



Tecnológico Nacional de México

**Centro Nacional de Investigación y Desarrollo
Tecnológico**

Tesis de Maestría en Ciencias

Convertidor Resonante para Aplicaciones de Hipertermia.

Presenta por

Ing. José Erik Lozano Martínez

Como requisito para la obtención del grado de

Maestro en Ciencias en Ingeniería Electrónica

Director de tesis

Dr. Víctor Hugo Olivares Peregrino

Codirector de tesis

Dr. Mario Ponce Silva

Revisores

Dr. Jesús Aguayo Alquicira, Dr. Carlos Aguilar Castillo.

Cuernavaca Morelos, México. Enero 2026.



Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico
Departamento de Ingeniería Electrónica

Cuernavaca, Mor; 22/enero/2026

Oficio No. DIE/019/2026

Asunto: Aceptación de documentos.

DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del **C. JOSÉ ERIK LOZANO MARTINEZ**, con número de control **M24CE026** de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Electrónica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis profesional titulado **"CONVERTIDOR RESONANTE PARA APLICACIONES DE HIPERtermia"**, y hemos encontrado que se han realizado todas las correcciones y observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Víctor Hugo Olivares Peregrino
Doctor en Ciencias en Ingeniería Electrónica
Cédula profesional 5999002

CODIRECTOR DE TESIS

Dr. Mario Ponce Silva
Doctor en Ciencias en Ingeniería Electrónica
Cédula profesional 3516427

REVISOR 1

Dr. Carlos Aguilar Castillo
Doctor en Ciencias en Ingeniería Electrónica
Cédula profesional 3581040

REVISOR 2

Dr. Jesús Aguayo Alquicira
Doctor en Ciencias en Ingeniería Electrónica
Cédula profesional 4706315

C.p. Mtra. Verónica Sotelo Boyas. Jefa del Departamento de Servicios Escolares
Estudiante
JGM/ibm



2026
año de
Margarita
Maza

cenidet
Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico





Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico
Subdirección Académica

Cuernavaca Mor, **28/enero/2026**

Oficio No. SAC/025/2026

Asunto: Autorización de impresión de tesis

JOSÉ ERIK LOZANO MARTÍNEZ
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA
P R E S E N T E

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **"CONVERTIDOR RESONANTE PARA APLICACIONES DE HIPERTERMIA"**, ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica®

"Conocimiento y Tecnología al servicio de México"

CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO



c.c.p. Departamento de Ingeniería Electrónica
Departamento de Servicios Escolares

CMAZ/lmz



2026
año de
Margarita Maza

cenidet
Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico



Interior Internado Palmira S/N, Col. Palmira,
C.P. 62490, Cuernavaca, Morelos Tel. 01 (777) 3627770, ext. 4106,
e-mail: acad_cenidet@tecnm.mx | cenidet.tecnm.mx

"El presente es de ellos; el futuro, para el que yo realmente trabajé, es mío."

Nikola Tesla

"En algún lugar, algo increíble espera ser conocido."

Carl Sagan

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a la Santísima Trinidad, Dios Padre, Dios Hijo Jesucristo y Espíritu Santo, Quien es rector del universo que conocemos y del que no conocemos, porque con Él es todo y sin Él es nada.

A mis amorosos Padres José Guadalupe y María Elisa, quienes me inculcaron la fraternidad, el cariño, la lógica, el empeño, el valor y la convicción para dar todo mi ser en cada meta.

Agradezco a mi Esposa Karen por todo el apoyo y cariño, para tener la fortaleza de salir cada día, así también a mi hija Aline por ser el combustible que no permite parar.

Al Tecnológico Nacional de México (TecNM) y a su vez al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por facilitar sus instalaciones para que pudiera cursar mis estudios de maestría, además agradezco a todas las personas que laboran en estas honorables instituciones.

Al CONAHCYT ahora Secretaría de Ciencia, Humanidades, Tecnología e Innovación (SECIHTI) por el apoyo económico brindado para realizar mis estudios de maestría, sin el apoyo de esta institución no hubiera sido posible realizarlos.

A mi director de tesis, el Dr. Víctor Hugo Olivares Peregrino quien con sus conocimientos, guía, supervisión constante y amistad fueron un pilar invaluable para lograr la meta de terminar la maestría.

A mi codirector de tesis, el Dr. Mario Ponce Silva quien, con su mano firme, su conocimiento y paciencia fue el otro pilar invaluable para terminar mis estudios de posgrado.

A mis revisores los Doctores Jesús Aguayo Alquicira y Carlos Aguilar Castillo quienes brindaron su apoyo y conocimiento en cada intervención y asesoría.

Agradezco también a los Doctores Abraham Claudio Sánchez, Rodolfo Amalio Vargas Méndez, Jorge Hugo Calleja Gjumlich, Luis Gerardo Vela Valdés†, por contribuir con su paciencia y conocimientos vertidos en cada clase.

En este trabajo se presenta el diseño, análisis y validación experimental de un convertidor resonante tipo clase E, configurado con una red de carga simplificada que emplea únicamente un inductor y un condensador, orientado a aplicaciones de hipertermia magnética. El objetivo principal fue desarrollar una fuente de excitación eficiente, estable y adecuada para generar campos magnéticos alternos en el rango de frecuencia requerido para la activación térmica de nanopartículas magnéticas, minimizando al mismo tiempo las pérdidas de conmutación y el estrés eléctrico sobre el dispositivo de potencia, además un punto importante fue que tanto el dispositivo como las nanopartículas sean asequibles.

El diseño del convertidor diseñado siguió criterios clásicos de operación clase E, buscando condiciones cercanas a conmutación a voltaje cero, lo que permitió obtener formas de onda suaves en el voltaje drenaje fuente y una corriente resonante bien definida en el inductor de carga. La elección de una topología con un inductor y un condensador redujo la complejidad del sistema y facilitó el ajuste fino de la resonancia, manteniendo una buena eficiencia energética, aspecto crítico para aplicaciones biomédicas donde la estabilidad térmica y eléctrica son críticas.

Como parte del enfoque experimental, se desarrolló un fantasma (phantom) que emula las propiedades dieléctricas del tejido humano, con el fin de reproducir de manera controlada las condiciones reales de operación durante las pruebas, este fantasma permitió evaluar el comportamiento del sistema bajo condiciones que presentan el cuerpo humano, asegurando que la distribución del campo magnético y la respuesta térmica fueran adecuadas y similares con escenarios clínicos.

Adicionalmente, se realizaron pruebas con soluciones basadas en hierro dextrano como sustancia alterna para el estudio del calentamiento inducido por campos magnéticos alternos, que tenga la característica de ser fácil de obtener, eficaz, segura y asequible.

Los experimentos mostraron un incremento de temperatura consistente y reproducible, confirmando la adecuada transferencia de energía desde el convertidor hacia las nanopartículas. Los resultados obtenidos muestran que el sistema propuesto es capaz de operar de forma estable durante periodos prolongados, manteniendo la resonancia y la eficiencia, lo que lo posiciona como una alternativa viable para investigaciones en hipertermia magnética controlada.

Por lo que el trabajo integra el diseño electrónico, la validación experimental y la simulación de condiciones biológicas reales, aportando una solución compacta y eficiente para estudios de hipertermia magnética basada en convertidores resonantes clase E.

ABSTRACT

This paper presents the design, analysis, and experimental validation of a Class E resonant converter, configured with a simplified load network employing only one inductor and one capacitor, for magnetic hyperthermia applications. The main objective was to develop an efficient, stable, and suitable excitation source for generating alternating magnetic fields in the frequency range required for the thermal activation of magnetic nanoparticles, while minimizing switching losses and electrical stress on the power device. Furthermore, it was important to ensure that both the device and the nanoparticles were affordable.

The converter design followed classic Class E operating criteria, aiming for near-zero voltage switching conditions. This resulted in smooth waveforms in the drain-source voltage and a well-defined resonant current in the load inductor. The choice of a topology with a single inductor and a single capacitor reduced system complexity and facilitated fine-tuning of the resonance, while maintaining good energy efficiency, a critical aspect for biomedical applications where thermal and electrical stability are essential.

As part of the experimental approach, a phantom was developed to emulate the dielectric properties of human tissue. This phantom allowed for the controlled reproduction of real-world operating conditions during testing. It enabled the evaluation of the system's behavior under conditions similar to those found in the human body, ensuring that the magnetic field distribution and thermal response were appropriate and comparable to clinical scenarios.

Additionally, tests were conducted using iron dextran-based solutions as an alternative substance for studying heating induced by alternating magnetic fields. This alternative was chosen for its ease of obtaining, effectiveness, safety, and affordability.

The experiments showed a consistent and reproducible temperature increase, confirming the adequate energy transfer from the converter to the nanoparticles. The results obtained demonstrate that the proposed system is capable of stable operation over extended periods, maintaining resonance and efficiency, thus positioning it as a viable alternative for research in controlled magnetic hyperthermia. Therefore, the work integrates electronic design, experimental validation and simulation of real biological conditions, providing a compact and efficient solution for magnetic hyperthermia studies based on class E resonant converters.

ACRONIMOS

AWG – America wire gauge

CA - AC – Corriente alterna (Alternating Current).

CC - Corriente continua.

DEX - Dextrano.

EMI - Interferencias electromagnéticas (Electromagnetic Interference).

FB - Full Bridge - Convertidor en puente completo.

HB - Half Bridge - Convertidor en medio puente.

HIFU - Ultrasonido focalizado de alta intensidad (High-Intensity Focused Ultrasound).

INEGI - Instituto Nacional de Estadística y Geografía.

IONC - Nanopartículas de óxido de hierro cúbicas (Iron Oxide Nanocubes).

IONP - Nanopartículas de óxido de hierro (Iron Oxide Nanoparticles).

k - Coeficiente de acoplamiento magnético.

kHz - kilohertz (10^3 Hz).

LCR - Red compuesta por inductancia (L), capacitancia (C) y resistencia (R).

LLC - Convertidor resonante con dos inductancias y un capacitor.

MHz - megahertz (10^6 Hz).

MOSFET - Transistor de efecto de campo metal-óxido-semiconductor (Metal-Oxide-Semiconductor Field-Effect Transistor).

NPM - Nanopartículas magnéticas.

NPMI - Nanopartículas magnéticas inyectables.

PCB - Placa de circuito impreso (Printed Circuit Board).

PEG - Polietilenglicol.

PEI - Polietilenimina.

PUBMED - Base de datos biomédica de la Biblioteca Nacional de Medicina de EE. UU.

QTS - Qitosano.

RF - Radiofrecuencia.

RP – Resistencia paralela

SPION - Nanopartículas superparamagnéticas de óxido de hierro (Superparamagnetic Iron Oxide Nanoparticles).

SS - Conmutación suave (Soft Switching).

TMEDA - Tetrametiletilendiamina.

TMM - Material mimético de tejido (Tissue-Mimicking Material).

USPION - Nanopartículas ultra pequeñas de óxido de hierro superparamagnéticas (Ultrasmall SPION).

ZCS - Conmutación a corriente cero (Zero Current Switching).

ZVS - Conmutación a voltaje cero (Zero Voltage Switching).

SIMBOLOGÍA

C - Capacitancia (F).

D - Ciclo de trabajo (duty cycle).

f - Frecuencia de operación (Hz).

η - Eficiencia del convertidor.

I - Corriente eléctrica (A).

L - Inductancia (H).

P_{in} - Potencia de entrada.

P_{out} - Potencia de salida.

Q - Factor de calidad del circuito resonante.

R - Resistencia eléctrica (Ω).

RMS - Valor eficaz (Root Mean Square).

t_{on} - Tiempo de conducción del interruptor.

t_{off} - Tiempo de apagado del interruptor.

V - Voltaje eléctrico (V).

ω - Frecuencia angular (rad/s), definida como $\omega = 2\pi f$.

Tabla de contenido

I.	INTRODUCCIÓN	11
II.	ANTECEDENTES	14
III.	PROBLEMÁTICA	17
IV.	OBJETIVOS	19
V.	PROPUESTA DE SOLUCIÓN	20
1.	MARCO TEÓRICO	22
2.	ESTADO DEL ARTE	26
3.	EMULADOR DE TEJIDO HUMANO	30
3.1	Fantasma para aplicaciones de hipertermia magnética	38
3.2	Caracterización eléctrica de la carga (fantasma)	40
4.	NANOPARTÍCULAS	40
5.	CIRCUITO PARA LA HIPERTERMIA MAGNÉTICA	43
5.1	Descripción del circuito impulsor	45
5.2	Descripción del convertidor clase E	46
5.3	Simulación	48
6.	IMPLEMENTACION Y RESULTADOS	54
6.1	Mediciones en osciloscopio	56
6.2	Hipertermia Alcanzada	58
6.3	Conclusiones y observaciones:	61
6.4	Acciones a futuro.	62
	REFERENCIAS	63
	ANEXO A	67

LISTADO DE FIGURAS

Figura 1. Diferentes métodos de tratamiento con hipertermia. [6]	12
Figura 2. Proceso de la hipertermia magnética con fluido magnético. [15]	15
Figura 3. Flujo se energía en la hipertermia magnética y mecanismos involucrados.	21
Figura 4. Proceso de la hipertermia magnética con fluido magnético.[30]	22
Figura 5. Inductor usado en [38]	26
Figura 6. Clase E de acuerdo con [29].	30
Figura 7. Fantasma de hidrogel usado en [19].	32
Figura 8. Fantasma emulando propiedades dieléctricas de la piel humana, usado en [51].	36
Figura 9. Fantasma multicapa emulando 4 densidades corporales humanas diferentes.	38
Figura 10. Fantasma con una sola densidad con el Inductor colocado.	39
Figura 11. Nanopartículas magnéticas usadas.	41
Figura 12. Segunda sustancia usada como nanopartículas.	42
Figura 13. Formas de onda circuito clase E. [56]	43
Figura 14. Circuito General.	45
Figura 15. Amplificador clase E con un inductor y un condensador en el circuito de carga. [54]	46
Figura 16. Formas de onda de control a 400 kHz.	48
Figura 17. Voltaje drenaje - fuente.	49
Figura 18. Corriente en la resistencia.	49
Figura 19. Corriente en el condensador.	50
Figura 20. Corriente en el interruptor.	50
Figura 21. Vista del circuito esquemático para la placa PCB en ALTIUM.	51
Figura 22. Vista superior de la placa PCB diseñada.	52
Figura 23. Vista inferior de la placa PCB diseñada.	53
Figura 24. Placa PCB con componentes montados.	54
Figura 25. Entorno del circuito.	55
Figura 26. Inductor con tubo de ensayo con nanopartículas.	55
Figura 27. forma de onda de control a 400 kHz y voltaje en interruptor.	56
Figura 28. Corriente en el inductor.	57
Figura 29. Tensión en interruptor.	57
Figura 30. Imagen termográfica de nanopartículas magnéticas.	58
Figura 31. Imagen termográfica de nanopartículas magnéticas.	59
Figura 32. Imagen termográfica con hierro dextrano.	60
Figura 33. Imagen termográfica con hierro dextrano.	60

LISTADO DE TABLAS

Tabla 1. Estudios donde se utiliza la hipertermia magnética como tratamiento para el cáncer.....	23
Tabla 2. Comparativa del estado del arte.....	28
Tabla 3. Rangos de propiedades dieléctricas de diferentes partes de cuerpo humano. [26]	33
Tabla 4. Propiedades dieléctricas de fantasmas que emulan diferentes partes del cuerpo humano. [47]	34
Tabla 5. Composición exacta para crear fantasmas emulando diferentes tejidos. [51]	36
Tabla 6. Comparativa de proporciones para realizar fantasmas con características eléctricas similares al tejido humano.	38
Tabla 7. Mediciones del fantasma en el medidor de inductancias a diferentes frecuencias.	40
Tabla 8. Metodología de diseño para el convertidor clase E para hipertermia magnética.....	44
Tabla 9. Bloques del circuito.....	47
Tabla 10. Parámetros eléctricos del circuito.....	58
Tabla 11. Diferencias de costos en nanopartículas usadas.	61

I. INTRODUCCIÓN

La palabra “hipertermia” tiene sus raíces en dos vocablos griegos: “*hiper*” y “*thermos*”, que pueden traducirse como “aumento” y “calor”. Su etimología hace referencia al proceso de elevar la temperatura más allá de lo habitual. En el ámbito médico, este concepto se utiliza para denotar la elevación de la temperatura corporal más allá de los rangos normales, y también se puede utilizar para describir una forma artificial de incrementar la temperatura de los tejidos corporales mediante diversas fuentes externas de calor. A lo largo del tiempo, esta práctica ha sido aplicada con distintos fines terapéuticos, y su uso ha permanecido vigente debido a sus efectos específicos sobre el organismo.

A través de la historia se encuentran numerosos ejemplos del empleo de calor controlado como herramienta terapéutica. Uno de los casos más conocidos es en las civilizaciones antiguas, particularmente los Romanos, quienes recurrían con frecuencia a baños de agua caliente y a espacios de vapor como parte de sus rutinas de cuidado y tratamiento. Estos métodos formaban parte de su cultura de salud y eran considerados útiles para aliviar malestares, favorecer la relajación y mejorar ciertas condiciones físicas. Aunque los mecanismos fisiológicos no se conocían con la precisión actual, ya existía la noción de que el aumento deliberado de la temperatura podía generar efectos benéficos.

En ese sentido, la hipertermia se ha mantenido como un recurso utilizado a lo largo del tiempo debido a su capacidad de modificar procesos internos mediante el calor. Este fundamento histórico ha dado paso a su aplicación en diferentes contextos clínicos modernos, siempre conservando la idea central que ha acompañado al término desde su origen griego: provocar un aumento de temperatura con un propósito terapéutico específico. [1] como tratamiento para diversas patologías, como el caso anteriormente descrito de los Romanos que usaban baños de agua caliente y vapor.

Una técnica que en la actualidad recibe considerable atención consiste en generar hipertermia mediante nanopartículas magnéticas, las cuales tienen la capacidad de elevar su temperatura cuando son expuestas a un campo magnético alterno. Este fenómeno se aprovecha con el fin de producir un calentamiento localizado y controlado dentro del cuerpo, lo que permite dirigir el aumento de temperatura únicamente hacia ciertas zonas de interés. La acción de estas nanopartículas bajo la influencia del campo magnético se ha convertido en un tema de estudio importante debido a su potencial para ofrecer tratamientos más precisos y menos invasivos en comparación con otros métodos.

Además de su uso en hipertermia, las nanopartículas magnéticas tienen otros usos importantes dentro del ámbito biomédico. Una de sus principales áreas de aplicación es la imagenología, donde se emplean como agentes de contraste gracias a su capacidad de modificar señales en distintos tipos de estudios, esta propiedad permite mejorar la calidad de

las imágenes y facilita la identificación de estructuras o zonas que requieren un análisis más detallado.

Otro campo importante donde se utilizan es en los sistemas de administración dirigida de fármacos, en este contexto, las nanopartículas pueden ser guiadas hacia regiones específicas del organismo aprovechando sus características magnéticas, lo que posibilita llevar medicamentos justo al sitio donde se necesitan. Esta estrategia busca incrementar la eficacia del tratamiento y, al mismo tiempo, reducir los efectos secundarios asociados a la distribución generalizada de los fármacos. Con ello, las nanopartículas magnéticas continúan consolidándose como un recurso valioso dentro de diferentes líneas de investigación biomédica [2], [3].

Una clasificación práctica de la hipertermia magnética aplicada al cuerpo humano ([figura 1](#)) es con respecto al tamaño de la zona donde se aplicará la hipertermia, es decir: hipertermia de cuerpo entero, hipertermia regional o hipertermia local [4], [5]. Al poderse adaptar la extensión del cuerpo del paciente donde se aplicará la hipertermia magnética resultará en una mejor aplicación de la técnica in vivo y por lo tanto de los resultados obtenidos, los tipos de hipertermia se muestran en la figura 1.

Existen una amplia variedad de nanopartículas magnéticas usadas para usos biomédicos pero las más comúnmente usadas son las conformadas por óxido metálico magnético como el óxido de hierro, y también son usadas las de óxido de níquel y manganita de lantano y estroncio [6], [7], [8].

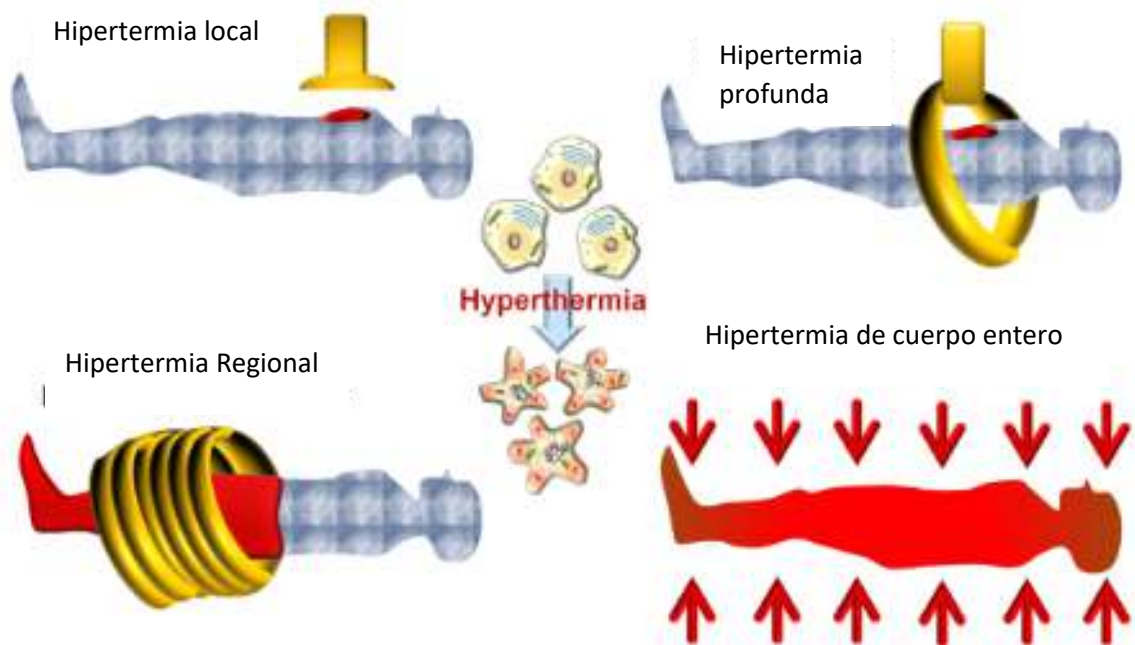


Figura 1. Diferentes métodos de tratamiento con hipertermia. [6]

El calentamiento de las nanopartículas que contienen en su interior materiales ferromagnéticos se basa en una propiedad conocida como histéresis, la cual se manifiesta cuando estos materiales son sometidos a la acción de un campo magnético alterno, bajo esas condiciones, las nanopartículas experimentan continuos ciclos de magnetización y desmagnetización, generando un proceso interno que conduce a la disipación de energía en forma de calor.

Este aumento de temperatura responde directamente a la interacción entre el campo aplicado y la estructura ferromagnética del material presente en las nanopartículas. Cuando el campo cambia de dirección, los dominios magnéticos dentro del material deben reorientarse para alinearse nuevamente con la nueva dirección impuesta. Este proceso de reacomodo no es instantáneo ni completamente reversible, y esa resistencia al cambio da lugar al llamado efecto magnetotérmico. Dicho efecto se conoce específicamente como calentamiento por histéresis, ya que la energía disipada en cada ciclo de magnetización se transforma finalmente en calor.

