mayor investigación debido a la escasez de información disponible en la literatura.

9.4. Áreas y volúmenes ideales de ablación

La segmentación del tejido necrótico permite la visualización de la morfología del área de lesión generada en el tejido y su impacto al incorporar el SE. En la Figura 8.13 se



puede apreciar la segmentación del tejido necrótico en tejido *ex vivo* de cerdo utilizando las antenas DS y MTM, con y sin el SE. El contorno delineado en negro delimita la zona de ablación, la cual superó los 55°C durante los experimentos. Sin la incorporación del SE a las antenas, se observa una extensión en la parte superior de la zona de ablación, localizada en la capa muscular. Esto ocasiona la formación de áreas quemadas en la capa muscular circundante al cuerpo de la antena. Sin embargo, en el mejor escenario con ambas antenas, al incorporar el SE se evita la formación de zonas de ablación en la capa muscular, y el daño se concentra en la capa ósea. En consecuencia, la incorporación del SE en las antenas cumple la función de prevenir el calentamiento no deseado en la capa muscular durante los procedimientos de ablación.

En la Figura 8.14 se pueden apreciar los volúmenes de ablación generados por las antenas, tanto con el SE como sin él. Se observa que, al no incluir el SE, se produce una expansión del volumen de ablación en la región muscular en el paso del cuerpo de la antena. Sin embargo, al incorporar el SE, los volúmenes de ablación se limitan únicamente al tejido óseo, sin presentar la extensión generada al no utilizar el SE. A pesar de que los volúmenes de ablación con el SE experimentan una reducción en longitud en comparación con aquellos sin el SE, esta pérdida se compensa al ganar anchura, lo que mantiene los volúmenes de ablación en niveles similares a los obtenidos sin el SE. Estos resultados demuestran que la implementación del SE evita el calentamiento no deseado del tejido muscular circundante a la antena sin afectar los volúmenes de ablación en el tejido óseo. Es fundamental señalar que los volúmenes de ablación derivados de las áreas de ablación constituyen una estimación de los volúmenes reales. Esto se debe a que, durante el proceso de reconstrucción volumétrica en el software COMSOL Multiphysics 5.6, se produce una pérdida de definición en el contorno del área de ablación con el propósito de generar la geometría utilizada en la reconstrucción. Por lo tanto, resulta crucial generar la reconstrucción de los volúmenes de manera que no se omitan los detalles del contorno de la ablación, a fin de obtener los volúmenes reales de ablación.

A pesar de que la implementación del SE no altera el comportamiento de las antenas, manteniendo en los mejores casos volúmenes de ablación similares a los obtenidos sin utilizar el SE, en este estudio se han identificado escenarios en los que los



volúmenes de ablación se ven disminuidos durante los experimentos en tejido *ex vivo* de cerdo. Los peores casos observados al implementar el SE no se deben a la propia implementación del SE, sino más bien al contacto de las antenas con el tejido durante los experimentos. Entre los desafíos encontrados al realizar los experimentos en tejido *ex vivo* se encuentra el daño óseo causado por el corte necesario para introducir la antena. Durante este proceso de corte, se producen pequeñas lesiones en el área de inserción de la antena en el hueso. Como resultado, durante los experimentos se generan pequeños espacios de aire entre el tejido y la antena, lo cual conlleva una disminución en el acoplamiento, reflejado en una mayor pérdida de potencia y una menor área de ablación. No obstante, durante los procedimientos clínicos, la presencia de aire entre la antena y el tejido se elimina, ya que estos espacios se llenan con sangre. Además, se minimiza el daño al tejido óseo gracias a la utilización de instrumental quirúrgico de precisión para realizar la incisión e insertar la antena, evitando así posibles lesiones en el hueso.

9.5. Estudio preliminar de un arreglo de antenas micro-coaxiales

Este análisis inicial establece un punto de partida para la exploración de diversas configuraciones del arreglo de antenas y la determinación de las distancias óptimas entre ellas para generar volúmenes de tejido necrótico más extensos. Como se puede apreciar en las Figuras 8.15 y 8.16, los arreglos de antenas permiten alcanzar volúmenes de tejido necrótico significativamente mayores en comparación con una sola antena, manteniendo una potencia de 5 W en cada antena durante 5 minutos. Esto posibilita el tratamiento de tumores con dimensiones superiores a 8 cm de diámetro utilizando terapias de MWA.