Este mecanismo es precisamente el que se aprovecha como principio de funcionamiento en los tratamientos de hipertermia magnética, para inducir un aumento controlado de temperatura en zonas específicas del cuerpo. La capacidad de las nanopartículas ferromagnéticas para generar calor bajo un campo magnético alterno permite pensar en aplicaciones donde el calentamiento localizado pueda contribuir a afectar células tumorales sin necesidad de incrementar de manera significativa la temperatura del tejido sano circundante. Así, la histéresis se convierte en un fenómeno fundamental que hace posible el uso de estas nanopartículas como agentes térmicos de formas terapéuticas. [9]

Con el estudio y desarrollo de nano terapias basadas en nanopartículas magnéticas, surge la posibilidad de crear tratamientos capaces de dirigirse de manera mucho más precisa hacia los órganos y tejidos que presentan algún tipo de afección cancerosa. Este enfoque busca que la intervención médica actúe únicamente sobre la zona donde se encuentra el problema, evitando la dispersión del tratamiento hacia regiones sanas del cuerpo. Al incidir de forma localizada sobre el área afectada, se protege de manera más efectiva la integridad de las células sanas, lo cual representa una ventaja importante frente a métodos convencionales que tienden a causar daños colaterales en tejidos no enfermos.

Esta selectividad que caracteriza a las nano terapias contribuye de manera significativa a disminuir los efectos nocivos asociados a los tratamientos actuales para el cáncer, que en muchos casos generan complicaciones derivadas de la falta de especificidad. Al reducir estas afectaciones, se favorece la tolerancia de los pacientes al proceso terapéutico, permitiendo que cursen con menos molestias y menor deterioro de su estado general de salud.

Además, esta ventaja en la capacidad de dirigir el tratamiento y limitar sus efectos secundarios coadyuva directamente en brindar una mejor calidad de vida a quienes se someten a estas intervenciones médicas. La posibilidad de tratar únicamente la zona enferma sin comprometer el resto del organismo representa un avance que podría transformar la

experiencia del paciente, facilitando una recuperación más llevadera, con menos riesgos y con un impacto más tolerable en su bienestar cotidiano además de influir directamente en los resultados positivos del tratamiento. [\[10\]](#)

II. ANTECEDENTES

La hipertermia generada por medio de nanopartículas magnéticas es un tratamiento que actualmente se encuentra en estudio para combatir el cáncer. El procedimiento general consiste en introducir nanopartículas magnéticas directamente en un tumor localizado, de manera que queden distribuidas dentro del tejido que se desea tratar. Una vez que estas nanopartículas se encuentran en su sitio, se procede a aplicar un campo magnético alterno externo, el cual actúa como estímulo para inducir el calentamiento en las nanopartículas. Esta interacción provoca un aumento de la temperatura tisular, incrementándola hasta niveles capaces de dañar la viabilidad de las células cancerosas, afectando de manera directa el tejido maligno sin necesidad de intervenir en otras áreas del organismo. [\[11\]](#)

En sí, la terapia de hipertermia magnética está formada principalmente por dos elementos clave que trabajan de manera complementaria. El primero corresponde a las nanopartículas magnéticas inyectables (NPMI), que son las responsables de generar el calor localizado una vez que se encuentran bajo la acción del campo magnético alterno. Su función es esencial, ya que su respuesta térmica es la que permite alcanzar la temperatura necesaria para producir efectos terapéuticos en el tumor. El segundo componente es el aplicador de campo magnético alterno, un dispositivo encargado de generar y controlar el campo externo que activará a las nanopartículas. Este equipo debe ser capaz de producir el campo con las características requeridas para inducir el calentamiento adecuado en el tejido objetivo. [\[12\]](#)

La hipertermia magnética, cuando se aplica dentro de un rango controlado de 40 a 43 °C durante un periodo continuo cercano a 60 minutos, no solo tiene la capacidad de eliminar directamente una parte de las células neoplásicas presentes en el tejido tumoral, sino que también puede producir un efecto adicional de gran importancia clínica. Este efecto consiste en sensibilizar aquellas células neoplásicas que no hayan sido destruidas durante el proceso inicial de calentamiento, haciéndolas más vulnerables y receptivas a los tratamientos convencionales utilizados como primera línea terapéutica. De esta manera, procedimientos tales como la radioterapia y la quimioterapia pueden ver incrementada su efectividad, lo que se refleja en una mejora de la tasa de respuesta ante la enfermedad, alcanzando incrementos cercanos al 20 % según lo descrito en los estudios correspondientes. Esta potenciación ocurre debido a que el ambiente térmico generado por la hipertermia induce condiciones que debilitan a las células tumorales, reduciendo su capacidad de resistir o recuperarse de los tratamientos primarios. [\[13\]](#),

Es importante considerar que las células tumorales tienden a mantener niveles elevados de glucólisis y un metabolismo acelerado, características que las diferencian de las células normales. Esta misma condición metabólica hiperactiva las vuelve más susceptibles a los cambios de temperatura; es decir, son menos capaces de tolerar aumentos térmicos moderados y sostenidos, lo que explica por qué la hipertermia puede afectarlas con mayor intensidad.

Además, otros factores complementarios ayudan a explicar el mecanismo mediante el cual la hipertermia ejerce su acción terapéutica. Entre ellos se encuentra el daño que puede generarse en proteínas esenciales para el funcionamiento celular, así como en las membranas celulares, cuya integridad es crucial para la supervivencia y estabilidad de la célula. También se ven afectadas diversas enzimas necesarias para la reparación de las estructuras propias de las células neoplásicas, lo que limita su capacidad de recuperarse del daño acumulado. Todos estos efectos, combinados, contribuyen a que la hipertermia magnética actúe como un complemento valioso para mejorar la eficacia de los tratamientos contra el cáncer [14]. El proceso general de inyección de nanopartículas se muestra en la [figura 2](#).

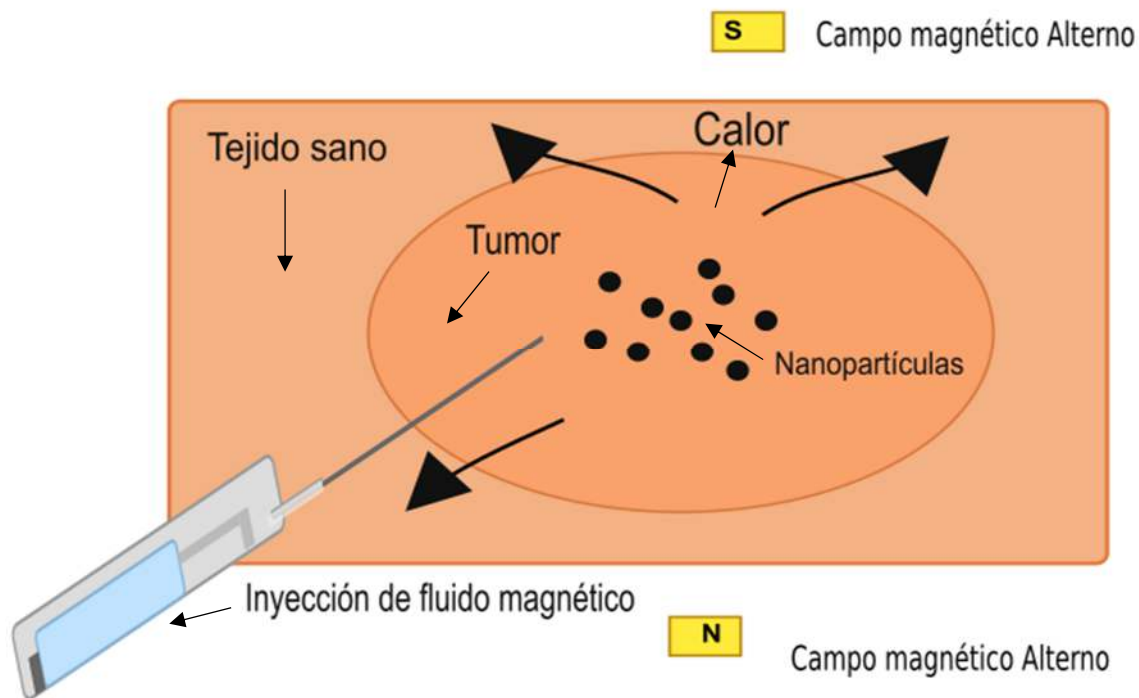


Figura 2. Proceso de la hipertermia magnética con fluido magnético. [15]

Un método para transferir energía inalámbrica habitualmente usada es por acoplamiento inductivo, un sistema de transferencia de potencia acoplado inductivamente consta de dos bobinas, usualmente llamadas bobina primaria y bobina secundaria. La eficiencia en la transferencia de energía es un elemento importante del factor de calidad (Q), el acoplamiento entre las bobinas disminuye al aumentar la distancia entre ellas disminuyendo la potencia también, para alcanzar un alto valor de calidad Q se puede usar cable de Litz, ya que ofrecen

bajas resistencias en corriente alterna, para elegir el calibre se toma en cuenta la frecuencia de trabajo, para aplicaciones en personas se ha observado que el rango de 100 kHz a 4 MHz no se han reportado efectos biológicos, a diferencia de las bandas de frecuencia extremadamente baja y la banda de microondas, donde puede haber efectos indeseables. [16]

La operación de los convertidores resonantes se basa en la conmutación suave (*soft switching*) [17], técnica mediante la cual los dispositivos de potencia se encienden o apagan cuando el voltaje o la corriente a través de ellos se reducen a cero. Este principio permite minimizar las pérdidas por conmutación, mitigar el estrés electromagnético sobre los semiconductores y disminuir la generación de interferencias electromagnéticas (EMI). Como resultado, se obtiene un funcionamiento más eficiente y estable, especialmente en aplicaciones de alta frecuencia. Para implementar esta metodología, es común emplear configuraciones de medio puente (*half-bridge*) o puente completo (*full-bridge*), las cuales facilitan el establecimiento de condiciones resonantes controladas y permiten gestionar de forma efectiva la transferencia de energía hacia la carga.

En 2017 en [18] se menciona que la topología del inversor clase D-E en medio puente, así como su correspondiente rectificador clase D-E en configuración similar, tienden a ser preferidas para aplicaciones donde se requieren niveles elevados de voltaje de entrada o salida. Estas arquitecturas integran propiedades resonantes y conmutación a tensión cero, lo que reduce significativamente las pérdidas dinámicas y optimiza el rendimiento general del sistema. Una característica fundamental de estas topologías es que el circuito de potencia incorpora un único inductor. De esta manera, los convertidores basados en topologías clase D-E resultan especialmente adecuados para sistemas compactos, de alta eficiencia y elevados requerimientos de potencia operando en rangos de frecuencia intermedia o alta.

En 2023 [19] realizó la caracterización de un emulador de tejido humano para aplicación de hipertermia con nanopartículas magnéticas a base de óxido de hierro, 0.3 ml de fluido ferromagnético mod. IS2801 y poliacrilato de potasio disuelto en agua para formar un gel que caracterizaría al tejido humano, concluyendo que la topología adecuada para su trabajo fue serie-paralelo con un resonante basado en una clase D, debido a que este circuito puede trabajar en el rango de frecuencias de 200 kHz a 1 MHz, además con una potencia de 2 W pudo lograr hipertermia magnética con un rango de 40 a 47°C en 10 minutos.

En [20] se propone el uso de un inversor clase D para generar un campo magnético debido a su facilidad y simplicidad de control y a que puede ser usado en alta frecuencia, la topología propuesta se compone de dos dispositivos de potencia, cada uno controlado por un controlador de puerta aislado y un convertidor CC-CC que debe soportar una alta tensión de descarga. Además, se requieren condensadores de bus de alto rendimiento para suministrar la corriente de alta frecuencia. Además, se hace referencia que el tanque resonante puede configurarse en serie o en paralelo, según los requisitos de la aplicación.

Algunos autores emplean un circuito inversor de puente completo acoplado a un tanque resonante debido a su elevada eficiencia operativa, atribuible principalmente a la

implementación de técnicas de conmutación suave. En estas configuraciones, los interruptores de potencia son activados o desactivados bajo condiciones de tensión o corriente cero, evitando el cruce simultáneo de altos valores de voltaje y corriente durante los instantes de conmutación. Esto reduce de manera significativa las pérdidas dinámicas, que suelen representar una proporción importante del consumo energético en sistemas de alta frecuencia. Al disminuir la disipación de energía en los semiconductores, se minimiza también el calentamiento interno de los dispositivos, lo cual prolonga su vida útil y reduce los requerimientos de gestión térmica, como disipadores o sistemas de refrigeración activa. [21], [22], [23].

En [24] trabajaron con un diseño resonante que logro trabajar a 2 MHz, optimizando la etapa de potencia para disminuir las pérdidas de potencia, obteniendo un circuito que proporciona la corriente deseada con pérdidas relativamente bajas, usaron interruptores MOSFET de potencia de carburo de silicio, construyendo un inductor de 3 cm de radio.

En [25] se trabajó con un inversor de Clase E donde se menciona que posee una alta eficiencia, además de la simplicidad de circuito y tamaño pequeño del mismo, razones por las cuales ha sido ampliamente utilizado como elemento principal de circuitos prácticos tales como implantes biomédicos, inversores, osciladores y generadores de hipertermia magnética, entre otros.

III. PROBLEMÁTICA

La hipertermia magnética como técnica terapéutica de enfermedades oncológicas, utiliza un campo magnético alterno de alta frecuencia producido por un inductor, el cual hará llegar el campo magnético alterno a nanopartículas magnéticas las cuales serán excitadas para generar calor, el objetivo es alcanzar temperaturas entre 41 °C a 46 °C de manera localizada para inducir daño selectivo en células tumorales, sin afectar los tejidos sanos circundantes [23].

La eficiencia de los convertidores de potencia de las clases A, B y C está limitada debido a la naturaleza lineal de su operación. En estos amplificadores, una parte importante de la energía se disipa en forma de calor, ya sea por el tiempo en que los dispositivos activos permanecen en la región lineal o por la conducción simultánea de corriente y tensión. Los convertidores clase C presentan una eficiencia alrededor del 70 % al 78%. Esto evidencia las limitaciones inherentes a las topologías lineales tradicionales y explica por qué, para aplicaciones de potencia y transferencia energética eficiente, se prefieren arquitecturas de conmutación suave como las clases D, E o F. [26]

Una clase de inversores de potencia de alta frecuencia, son los pertenecientes a la topología clase E, estos destacan por su alta eficiencia y capacidad de operación en régimen resonante. Este tipo de inversor puede operar en condiciones de conmutación suave (ZVS o ZCS), reduciendo significativamente las pérdidas de conmutación y el calentamiento de los transistores, lo que lo hace adecuado para aplicaciones biomédicas en el rango de cientos de kilo Hertz. [27]

Los sistemas de transferencia inalámbrica de energía basados en inducción magnética dependen de la eficiencia con la que la energía generada en el primario es transferida al secundario, estas arquitecturas experimentan pérdidas significativas asociadas principalmente a los procesos de conmutación del convertidor, cuando el interruptor realiza la transición entre los estados de encendido y apagado en presencia simultánea de corriente y voltaje, se producen pérdidas por conmutación.

Además, existen diversos parámetros eléctricos y geométricos que influyen de manera determinante en la eficiencia de transferencia de potencia. Entre ellos destacan el factor de calidad (Q) de las bobinas, la inductancia mutua entre el transmisor y el receptor, y el coeficiente de acoplamiento (k). Un factor de calidad elevado implica que las bobinas presentan bajas pérdidas resistivas, lo que favorece la transmisión eficiente de energía. Por otra parte, la inductancia mutua representa la medida directa de la interacción magnética entre ambas bobinas; mientras mayor sea, mejor será la transferencia. Finalmente, el coeficiente de acoplamiento indica qué fracción del flujo magnético generado en la bobina transmisora enlaza efectivamente la bobina receptora. Valores altos de k se traducen en menores pérdidas y mayor estabilidad en la transferencia. [28]

La implementación práctica de la hipertermia magnética presenta retos importantes relacionados con la generación eficiente y constante del campo magnético. El sistema de excitación debe operar en el rango de frecuencias de 100 kHz a 1 MHz, donde se puede generar la excitación de las nanopartículas de óxidos de hierro de forma adecuada. En este contexto, los convertidores clase E ofrecen una alternativa atractiva por su alta eficiencia de conmutación, bajo calentamiento de los transistores y capacidad para entregar potencias considerables en régimen resonante.[29]

No obstante, cuando se intenta implementar un amplificador clase E para alimentar bobinas de inducción utilizadas en hipertermia magnética, surgen diversas problemáticas técnicas:

- Sintonización crítica del circuito resonante (R–L–C): pequeñas variaciones en la inductancia de la bobina, la capacitancia o la carga biológica (fantasma o tejido) pueden desplazar la frecuencia de resonancia, alterando la condición de ZVS (Zero Voltage Switching) y reduciendo drásticamente la eficiencia.
- Pérdidas parásitas y calentamiento no deseado: las corrientes elevadas a 400 kHz generan pérdidas en la bobina (efecto piel y proximidad) y en los conductores, además de producir campos eléctricos asociados que pueden inducir calentamiento fuera del volumen terapéutico.
- Acoplamiento con la carga biológica: el tejido o el fantasma introduce componentes resistivas y capacitivas variables, modificando la impedancia vista por el inversor. Esto exige una red de adaptación para mantener operación resonante y proteger los transistores.
- Limitación térmica de los MOSFET: aunque el inversor clase E permite conmutación suave, las pérdidas por carga de compuerta y la disipación residual a 400 kHz pueden

eleva la temperatura de los dispositivos, requiriendo disipadores y diseo cuidadoso del driver.

- Homogeneidad del campo magnético: el diseo geométrico de la bobina y el control de corriente deben asegurar una distribuci3n uniforme del campo para obtener una elevaci3n térmica controlada y reproducible en el volumen de tratamiento.[\[29\]](#)

Estas dificultades hacen necesario un diseo optimizado del inversor clase E y de la carga resonante, así como una caracterizaci3n precisa del fantasma electromagnético empleado, de modo que se logre una transferencia eficiente de energía y una hipertermia controlada. La resoluci3n de esta problemática implica un compromiso entre eficiencia eléctrica, estabilidad térmica, seguridad biológica y precisi3n en el control del campo magnético.

IV. OBJETIVOS

Objetivo general:

Analizar y diseo un convertidor resonante para alimentar a un emulador de cuerpo humano para el tratamiento del c3ncer por medio de la hipertermia

Objetivos específicos:

1. Determinar el estado actual y las tendencias de los convertidores resonantes empleados en aplicaciones de hipertermia, con el fin de identificar las topologías más utilizadas y sus principales ventajas y limitaciones.
2. Identificar y justificar una topología resonante adecuada para aplicaciones de hipertermia, considerando criterios de eficiencia, conmutaci3n suave y compatibilidad con cargas biológicas.
3. Establecer y validar el desempeo eléctrico de la topología resonante seleccionada mediante su diseo y simulaci3n, evaluando su comportamiento en frecuencia, potencia y eficiencia.
4. Comprobar la viabilidad de la topología resonante propuesta mediante su implementaci3n experimental utilizando un emulador de tejido humano como carga.

V. PROPUESTA DE SOLUCIÓN

Con el anterior contexto se buscó generar un convertidor resonante capaz de alimentar un emulador de cuerpo humano (fantasma) que permita inducir hipertermia magnética con el propósito de contribuir al tratamiento del cáncer. La hipertermia magnética requiere campos magnéticos alternos de alta frecuencia y potencia controlada, que puedan interactuar con nanopartículas magnéticas depositadas en la zona tumoral para elevar su temperatura y provocar daño térmico selectivo en las células malignas sin afectar de manera significativa al tejido sano circundante. Por lo tanto, la fuente de excitación debe operar en alta eficiencia, con estabilidad en frecuencia y capacidad para suministrar energía suficiente a la bobina transmisora o aplicador magnético.

Dentro de las distintas topologías de convertidores de potencia disponibles, se empleará un convertidor clase E para el diseño del circuito resonante que se utilizará en la generación del campo magnético necesario. La elección de un convertidor clase E es debido a que se caracteriza por su capacidad para operar en condiciones de conmutación suave, ya sea a tensión cero (ZVS) o corriente cero (ZCS), lo que reduce considerablemente las pérdidas asociadas al proceso de conmutación de los dispositivos semiconductores.

Esto permite alcanzar eficiencias superiores a las obtenidas en conversores de clases lineales como A, B o C, y facilita la operación a frecuencias elevadas, típicamente en el rango de cientos de kHz hasta varios MHz, que son las frecuencias comúnmente empleadas en sistemas de hipertermia magnética.

El diseño del convertidor clase E permitirá también ajustar con precisión el comportamiento resonante del circuito de salida, que generalmente consiste en una combinación de inductancia y capacitancia destinada a maximizar la transferencia de energía hacia la bobina transmisora. Esta condición resonante es esencial para garantizar que el campo magnético se genere de manera eficiente y estable, permitiendo controlar la potencia entregada al emulador de cuerpo humano o “fantasma” utilizado para la experimentación.

Dicho emulador, fabricado con materiales que imitan las propiedades dieléctricas y térmicas de los tejidos biológicos, sirve como plataforma de pruebas para evaluar el comportamiento térmico y electromagnético del sistema antes de ser aplicado en un entorno clínico.

Por lo que, el empleo de un convertidor clase E y un circuito resonante apropiadamente diseñado permitirá optimizar la energía suministrada al sistema, minimizar pérdidas y asegurar que la hipertermia magnética se genere de forma controlada, segura y reproducible, sentando las bases para el desarrollo de un sistema de tratamiento experimental de alta eficiencia contra el cáncer.

En la [figura 3](#) se muestra el flujo de energía a través del convertidor clase E para que finalmente logre generar la hipertermia magnética como propósito para tratamiento de enfermedades oncológicas.

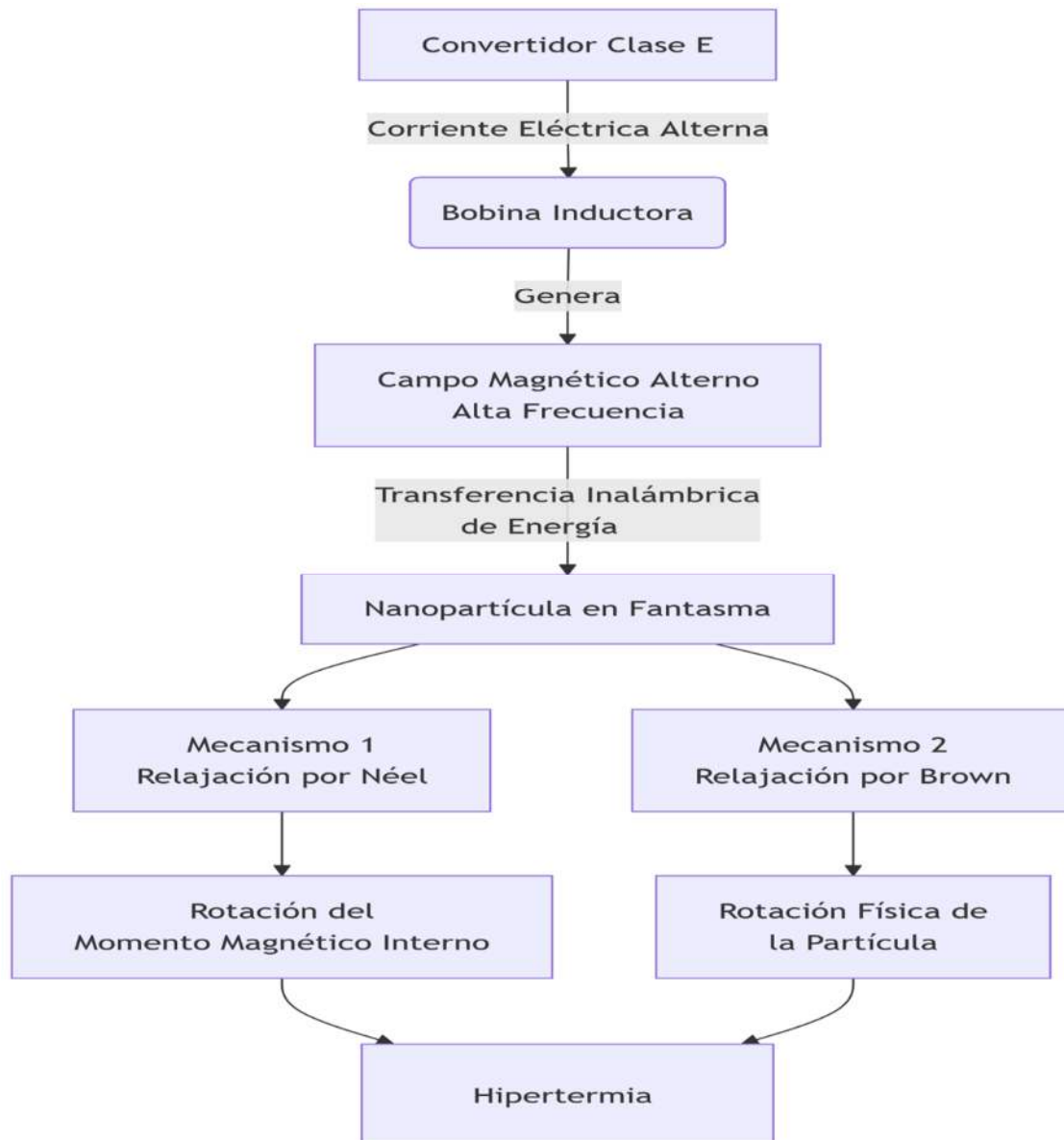


Figura 3. Flujo de energía en la hipertermia magnética y mecanismos involucrados.