Sin embargo, es esencial realizar un estudio exhaustivo de la selección de la distancia entre antenas para lograr una cobertura óptima de volúmenes de tejido necrótico y adaptar la forma de dichos volúmenes a la forma del tumor. Además, aunque en este análisis inicial se haya considerado un arreglo lineal de antenas, es necesario investigar distintas colocaciones de las antenas con el objetivo de ajustar la forma del volumen de tejido necrótico de manera más precisa a la forma del tumor. Por último, es importante destacar que en los modelos se observaron áreas pequeñas de tejido necrótico en la capa muscular, lo que subraya la necesidad de implementar el SE para evitar la formación de estas áreas de tejido necrótico no deseado.





Capítulo 10. Conclusiones

En la presente tesis doctoral se llevó a cabo un exhaustivo análisis de un sistema de ablación empleando antenas micro-coaxiales con el propósito de abordar el tratamiento de tumores óseos. A continuación, se exponen las contribuciones principales derivadas de esta investigación.

10.1. Sistema de enfriamiento para antenas micro-coaxiales

Se llevó a cabo el diseño, la construcción y la evaluación térmica de un SE específicamente diseñado para antenas micro-coaxiales utilizadas en el tratamiento de tumores óseos. Este SE previene la generación de calor no deseado en el tejido muscular circundante a la antena. Además, gracias a su diseño, el rendimiento de las antenas no se ve afectado por la incorporación del SE.

10.2. Segmentación y áreas de ablación en tejido *ex vivo* de cerdo a través de matrices de temperatura

Se desarrolló un método para la segmentación y el cálculo de áreas de ablación mediante el uso de imágenes térmicas. Esto permite evaluar de manera cuantitativa el daño generado durante el tratamiento con MWA, en lugar de basarse en cambios de color y textura en el tejido objetivo. Además, esta técnica puede ser implementada con diferentes tipos de antenas micro-coaxiales y diversos tejidos biológicos. Este método habilita la capacidad de investigar el desempeño de las antenas con miras a identificar sutilezas que no se evidencian mediante imágenes convencionales. A modo de ilustración, se ha constatado que la existencia de un espacio de aire entre la antena y el tejido ocasiona zonas de ablación de forma asimétrica con respecto al eje de la antena. Además, la presencia de dicho espacio de aire conlleva una disminución en las áreas de ablación. Mediante el método convencional basado en la regla, resulta impracticable discernir estos fallos durante las evaluaciones experimentales.

10.3. Reconstrucción 3D de los volúmenes de ablación

Se propuso un método para el cálculo y la reconstrucción de los volúmenes de ablación utilizando imágenes térmicas. A partir de la segmentación del área de ablación, se propuso



un método que permite reconstruir los volúmenes de daño generados por la MWA con el fin de estudiar el comportamiento de las antenas con y sin el SE. Esta herramienta resulta útil para la caracterización y evaluación de los daños ocasionados por antenas micro-coaxiales.

10.4. Estudio preliminar de un arreglo de antenas micro-coaxiales

Se llevó a cabo la simulación de arreglos de antenas utilizando antenas micro-coaxiales dispuestas en una configuración lineal. Este estudio inicial sobre arreglos de antenas tiene como objetivo analizar el desempeño de las antenas DS y MTM cuando operan en conjunto con el propósito de abarcar volúmenes más extensos de tejido necrótico. Se pudo observar que el volumen de tejido necrótico máximo se alcanza cuando la distancia entre las antenas es de 1 cm, lo cual es válido para ambas antenas. Con esta configuración específica, se lograron volúmenes de 15.2 cm³ y 14.1 cm³ para las antenas DS y MTM, respectivamente.

10.5. Conclusiones generales

La implementación del SE en las antenas no altera su comportamiento, manteniendo resultados similares en términos de pérdida de potencia, áreas y volúmenes de ablación, potencia de entrada y tiempo de radiación, en comparación al no incorporar el SE. Durante los experimentos con tejido *ex vivo* de cerdo, en los mejores casos, el SE reduce la pérdida de potencia en un 5.6% y un 0.5% en las antenas DS y MTM, respectivamente. Esto indica que el SE mejora el acoplamiento entre la antena y el tejido, reduciendo la pérdida de potencia durante los experimentos. Por otro lado, las temperaturas en la capa de músculo se mantienen por debajo de los 43°C en ambas antenas cuando se utiliza el SE, evitando así temperaturas de hipertermia. Además, la temperatura en la punta de la antena se mantiene por debajo de los 100°C, evitando la carbonización de los tejidos. Aunque existe una disminución en las temperaturas al incorporar el SE, las áreas y volúmenes de ablación se ven mínimamente afectados. Después de 10 min de tiempo de aplicación, la incorporación del SE redujo en 0.4 cm² y 0.9 cm² las áreas de ablación en las antenas MTM y DS, respectivamente. Asimismo, los volúmenes de ablación se reducen en 0.4 cm³ y 0.8 cm³ para la antena MTM y DS, respectivamente. En conclusión, el SE propuesto



evita el calentamiento no deseado alrededor del cuerpo de la antena, afectando mínimamente su comportamiento, mientras que las áreas y volúmenes de ablación en el tejido óseo se mantienen utilizando una potencia de 10 W durante 10 min.





Capítulo 11. Perspectivas futuras del tema

Modelos computacionales

El objetivo consiste en la creación de modelos computacionales que posibiliten la utilización de una configuración de antenas con el SE, con el propósito de generar volúmenes de ablación ampliados durante un único procedimiento terapéutico. El logro de esta meta reviste una importancia significativa en el ámbito de la medicina terapéutica, ya que la capacidad de ampliar los volúmenes de ablación durante un solo procedimiento no solo aumenta la eficacia del tratamiento, sino que también puede reducir el número de intervenciones necesarias, minimizando los riesgos inherentes y mejorando la calidad de vida de los pacientes.

Sistema de enfriamiento

El SE puede ser producido mediante impresoras 3D de alta resolución con el propósito de disminuir las dimensiones en sus estructuras. Además, se busca optimizar el proceso de fabricación del SE para aumentar la producción y facilitar experimentos con configuraciones de antenas.

Volúmenes de ablación

El enfoque planteado para la reconstrucción de los volúmenes de ablación requiere una mejora con el fin de mitigar la pérdida de información durante la importación de los datos en el software COMSOL Multiphysics. Esta mejora es fundamental para garantizar la integridad y precisión de los datos resultantes, los cuales constituyen la base esencial para la generación de modelos computacionales robustos y confiables. La mejora en la reconstrucción de los volúmenes de ablación no solo optimizará la eficacia de los procedimientos terapéuticos, sino que también puede tener un impacto significativo en la seguridad del paciente y en los resultados clínicos, al permitir una planificación más precisa y una mayor capacidad de control durante el tratamiento.

Arreglos de antenas

Es necesario realizar un análisis exhaustivo de la experimentación con configuraciones de antenas con el fin de comprender el comportamiento de éstas cuando



operan de manera simultánea. Este enfoque permite la generación de mayores volúmenes de ablación en una sola aplicación. En resumen, la realización de un análisis detallado de los arreglos de antenas en un contexto terapéutico reviste una importancia crítica. Esta aproximación rigurosa posibilita no solo una comprensión más profunda de su funcionamiento simultáneo, sino también la capacidad de generar volúmenes de ablación sustancialmente ampliados en el contexto de un único procedimiento médico.