1. MARCO TEÓRICO

Las nanopartículas magnéticas (NMP) están siendo más estudiadas en los últimos tiempos debido a sus amplias funciones en áreas científicas, incluyendo la resonancia magnética, administración de fármacos y sistemas de liberación controlada y la hipertermia, con una amplia biocompatibilidad y potencial biomédico multipropósito.

Una de varias técnicas usadas en oncología es la hipertermia magnética, esta técnica utiliza métodos físicos para inducir calor en un tejido corporal específico, propiciando una elevación de temperatura adecuada en los tejidos enfermos, en un período de tiempo apropiado (dosis térmica) abarcando en lo posible todo el tumor para lograr resultados terapéuticos óptimos. [15]. Varios autores indican que un protocolo adecuado para el tratamiento del cáncer utiliza una dosis térmica de 43 °C con una duración de 60 minutos (figura 4). Este procedimiento reporta niveles adecuados de eficacia, los resultados se asocian directamente a la temperatura del tejido y al tiempo de exposición, debido a que las células tumorales presentan una susceptibilidad al calor, a diferencia de las células de tejidos normales. La exposición a la temperatura mencionada produce alteraciones en las células tumorales, llevándolas a la destrucción o apoptosis.

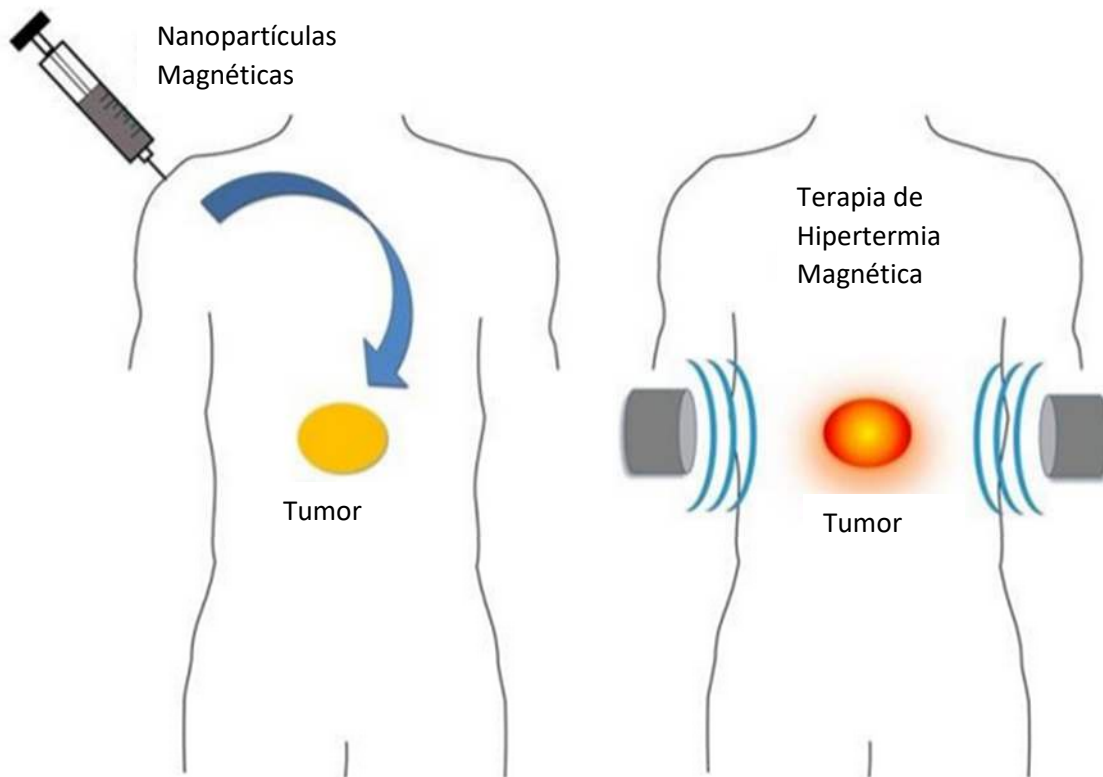


Figura 4. Proceso de la hipertermia magnética con fluido magnético.[30]

Para [31], la hipertermia magnética es una técnica que puede llegar a ser utilizada de manera adecuada para el tratamiento de pacientes con cáncer, utilizando nanopartículas magnéticas buscando alcanzar entre 41 °C y 47 °C en la zona tumoral mediante la excitación de nanopartículas con un campo magnético alterno aplicado externamente, donde se espera que ocurra la muerte celular, los trabajos se llevaron a cabo sobre líneas celulares de cáncer de ovario y cáncer de próstata. La hipertermia magnética se ha establecido como una técnica prometedora en el camino de obtener una terapia oncológica eficaz; parte del éxito de esta técnica se debe a la investigación y desarrollo de nanopartículas magnéticas de hierro, entre los estudios se abarca para diversos tipos de cáncer entre ellos para el tratamiento de tumores de mama y próstata.

Para [32], la hipertermia magnética consiste en la generación controlada de calor local en un tejido tumoral mediante la excitación de nanopartículas magnéticas sometidas a un campo magnético alterno. Las nanopartículas generalmente compuestas de magnetita (Fe_3O_4) o maghemita (Fe_2O_3) son expuestas a frecuencias entre 100–500 kHz, disipan energía por mecanismos de relajación Néel y Brown, elevando la temperatura del microambiente tumoral a rangos terapéuticos (41–45 °C). Este incremento térmico induce daño selectivo en células cancerígenas al alterar estructuras intracelulares, desnaturalizar proteínas y comprometer la integridad de membranas, al tiempo que potencia la sensibilidad del tumor frente a tratamientos convencionales como quimioterapia o radioterapia.

En la [tabla 1](#) se mencionan algunos estudios donde se describe y comprueba que se utiliza la terapia de la hipertermia magnética como tratamiento coadyuvante para neoplasias de distinto orden, de diferente tamaño y estadio clínico, además se menciona que tipo de cáncer se trata, la temperatura elegida de tratamiento y la duración de las sesiones de tratamiento de hipertermia. Por lo que se comprueba que la hipertermia es un método estudiado actualmente como tratamiento para cáncer.

Tabla 1. Estudios donde se utiliza la hipertermia magnética como tratamiento para el cáncer.

Autor	TIPO DE CÁNCER	TEMPERATURA
[33]	Tumores irregulares	43°C
[31]	Ovario y próstata	41-47°C
[32]	Mama y próstata	44°C
[7]	Tumores irregulares	42-47 °C
[8]	Próstata, pulmón	42-45 °C

En [34], se menciona que el cáncer es una enfermedad en la que se encuentran alteradas funciones celulares esenciales tales como la señalización, el metabolismo energético y los mecanismos de regulación del ciclo celular. Estas alteraciones conducen a una proliferación descontrolada y a una mayor supervivencia de células anormales, las cuales adquieren ventajas selectivas sobre el tejido sano circundante. Desde un punto de vista fisiopatológico, las células cancerosas actúan como una población parásita: secuestran recursos nutricionales, modifican la actividad de vías metabólicas basales como la glucólisis, la fosforilación oxidativa o la síntesis de biomoléculas y desvían componentes celulares para sostener la producción de biomasa y replicación acelerada. Este fenómeno suele describirse como reprogramación metabólica y está asociado a la activación aberrante de oncogenes y la inactivación de genes supresores tumorales, lo cual incrementa la eficiencia con la que las células transformadas generan ATP y precursores biosintéticos.

Además, los tumores emplean mecanismos avanzados de señalización para asegurar su persistencia, a través de señales químicas y proteicas como citoquinas, factores de crecimiento y moléculas de superficie, las células malignas modifican el microambiente tumoral, promueven angiogénesis y establecen redes de comunicación autocrina y paracrina que favorecen su expansión. Este proceso de diálogo molecular permite a las células cancerosas evadir los sistemas de reconocimiento inmunológico mediante la regulación negativa de antígenos o la sobreexpresión de proteínas inhibitorias como PD-L1, que interfieren con la respuesta de linfocitos T. Como resultado, logran evitar la apoptosis inducida por el sistema inmune y establecer nichos celulares protegidos. En conjunto, estos mecanismos integran una compleja estrategia de adaptación biológica que convierte al cáncer en una entidad dinámica, evolutiva y altamente resistente a las terapias convencionales.

En 2021 [35], se menciona que el cáncer constituye una de las principales causas de mortalidad a nivel global, configurándose como un problema sanitario que impacta directamente en el incremento de la esperanza de vida promedio. Su incidencia y letalidad reflejan no solo la complejidad biológica de la enfermedad, sino también las limitaciones de los sistemas de salud para detectarla tempranamente y aplicar terapias efectivas en etapas avanzadas. Según datos de la Organización Mundial de la Salud correspondientes a 2019, el cáncer representó la primera o segunda causa de muerte antes de los 70 años en 112 de 183 países evaluados, lo que sugiere una tendencia preocupante de desplazamiento de enfermedades transmisibles hacia patologías crónicas y degenerativas asociadas al envejecimiento, estilos de vida y factores ambientales. Este cambio epidemiológico está vinculado con procesos demográficos como la transición poblacional, el aumento en la exposición a carcinógenos ambientales y la prevalencia de factores de riesgo modificables. Este posicionamiento en las estadísticas de mortalidad demuestra que la enfermedad no se circunscribe a poblaciones específicas, sino que afecta transversalmente a distintos grupos socioeconómicos y regiones geográficas.

En [36], se menciona que en México en 2024, el INEGI muestra que la incidencia de tumores malignos ha aumentado en los últimos años, la tasa de defunciones por tumores malignos en

México ha mostrado un incremento sostenido durante la última década. En 2012 se registraron 62.04 muertes por cada 100 000 habitantes, cifra que aumentó a 68.92 en 2022, lo cual refleja un crecimiento epidemiológico significativo en la mortalidad asociada a cáncer. Este aumento no solo implica una mayor prevalencia de casos avanzados o de difícil manejo, sino también posibles retrasos en el diagnóstico temprano, barreras en el acceso a tratamientos oncológicos y limitaciones estructurales en la cobertura de servicios de salud especializados. Desde una perspectiva demográfica, estos valores evidencian un impacto acumulativo en grupos etarios productivos y en poblaciones mayores, contribuyendo a la carga global de enfermedad y a la reducción del bienestar poblacional. En términos geográficos, en 2022 **las entidades federativas con las tasas más altas de defunciones por tumores malignos fueron Ciudad de México, Sonora, Veracruz de Ignacio de la Llave, Colima, Morelos y Chihuahua**, con valores que oscilaron entre 76.39 y 95.96 muertes por cada 100 000 habitantes.

Esta distribución heterogénea sugiere una combinación de factores ambientales, socioeconómicos y sanitarios que influyen en la incidencia y letalidad del cáncer: exposición diferencial a agentes carcinogénicos, prevalencia de hábitos de riesgo, calidad de servicios hospitalarios, infraestructura diagnóstica y continuidad terapéutica. La carga económica del cáncer derivada de costos de hospitalización, procedimientos quirúrgicos, terapias farmacológicas avanzadas y pérdida de productividad laboral ha impulsado la búsqueda de alternativas tecnológicas más eficientes, entre ellas terapias basadas en nanotecnología, hipertermia magnética, inmunoterapia personalizada y sistemas de liberación controlada de fármacos, con el fin de mejorar la eficacia clínica y reducir el impacto financiero a nivel individual y social.

El cáncer es una enfermedad que presenta una alta incidencia y un impacto económico considerable a nivel mundial, lo que motiva la búsqueda constante de alternativas tecnológicas que permitan mejorar los métodos disponibles para el tratamiento de esta patología. La magnitud del problema no solo se refleja en los efectos sobre la salud de los pacientes, sino también en las cargas económicas que representan los tratamientos, estudios y cuidados asociados. Debido a ello, diversas líneas de investigación se han enfocado en desarrollar opciones terapéuticas que puedan complementar o potenciar las terapias establecidas, buscando resultados más eficientes y menos costosos a largo plazo.

En 2022 [37], se encontró que los costos promedios anuales para pacientes con cáncer de mama alcanzaron cifras que van desde \$251,018 pesos mexicanos hasta \$358,792 pesos. Estos valores ilustran la magnitud del gasto económico que implica enfrentar esta enfermedad, tanto para los sistemas de salud como para los propios pacientes y sus familias. Esta carga económica refuerza la necesidad de explorar nuevos métodos terapéuticos que puedan ofrecer alternativas efectivas que contribuyan a disminuir los costos asociados o a mejorar la eficiencia de los tratamientos actuales.

2. ESTADO DEL ARTE

Como menciona [38], el uso de hipertermia magnética mediante un inversor resonante de puente completo representa una de las tecnologías en investigación que podría mejorar el manejo del cáncer. Este enfoque consiste en aplicar un campo magnético alternante sobre nanopartículas de óxido de hierro, las cuales, al responder a dicho campo, generan un incremento térmico localizado. De esta manera, se logra inducir una hipertermia magnética por medio del inductor empleado ([figura 5](#)) en un rango aproximado de 43 a 45 °C, temperatura suficiente para provocar apoptosis celular en el tejido tumoral. Los resultados obtenidos en esta investigación destacan que se consiguió alcanzar una temperatura de 43 °C con una frecuencia de operación de 500 kHz, demostrando que este método puede generar el calentamiento requerido para inducir efectos terapéuticos en condiciones controladas. Estos hallazgos respaldan el potencial de la hipertermia magnética como una herramienta complementaria para el tratamiento del cáncer, especialmente en un contexto donde se buscan alternativas más eficaces y con menor impacto económico.



Figura 5. Inductor usado en [38]

En [38], en el año 2023 se menciona que se identifican cuatro topologías básicas en el diseño de convertidores resonantes, estas topologías constituyen la base sobre la cual se desarrollan diferentes soluciones electrónicas destinadas a mejorar la eficiencia, las cuatro topologías son los convertidores resonantes en serie, los convertidores resonantes en paralelo, los convertidores resonantes en configuración serie-paralelo y los convertidores LLC. Entre las configuraciones más utilizadas se encuentran las de puente completo, medio puente y

aquellas que utilizan derivación central tanto en los puentes primarios como en los secundarios. Cada una de estas configuraciones ofrece ventajas en términos de control, eficiencia y capacidad de manejo de potencia, dependiendo del tipo de aplicación y de las necesidades específicas del sistema. Para lograr su funcionamiento adecuado, estas topologías y configuraciones emplean dispositivos de conmutación como los transistores de efecto de campo semiconductores de óxido metálico (MOSFET) y/o diodos, los cuales permiten la operación de manera eficiente dentro del entorno resonante. La selección de estos dispositivos es fundamental, ya que su velocidad de conmutación y su capacidad para operar con pérdidas reducidas influyen directamente en el desempeño general del convertidor.

La densidad de potencia en los convertidores de potencia funcionando en modo conmutado aumenta considerablemente cuando se trabaja a altas frecuencias de conmutación, y se puede disminuir el tamaño de dispositivos magnéticos tales como el transformador y los filtros. En los convertidores convencionales, cuando los dispositivos están sujetos a transiciones duras, en alta frecuencia de conmutación, las pérdidas de conmutación son significativas, lo que ocasiona una baja eficiencia de los convertidores. Los convertidores de potencia resonante utilizan un tanque resonante que produce tensión sinusoidal, al encender o apagar los interruptores, la tensión y la corriente a través de ellos es cero, al suceder eso, las pérdidas causadas por la conmutación teóricamente son cero. Este mecanismo, denominado colectivamente conmutación suave, se conoce como conmutación a tensión cero y conmutación de corriente cero respectivamente, mediante las conmutaciones de corriente y voltaje por cero se puede llegar a trabajar a más altas frecuencias que las usadas usualmente en los convertidores [17].

Hasta la fecha, se ha propuesto una amplia variedad de esquemas de amplificación eficiente de señales, incluyendo las clases A, B, E y F. Sin embargo, el rendimiento de estos amplificadores de alta eficiencia suele ser no lineal, lo que genera una considerable radiación fuera de banda e interferencias en canales adyacentes. Para satisfacer el requisito de linealidad y preservar la precisión de la modulación con un mínimo recrecimiento espectral, los amplificadores de potencia suelen operar en configuraciones altamente lineales de clase A o AB. Uno de los principales problemas de estos amplificadores de potencia lineales es su baja eficiencia, las clases B y AB mejoran la eficiencia, pero aún presentan región de conducción lineal significativa o problemas de distorsión cruzada; la clase C es adecuada para Radio frecuencia, pero requiere filtrado severo y no es óptima para control fino al tratar tejidos biológicos. [39]

Los amplificadores clase D tienen características adecuadas las cuales se pueden mencionar como es una eficiencia alta, la cual es alta y mayor a la eficiencia de las clases A, B y C y llega alrededor del 90 % a plena potencia de salida. Esta eficiencia permite una potencia de salida muy alta, pero encontrándonos que la disipación de calor moderada para altas frecuencias, por lo que su uso suele preferirse para aplicaciones de audio. [40]

Frente a estas limitaciones, la topología clase E (tabla 2) emerge como la opción más adecuada para sistemas de hipertermia magnética, debido a su capacidad inherente para

operar en régimen resonante con conmutación eficiente (ZVS/ZCS), lo que reduce pérdidas de conmutación, minimiza el calentamiento de los transistores y permite entregar potencias elevadas las cuales pueden ser en kHz o MHz. Aunque originalmente fue desarrollada para amplificadores de potencia RF, su diseño hace que sea ideal para alimentar bobinas de inducción con cargas variables y resonantes. Así, la elección de clase E permite una mayor eficiencia global del sistema (al reducir disipaciones eléctricas), un menor tamaño del disipador térmico y una menor generación de calor no deseado en los componentes electrónicos. Dado que un convertidor de clase E suele diseñarse para una condición de funcionamiento determinada, que podría ser la que garantice la potencia de salida nominal o máxima. [41]

Tabla 2. Comparativa del estado del arte.

Artículo	año	Topología	Voltaje (V)	Corriente (A)	Frecuencia (Hz)	Potencia (W)
[18]	2017	$\Phi 2$			30-300M	9
[21]	2016	LLC	70	3.4	40 k	238
[26]	2018	Clase C	230	6	100 k	100
[27]	2023	Clase E	11	0.5	1 M	2
[42]	2011	Clase E	50	2.58	400k	300
[40]	2005	Clase E	15	2	1M	30
[40]	2009	Clase D	-	-	350k	1
[39]	1999	Clase A	1	-	-	1
[23]	2020	Serie CL	48	-	1M	100
[43]	2011	Clase B	1	0.9	50M	50
[44]	2025	Clase E	20	-	13.56 M	43.3

Un circuito diseñado con un convertidor clase E tiene la capacidad de adaptarse a las variaciones de carga por características propias del tejido o del fantasma utilizado. Esta capacidad de adaptación resulta relevante en aplicaciones biomédicas, donde las propiedades eléctricas del material a calentar pueden cambiar de manera significativa. Por lo que el convertidor clase E, al operar con redes resonantes diseñadas, permite integrar mecanismos que facilitan la adaptación de impedancia, asegurando que el sistema mantenga un funcionamiento estable aun cuando la carga sufra modificaciones. Además, el convertidor clase E ofrece la posibilidad de ejercer un control fino sobre la conducción del interruptor, lo que contribuye aún más a garantizar la estabilidad bajo condiciones cambiantes de carga. Este control preciso permite mantener las condiciones de operación deseadas sin comprometer el desempeño del sistema, lo que resulta fundamental para aplicaciones donde la consistencia del calentamiento es crítica. [29]

Los convertidores de clase E se caracterizan por lograr bajas pérdidas y alcanzar eficiencias superiores al 90 % cuando operan en sistemas de alta frecuencia, lo que resulta adecuado para aplicaciones como la transferencia inalámbrica de energía. Una de sus características

fundamentales es que esta clase de inversores trabaja bajo el principio de conmutación de tensión cero (ZVS), lo que permite minimizar significativamente las pérdidas que normalmente se presentan durante los procesos de encendido y apagado del interruptor, reduciendo el estrés eléctrico sobre los componentes. Además, la topología clase E posee la ventaja de poder describirse mediante ecuaciones relativamente sencillas, facilitando el análisis y diseño del circuito. A esto se suma el hecho de que puede construirse con pocos componentes, simplificando la implementación y reduciendo los costos. Por o que la elección del convertidor clase E se basa en primer lugar en su alta eficiencia, resultado de operar en modo resonante y bajo condiciones de conmutación suave. El segundo punto es su capacidad de entrega de potencia adecuada para la excitación de nanopartículas magnéticas dentro del rango de 100 kHz a 1 MHz, logrando esta entrega con una menor disipación térmica en comparación con otras topologías. El tercer punto destacado es la adaptabilidad del convertidor clase E frente a variaciones de carga y condiciones clínicas cambiantes, una característica esencial en aplicaciones de hipertermia magnética, donde las propiedades del tejido o del fantasma pueden modificarse durante el procedimiento. Esta capacidad de adaptación influye directamente en la eficacia del tratamiento, ya que permite mantener un funcionamiento estable y un calentamiento controlado incluso cuando las condiciones no son uniformes [44].

En [29], se afirma que un convertidor de clase E (figura 6) cuya red de carga está formada por un condensador y un inductor resulta adecuado para aplicaciones en las que se permite que la potencia suministrada a la red de carga presente un contenido armónico relativamente alto. Esta característica se debe principalmente a la forma de onda que genera este tipo de convertidor, la cual tiende a ser plana en la tensión y puede acompañarse de un nivel de ruido relativamente elevado, adecuado para aplicaciones donde no se demanda una forma de onda estrictamente senoidal ni una filtración armónica. Usos frecuentes de este convertidor son el suministro de energía de radiofrecuencia para calefacción, donde la forma de onda plana y el contenido armónico no representan problemas significativos, se menciona su aplicación en la generación de chispas, arcos o plasmas, procesos que requieren pulsos de energía capaces de producir ionización o excitación del medio sin necesidad de un control estricto sobre la pureza de la señal, otro uso señalado es en la interferencia de comunicaciones, donde la presencia de armónicos o ruido elevado no solo es tolerable, sino incluso funcional, también se menciona la posibilidad de emplearlo como etapa de excitación de entrada para un sistema de mayor potencia, donde este convertidor puede actuar como fuente preliminar que alimenta un circuito posterior encargado de gestionar niveles energéticos superiores, finalmente, el convertidor clase E puede conectarse a un rectificador funcionando como un convertidor CC/CC de alta eficiencia. En esta configuración, la combinación del circuito clase E con el rectificador permite aprovechar las características de conmutación suave y la estructura resonante para obtener un proceso de conversión eficiente incluso cuando existe un contenido armónico relevante.

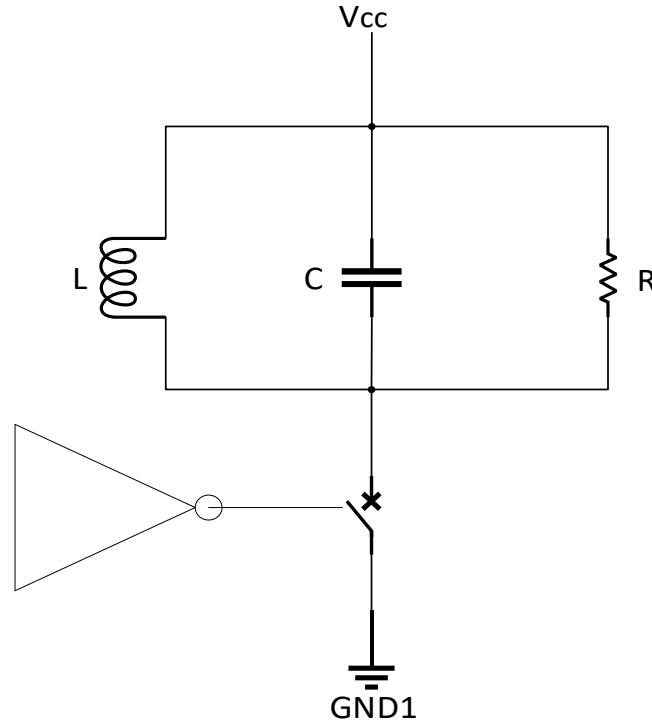


Figura 6. Clase E de acuerdo con [29].

3. EMULADOR DE TEJIDO HUMANO

Los fantasmas de tejido son objetos de prueba generados para ser usados en equipos para diagnóstico como la obtención de imágenes médicas o hipertermia magnética por lo que muestran propiedades similares a las muestras de tejido vivo, son sumamente importantes en la investigación y el desarrollo de sistemas como lo son los basados en microondas. La corroboración cuantitativa, la evaluación de la seguridad y la implementación de sistemas biomédicos son aspectos críticos en el desarrollo de procesos tecnológicos. Por lo tanto, la disponibilidad de tejidos vivos puede proporcionar los parámetros de medición óptimos para los sistemas mencionados, ya que representan con gran similitud las propiedades eléctricas, térmicas y de absorción que se desean evaluar en condiciones reales. No obstante, aunque los tejidos vivos permitirían obtener datos muy cercanos a los escenarios clínicos, su uso implica una serie de dificultades prácticas y éticas. En primer lugar, la participación de voluntarios humanos vivos para probar y validar dispositivos introduce diversas incertidumbres inherentes al propio cuerpo humano, las cuales pueden afectar la repetibilidad y precisión de las mediciones. Entre estas incertidumbres se encuentran el movimiento constante generado por el sistema respiratorio, que modifica ligeramente la posición y densidad de los tejidos; la vibración cardiovascular, que introduce fluctuaciones rítmicas en la estructura interna; y la

variación natural en la humedad de la piel, un parámetro que influye directamente en la conductividad y en la forma en que las ondas electromagnéticas interaccionan con la superficie corporal. Además de estas variaciones fisiológicas también aparecen las preocupaciones de seguridad que surgen al utilizar nuevos instrumentos o dispositivos cuya operación o límite de exposición aún no ha sido totalmente validado, por lo que depender exclusivamente de sujetos humanos puede no ser viable en las fases tempranas del desarrollo tecnológico. Por estas razones, el uso de fantasmas que imitan tejidos artificiales es adecuado para la evaluación de instrumentos y sistemas biomédicos. Estos fantasmas permiten recrear de manera estable y controlada las propiedades dieléctricas, la respuesta térmica y el comportamiento electromagnético de los tejidos humanos. Esto facilita la comparación entre prototipos, la calibración de equipos y la realización de pruebas repetibles bajo condiciones completamente reproducibles, por lo que los fantasmas se convierten en una herramienta fundamental para avanzar en la caracterización, validación y optimización de dispositivos médicos antes de su aplicación directa en seres humanos [45].

En [19], se trabajó con un emulador de tejido humano diseñado para reproducir de manera controlada algunas de las propiedades físicas necesarias para los experimentos de hipertermia magnética. Este emulador estuvo constituido por dos tubos de ensayo de borosilicato, cada uno con dimensiones específicas. El primero y más grande tenía 14.5 cm de largo y 2.5 cm de diámetro, mientras que el segundo tubo, de menor tamaño, medía 5 cm de largo por 0.7 cm de diámetro. Estas dimensiones permitieron crear una estructura anidada, en la cual el tubo pequeño fue introducido dentro del tubo de mayor tamaño para formar la configuración del emulador. El tubo de ensayo grande fue llenado con una solución gelificada preparada con poliacrilato de potasio al 5% en 100 mL, lo que permitió obtener un medio semisólido adecuado para simular ciertas propiedades del tejido humano. Dentro del tubo pequeño, que fue colocado en el centro del tubo mayor, se depositaron 0.3 mL de un ferrofluido a base de aceite, específicamente de la marca Innovating Science, modelo IS2801. Este ferrofluido actuó como el material magnético cuya respuesta térmica bajo la acción del campo magnético sería analizada. Una vez ensamblados los dos tubos, el conjunto fue rodeado por 12 vueltas de hilo Litz de calibre 46 AWG, el cual está compuesto por 175 hilos individuales. Este tipo de conductor es utilizado comúnmente en aplicaciones de alta frecuencia debido a su capacidad para reducir pérdidas por efecto pelicular. La bobina formada alrededor del emulador permitió generar un campo magnético alterno adecuado para operar dentro de un rango de frecuencia comprendido entre 850 kHz y 1.4 MHz, que fue el intervalo seleccionado para llevar a cabo las pruebas experimentales (figura 7).

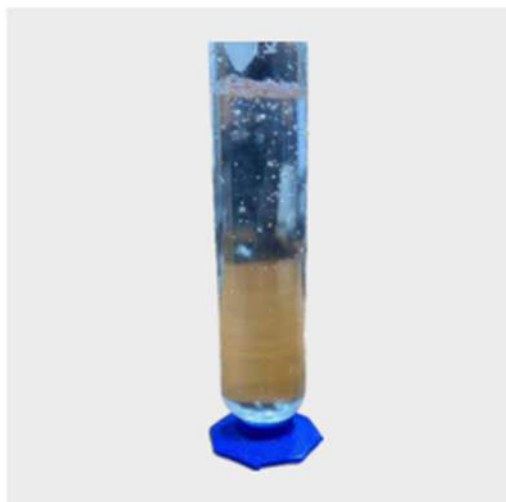


Figura 7. Fantasmas de hidrogel usado en [19].

El desarrollo de nuevos dispositivos electrónicos destinados al diagnóstico y tratamiento de enfermedades como el cáncer requiere contar con modelos que permitan simular, de manera controlada y reproducible, los diferentes tejidos del cuerpo humano, estos modelos son indispensables para evaluar el desempeño, seguridad y eficacia de los equipos antes de su aplicación clínica, ya que reproducen condiciones similares a las que se encontrarán en un entorno real. Para cubrir estas necesidades, se pueden desarrollar estructuras conocidas como fantasmas, o phantoms en inglés, un fantasma es una estructura física elaborada a partir de materiales seleccionados específicamente para que, en conjunto, puedan imitar las características del tejido biológico, particularmente en lo relacionado con la propagación de ondas electromagnéticas y con la distribución térmica del calor. Su función principal es comportarse de manera semejante al tejido humano cuando es expuesto a campos electromagnéticos o fuentes de calentamiento, permitiendo realizar mediciones experimentales sin riesgos y con gran estabilidad.

En el caso particular de la hipertermia magnética, se requieren fantasmas que sean capaces de modelar con precisión parámetros como la conductividad eléctrica y la permitividad del tejido, ya que estos determinan cómo se distribuye el campo magnético y cómo se transfiere energía hacia las nanopartículas o hacia el material en estudio. La exactitud en estos parámetros es crucial para garantizar que los resultados obtenidos en el laboratorio puedan extrapolarse de manera confiable a escenarios clínicos. Además de estas características electromagnéticas, los fantasmas para hipertermia deben cumplir con un requisito adicional: la equivalencia térmica. Esto significa que deben replicar la manera en que el tejido humano almacena, conduce y disipa el calor, permitiendo así realizar mediciones precisas de los patrones de deposición de potencia y de temperatura generados por los aplicadores utilizados en la terapia. Esta equivalencia térmica es fundamental para evaluar el comportamiento de

los sistemas de hipertermia y garantizar que el calentamiento se produzca dentro de los rangos adecuados para uso terapéutico [46].

Con el fin de optimizar el emulador de tejido humano, se consultaron diversas fuentes que permitieron analizar distintos materiales y métodos de fabricación empleados en el desarrollo de fantasmas utilizados para investigación, en [45], se menciona que el uso de fantasmas compuestos por ciertos polímeros resulta particularmente útil, ya que dichos materiales presentan propiedades dieléctricas y eléctricas similares a las de los tejidos del cuerpo humano. Esta similitud permite que los experimentos y las pruebas realizadas con estos modelos obtengan resultados más representativos de las condiciones reales. Además, se señala que los fantasmas pueden clasificarse en líquidos, geles, semisólidos y sólidos, categorías que abarcan una amplia variedad de formulaciones dependiendo de la aplicación específica o del comportamiento que se desee replicar.

En la [tabla 3](#) se muestran las características de conductividad y permitividad de diferentes partes del cuerpo humano, por lo que el fantasma usado debe cubrir esos requisitos.

Tabla 3. Rangos de propiedades dieléctricas de diferentes partes de cuerpo humano. [26]

Tejido	Musculo	sangre	grasa	Fibro - glandular	Materia gris	Materia blanca	LCR	piel	Tumor
ϵ_r (F/m)	42.8 - 56.5	45.1- 63.3	2 - 6	35 - 47	38.1 - 56	28 - 41	52.4 – 70.1	31.3 - 45	53 - 57
σ (S/m)	0.8 – 10.6	1.38 – 13.1	0.2 – 0.8	4 -6	0.8 – 10.3	0.47 – 7.3	2.3 – 15.4	0.73 - 8	3.1 – 6.4

En [47], se destaca que la transferencia inalámbrica de energía que atraviesa el cuerpo humano se utiliza, por lo general, en rangos de frecuencia bajos, normalmente por debajo de los 10 MHz. Esto se debe a la absorción tisular, ya que cuando las ondas de radio ingresan al cuerpo, los tejidos absorben parte de la energía transmitida, y esta absorción aumenta conforme incrementa la frecuencia de la onda. En esta misma referencia también se menciona que, para la elaboración de fluidos y geles fantasma pueden emplearse productos disponibles en supermercados, lo que facilita la obtención de materiales y reduce costos de preparación. Como base principal de estas formulaciones se emplea agua desmineralizada, que permite un mejor control sobre las propiedades eléctricas del preparado.

Es posible agregar agar cuando se requiera una estructura más sólida, o grenetina para producir fantasmas gelatinosos o auto moldeantes, dependiendo del comportamiento mecánico y la consistencia necesarios para el experimento. Para ajustar las propiedades eléctricas del fantasma, se puede incorporar cloruro de sodio con el fin de modificar la conductividad, mientras que la parte real de la permitividad relativa puede ser ajustada mediante la adición de azúcar. Estas modificaciones permiten obtener un material cuya

respuesta electromagnética se acerque de manera más precisa a la del tejido humano, mejorando así la calidad del emulador. En el texto citado se comenzó calentando agua desmineralizada, manteniendo la temperatura debajo de 100 °C, al menos debe ser superior a 40 °C para disolver la gelatina y superior a 95 °C para disolver el agar, se añade gelatina para crear una estructura gelatinosa; se añade agar para solidificar el material del fantasma, necesitaron aproximadamente 40 g/L de agar para crear un fantasma sólido.

Posteriormente se toma la cantidad deseada de agua desmineralizada caliente (gramos o mililitros) para agregar las cantidades adecuadas de azúcar y sal, los ingredientes se mezclan bien con una batidora eléctrica de mano, para posteriormente añadir gelatina o agar en una cantidad que se determinará visualmente según la consistencia buscada, el recipiente con la solución se cierra y se deja enfriar, cerrar el recipiente es importante para mantener la permitividad deseada; no cerrarlo provoca evaporación y un cambio en la permitividad.

En todas las soluciones, usaron grenetina en una concentración de 24 gramos por litro y sal en una concentración de 20 gramos por litro, los autores afirman que Basados en su experiencia crearon fantasmas que imitan la permitividad relativa de los tejidos musculares, estomacales, renales, y sangre, para las frecuencias de 433 MHz, 915 MHz y 2450 MHz los datos se muestran en la [tabla 4](#).

Tabla 4. Propiedades dieléctricas de fantasmas que emulan diferentes partes del cuerpo humano. [47]

Tejido	Frecuencia (MHz)	Permitividad ϵ (F/m)	Conductividad σ (S/m)	Azúcar (%)	Cloruro de sodio (%)
Músculo	433	56.9	0.805	48	1.55
Músculo	915	55	948	43.5	0.65
Estómago	433	67.2	1.01	31	1
Estómago	915	65	1.19	31	0.8
Estómago	2450	62.2	2.21	26.5	0
Sangre	433	63.8	1.36	36.5	2.1
Sangre	915	61.3	1.54	34.5	1.55
Sangre	2450	58.3	2.54	31	0.35
Riñón	433	65.5	1.12	34	1.4
Riñón	915	58.6	1.4	38	1.55
Riñón	2450	52.7	2.43	37	0.1

En [48], se describe un método específico para la creación de fantasmas utilizados en estudios relacionados con la hipertermia, donde se busca replicar de manera controlada las propiedades eléctricas y térmicas de los tejidos biológicos, el autor detalla una fórmula

basada en la preparación de un gel compuesto principalmente por poliacrilamida, un polímero ampliamente utilizado por su estabilidad y capacidad para formar estructuras homogéneas; Para la preparación, se disuelven 15 gramos de poliacrilamida en 100 mililitros de solución, logrando una matriz que actúa como base del fantasma, a esta mezcla se le agregan sustancias adicionales como la Tetrametil etilenodiamina (TMEDA) y la Metilenbisacrilamida (MBA), las cuales cumplen funciones esenciales en el proceso de polimerización y entrecruzamiento del material, obteniendo un gel con características mecánicas y dieléctricas adecuadas para los experimentos de hipertermia, con una consistencia uniforme y reproducible.

En el trabajo de [49], se desarrollaron fantasmas de manera novedosa con el propósito de obtener materiales que presentaran una baja permitividad eléctrica, característica necesaria para modelar tejidos como los adiposos, glandulares e incluso aquellos que presentan propiedades similares a tejidos malignos. Estos tipos de tejidos suelen ser difíciles de reproducir mediante métodos convencionales debido a su alto contenido de aceite, lo cual afecta la estabilidad y la homogeneidad del material final, para superar estas limitaciones, los autores basaron su enfoque en el uso de un endurecedor de aceite como elemento central del proceso. La metodología consistió en emplear aceite de girasol mezclado con agua desionizada, calentando ambos ingredientes hasta lograr una emulsión estable, una vez obtenida esta mezcla homogénea, se añadió un surfactante con el fin de mejorar la estabilidad de la emulsión y permitir una interacción adecuada entre las fases acuosa y oleosa, finalmente, se incorporó el endurecedor, lo que permitió obtener una versión sólida del material al enfriarse la mezcla por debajo de los 45 grados centígrados. Gracias a este procedimiento, fue posible fabricar fantasmas con estructuras consistentes, capaces de imitar tejidos de baja permitividad que antes no podían reproducirse adecuadamente mediante técnicas convencionales.

En [50], se menciona que la matriz elástica elaborada a partir de goma gellan constituye una alternativa adecuada para la fabricación de fantasmas destinados a imitar tejidos humanos. La goma gellan es un agente gelificante de naturaleza polisacárida, no tóxico y con propiedades similares al agar, pero con características que lo hacen ventajoso en aplicaciones biomédicas y de simulación, este material es producido por la bacteria *Pseudomonas elodea* y se destaca por su capacidad para formar hidrogeles con una estructura sólida y estable; los hidrogeles obtenidos al solidificar soluciones que contienen goma gellan en polvo presentan una estabilidad térmica notablemente superior, ya que su punto de fusión supera los 100 °C. Este atributo no solo permite su uso en condiciones más exigentes, sino que también evita deformaciones o pérdidas de consistencia cuando se someten a temperaturas elevadas durante experimentos o calibraciones, además, la goma gellan confiere al material final una resistencia mecánica mayor en comparación con medios tradicionales basados en agar o gelatina, así que los fantasmas pueden manipularse con mayor facilidad, mantener su forma durante periodos prolongados y tolerar la inserción de sensores o sondas sin perder integridad estructural, además se suma una claridad significativamente mejor, lo cual permite observar con precisión la distribución interna de componentes, líneas de campo o elementos embebidos, lo que facilita estudios experimentales donde la visibilidad es un aspecto

relevante; por estas razones, el uso de goma gellan resulta especialmente útil para desarrollar fantasmas que imiten de manera adecuada las propiedades físicas y térmicas de los tejidos humanos.

En [51], se describe una receta detallada con proporciones exactas diseñada para emular distintos tipos de tejidos humanos, incluyendo piel, grasa, músculo y tumor, (figura 8) esta propuesta contiene una lista precisa de materiales y cantidades específicas que permiten obtener composiciones reproducibles y compatibles con estudios de simulación electromagnética o térmica. La formulación presentada por el autor se muestra de manera organizada en la tabla 5, donde se especifican los ingredientes, porcentajes y características que deben respetarse para conseguir que cada tipo de fantasma imite fielmente los parámetros del tejido que representa:

Tabla 5. Composición exacta para crear fantasmas emulando diferentes tejidos. [51]

Fantasma	Agua destilada (mL)	Glicerina (mL)	Agar (g)	Aceite de canola (mL)	Lavatrastes empleado (mL)
Tumor	50	10	5.5 g	15	4
Glándula	52.5	17.5	5.5 g	15	4
Piel	55	17.5	6.8 g	50	3
Grasa	35	35	6.8 g	100	4



Figura 8. Fantasma emulando propiedades dieléctricas de la piel humana, usado en [51].

En [52], se afirma que los fantasmas de goma gellan tienen características diferentes a los fantasmas de gelatina, agar o poliacrilamida, debido a que la goma gellan tiene una eficacia gelificante muy alta y requiere una concentración diez veces menor que la de poliacrilamida para solidificarse; además, la goma gellan es más elástica, no se rompe fácilmente a diferencia de otros fantasmas, se puede ajustar a diferentes niveles de módulos elásticos y es compatible con muchos modificadores diferentes como azúcar o cloruro de sodio, soporta mejor la presión y la temperatura, puede también imitar muy bien los tejidos blandos del cuerpo humano; la goma gellan también requiere concentraciones dos o tres veces menores que las de gelatina y agar para lograr niveles similares de resistencia mecánica.

En [53], realizaron una revisión extensa mediante búsquedas en Google Académico y Pubmed de las palabras clave «Tissue Mimicking Materials» (TMM) y «Phantoms» en combinación con «Hyperthermia», «Thermal therapy», «HIFU», «Thermochromic» y «Ablation». Tomaron en cuenta los artículos de los últimos 5 años, en este estudio usaron materiales termo crómicos de tejido para terapias térmicas, los cuales son materiales que cambian de color al llegar cierta temperatura. Se pueden identificar dos categorías principales: los materiales que imitan tejidos que utilizan técnicas de medición externas para la monitorización de la temperatura en tiempo real y los materiales termo crómicos. Los materiales que imitan tejidos generalmente se basan en hidrogeles, como agar o goma gellan. Los fantasmas multimodales también se utilizan para imitar las propiedades acústicas y electromagnéticas de los tejidos, a veces con la adición de sal.

Como se puede observar a través de las diferentes referencias citadas se optó por realizar el emulador de tejido para hipertermia con base en la grenetina o el gellan, debido a que son las sustancias que más ha sido medidas en sus características eléctricas, mecánicas y, acústicas, además de ser más fácil conseguibles y mayor facilidad de uso.

Para las mediciones de las propiedades dieléctricas de fantasmas a base de gelatina en [54], se usó un rango de frecuencia de 80 a 500 MHz con una sonda de impedancia de alta temperatura (modelo 85070C, HP/Agilent Corp., Santa Clara, CA) junto con un analizador de redes vectoriales de microondas (modelo E5071C, Agilent Corp., Santa Clara, CA). Las mediciones se realizaron en las muestras de material a temperatura ambiente (aproximadamente 24 °C). Los resultados se promediaron y se compararon con las propiedades dieléctricas de los tejidos biológicos humanos parametrizados utilizando el modelo de cuatro polos Cole-Cole.

Las propiedades dieléctricas también se midieron a 37 °C (temperatura corporal humana normal) y 45 °C (típicamente cerca del límite superior de temperatura en el tratamiento de hipertermia). La muestra se calentó uniformemente en un baño de agua monitoreado mediante sensores de temperatura de fibra óptica (Lumasense, Santa Clara, CA) y un instrumento de lectura (Modelo 3100, Luxtron Corp., Santa Clara, CA). Las mediciones se utilizaron para estimar la dependencia de la temperatura de las propiedades dieléctricas.

Tabla 6. Comparativa de proporciones para realizar fantasmas con características eléctricas similares al tejido humano.

Autor	Temperatura (°C)	Agar (g/L)	Grenetina (g/L)	Glicerina (mL)	Agua desmineralizada (mL)	Sal (g)	Azúcar (g)	Aceite canola (mL)	Lava trastes empleado (mL)	Tejido
[47]	95° C	40	24	0	1000	20	340	0	0	Riñón
[51]	63°C	5.5	0	10	50	0	0	15	4	Tumor

3.1 Fantasma para aplicaciones de hipertermia magnética

Con base en la literatura consultada y considerando cuidadosamente las mediciones reportadas para diversos tipos de fantasmas elaborados con distintos materiales, se tomó la decisión de implementar un fantasma que emulara específicamente la densidad tumoral, para ello se siguieron las metodologías propuestas por los autores de la [tabla 6](#), ya que ambos trabajos presentan composiciones y procedimientos que permiten obtener materiales con propiedades físico dieléctricas comparables a las de tejidos biológicos; A partir de estas referencias se formuló el fantasma empleando las proporciones, materiales y técnicas de elaboración adecuadas, asegurando así que el resultado final cumpliera con la reproducibilidad, consistencia y estabilidad requeridas para las pruebas experimentales de hipertermia magnética, apreciables en la [figura 9](#) y [10](#).



Figura 9. Fantasma multicapa emulando 4 densidades corporales humanas diferentes.

El fantasma utilizado en las pruebas se muestra en la figura 10 y consiste en un recipiente de PET con un diámetro aproximado de 3 cm, el cual fue relleno con la formulación preparada previamente hasta obtener una densidad equivalente a la de tejido tumoral, durante el proceso de enfriamiento de la mezcla, se introdujo un tubo de ensayo vacío en el centro del recipiente con el propósito de crear un canal o cavidad interna en la que posteriormente pudiera colocarse otro tubo de ensayo de borosilicato que contendría la muestra de nanopartículas magnéticas. Esta configuración facilita significativamente la medición de la temperatura que las nanopartículas van adquiriendo durante la exposición al campo magnético, ya que permite un acoplamiento más estable y una lectura más precisa dentro de la región de interés.

Una vez solidificado el fantasma y obtenida la estructura interna deseada, se procedió a enrollar alrededor del recipiente un inductor fabricado con hilo de Litz calibre 46 AWG, compuesto por un total de 105 alambres paralelos; Este bobinado se eligió por sus características favorables para operar en frecuencias elevadas, reduciendo pérdidas por efecto piel y mejorando la eficiencia del acoplamiento magnético; Para asegurar una adecuada conexión eléctrica con la placa PCB destinada al sistema de excitación, se agregaron terminales en ambos extremos del hilo de Litz, lo que permite fijar las conexiones mediante tornillos y una bornera, garantizando así un contacto firme y confiable durante las pruebas experimentales ([figura 10](#)).



Figura 10. Fantasma con una sola densidad con el Inductor colocado.

3.2 Caracterización eléctrica de la carga (fantasma)

Se realizaron mediciones del fantasma con respecto a su resistencia e inductancia en paralelo, (tabla 7) con el objetivo de obtener una caracterización eléctrica precisa de la carga equivalente, para ello se empleó una bobina de prueba junto con un medidor de impedancia, instrumentos que permitieron determinar los valores de L_P y L_R de manera confiable.

Tabla 7. Mediciones del fantasma en el medidor de inductancias a diferentes frecuencias.