Capítulo 12. Productos resultantes del trabajo de tesis

12.1. Artículos publicados en revistas indexadas

- **Ramírez-Guzmán, T.J.**; Trujillo-Romero, C.J.; Vera-Hernández, A.; Leija-Salas, L.; Gutiérrez-Martínez, J. Performance evaluation of a novel cooling system for micro-coaxial antennas designed to treat bone tumors by microwave thermal ablation. *International Journal of Thermal Sciences*. Volume 193, **2023**, 108515, ISSN 1290-0729, <https://doi.org/10.1016/j.ijthermalsci.2023.108515>. **Impact Factor 4.5**.
- Trujillo-Romero, C.J.; Dionisio Merida, J.; **Ramírez-Guzmán, T.J.**; Martínez-Valdez, R.; Leija-Salas, L.; Vera-Hernández, A.; Rico-Martínez, G.; Flores-Cuautle, J.J.A.; Gutiérrez-Martínez, J.; Sacristán-Rock, E. Thermal Evaluation of Multi-Antenna Systems Proposed to Treat Bone Tumors: Finite Element Analysis. *Sensors* **2022**, 22, 7604. <https://doi.org/10.3390/s22197604>. **Impact Factor 3.9**.
- **Ramírez-Guzmán, T.J.**; Trujillo-Romero, C.J.; Martínez-Valdez, R.; Leija-Salas, L.; Vera-Hernández, A.; Rico-Martínez, G.; Ortega-Palacios, R.; Gutiérrez-Martínez, J. Thermal Evaluation of a Micro-Coaxial Antenna Set to Treat Bone Tumors: Design, Parametric FEM Modeling and Evaluation in Multilayer Phantom and *Ex vivo* Porcine Tissue. *Electronics* **2021**, 10, 2289. <https://doi.org/10.3390/electronics10182289>. **Impact Factor 2.9**.

12.2. Artículos publicados en congresos internacionales

- **T. J. Ramírez -Guzmán**, A. Vera, L. Leija, C. J. Trujillo-Romero. Comparative Study on Cooling System Antenna versus Non-Cooling System Antenna in Multilayer Phantoms using Low Treatment Power. *19th Int. Conf. Electr. Eng. Comput. Sci. Autom. Control. CCE 2022*.



- **T. J. Ramírez -Guzmán**, A. Vera, L. Leija, C. J. Trujillo-Romero. Design of a Cooling System for Micro-coaxial Antennas in the Treatment of Bone Tumors without Affecting the Ablation Zone: FEM Models. *Pan Am. Heal. Care Exch.*, 2020.
- **T. J. Ramírez -Guzmán**, A. Vera, L. Leija, C. J. Trujillo-Romero. Detection of Temperature Contours on the Thermal Distribution Generated by Ablation Micro-coaxial Antennas. *17th Int. Conf. Electr. Eng. Comput. Sci. Autom. Control. CCE 2020*.

12.3. Estancias de investigación

- **Escuela Técnica Superior de Ingeniería (ETSE-UV), Universidad de Valencia**. Valencia, España. Mayo-julio del 2023.

Durante esta estancia se trabajó en el Departamento de Informática bajo la dirección del D. en C. Enrique Navarro Camba. Se realizó el estudio de antenas micro-coaxiales en phantoms multicapa y tejido *ex vivo* de cerdo para caracterizar el comportamiento de las antenas en un barrido de frecuencias.

- **Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra**. Ciudad de México. Enero-marzo del 2023.

Durante esta estancia se trabajó con tratamientos de ablación por microondas bajo la dirección de la D. en C. Citlalli Jessica Trujillo Romero, investigadora en ciencias médicas C en dicho instituto. Se realizaron aplicaciones de ablación *in vivo* en tejido óseo de cerdo para evaluar el comportamiento de las antenas y estudiar el efecto y las dimensiones de daño generados en el hueso.

- **Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra**. Ciudad de México. Septiembre-noviembre del 2019.



Durante esta estancia se realizó la medición de las propiedades dieléctricas de tumores óseos, bajo de la dirección de la D. en C. Citlalli Jessica Trujillo Romero, investigadora en ciencias médicas C en dicho instituto.

12.4. Participaciones en concursos

- Nominación a la categoría del Premio al Mejor Investigador 2023 por la International Research Awards on Mechanics of Functional Materials and Structures, por el trabajo: Performance evaluation of a novel cooling system for micro-coaxial antennas designed to treat bone tumors by microwave thermal ablation. Ramírez-Guzmán, T.J.; Trujillo-Romero, C.J.; Vera-Hernández, A.; Leija-Salas, L.; Gutiérrez-Martínez, J.
- Participación en el premio a la Investigación Médica 2023, Dr. Jorge Rosenkranz con el trabajo: Microwave Thermal Ablation Bone Tumors Treatment Planning System: First Approach, Citlalli Jessica Trujillo-Romero, Genaro Rico Martínez, Eréndira Estrada Villaseñor, Texar Javier Ramírez-Guzmán, Ernesto Andrés Delgado Cedillo, Arturo Vera-Hernández, Lorenzo Leija-Salas, Josefina Gutiérrez-Martínez.