Frecuencia (kHz)	R_P (k Ω)	L_P (μ H)	Q	R_S (Ω)
200	1	15.53	51	0.377
300	2.1	15.53	72	0.403
400	3.25	15.52	84	0.460
500	4.49	15.51	90	0.538
600	5.6	15.51	96	0.609
700	6.7	15.52	98	0.695
800	7.7	15.53	98	0.790
900	8.5	15.53	97	0.903
1000	9.1	15.54	93	1.04
1100	9.25	15.56	86	1.25
1200	9.3	15.58	79	1.4
1300	9.2	15.59	72	1.75
1400	9	15.61	65	2.09
1500	8.5	15.6	59	2.4

El medidor de inductancias utilizado es un medidor LCR de la marca HP, modelo 4284, con un accesorio de medición Hioki 9269 Test Fixture, utilizado con instrumentos LCR (medidores de inductancia, capacitancia y resistencia) de la serie 9260 de Hioki.

4. NANOPARTÍCULAS

Para [9], el nano magnetismo es un área actual de investigación de gran interés por las propiedades y aplicaciones que involucran las nanopartículas magnéticas regularmente de un tamaño inferior a 100 nm, las aplicaciones son varias las cuales abarcan desde la geología hasta la medicina para tratamiento del cáncer a través de la hipertermia magnética, la cual provoca aumento de la temperatura del medio mediante la excitación de nanopartículas magnéticas en respuesta a un campo magnético oscilante.

En una revisión de [10] sobre el uso de diferentes tipos de nanopartículas en 128 artículos y su posterior filtrado, menciona que el uso de las nanopartículas con base en el tipo y el tamaño de las nanopartículas se detectaron seis tipos:

- óxido de hierro, citado en el 29 % de los artículos,
- óxido de hierro superparamagnéticas (SPION), en el 31 %,
- óxido de hierro superparamagnéticas ultra pequeñas (Ultra-small superparamagnetic iron oxide, USPIO), en el 9 %,
- óxido de hierro (iron oxide nanoparticle, IONP) en el 11 %,
- nanoclusters de óxido de hierro (iron oxide nanoclusters, IONC) en el 6 %
- ferritas en el 14 %

Los recubrimientos orgánicos comúnmente usados incluyen polímeros tales como polietilglicol (PEG), el dextrano (DEX), la polietilenimina (PEI), o el quitosano (QTS). Al recubrir la superficie de las nanopartículas se protege el núcleo de Hierro, evitando problemas como la aglomeración y oxidación de las moléculas al ser sintetizadas, esa adaptabilidad que tiene la nanopartícula puede hacer que sean dirigidas a un área específica como los ganglios linfáticos, los grupos sanguíneos, el hígado, etc.

Primera sustancia usada como nanopartículas magnéticas

Las nanopartículas usadas se muestran en la [figura 11](#), las cuales son un producto de importación del mercado estadounidense, por lo que el precio del producto más el envío ronda los 2000 pesos mexicanos:



Figura 11. Nanopartículas magnéticas usadas.

Datos de la hoja de seguridad del fabricante

Identificación básica: Producto: Ferrofluido, **Marca / Modelo:** Innovating Science® (Aldon) IS2801, **Presentación comercial:** frasco de 50 mL.

Descripción y uso

Es un **líquido coloidal** que contiene nanopartículas magnéticas (partículas < 10 nm de diámetro). Al exponerse a un campo magnético las nanopartículas forman patrones (picos y valles) se usa en entornos escolares y de laboratorio, **tamaño de partícula (aprox.):** menos de **10 nm**. **Cantidad por envase: 50 mL. (Fe_3O_4) Óxido ferroso-férrico (magnetita)**, las partículas son nanométricas (del orden de 10 nm o menos). Estas responden al campo magnético, generando las fuerzas y patrones característicos. **Porcentaje en la mezcla del 3 al 15%**

Segunda sustancia usada como nanopartículas magnéticas

Como segundo compuesto se pensó usar un compuesto económica y fácil de conseguir en el mercado Mexicano, seguro y con experiencia de uso en el ámbito médico, por lo que se decidió usar un compuesto llamado hierro dextrano ([figura 12](#)) que es usado en tratamientos contra la anemia en personas que sufren deficiencias de hierro, este medicamento puede ser aplicado de forma intramuscular profunda generalmente aunque en forma hospitalaria también se puede usar vía intravenosa; el precio del hierro dextrano ronda los 60 pesos y puede ser conseguido en cualquier farmacia.

La masa molecular del complejo hierro-dextrano ($M(w)=1133$ kDa), el diámetro de sus partículas ($\sim 8,3$ nm) y el contenido de iones hierro en el núcleo complejo ($N(\text{Fe})=6360$), y sugieren que es una estructura homogénea de partículas de simetría esférica. [55] Una de las mediciones cuantitativas citadas por el autor para hierro-dextrano: muestra que el complejo puede comportarse como nanopartícula por lo cual es válida también para usarse como nanopartícula magnética debido a sus componentes y el tamaño de mismo.



Figura 12. Segunda sustancia usada como nanopartículas.

5. CIRCUITO PARA LA HIPERTERMIA MAGNÉTICA

La metodología usada para el diseño siguió la propuesta por [\[56\]](#) donde muestra las siguientes formas de onda:

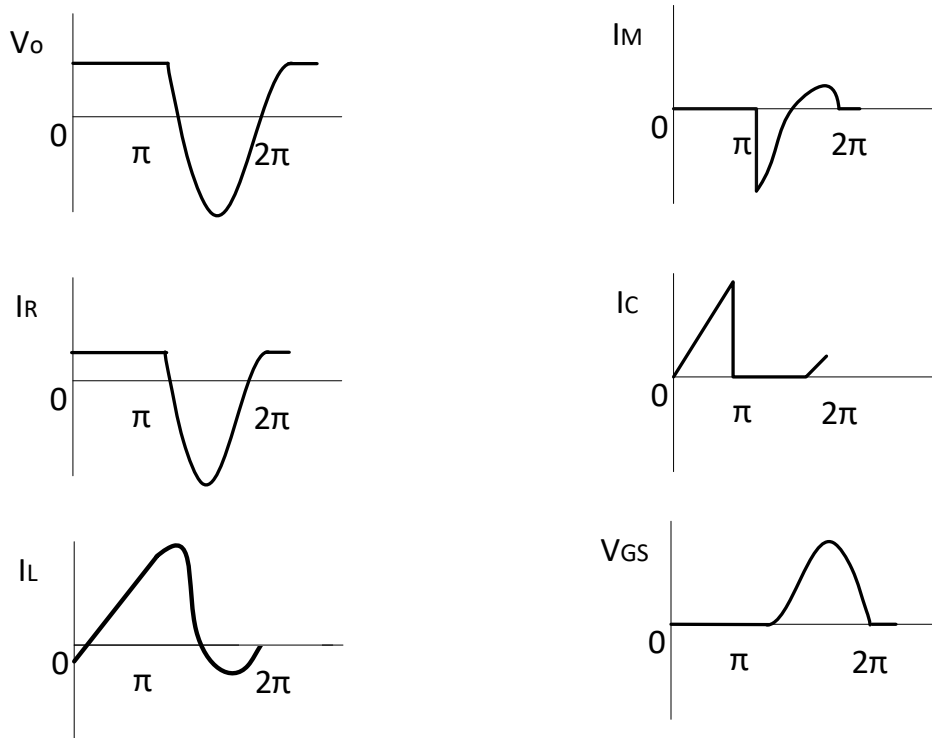


Figura 13. Formas de onda circuito clase E. [\[56\]](#)

En la [figura 13](#) se observa que la corriente por el interruptor I_M muestra la corriente que atraviesa el transistor cuando está encendido, durante el tiempo de conducción, la corriente aumenta de forma suave, casi senoidal, porque viene determinada por la red resonante de carga, cuando el transistor se apaga, la corriente cae a cero y permanece ahí mientras el interruptor está bloqueado minimizando pérdidas.

El voltaje en el interruptor por su parte aumenta en sus terminales, toma una forma curva característica y alcanza un valor máximo bastante mayor que la tensión de alimentación luego justo antes de que el transistor vuelva a encender, el voltaje cae suavemente hasta cero.

La corriente del condensador aparece cuando el transistor está apagado cargándose y descargándose, siguiendo la forma del voltaje del interruptor. Durante el apagado, la corriente pasa al condensador, almacenando energía; luego esa energía se devuelve al circuito resonante.

La corriente del inductor es casi senoidal, sin interrupciones bruscas, manteniendo una corriente suave hacia la carga, esta corriente nunca cae a cero, lo que asegura un flujo de

energía estable. Es justamente esta corriente la que alimenta la potencia útil entregada a la carga.

El voltaje en la carga es también prácticamente senoidal, aun cuando el interruptor conmuta rápidamente, la amplitud y fase de este voltaje dependen directamente de los valores de L, C y de la frecuencia de operación.

Explicado lo anterior, se propone una metodología de diseño del circuito clase E que será usado para generar hipertermia magnética y que además sirva para comprobar el desempeño del circuito con los parámetros establecidos, la metodología del diseño se muestra en la [tabla 8](#).

Tabla 8. Metodología de diseño para el convertidor clase E para hipertermia magnética.

Parámetro	Descripción	Ecuación	Valor
I_{MP}	Impedancia normalizada	$IMP = \frac{\omega * L_P}{R_E}$	0.41 Ω
R_e	Resistencia equivalente	$R_E = \omega \frac{L_P}{0.41}$	95.13 Ω
R_A	resistencia agregada	$R_A = \frac{\omega * L_P * R_P}{IMP * R_P * \omega * L_P}$	98 Ω
P_o	Potencia de salida	$P_O = \pi * A * Q * D^2 \left(\frac{V_{CC}^2}{R_E} \right)$	67.96
V_{cc}	Voltaje de alimentación	$V_{CC} = \sqrt{\frac{P_O * R_E}{1.91}}$	58 v
C	capacitancia	$C = \frac{1.02}{\omega * R_E}$	4.27 nF
V_{ef}	Voltaje eficaz	$V_{ef} = \sqrt{P_{RP} * R_P}$	80.62 v
f_0	Frecuencia de resonancia	$f_0 = 1.54 * f$	616 kHz
A	relación de frecuencias	$A = \frac{f_0}{f}$	1.54
Q	factor de calidad Q	$Q = \omega_0 * C * R_E$	1.57
I_{Cmax}	Corriente Máxima	$I_{Cmax} = I_{cc} * 4$	1.2 A

Para el desarrollo del circuito para hipertermia magnética con un convertidor clase E, se procedió a diseñar y simularlo el circuito en ORCAD, el cual posteriormente se trazó en el

programa de diseño Altium designer, para posteriormente la cual se mandó a fabricar con un distribuidor especializado en PCB, al llegar las placas se montaron los componentes para comenzar las pruebas del circuito.

La [figura 14](#) muestra el diseño general del circuito que incluye la fase de control y la fase de potencia con un convertidor clase E para generar hipermia magnética.

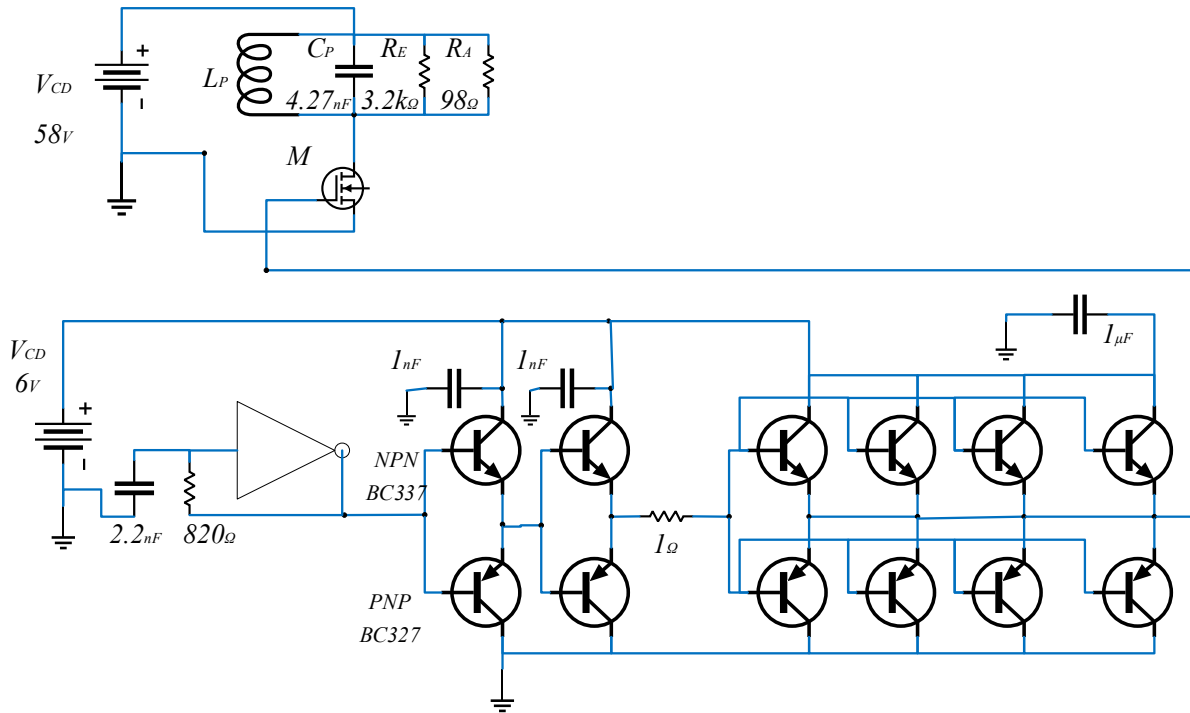


Figura 14. Circuito General.

5.1 Descripción del circuito impulsor

El circuito está pensado como una cadena progresiva de acondicionamiento y amplificación de señal, cuyo objetivo final es entregar una excitación fuerte y rápida a los seis pares de transistores en configuración tótem-pole. La fuente de 6 V alimenta primero la etapa de oscilación, la cual genera la señal de control, posteriormente la señal pasa a un driver intermedio compuesto por transistores NPN y PNP (BC337 y BC327). Cuando el NPN conduce, empuja corriente hacia la siguiente etapa; cuando conduce el PNP, empuja la corriente hacia tierra, aumentando la corriente la señal deja de ser solo lógica y se convierte en una señal capaz de cargar y descargar capacitancias rápidamente, como la del MOSFET. Después la señal se distribuye hacia la etapa de potencia, formada por cuatro pares de transistores en configuración tótem-pole conectados en paralelo. Al poner varios pares en

paralelo, el circuito multiplica la capacidad de corriente, reduce la impedancia de salida y reparte las pérdidas entre dispositivos.

El resultado es una salida capaz de suministrar y absorber corrientes elevadas en tiempos muy cortos, ideal para manejar cargas capacitivas o compuertas de potencia.

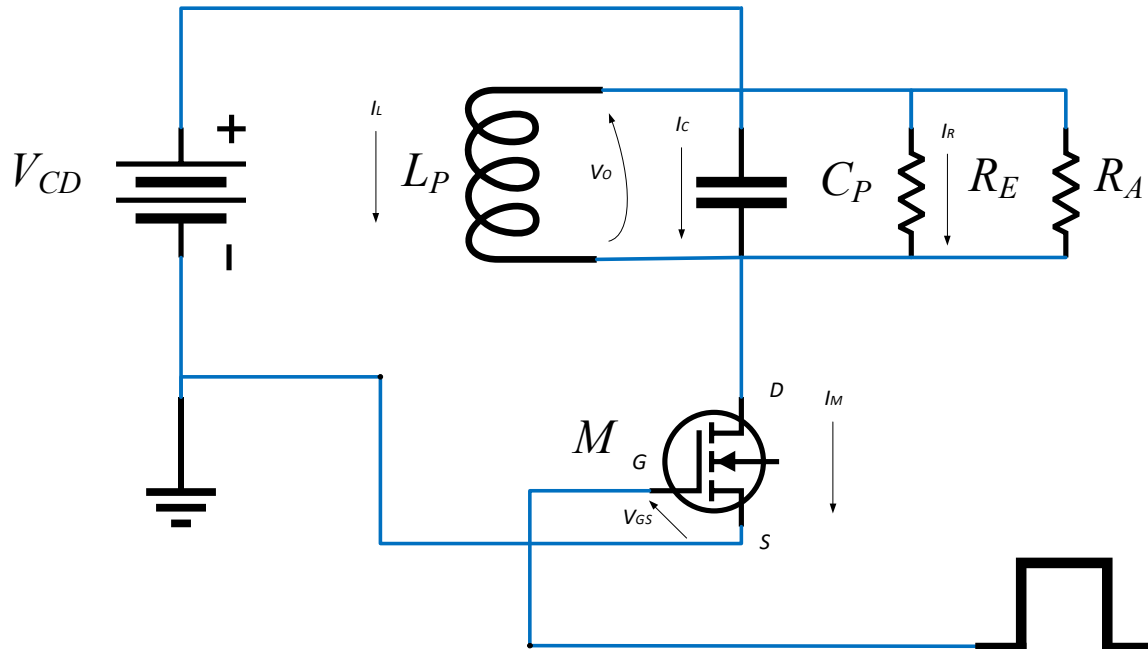


Figura 15. Amplificador clase E con un inductor y un condensador en el circuito de carga. [54]

En la [figura 15](#) se muestra el detalle de un convertidor clase E, con pocos elementos, un inductor y un condensador en la red de carga, diseñado originalmente por [\[56\]](#), el cual tiene la ventaja de ser asequible.

5.2 Descripción del convertidor clase E

En este circuito se implementa un convertidor clase E resonante de alta eficiencia, diseñado para alimentar una carga inductiva con una señal alterna de alta frecuencia, común en aplicaciones de generación de campos magnéticos, calentamiento por inducción o transmisión inalámbrica de energía.

La red de carga de clase E es adecuada para aplicaciones donde la potencia suministrada a la carga puede tener un contenido armónico considerable, los usos comunes de los convertidores clase E son el suministro de energía de RF para calentamiento, generación de chispas, arcos o plasmas [\[29\]](#).

Podemos dividir el funcionamiento del circuito en 4 etapas principales las cuales son: [\(tabla 9\)](#)

Tabla 9. Bloques del circuito.

Bloque	Componentes	Función
1. Oscilador Schmitt trigger	(74HC14), C2, R3	Compuerta Oscilador cuadrada con histéresis.
2. Driver push-pull	Q2–Q3, Q4, Q5, NPN y PNP, R5, C3, C4.	Entrega corriente regulada. Se compone de 4 pares NPN/PNP en paralelo.
3. totem-pole	Q6 (NPN) al Q13 (PNP), C5	Excita la compuerta del interruptor con transiciones rápidas.
4. Convertidor clase E	STF11N60DM2, LP, RP= 3.25 kΩ, C = 4.27 nF, V2 = 58 V	Convertidor resonante de alta frecuencia

La funcionalidad general se describe a continuación:

1. Generador de señal (oscilador de onda cuadrada)

Una compuerta lógica Schmitt trigger (74HC14) trabaja con un par de componentes, un condensador C2 (2.2 nF) y una resistencia R3 DE 820Ω, esta combinación da como resultado un oscilador astable, el cual produce una señal cuadrada que trabajará a 400 kHz y disparará la etapa de conmutación.

La frecuencia se puede ajustar mediante la fórmula proporcionada en la hoja de datos del fabricante:

$$f = \frac{1}{0.8 * R * C}$$

2. Etapa de pre-amplificación (par Darlington)

El par de transistores bipolares NPN BC337 y PNP BC327 se encuentra dispuesto en una configuración Darlington complementaria, que permite amplificar la corriente de la señal proveniente del oscilador antes de entregarla al siguiente bloque.

El objetivo de esta etapa es aumentar la capacidad de conducción de corriente con mínima distorsión de la señal cuadrada, lo que resulta fundamental para un disparo eficaz y rápido del transistor MOSFET en la etapa de potencia.

3. Etapa totem-pole

Los transistores Q6 al Q13, en conjunto con los condensadores de acoplamiento C4 y C5, conforman una configuración tótem-pole push-pull, la cual entrega una corriente de disparo simétrica de subida y bajada rápida hacia la compuerta del MOSFET STF11N60DM2. Esta etapa asegura una transición rápida del MOSFET minimizando pérdidas de conmutación y maximizando la eficiencia.

4. Convertidor clase E (etapa de potencia)

El circuito implementa la topología resonante de clase E, la cual consiste en los siguientes elementos:

Interruptor STF60DM2, red de carga resonante: Inductor L_P (1556 μH), resistencia de carga R_E (3.25 k Ω), R_a de 98 Ω y condensador de sintonía (4.27 nF), Fuente de alimentación: $V_2 = 58 \text{ V DC}$. La conmutación del MOSFET se realiza bajo condiciones de ZVS, la tensión en el drenaje cae a cero antes de cada encendido del transistor. La inductancia L_P y el condensador forman una red resonante sintonizada a la frecuencia del oscilador, R_P representa la resistencia de la carga.

5.3 Simulación

La simulación se llevó a cabo en el programa ORCAD® CAPTURE CIS LITE 24.1, en la [figura 16](#) se observa que la forma de la señal cuadrada alrededor de 5 V suministrados por una fuente de voltaje directo a 5V, lo cual resulta suficiente para saturar el transistor, la caída es rápida, lo que favorece minimizar la energía disipada al apagar, lo anterior permite una conmutación cuando la tensión del drenador es cercana a cero antes de apagar el transistor.

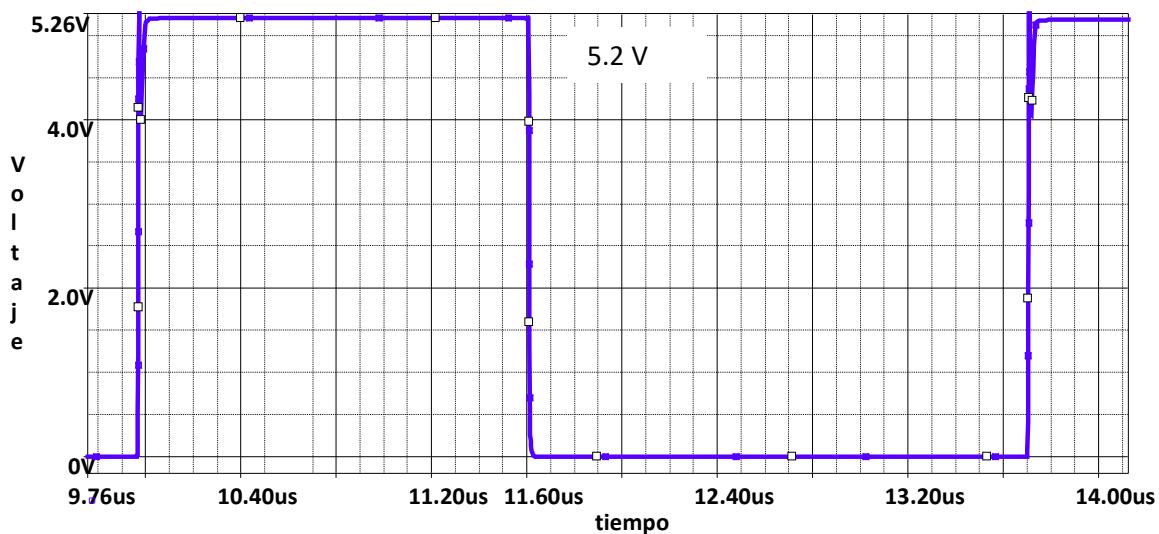


Figura 16. Formas de onda de control a 400 kHz.

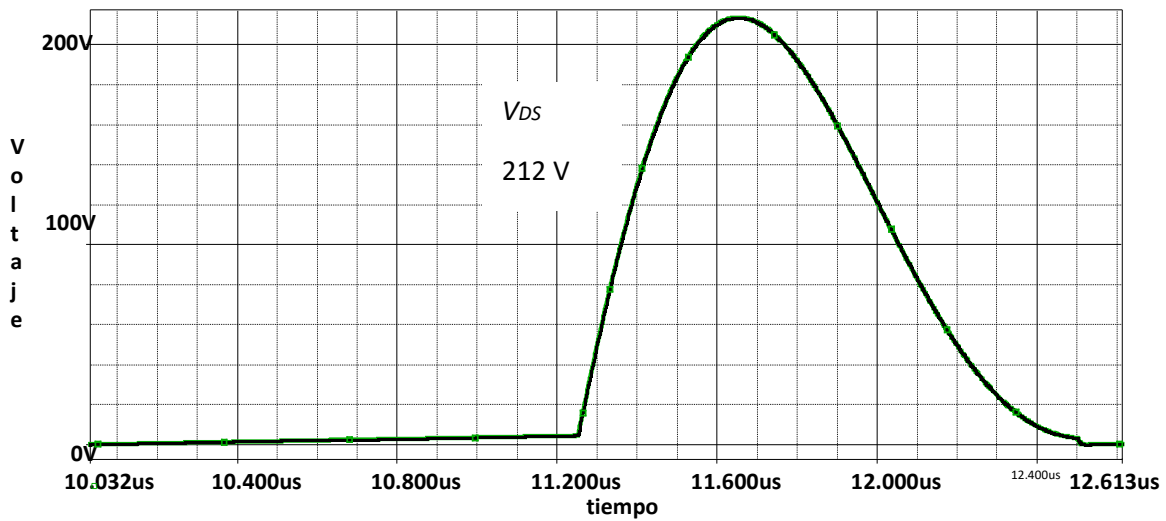


Figura 17. Voltaje drenaje - fuente.

En la [figura 17](#) se observa que la tensión entre el drenaje y la fuente permanece cercana a cero durante la conducción y sube al apagarse el interruptor, la subida es suave y el pico no muestra oscilaciones parasitarias apreciables, lo que indica un buen acoplamiento entre la inductancia y la capacitancia del tanque, la pendiente de retorno hacia cero se da en el momento de conmutación del interruptor; el encendido ocurre cuando la tensión vuelve próxima a cero.

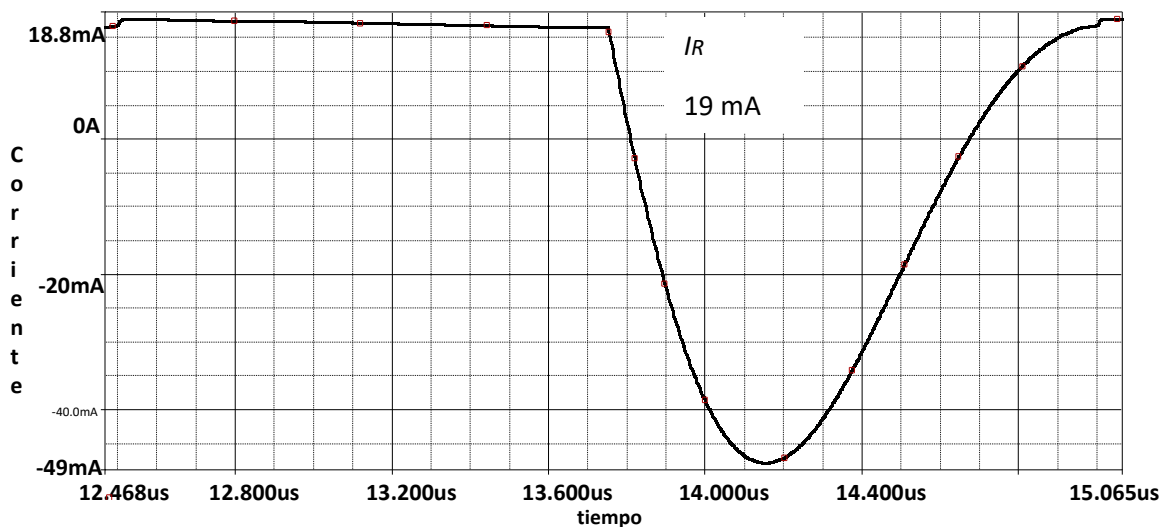


Figura 18. Corriente en la resistencia.

En la [figura 18](#) se observa la corriente en la resistencia presenta forma senoidal lo que muestra que la disipación de la potencia en el fantasma es continua, se presentan partes positivas y negativas en el trazo, mostrando oscilación entre las capacitancias y la inductancia y solo una

fracción se disipa en la resistencia. Esto es deseable para calentamiento homogéneo del material ya que evita picos térmicos locales.

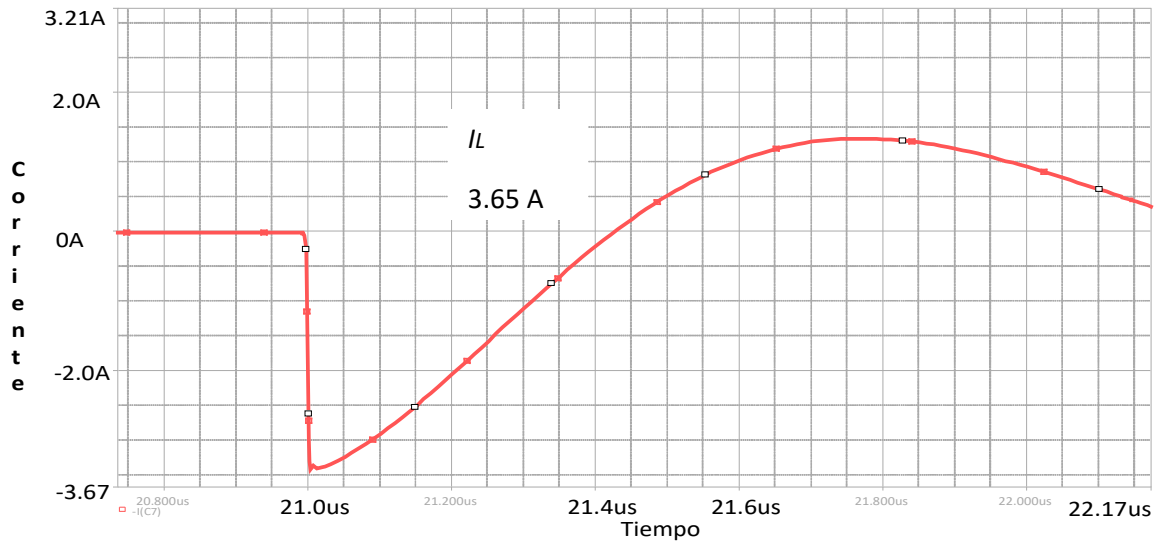


Figura 19. Corriente en el condensador.

En la [figura 19](#) se muestra la corriente del condensador que muestra picos elevados mucho mayores que la corriente hacia la carga y una subida lineal durante la conducción, al apagarse el transistor la corriente sufre un descenso rápido durante la elevación de tensión en el drenaje, el condensador maneja una alta corriente llegando a 3.65 A, la corriente en el condensador es un trazo bien delimitado sin oscilaciones lo que muestra una baja inductancia parásita.

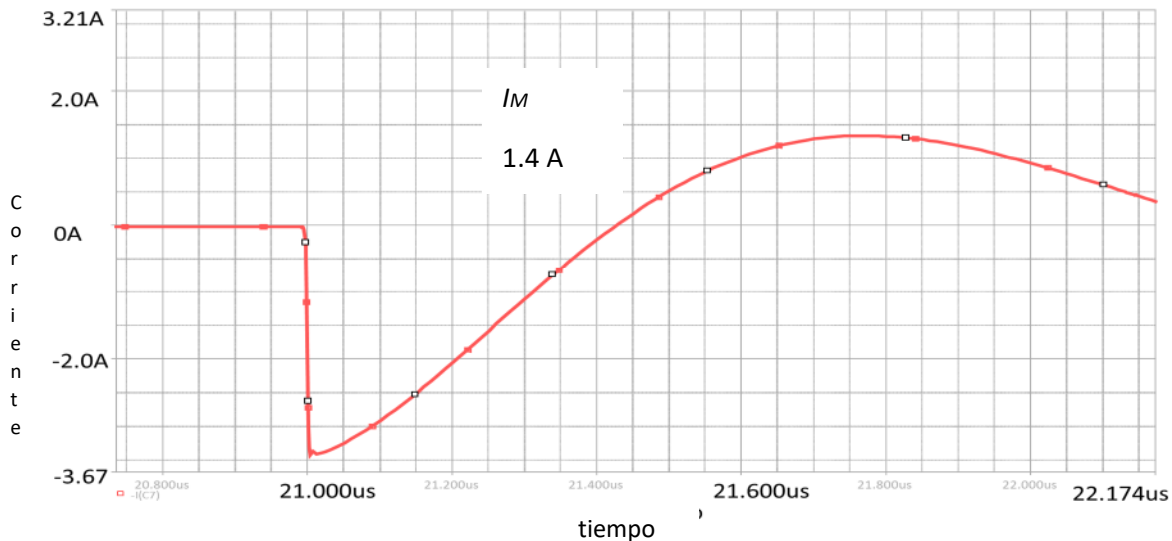


Figura 20. Corriente en el interruptor.

En la [figura 20](#) se muestra que la corriente por el interruptor crece durante la conducción hasta valores cercanos a los picos observados en el condensador, lo que indica pérdidas resistivas bajas, la corriente en el interruptor MOSFET llega a 1.4 A y en su parte negativa llega a casi el mismo valor en corriente que el condensador.

La simulación realizada demuestra que el circuito opera de manera resonante y cumple con los principios esenciales de un convertidor clase E aplicado a hipertermia magnética, las formas de onda observadas muestran que la conmutación del transistor ocurre en momentos donde la tensión en el drenaje es cero, lo que reduce de forma importante las pérdidas y el calentamiento no deseado del dispositivo; Al mismo tiempo, el comportamiento resonante del tanque formado por la inductancia de la bobina y el condensador permite obtener la tensión y las corrientes de manera estable, asegurando que gran parte de la energía oscile internamente y solo la fracción necesaria se disipe en la carga equivalente del fantasma.

El siguiente paso como se mencionó anteriormente entonces fue generar el diseño del circuito en el programa de Altium Designer para mandar a fabricar el PCB.

En la [figura 21](#) se muestra la vista esquemática del circuito para hipertermia magnética con un convertidor clase E en la parte superior y se muestra las terminales de alimentación en círculo azul para alimentar las dos partes del circuito:

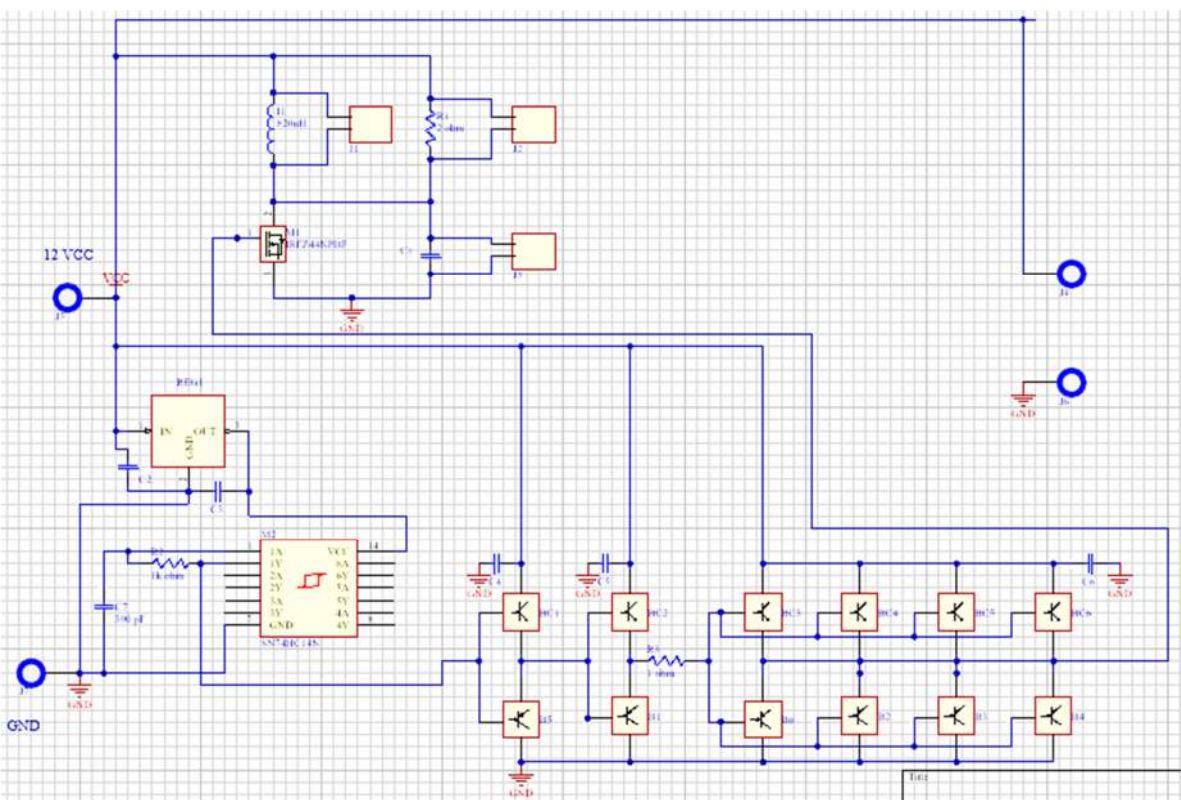


Figura 21. Vista del circuito esquemático para la placa PCB en ALTIUM.

Como se puede observar se divide en dos partes principales el circuito, la parte inferior se encuentra un inversor que funciona como impulsor incrementando la corriente en las fases de los pares totem-pole conformados con los transistores BJT; La parte superior conforma el circuito resonante clase E.

En la [figura 22](#) se muestra la vista superior del circuito para hipertermia magnética con el convertidor clase E, se observan las de las pistas de conducción y lugares asignados para los componentes de todo el circuito, cabe mencionar que la placa PCB tendrá separación de pistas superior e inferior:

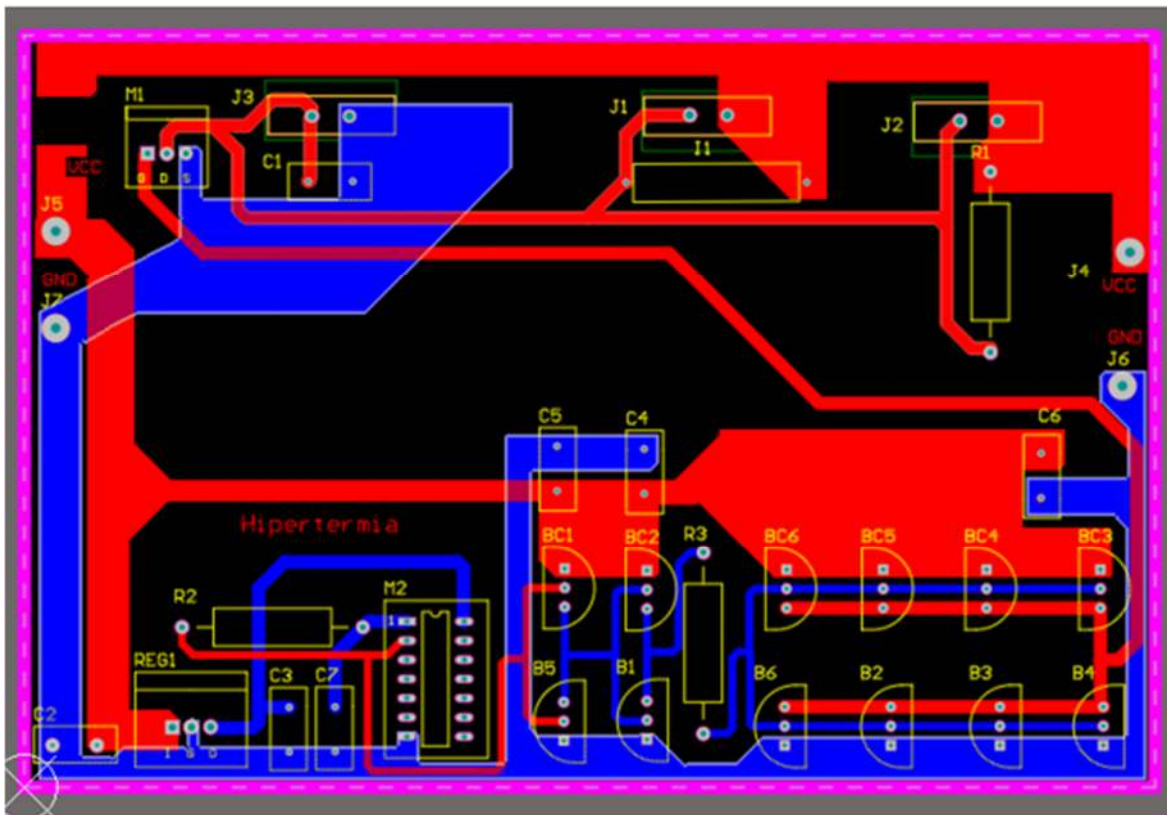


Figura 22. Vista superior de la placa PCB diseñada.

La vista superior del diseño de la placa PCB en rojo muestra las pistas de alimentación positiva en corriente directa tanto para la parte impulsora del circuito, como para el circuito clase E, en la parte superior.

En la [figura 23](#) se muestra la vista inferior del circuito para hipertermia magnética con el convertidor clase E en color azul, se observan las de las pistas inferiores donde se separan las pistas positivas de las negativas. Se observa el detalle de tierra común tanto para el circuito clase E y para la parte impulsora.

La descripción general del circuito de la placa PCB es:

1. Entrada de alimentación y regulación de voltaje

El circuito recibe una alimentación en corriente continua desde una fuente de alimentación. Esta tensión se regula garantizando un voltaje estable y filtrado antes de entrar a la siguiente etapa.

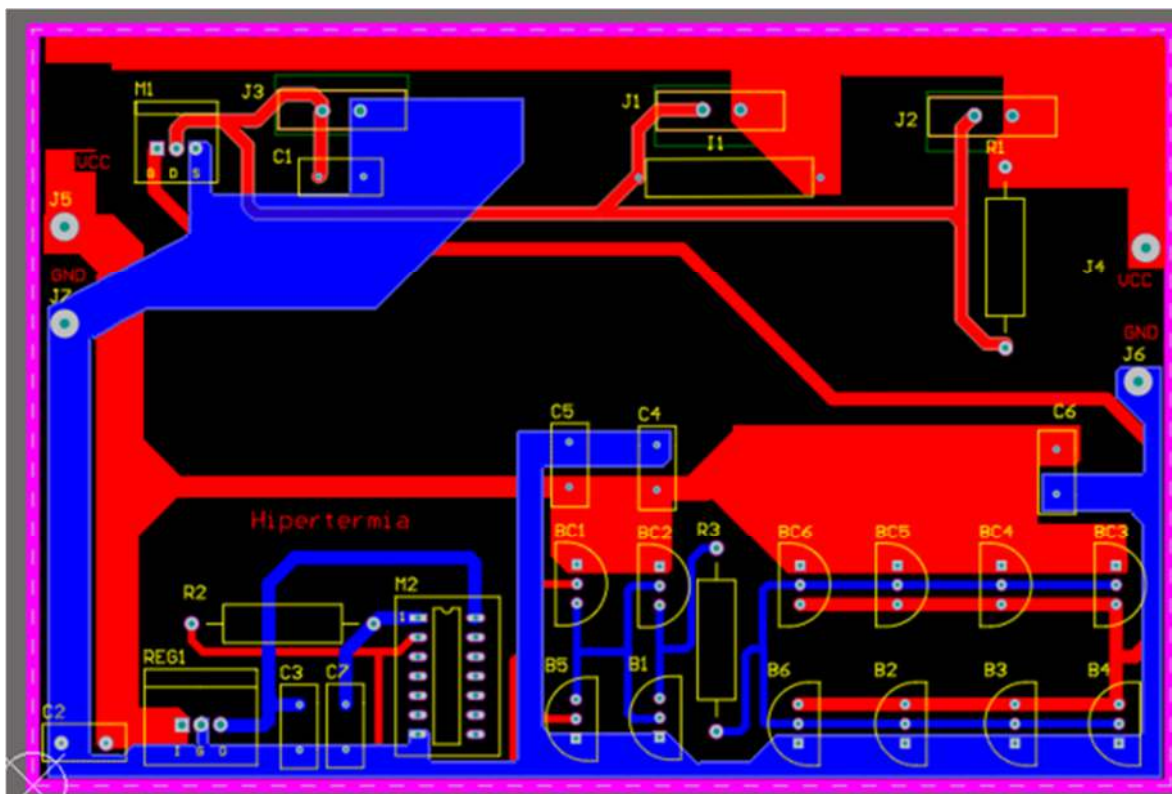


Figura 23. Vista inferior de la placa PCB diseñada.

Las áreas dispuestas de control y potencia están físicamente separadas y conectada con pistas gruesas y pads anchos para facilitar una baja resistencia de conducción y mejorar la disipación térmica.

2. Etapa de excitación y pre-amplificación: pares Darlington y totem-pole

Los pares de transistores Darlington amplifican la señal de control a niveles adecuados, esta topología ofrece una alta ganancia de corriente mejorando el comportamiento en conmutación, además de que se cuidaron las trayectorias de tierras comunes para evitar acoplamientos de ruido entre señal y potencia. Además, la etapa tipo totem-pole, que actúa como driver de potencia para los MOSFET, arreglo que permite entregar corriente rápidamente a las compuertas, asegurando una conmutación rápida y sin distorsiones, la PCB

se diseñó con pistas cortas y anchas hacia las compuertas y facilitar el control preciso del tiempo de conmutación.

3. Etapa de potencia: MOSFET y red resonante clase E.

La parte central del circuito es el MOSFET, con su red resonante conformada por una inductancia (L), un condensador (C) y resistencia paralela (RP). Esta etapa convierte la señal de conmutación en una salida sinusoidal resonante, donde el voltaje y la corriente están desfasados de tal manera que el MOSFET conmuta en condiciones ideales (ZVS o ZCS), todo esto diseñado para obtener una alta eficiencia.

En el PCB, se colocaron pistas gruesas para soportar la corriente, vías térmicas para una mejor disipación de calor, y la disposición respeta distancias críticas para minimizar el acoplamiento no deseado entre la entrada y la salida de potencia.

6. IMPLEMENTACION Y RESULTADOS

La placa PCB con los componentes montados se muestra en la [figura 24](#):

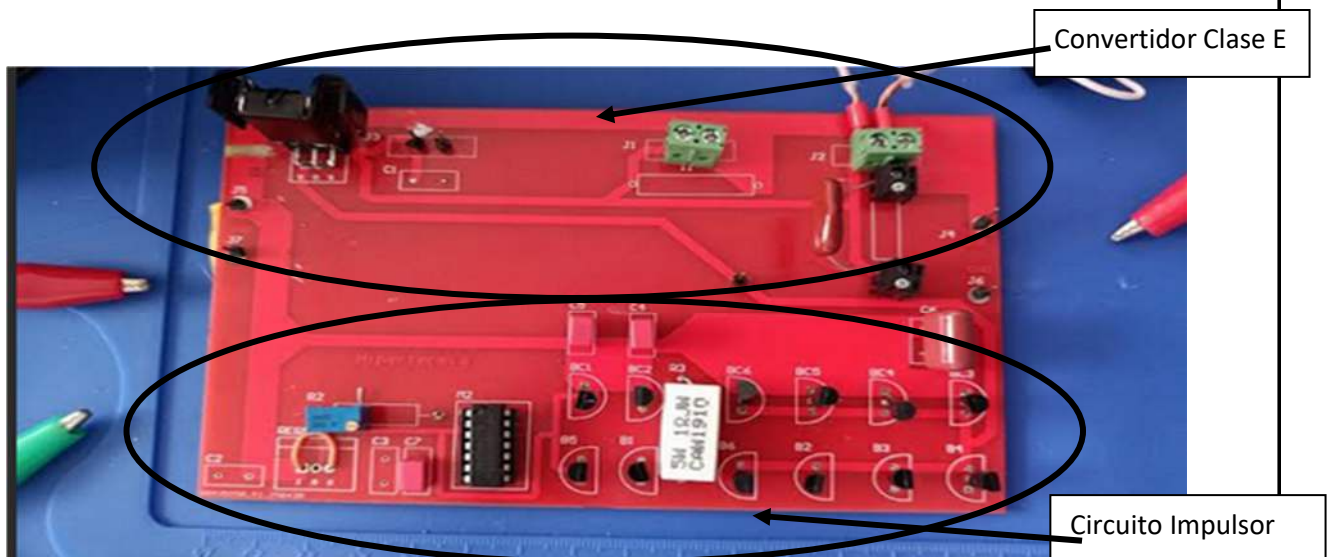


Figura 24. Placa PCB con componentes montados.