Referencias

- [1] F. J. E. M, L. F, and C. M, “Global Cancer Observatory: Cancer Today,” *Int. agency Res. Cancer*, 2020.
- [2] H.-P. A. Pirani N., Clegg P., Cronin N., Ryan TP., Liu Z., “Microwave ablation: results with a 2.45 GHz applicator in ex vivo bovine and in vivo porcine liver,” *Radiology*, vol. 239, pp. 94–102, 2006.
- [3] G. S. Gazelle GS, Mueller PR, “Thermal ablation therapy for focal malignancy: a unified approach to underlying principles, techniques, and diagnostic imaging guidance,” *AJR Am J Roentgenol*, no. 174, pp. 323–331, 2000.
- [4] D. DE Goldberg SN, “Image-guided radiofrequency tumor ablation: challenges and opportunities-part 2,” *J. Vasc. Interv. Radiol.*, vol. 12, pp. 1135–1148, 2001.
- [5] S. T. Limuro Y, Yamamoto Y, “Small hepatocellular carcinoma: comparison of radiofrequency ablation and percutaneous microwave coagulation therapy,” *Radiology*, no. 223, pp. 331–337, 2002.
- [6] S. T. Tamai T, Nakagawa T, “Combination therapy with transcatheter arterial chemoembolization and percutaneous microwave coagulation therapy for heparocellular carcinoma,” *Cancer*, vol. 89, pp. 1245–1251, 2000.
- [7] L. M. Chen JW, Xie XY, “Hepatocellular carcinoma: US-guided percutaneous microwave coagulation therapy,” *Radiology*, no. 221, pp. 167–172, 2001.
- [8] E. A. Lara-García, C. E. Rojas-Marína, L. A. Rodríguez-Palomaresa, A. J. González-Aguirreb, E. Ramírez-Centenoc, and J. Sebastián-Huertac, “Ablación por radiofrecuencia percutánea de metástasis pulmonares,” *Gac. Mex. Oncol.*, vol. 12, no. 5, pp. 354–360, 2013.
- [9] A. Hidalgo, J. M. G. B, O. G. C, and T. Franquet, “Ablación mediante microondas de metástasis pulmonar de sarcoma en paciente portador de marcapasos,” *Radiología*, vol. 56, no. 2, pp. 171–174, 2011.
- [10] O. Q. Castro and K. G. de la T. Carrillo, “Crioterapia en tumores renales,” *Acta Médica Grup. Ángeles*, vol. 14, no. 1, 2016.
- [11] F. S. and NADINE BARRIE SMITH, JOSHUA M. TEMKIN and K. HYNYNEN,