En la esquina superior derecha se puede observar la bornera verde donde va colocado y asegurado con tornillos, el inductor montado en el fantasma y por debajo de este, en paralelo el condensador usado.

En la [figura 25](#) se muestra el entorno del laboratorio de experimentación:

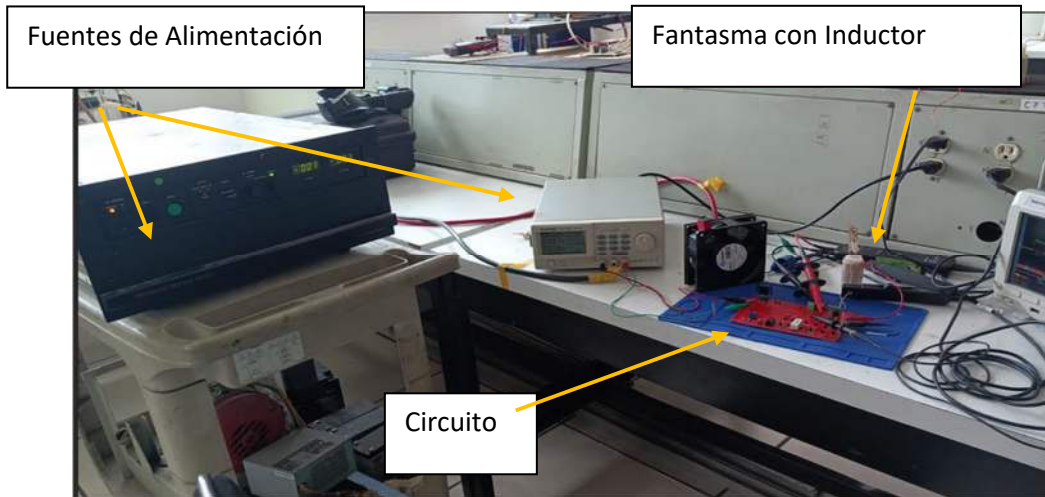


Figura 25. Entorno del circuito.

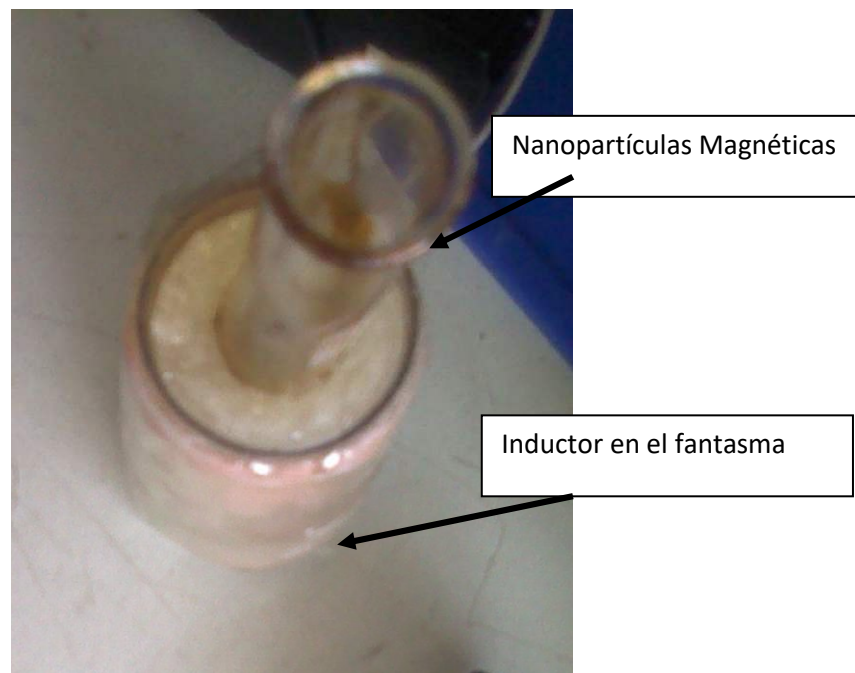


Figura 26. Inductor con tubo de ensayo con nanopartículas.

En la [figura 26](#) se observa el fantasma usado replicando las condiciones dieléctricas de un tumor, con un tubo de ensayo donde fue colocado 1 mililitro de las nanopartículas, las cuales se les aplicara el campo magnético alterno, proveniente del inductor que se encuentra colocado fuera del recipiente contenedor del fantasma.

6.1 Mediciones en osciloscopio

En la [figura 27](#) se observa la señal verde corresponde al pulso de control sintonizado a 400 kHz, la cual presenta una forma rectangular definida, durante el tiempo en que el pulso permanece encendido, el interruptor se encuentra en estado de conducción y cuando el pulso llega a cero, el dispositivo se apaga.

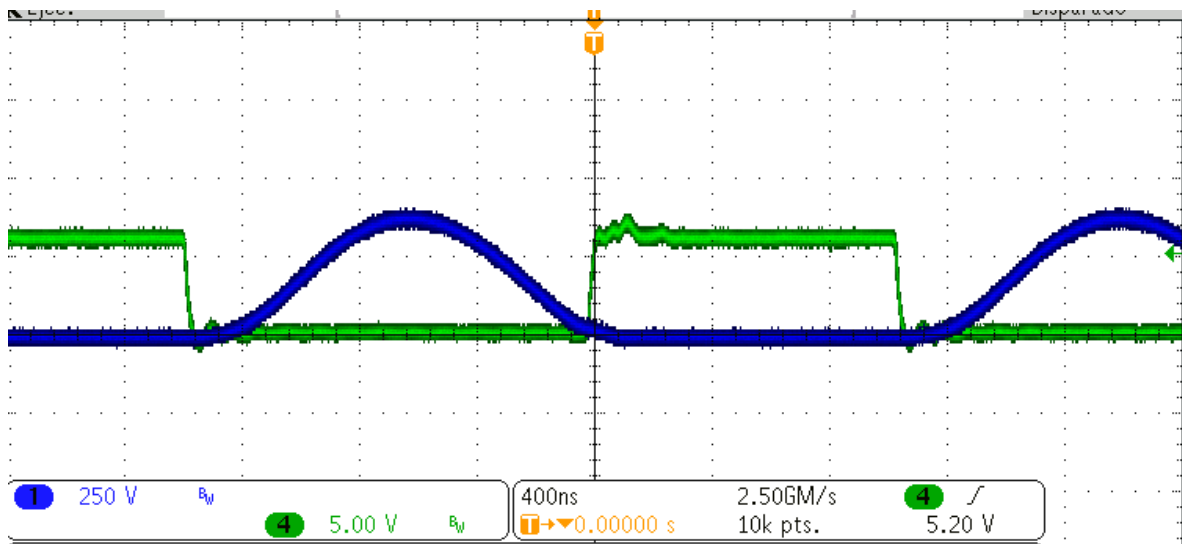


Figura 27. forma de onda de control a 400 kHz y voltaje en interruptor.

La señal azul del voltaje drenaje fuente, muestra una forma de onda suave manteniéndose cercana a cero cuando el transistor conduce. Al apagarse el transistor, el voltaje comienza a elevarse de manera senoidal debido a la acción del circuito resonante, alcanzando un máximo y regresando nuevamente a cero justo antes del siguiente encendido, confirma una condición de conmutación a voltaje cero (ZVS).

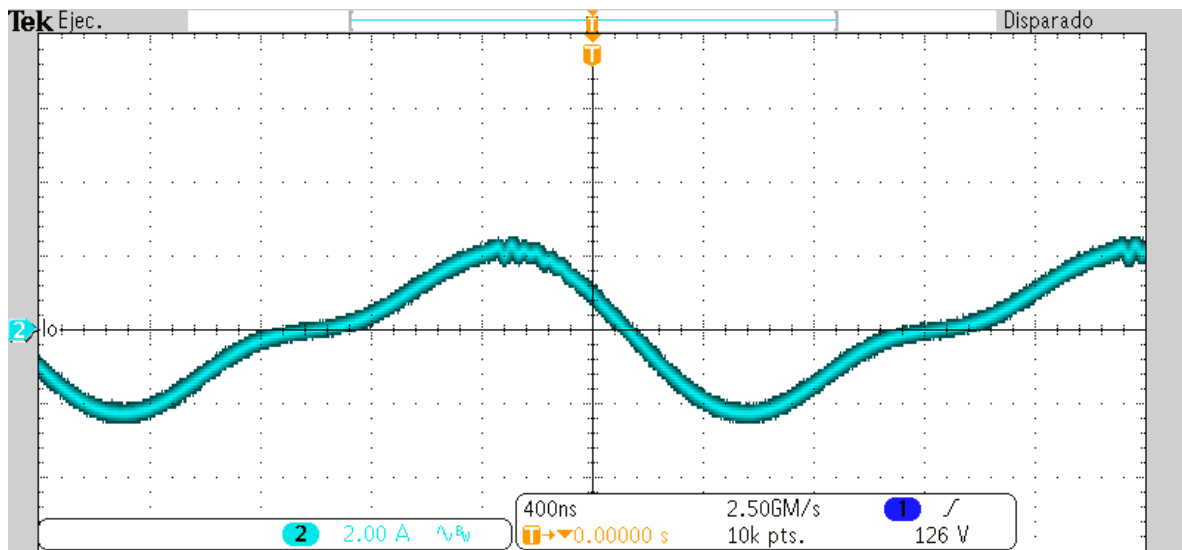


Figura 28. Corriente en el inductor.

En la [figura 28](#) se muestra la corriente que circula por el inductor del circuito, la cual presenta una forma suave, esta corriente no tiene transiciones bruscas, aumenta y disminuye de manera continua, lo que indica que el inductor está almacenando y liberando energía de forma progresiva dentro del tanque resonante.

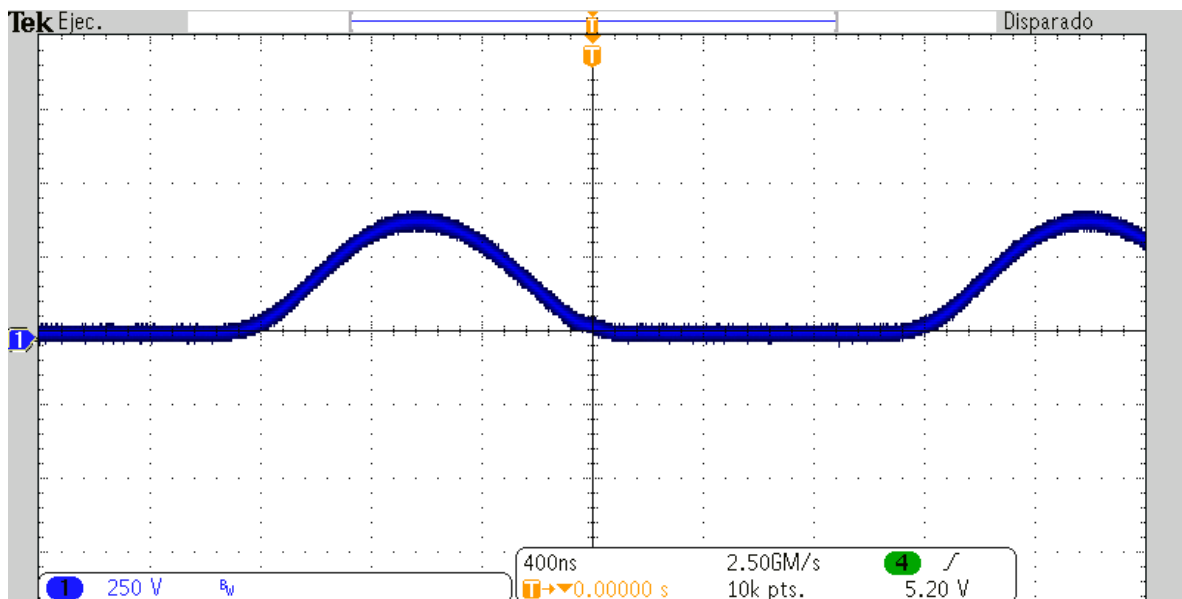


Figura 29. Tensión en interruptor.

En la [figura 29](#) se observa la forma senoidal de la tensión en el MOSFET.

Tabla 10. Parámetros eléctricos del circuito.

Tensión de Entrada en Clase E	58 Vcd
Tensión Drenaje Fuente	236 V
Corriente de Entrada	0.28 A
Corriente de salida	235 mA
Potencia de entrada	16.24 W
Potencia de salida	10.5 W

Los parámetros eléctricos del circuito se muestran en la [tabla 10](#).

6.2 Hipertermia Alcanzada

Para la medición de la temperatura alcanzada por las nanopartículas se usó una cámara termográfica del fabricante FLIR Systems AB, Modelo FLIR E40 con una longitud focal de 9.60mm y un tiempo de exposición de 0.017s (1/59), con las nanopartículas de ferrofluido marca Innovating Science la medición de la temperatura alcanzada por las nanopartículas fue de 45°C, lo cual se demuestra en las [figuras 30](#) y [31](#).

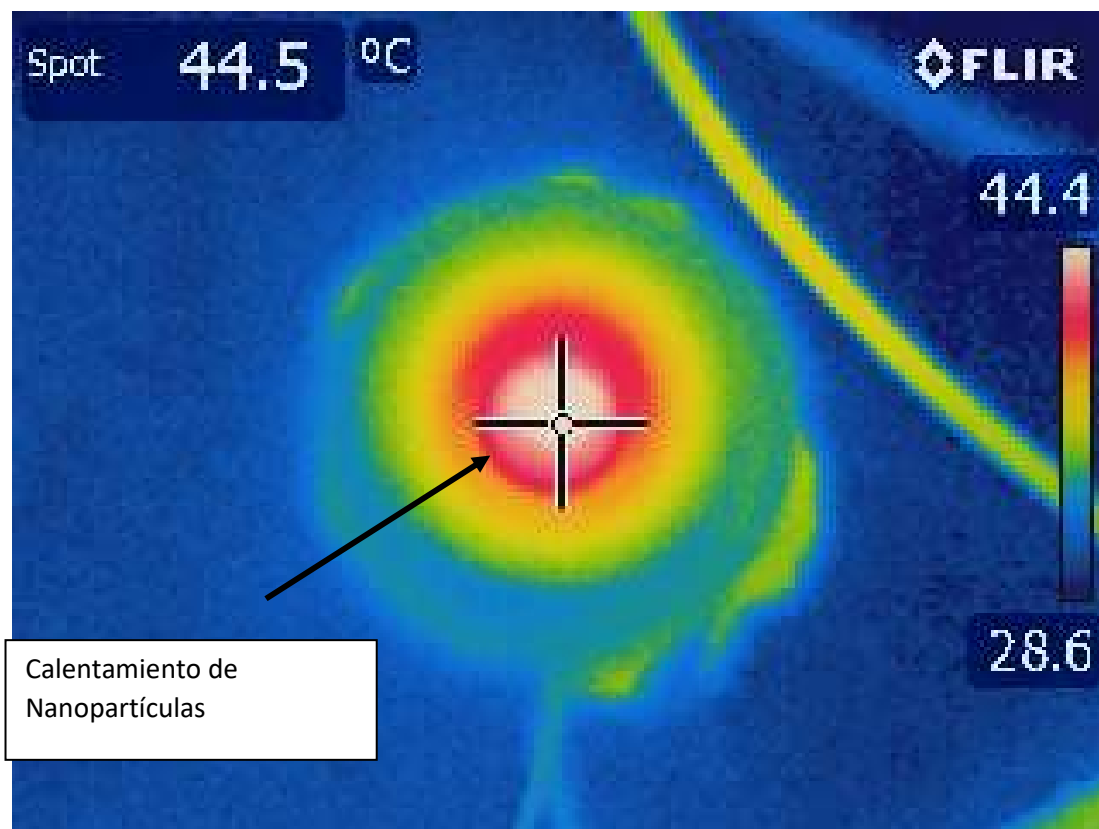


Figura 30. Imagen termográfica de nanopartículas magnéticas.

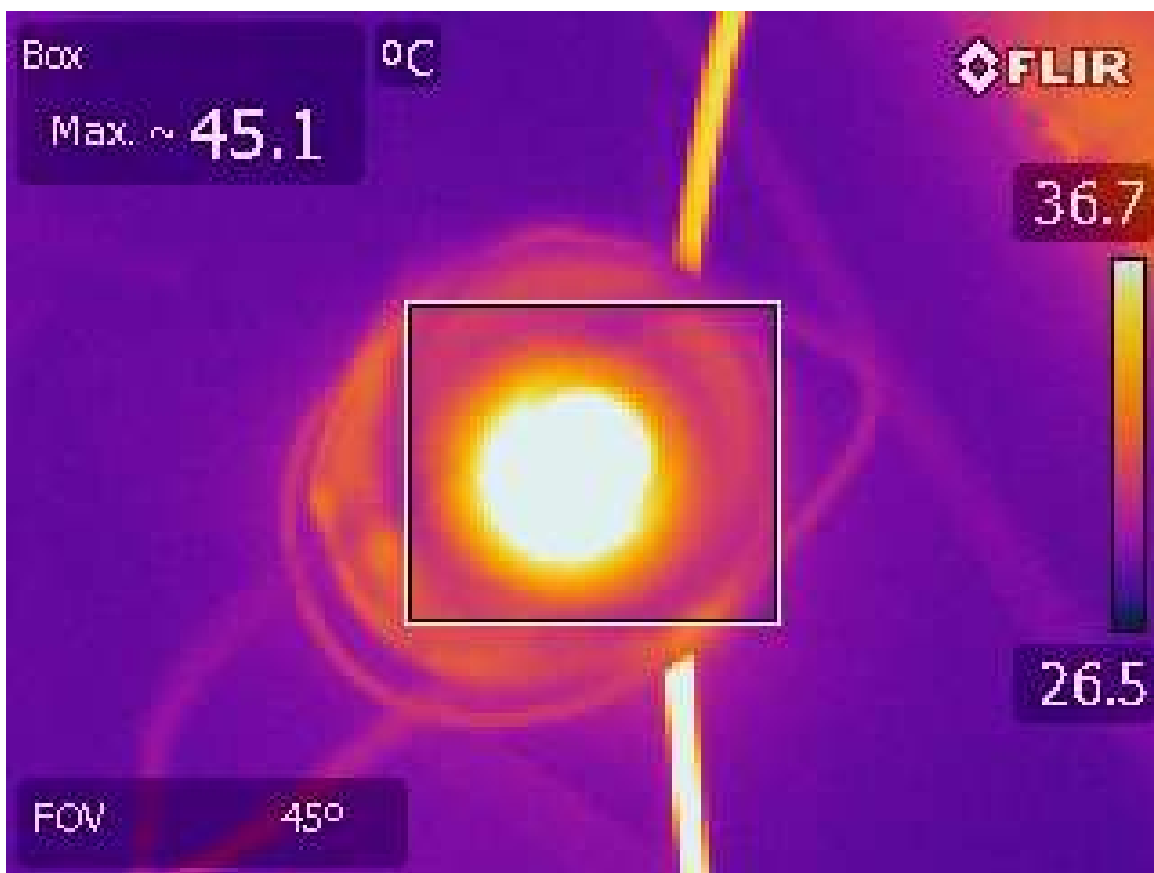


Figura 31. Imagen termográfica de nanopartículas magnéticas.

La temperatura debe ser igual a 45° centígrados fue alcanzado después de 8 minutos de funcionamiento ([figura 30](#)), cabe señalar que la temperatura fue constante durante todo el tiempo de funcionamiento de la prueba (60 minutos).

Siguiendo con la experimentación con la segunda sustancia descrita, es decir, el hierro dextrano se alcanzaron 35.6°C en un tiempo de 10 minutos, y aunque no alcanzo el rango terapéutico, esté se puede alcanzar con ajustes futuros en el diseño ([figura 32](#) y [33](#)).

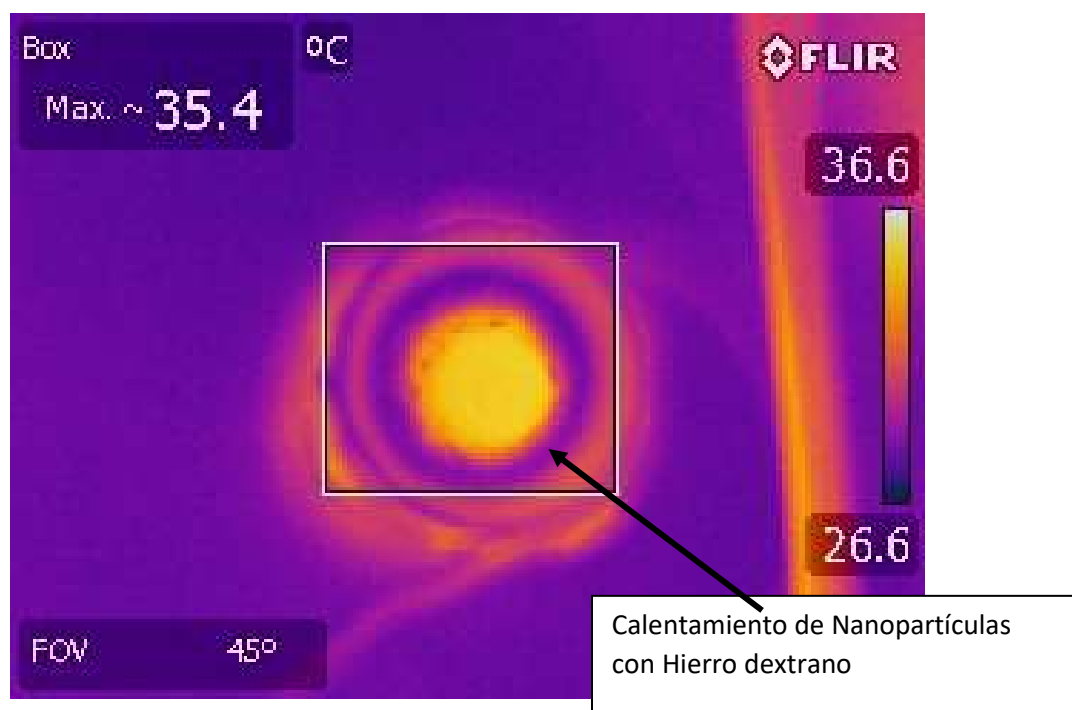


Figura 32. Imagen termográfica con hierro dextrano.

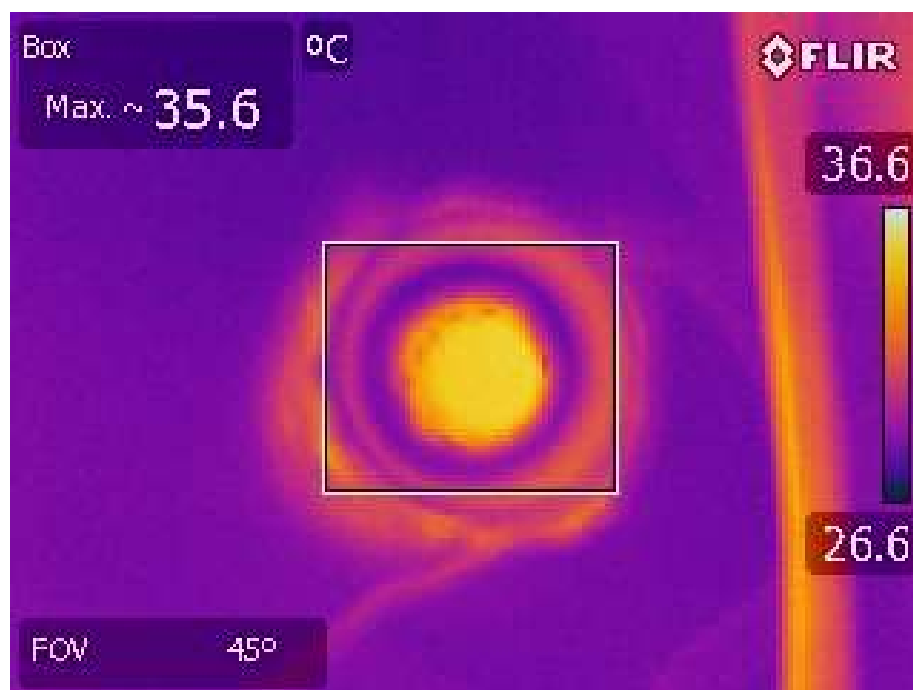


Figura 33. Imagen termográfica con hierro dextrano.