- “THERMAL EFFECTS OF FOCUSED ULTRASOUND ENERGY ON BONE TISSUE,” *Medicine (Baltimore)*, vol. 34, no. 9, pp. 1528–1532, 2008, doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.03.003.
- [12] N. Nwaejike, P. D. Srodon, y C. Kyriakides, and R. U. Londres, “Ablacion endovenosa con laser en la insuficiencia de la vena safena externa,” *Invest. Clin.*, 2008.
- [13] A. Á. M. Alfaro and S. G. Pastor, “Inclusión de la inyección percutánea de etanol como primera línea de tratamiento de los quistes tiroideos sintomáticos,” *Endocrinol. Diabetes y Nutr.*, vol. 68, pp. 458–464, 2021.
- [14] D. Cano, J. J. Lasarte, and I. Vivas, “Electroporación irreversible: presente y futuro en el tratamiento del carcinoma hepatocelular,” *ANALES*, 2022.
- [15] H. Luyen, Y. Mohtashami, J. F. Sawicki, S. C. Hagness, and N. Behdad, “Minimally Invasive Microwave Ablation Antennas,” *Antenna Sens. Technol. Mod. Med. Appl.*, pp. 345–398, 2021, doi: 10.1002/9781119683285.ch10.
- [16] P. S. uffer, F Rosetto, M. Nueman DG, T. Lee, “Phantom and animal tissues for modelling the electrical porperties of human liver,” *Int J Hyperth.*, vol. 19, pp. 89–101, 2003.
- [17] S. M. Lizuka MN, Kolios MC, Sherar MD, “A theoretical comparison of energy sources- microwave, ultrasound and laser-for interstitial thermal therapy,” *Phys. Med. Biol.*, no. 43, pp. 3535–3547, 1998.
- [18] W. A. Lee FT Jr, Mahvi DM, “Hepatic microwave ablation with multiple antennae results in synergistically larger zones of coagulation necrosis,” *Ann. Surg. Oncol.*, vol. 10, pp. 275–283, 2003.
- [19] C. F. Simon, D. E. Dupuy, Wi. W, and Mayo-Smith, “Microwave Ablation: Principles and Applications,” in *RadioGraphics*, 2005.
- [20] S. B. Field, “Biological effects of electromagnetic waves,” in *Physics and Technology of Hyperthermia*, 1987, pp. 319–353.
- [21] M. hao Wu *et al.*, “Use of percutaneous microwave ablation for the treatment of bone tumors: A retrospective study of clinical outcomes in 47 patients,” *Cancer Imaging*, vol. 19, no. 1, pp. 1–12, 2019, doi: 10.1186/s40644-019-0275-8.
- [22] W. Dewey, “Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic,” *Int. J.*



- Hyperth.*, vol. 10, pp. 457–83, 1994.
- [23] G. H. Xiaoru Wang, Shuicai Wu, Zhuhuang Zhou, Yanping Bai, Haiming Ai, “Characterization of 2450-MHz microwave thermal coagulation zone based on characteristic length growth model and shape variation factor,” *Int. J. RF Microw. Comput. Eng.*, no. January, pp. 1–12, 2019, doi: 10.1002/mmce.21705.
- [24] J. G. Webster, “Microwave Ablation,” in *Minimally invasive medical technology*, 2001, pp. 248–252.
- [25] C. L. Brace, “Microwave Tissue Ablation: Biophysics, Technology and Applications,” *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 38, no. 1, pp. 65–78, 2010, doi: 10.1016/j.biotechadv.2011.08.021.Secreted.
- [26] S. A. Sherif and J. R. Culham, “Cooling Techniques for Electronic Equipment,” *J. Electron. Packag.*.
- [27] J. E. Sergeant, *Thermal Management Handbook for Electronic Assemblies*.
- [28] Z. Zhang, X. Wang, and Y. Yan, “A review of the state-of-the-art in electronic cooling,” *Adv. Electr. Eng. Electron. Energy*, vol. 1, 2021.
- [29] D. S. Steinberg, *Cooling Techniques for electronic Equipment*. 1992.
- [30] H. T. Habash RWY, Bansal R, Krewski D, “Thermal Therapy, Part III: Ablation,” *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 35, pp. 37–121, 2007.
- [31] H. Kirk J and S. Edward J, “Thermal Imaging Techniques to Survey and Monitor Animals in the Wild,” in *Remote Sensing*, 2016, pp. 35–62.
- [32] R. A. Schowengerdt, “Optical Radiation Models,” in *Remote Sensing*, 2007, pp. 45–73.
- [33] S. Mitra, R. Hargrave, and M. Wilson, “Automated detection of microcalcifications in mammograms through application of image pixel remapping and statistical filter,” *Proc. IEEE Symp. Comput. based Med. Syst.*, pp. 270–274, 1998.
- [34] X. Shi, R. Min, and H. Cheng, “Approaches for automated detection and classification of masses in mammograms,” *Pattern Recognit.*, 2005.
- [35] B. Hemminger, S. Zong, and E. Pisano, “Contrast limited adaptive histogram equalization image processing to improve the detection of simulated spiculations in dense mammograms,” *J. Digit. Imaging*, vol. 11, no. 4, pp. 193–200, 1998.



- [36] W. Huda, J. Fan, S. Schuler, and A. Laine, "Mammographic feature enhancement by multiscale analysis," *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 13, no. 4, pp. 725–774, 1994.
- [37] V. J. M. Rasigni, and G. Rasigni, "Method for characterization masses in digital mammograms," *Opt. Eng.*, vol. 35, no. 12, pp. 3453–3459, 1996.
- [38] D. I. dos Santos, D. J. Schutt, J. G. Webster and D. H. Mahvi, "In vitro measurements of temperature-dependent specific heat of liver tissue," *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, pp. 194–7, 2006.
- [39] G. B. M., A. Igesi, L. Millanta, R. Olmi, N. Rubino, and V. R., "The polyacrilamide as a Phantom Material for Electromagnetic Hyperthermia Studies," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 31, no. 3, pp. 317–322, 1984.
- [40] G. Hartsgrove, A. Kraszewski, and S. A., "Simulated biological materials for electromagnetic radiation absorption studies," *Bioelectromagnetics*, vol. 8, pp. 29–36, 1987.
- [41] T. Kobayasi, T. Nojima, K. Yamada, and S. Uebayashi, "Dry Phantom Composed of Ceramics and Its Application to SAR Estimation," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 41, no. 41, pp. 136–140, 1993.
- [42] L. JJW and N. P., "Hyperthermia dough: a fat and bone equivalent phantom to test microwave/radiofrequency hyperthermia heating systems," *Phys. Med. Biol.*, vol. 30, 1985.
- [43] M. C, N. M, T. AT, R. C, and G. ML, "Dielectric properties of gelatine phantoms used for simulation of biological tissues between 10 and 50 MHz," *Int. J. Hyperth.*, vol. 5, 1989.
- [44] Y. Nikawa, M. Chino, and K. Kikuchi, "Soft and Dry Phantom Modeling Material Using Silicon Rubber with Carbon Fiber," *IEEE Trans. Microw. Theory Thecniques*, vol. 44, no. 10, 1996.
- [45] J. H. M., L. L. R., L. Calloway, and R. F. K., "Muscle-Equivalent Phantom Materials for 10-100 MHz," *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 40, no. 4, 1992.
- [46] M. G. L. J. Louis Hinshaw, Anita Andreano, Lisa Sampson, Fred T. Lee Jr, Christopher L. Brace, "High-powered microwave ablation with a small-gauge gas cooled antenna: Initial ex vivo and in vivo results," *J Vas Inter Radiol*, vol. 23, no. 3, pp. 405–411, 2013, doi: 10.1016/j.jvir.2011.11.003.



- [47] Q. Y. Fan *et al.*, “Microwave ablation of malignant extremity bone tumors,” *Springerplus*, vol. 5, no. 1, pp. 0–5, 2016, doi: 10.1186/s40064-016-3005-8.
- [48] H. F. Daniel Clausing, Atif Shahzad, Martin O’Halloran, M Conall Denny, Punit Prakash, “Microwave antennas for thermal ablation of benign adrenal adenomas,” *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 5, 2019, [Online]. Available: <https://doi.org/10.1088/2057-1976/ab068b>
- [49] I. NeuWave Medical, “Certus 140”
- [50] P. S. E. Schena, C. Massaroni, Y. Fong, R.F. Grasso, F. Giurazza, B. Beomonte Zobel, X. Buy, J. Palussiere, R.L. Cazzato, “Temperature monitoring during microwave ablation in ex vivo porcine livers,” *EJSO*, vol. 41, pp. 1699–1705, 2015.
- [51] R. Chen, J. Zhang, D. Kong, Q. Lou, and F. Lu, “Fast calculation of 3D radiofrequency ablation zone based on a closed-form solution of heat conduction equation fitted by ex vivo measurements Fast calculation of 3D radiofrequency ablation zone based on a closed-form solution of heat conduction equation,” *Phys. Med. Biol.*, vol. 66, 2021.
- [52] D. J. P. Madrigal-Calderón, D. A. L. Amador-Méndez, and D. N. Rivera-Sandoval, “Osteosarcoma: fisiopatología, diagnóstico y tratamiento,” *Revista Medica Sinerg.*, vol. 8, no. 6, 2023, doi: <https://doi.org/10.31434/rms.v8i6.1062>.
- [53] C. C. John Garlich, Katie Vincent, Earl Brien, “Postoperative complications with cryotherapy in bone tumors,” *J. Bone Oncol.*, vol. 7, pp. 13–17, 2017, doi: 10.1016/j.jbo.2017.04.002.
- [54] A. S. Pranshu Agrawal, Sanjay Agarwala, Manish Agarwal, “Giant Cell Tumor of Bone - An Overview,” *Arch. bone Jt. Surg.*, vol. 4, no. 1, pp. 2–9, 2016.
- [55] A. Yoshida, “Osteosarcoma: Old and New Challenges,” *Surg. pathology Clin.*, 2021, doi: 10.1016/j.path.2021.06.003.
- [56] B. R. Eaton, R. Schwarz, and R. Vatner, “Osteosarcoma,” *Pediatr. Blood Cancer*, 2020, [Online]. Available: <https://doi.org/10.1002/pbc.28352>
- [57] G. J. Trujillo C.J., Rico G., Leija L., Vera A., “Micro-Coaxial Slot Antenna to Treat Bone Tumors by Thermal Ablation : Theoretical and Experimental Evaluation,” *IEEE Lat. Am. Trans.*, vol. 16, 2018.



- [58] C. J. Trujillo-Romero, G. Rico-Martínez, and J. Gutiérrez-Martínez, “Thermal ablation : an alternative to bone cancer .,” *Investig. en Discapac.*, vol. 7, no. 1, pp. 35–47, 2018.
- [59] R.-G. T. Trujillo-Romero CJ, Martínez-Valdez R, Leija-Salas L, Vera-Hernández A, Rico-Martínez G, Ortega-Palacios R, Gutiérrez-Martínez J, “Thermal Evaluation of a Micro-Coaxial Antenna Set to Treat Bone Tumors: Design, Parametric FEM Modeling and Evaluation in Multilayer Phantom and Ex Vivo Porcine Tissue,” *Electronics*, vol. 10, no. 18, p. 2289, 2021, [Online]. Available: <https://doi.org/10.3390/electronics10182289>
- [60] K. M. Lu MD, Xie XY, Xu HX, Mo LQ, Liu GJ, “Liver cancer: increased microwave delivery to ablation zone with cooled-shaft antenna--experimental and clinical studies,” *Radiology*, vol. 242, no. 914, p. 24, 2007.
- [61] S. B. Field, “Interstitial techniques for hyperthermia,” in *Physics and Technology of Hyperthermia*, 1987, pp. 211–219.
- [62] N. K. P. Hasgall, E. Neufeld, M. Gosellin, A. Klingenbock, “IT’IS database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues,” [Online]. Available: <http://www.itis.ethz.ch/itis-for-health/tissue-properties/oerview/>, 2012.
- [63] V.-L. M. . Ortega-Palacios R., Trujillo-Romero C.J., Cepeda Rubio, Vera A., Leija L., Reyes J.L., Ramírez-Estudillo M.C., Morales-Alvarez F., “Feasibility of Using a Novel 2.45GHz Double Short Distance Slot Coaxial Antenna for Minimally Invasive Cancer Breast Microwave Ablation Therapy: Computational Model, Phantom, and In Vivo Swine Experimentation,” *J. Heal. Eng.*, 2018.
- [64] R. E. W. Rafael C. Gonzalez, *Digital Image Processing*, Pearson In.
- [65] M. B. Amin, F. L. Greene, S. B. Edge, and C. C. Compton, “The Eighth Edition AJCC Cancer Staging Manual: Continuing to build a bridge from a population-based to a more ‘personalized’ approach to cancer staging,” *CA Cancer J Clin*, vol. 67, no. 2, 2017.
- [66] T. P. Ryan, “COMPARISON OF SIX MICROWAVE ANTENNAS FOR HYPERTHERMIA TREATMENT OF CANCER: SAR RESULTS FOR SINGLE ANTENNAS AND ARRAYS,” *Radiat. Oncol. Biol.*, vol. 21, pp. 403–413, 1991.