El precio aproximado de las nanopartículas ([tabla 11](#)) del ferrofluido ALDON IS2801 es alrededor de 1400 pesos más envío internacional, a comparación del hierro dextrano que el precio es alrededor de 60 pesos, lo que resulta en un 97% menos de costo por el material de las nanopartículas.

Tabla 11. Diferencias de costos en nanopartículas usadas.

	Ferrofluido ALDON IS2801	Hierro-Dextrano
Precio estimado en pesos mexicanos	\$ 2000	\$ 60
Ahorro en nanopartículas		97%

6.3 Conclusiones y observaciones:

El objetivo general y los objetivos específicos fueron cumplidos al 100%.

A través del diseño y ajuste del circuito resonante con el convertidor clase E, se logró generar una forma de onda de voltaje y corriente conmutadas en condiciones cercanas a ZVS a la hora de la implementación en pruebas de laboratorio

El circuito para hipertermia magnético con convertidor clase E, alcanzó de manera estable la temperatura objetivo de 45 °C, considerada terapéuticamente adecuada para inducir efectos de hipertermia en medios equivalentes al tejido biológico, con las nanopartículas de ferrofluido ALDON IS2801.

Durante las pruebas con el emulador de tejido, se observó una distribución térmica uniforme y un control adecuado de la potencia suministrada, lo que demuestra la capacidad del convertidor para mantener una entrega constante de energía a la carga resonante y por lo cual puede ser considerado a futuro para continuar el desarrollo y puesta en marcha en pruebas clínicas.

La respuesta térmica controlada medida en las nanopartículas medida con la cámara termográfica confirma la viabilidad del diseño para aplicaciones biomédicas, garantizando seguridad y precisión en el calentamiento.

En términos generales, los resultados experimentales validan el uso del convertidor clase E como una alternativa eficiente, compacta y de bajo costo para generar campos electromagnéticos de alta frecuencia aplicables a la hipertermia magnética, por lo al ser asequible puede hacerse llegar a lugares en el territorio nacional donde antes no había ese recurso.

Su desempeño confirma las ventajas teóricas de esta topología, destacando su eficiencia, reducción de pérdidas térmicas en el semiconductor y facilidad de integración con sistemas resonantes adaptados a medios biológicos.

El uso del hierro dextrano, el cual es una sustancia para el tratamiento de la anemia ferropénica en personas administrado de forma intramuscular por personal de salud en pacientes anémicos, se estudió debido a que el tamaño de la nanopartícula es aproximado (alrededor de 10 nm), el bajo costo y la facilidad de adquirir la sustancia en cualquier farmacia.

La temperatura de 35.2°C medidos por la cámara termográfica en las nanopartículas del hierro dextrano, aunque no alcanzaron los 45°C, la cual es la temperatura ideal para tratamiento del cáncer, se puede elevar con modificaciones en el circuito y así alcanzar el objetivo, y con la ventaja de ser más asequible, costos que generalmente llegan al paciente, redundando en un beneficio en la calidad de vida y economía del mismo.

6.4 Acciones a futuro.

Como se pudo observar el circuito es adecuado en la configuración actual para uso con nanopartículas magnéticas especiales para tal fin, pero deberá recibir modificaciones para que el circuito usado sea adecuado para el uso de la segunda sustancia, es decir el hierro dextrano, y así lograr llegar a la temperatura de 45 °C, rango terapéutico establecido por muchos autores; al lograr trabajar con hierro dextrano a temperaturas terapéuticas, entonces tanto el circuito como las nanopartículas serán más accesibles y será más fácil su desarrollo sólido para el fin que fue pensado, el tratamiento de enfermedades oncológicas en la población Mexicana, incidiendo de forma positiva en la calidad de vida de la población.

REFERENCIAS

- [1] J. G. Short y P. F. Turner, "Physical hyperthermia and cancer therapy", *Proc. IEEE*, vol. 68, núm. 1, pp. 133–142, ene. 1980, doi: 10.1109/PROC.1980.11593.
- [2] A. Denizli, K. Çetin, F. Denizli, H. Yavuz, D. Türkmen, y T. Qureshi, "Magnetic Nanoparticles and Their Biomedical Applications", *Hacet. J. Biol. Chem.*, vol. 47, núm. 2, pp. 143–152, sep. 2019, doi: 10.15671/hjbc.622644.
- [3] R. Di Corato *et al.*, "Magnetic hyperthermia efficiency in the cellular environment for different nanoparticle designs", *Biomaterials*, vol. 35, núm. 24, pp. 6400–6411, ago. 2014, doi: 10.1016/j.biomaterials.2014.04.036.
- [4] E. M. Scutigliani, Y. Liang, H. Crezee, R. Kanaar, y P. M. Krawczyk, "Modulating the Heat Stress Response to Improve Hyperthermia-Based Anticancer Treatments", *Cancers*, vol. 13, núm. 6, p. 1243, mar. 2021, doi: 10.3390/cancers13061243.
- [5] J. Jose *et al.*, "Magnetic nanoparticles for hyperthermia in cancer treatment: an emerging tool", *Environ. Sci. Pollut. Res. Int.*, vol. 27, núm. 16, pp. 19214–19225, jun. 2020, doi: 10.1007/s11356-019-07231-2.
- [6] M. Yusefi *et al.*, "How Magnetic Composites are Effective Anticancer Therapeutics? A Comprehensive Review of the Literature", *Int. J. Nanomedicine*, vol. 18, pp. 3535–3575, 2023, doi: 10.2147/IJN.S375964.
- [7] R. Jasso-Terán, D. Hernández, J. Sánchez, P. Reyes, y L. De León Prado, "Nanopartículas magnéticas de zinc y calcio para aplicaciones en hipertermia magnética", *Rev. Fac. Ing.*, vol. 25, may 2016, doi: 10.19053/01211129.4632.
- [8] A. Farzin, S. A. Etesami, J. Quint, A. Memic, y A. Tamayol, "Magnetic Nanoparticles in Cancer Therapy and Diagnosis", *Adv. Healthc. Mater.*, vol. 9, núm. 9, p. e1901058, may 2020, doi: 10.1002/adhm.201901058.
- [9] N. Roa, J. Restrepo, N. Roa, y J. Restrepo, "Respuesta dinámica de la magnetización de una nanopartícula de magnetita a un campo magnético alterno", *Rev. Acad. Colomb. Cienc. Exactas Físicas Nat.*, vol. 48, núm. 187, pp. 271–280, jun. 2024, doi: 10.18257/raccefyn.2602.
- [10] Y. Lozano-Ocaña *et al.*, "Métodos de obtención y aplicación de nanopartículas magnéticas en el tratamiento y diagnóstico del cáncer: una revisión", *Rev. Acad. Colomb. Cienc. Exactas Físicas Nat.*, vol. 46, núm. 178, pp. 7–26, mar. 2022, doi: 10.18257/raccefyn.1560.
- [11] S. Hartzell, Z. Boekelheide, y Z. A. Hussein, "Electronic Measurements in an Alternating Magnetic Field for Studying Magnetic Nanoparticle Hyperthermia: Minimizing Eddy Current Heating", *IEEE Trans. Magn.*, vol. 52, núm. 7, p. 5400304, Consultado: el 11 de agosto de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://ldr.lafayette.edu/concern/publications/t148fj352>
- [12] I. Rubia-Rodríguez *et al.*, "Whither Magnetic Hyperthermia? A Tentative Roadmap", *Materials*, vol. 14, núm. 4, p. 706, ene. 2021, doi: 10.3390/ma14040706.
- [13] H. Kok y H. Crezee, "Hyperthermia Treatment Planning: Clinical Application and Ongoing Developments", *IEEE J. Electromagn. RF Microw. Med. Biol.*, vol. PP, pp. 1–1, oct. 2020, doi: 10.1109/JERM.2020.3032838.
- [14] M. Peiravi, H. Eslami, M. Ansari, y H. Zare-Zardini, "Magnetic hyperthermia: Potentials and limitations", *J. Indian Chem. Soc.*, vol. 99, núm. 1, p. 100269, ene. 2022, doi: 10.1016/j.jics.2021.100269.

- [15] M. Lahonian, "Diffusion of Magnetic Nanoparticles Within a Biological Tissue During Magnetic Fluid Hyperthermia", en *Hyperthermia*, N. G. Huilgol, Ed., Rijeka: IntechOpen, 2013. doi: 10.5772/52305.
- [16] A. K. Ramrakhyani, S. Mirabbasi, y null Mu Chiao, "Design and optimization of resonance-based efficient wireless power delivery systems for biomedical implants", *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.*, vol. 5, núm. 1, pp. 48–63, feb. 2011, doi: 10.1109/TBCAS.2010.2072782.
- [17] M. Delgado, H. Suryawanshi, y G. Buja, "Resonant power converters applications: LsCsLpCp circuit for renewable energy sources as case study", oct. 2016, pp. 5651–5656. doi: 10.1109/IECON.2016.7793416.
- [18] D. Xu, Y. Guan, Y. Wang, y W. Wang, "Topologies and control strategies of very high frequency converters: A survey", *CPSS Trans. Power Electron. Appl.*, vol. 2, núm. 1, pp. 28–38, 2017, doi: 10.24295/CPSSSTPEA.2017.00004.
- [19] S. A. Romano Garcia, "Caracterización de un emulador de tejido humano para aplicación de hipertermia", jun. 2023, Consultado: el 11 de agosto de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://rinacional.tecnm.mx/jspui/handle/TecNM/5748>
- [20] H. Sarnago, O. Lucia, y J. M. Burdío, "High frequency and power density gallium nitride based inverter for magneto fluid hyperthermia", en *IECON 2016 - 42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, oct. 2016, pp. 5222–5225. doi: 10.1109/IECON.2016.7793076.
- [21] X. Dai y Ning Qiu, "Insensitive design for wireless power transfer system using LLC resonant converter", en *2016 Progress in Electromagnetic Research Symposium (PIERS)*, ago. 2016, pp. 5193–5198. doi: 10.1109/PIERS.2016.7735871.
- [22] H. Feng, T. Cai, S. Duan, B. Zhao, X. Zhang, y C. Chen, "An LCC Compensated Resonant Converter Optimized for Robust Reaction to Large Coupling Variation in Dynamic Wireless Power Transfer", *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 63, pp. 1–1, oct. 2016, doi: 10.1109/TIE.2016.2589922.
- [23] K. Sun, J. Wang, R. Burgos, y D. Boroyevich, "A Series-Series-CL Resonant Converter for Wireless Power Transfer in Auxiliary Power Network", en *2020 IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC)*, mar. 2020, pp. 813–818. doi: 10.1109/APEC39645.2020.9124310.
- [24] O. Garcia *et al.*, "Configurable Power Inverter for Magnetic Hyperthermia for Cancer Treatment Purpose", jul. 2015.
- [25] M. Khodadoost, M. Hayati, y H. Abbasi, "Investigation of temperature variations on a Class-E inverter and proposing a compensation circuit to prevent harmful effects on biomedical implants", *Sci. Rep.*, vol. 13, núm. 1, p. 4017, mar. 2023, doi: 10.1038/s41598-023-31076-y.
- [26] M. Subbarao, Ch. Sai Babu, y S. Satyanarayana, "Design and analysis of variable switching frequency controlled integrated switched mode power converter for class C & class D appliances", *Ain Shams Eng. J.*, vol. 9, núm. 4, pp. 2849–2858, dic. 2018, doi: 10.1016/j.asej.2017.10.008.
- [27] M. Khodadoost, M. Hayati, y H. Abbasi, "Investigation of temperature variations on a Class-E inverter and proposing a compensation circuit to prevent harmful effects on biomedical implants", *Sci. Rep.*, vol. 13, p. 4017, mar. 2023, doi: 10.1038/s41598-023-31076-y.
- [28] N. H. Solouma, H. B. Kassahun, A. S. Alsharafi, A. Syed, M. R. Gardner, y S. S. Alsharafi, "An Efficient Design of Inductive Transmitter and Receiver Coils for Wireless Power Transmission", *Electronics*, vol. 12, núm. 3, 2023, doi: 10.3390/electronics12030564.

- [29] N. O. Sokal, "Class E high-efficiency switching-mode tuned power amplifier with only one inductor and one capacitor in load network-approximate analysis", *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 16, núm. 4, pp. 380–384, ago. 1981, doi: 10.1109/JSSC.1981.1051605.
- [30] O. M. Lemine, "Magnetic Hyperthermia Therapy Using Hybrid Magnetic Nanostructures", en *Hybrid Nanostructures for Cancer Theranostics*, Elsevier, 2019, pp. 125–138. doi: 10.1016/B978-0-12-813906-6.00007-X.
- [31] J. L. Castro-Torres, J. Méndez, M. Torres-Lugo, y E. Juan, "Development of handheld induction heaters for magnetic fluid hyperthermia applications and in-vitro evaluation on ovarian and prostate cancer cell lines", *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 9, núm. 3, p. 035010, mar. 2023, doi: 10.1088/2057-1976/acbeaf.
- [32] M. Elabbasi y A. A. El-Gendy, "In-vitro evaluation of in-situ synthesized superparamagnetic iron nanoparticles (SPINs) for magnetic hyperthermia treatment of breast and prostate cancer", *Biomed. Mater.*, vol. 20, núm. 4, p. 045016, jun. 2025, doi: 10.1088/1748-605X/addf27.
- [33] A. A. Golneshan y M. Lahonian, "Diffusion of magnetic nanoparticles in a multi-site injection process within a biological tissue during magnetic fluid hyperthermia using lattice Boltzmann method", *Mech. Res. Commun.*, vol. 38, núm. 6, pp. 425–430, sep. 2011, doi: 10.1016/j.mechrescom.2011.05.012.
- [34] A. Upadhyay, "Cancer: An unknown territory; rethinking before going ahead", *Genes Dis.*, vol. 8, núm. 5, pp. 655–661, sep. 2021, doi: 10.1016/j.gendis.2020.09.002.
- [35] H. Sung *et al.*, "Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries", *CA. Cancer J. Clin.*, vol. 71, núm. 3, pp. 209–249, may 2021, doi: 10.3322/caac.21660.
- [36] "Sala de prensa". Consultado: el 11 de agosto de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.inegi.org.mx/app/saladeprensa/noticia/8823>
- [37] K. de la Cruz-Aguirre *et al.*, "Costos médicos directos de la atención médica de pacientes con cáncer de mama", *Rev. Médica Inst. Mex. Seguro Soc.*, vol. 60, núm. 2, pp. 107–115, 2022, Consultado: el 11 de agosto de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10399768/>
- [38] M. Zeinoun, D. Serrano, P. Tezanos Medina, O. García Suárez, M. Vasic, y J. J. Serrano Olmedo, "Configurable High-Frequency Alternating Magnetic Field Generator for Nanomedical Magnetic Hyperthermia Applications", *IEEE Access*, vol. 9, pp. 105805–105816, ago. 2021, Consultado: el 11 de agosto de 2025. [En línea]. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9494364>
- [39] K. Yang, G. I. Haddad, y J. R. East, "High-efficiency class-A power amplifiers with a dual-bias-control scheme", *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.*, vol. 47, núm. 8, pp. 1426–1432, ago. 1999, doi: 10.1109/22.780390.
- [40] M. Berkhout, "Class-D audio amplifiers in mobile applications", en *2009 IEEE International Symposium on Circuits and Systems*, may 2009, pp. 1169–1172. doi: 10.1109/ISCAS.2009.5117969.
- [41] A. Celentano, F. Pareschi, V. R. Gozalez-Diaz, R. Rovatti, y G. Setti, "A Methodology for Practical Design and Optimization of Class-E DC-DC Resonant Converters", *IEEE Access*, vol. 8, pp. 205568–205589, 2020, doi: 10.1109/ACCESS.2020.3035507.
- [42] S. Jalbrzykowski, A. Bogdan, y T. Citko, "A Dual Full-Bridge Resonant Class-E Bidirectional DC–DC Converter", *IEEE Trans. Ind. Electron.*, vol. 58, núm. 9, pp. 3879–3883, sep. 2011, doi: 10.1109/TIE.2010.2100335.

- [43] G. Slade, "Amplifier Alphabet Soup: Part I, Class A, AB, B and C", ene. 2011.
- [44] N. Côte, N. Garraud, L. Sterna, P. Périchon, F. Frassati, y S. Boisseau, "A design method to optimize GaN-based class E resonant inductive wireless power transfer systems – application to non-mating connectors", *Eng. Res. Express*, vol. 7, núm. 1, p. 015336, ene. 2025, doi: 10.1088/2631-8695/ada975.
- [45] S. Paul, Ed., *Biomedical Engineering and its Applications in Healthcare*. Singapore: Springer, 2019. doi: 10.1007/978-981-13-3705-5.
- [46] H. Dobšiček Trefná, S. Llàcer Navarro, F. Lorentzon, T. Nypelö, y A. Ström, "Fat tissue equivalent phantoms for microwave applications by reinforcing gelatin with nanocellulose", *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 7, núm. 6, p. 065025, oct. 2021, doi: 10.1088/2057-1976/ac2634.
- [47] T. Van Nunen, E. Huismans, R. Mestrom, M. Bentum, y H. Visser, "DIY Electromagnetic Phantoms for Biomedical Wireless Power Transfer Experiments", en *2019 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC)*, jun. 2019, pp. 399–404. doi: 10.1109/WPTC45513.2019.9055704.
- [48] M. G. Bini, A. Ignesti, L. Millanta, R. Olmi, N. Rubino, y R. Vanni, "The Polyacrylamide as a Phantom Material for Electromagnetic Hyperthermia Studies", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-31, núm. 3, pp. 317–322, mar. 1984, doi: 10.1109/TBME.1984.325271.
- [49] S. Di Meo *et al.*, "Tissue-mimicking materials for breast phantoms up to 50 GHz", *Phys. Med. Biol.*, vol. 64, núm. 5, p. 055006, feb. 2019, doi: 10.1088/1361-6560/aafec.
- [50] R. L. King, Y. Liu, S. Maruvada, B. A. Herman, K. A. Wear, y G. R. Harris, "Development and characterization of a tissue-mimicking material for high-intensity focused ultrasound", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 58, núm. 7, pp. 1397–1405, jul. 2011, doi: 10.1109/TUFFC.2011.1959.
- [51] T. Slanina, D. H. Nguyen, J. Moll, y V. Krozer, "Temperature dependence studies of tissue-mimicking phantoms for ultra-wideband microwave breast tumor detection", *Biomed. Phys. Eng. Express*, vol. 8, núm. 5, p. 055017, jul. 2022, doi: 10.1088/2057-1976/ac811b.
- [52] R. K. Chen y A. J. Shih, "Multi-modality gellan gum-based tissue-mimicking phantom with targeted mechanical, electrical, and thermal properties", *Phys. Med. Biol.*, vol. 58, núm. 16, p. 5511, jul. 2013, doi: 10.1088/0031-9155/58/16/5511.
- [53] C. K. McGarry *et al.*, "Tissue mimicking materials for imaging and therapy phantoms: a review", *Phys. Med. Biol.*, vol. 65, núm. 23, p. 23TR01, dic. 2020, doi: 10.1088/1361-6560/abbd17.
- [54] Y. Yuan *et al.*, "A heterogeneous human tissue mimicking phantom for RF heating and MRI thermal monitoring verification", *Phys. Med. Biol.*, vol. 57, núm. 7, p. 2021, mar. 2012, doi: 10.1088/0031-9155/57/7/2021.
- [55] B. Graczykowski y A. Dobek, "Iron-dextran complex: geometrical structure and magneto-optical features", *J. Colloid Interface Sci.*, vol. 363, núm. 2, pp. 551–556, nov. 2011, doi: 10.1016/j.jcis.2011.07.080.
- [56] M. Kazimierzczuk, "Exact analysis of class E tuned power amplifier with only one inductor and one capacitor in load network", *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 18, núm. 2, pp. 214–221, abr. 1983, doi: 10.1109/JSSC.1983.1051925.

ANEXO A

Evidencia de productos académicos

Phantoms for hyperthermia applications, an approach.

Ing. José Erik Lozano Martínez*, Dr. Víctor Hugo Olivares Peregrino* Dr. Mario Ponce-Silva*

*Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET)

Departamento de Ingeniería Electrónica

Acondicionamiento electrónico de energías limpias y ahorro de energía

E-mail: m24c026@censidet.tecnm.mx, victor.oli@censidet.tecnm.mx, mario.pon@censidet.tecnm.mx

Abstract — Hyperthermia is the elevation of body temperature in the human body in the range of 42 to 46 ° Celsius, its common use is for the treatment of different pathologies, a recent way of generating hyperthermia is by magnetic induction, a field of interest in power electronics, likewise it is necessary to have adequate non-human or animal experimental models, to study magnetic hyperthermia and reach conclusions very close to reality, due to the above, phantoms are used which are experimental models in which we can work, phantoms are made in a wide range of materials with different physical and chemical properties.

Keywords — hyperthermia, phantoms, permittivity, resistivity, tissue-mimicking materials.

Resumen — La hipertermia es la elevación de la temperatura corporal en el cuerpo humano en el rango de los 42 a 46° centígrados, su uso común es para el tratamiento de diferentes patologías, una forma reciente de generar hipertermia es por inducción magnética, campo de interés en la electrónica de potencia, así mismo se debe contar con modelos experimentales adecuados no humanos o animales, para estudiar la hipertermia magnética y llegar a conclusiones muy cercanas a la realidad, debido a lo anterior se utilizan los fantasmas los cuales son modelos experimentales en los cuales podemos trabajar, los fantasmas son realizados en un amplio abanico de materiales con diferentes propiedades, físicas y químicas.

Palabras clave — hipertermia, fantasmas, permitividad, resistividad, materiales que imitan tejidos.

1. INTRODUCCIÓN

Los fantasmas son objetos de prueba utilizados para la experimentación en campos como las ciencias biomédicas, electrónica, medicina, entre otros, los fantasmas experimentales deben mostrar cualidades similares a los tejidos vivos, debido a que el experimentar en un ser vivo para probar y validar los dispositivos puede generar diversos inconvenientes o daños, la principal es la seguridad del ser vivo como sujeto de pruebas, el uso de fantasmas experimentales nos evita esos problemas ya que son diseñados para imitar tejidos de los humanos en sus características físicas o químicas, lo cual es muy favorable para evaluar dispositivos experimentales (Shoran & Kumari, 2019).



Figura 1. Clasificación de emuladores del cuerpo humano.

Como se observa en la figura 1, los emuladores de cuerpo humano pueden ser numéricos o experimentales dentro de la última categoría existen los emuladores experimentales de tejido animal y los fantasmas que son fabricados a partir de diferentes materiales y los cuales serán objeto de observación de este artículo.

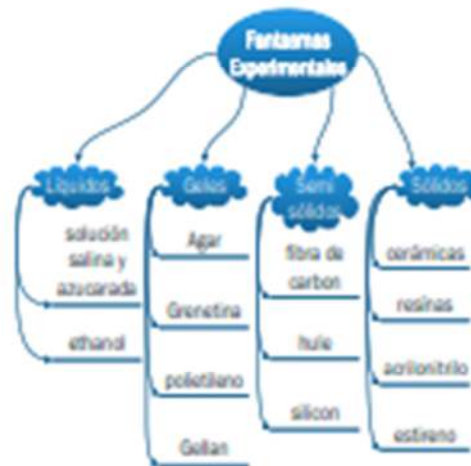


Figura 2. Clasificación de emuladores experimentales.

En la figura 2, se observa la clasificación de los fantasmas experimentales por consistencia y materiales de

**EDUCACIÓN**
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA

**TECNOLÓGICO**
NACIONAL DE MÉXICO

cenidet[®]
Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico

