



EDUCACIÓN

SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO
NACIONAL DE MÉXICO

Tecnológico Nacional de México

**Centro Nacional de Investigación
y Desarrollo Tecnológico**

Tesis de Maestría

**Caracterización de un emulador de tejido humano
para aplicación de hipertermia**

presentada por

Ing. Sharon Alejandra Romano García

como requisito para la obtención del grado de
**Maestra en Ciencias en Ingeniería
Electrónica**

Director de tesis

Dr. Víctor Hugo Olivares Peregrino

Codirector de tesis

Dr. Mario Ponce Silva

Cuernavaca, Morelos, México. Marzo de 2023.



Cuernavaca, Mor., **25/mayo/2023**
No. de Oficio: **DIE/021/2023**
Asunto: **Aceptación de documentos de tesis**

DR. CARLOS MANUEL ASTORGA ZARAGOZA
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial de la C. Ing. Sharon Alejandra Romano García, con número de control M21CE039 de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Electrónica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis profesional titulado "Caracterización de un Emulador de Tejido Humano para Aplicación de Hipertemia" 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

Dra. Susana Estefany de León Aldaco
Doctora en Ciencias en Ingeniería
Electrónica
Cédula profesional 10458245

REVISOR 2

Dr. Jesús Darío Mina Antonio
Doctor en Ingeniería
Cédula profesional 6094069

C.p. Lic. Silvia del Carmen Ortiz Fuentes- jefa del Departamento de Servicios Escolares
Estudiante
JGM/kmqhr





Cuernavaca, Mor.,
No. De Oficio:
Asunto:

30/mayo/2023
SAC/082/2023
Autorización de
impresión de tesis

SHARON ALEJANDRA ROMANO GARCÍA
CANDIDATA AL GRADO DE MAESTRA EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA
PRESENTE

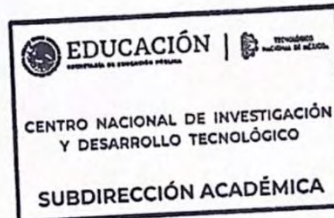
Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **"Caracterización de un Emulador de Tejido Humano para Aplicación de Hipertemia"**, ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, 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



Dedicatorias

La presente tesis está dedicada a Dios, porque sin Él no habría sido posible nada.

A mi mamá por darme consejos, por apoyarme y no dejar que me rindiera, por estar en todo momento y ayudarme a confiar en mis habilidades.

A mi abuelita Ofe, por siempre estar para mí y darme los consejos de vida que me han ayudado a seguir adelante. A pesar de ya no estar aquí, dejaste una huella que estará en mí para siempre.

A mi hermana Dulce, por inspirarme a escribir la tesis, por guiarme cuando más confundida me sentía y por todo el amor que me comparte cada día.

A mi sobrina Valeria, por ser mi alegría y hacer mis días menos pesados, por ayudarme a no quedarme dormida en las clases virtuales y por todo el amor que me demuestra.

A mi novio Eliel, por hacer mis días felices, por ayudarme a no rendirme y dar lo mejor de mí.

Todos y todas construimos esta tesis.

Agradecimientos

A Dios por darme la sabiduría, conocimientos y habilidades a lo largo de toda mi vida. A Él sea toda la Gloria y Honra.

Al Tecnológico Nacional de México (TecNM) / Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por darme la oportunidad de cursar mis estudios de Maestría y por facilitar sus instalaciones.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico otorgado para realizar mis estudios de Maestría.

A mi mamá María Patricia García García por su apoyo y amor incondicional, por el esfuerzo que ha hecho para que alcance mis metas y pudiera convertirme en la profesionista que soy hoy día.

A mi tía Luisa, por el apoyo y amor a distancia. A mi tío Daniel, por los consejos de vida, regalos y el apoyo incondicional.

A mi abue Ofe por el amor, consejos y por siempre hacerme sentir tan especial. Siempre estarás en mi corazón.

A mi hermana Dulce y mi sobrina Valeria por los consejos y abrazos para nunca rendirme, por ayudarme a distraerme cuando era necesario.

A Eliel por su amor, consejos, por estar conmigo y ayudarme en todo momento.

A mis asesores, el Dr. Víctor Hugo Olivares Peregrino y el Dr. Mario Ponce Silva, por darme la oportunidad de ser su tesista, por sus consejos y paciencia, su apoyo fue de gran ayuda para mi crecimiento profesional.

Al Dr. Jesús Darío Mina Antonio y a la Dra. Susana Estefany De León Aldaco, que son parte de mi comité revisor, su apoyo ha permitido fortalecer el presente trabajo de tesis.

A mis compañeros Ireti, Arturo, Janeth, Meneses y Ricardo por su amistad y apoyo durante mi estancia en la maestría.

A mi compañero Apolo, por apoyarme con las mediciones y ayudarme a no estresarme con tantas pruebas experimentales.

Con todo el amor, respeto y admiración:

Ing. Sharon Alejandra Romano García

CONTENIDO

Contenido	I
Resumen.....	III
Abstract	III
Lista de figuras.....	IV
Lista de tablas.....	VII
Abreviaturas y acrónimos.....	IX
Simbología	X
Capítulo I. Introducción	2
1.1 Estado del arte	2
1.1.1 Nanopartículas magnéticas	3
1.1.2 Hipertermia magnética	5
1.2 Problemática a resolver	6
1.3 Objetivos	7
1.3.1 Objetivo general	7
1.3.2 Objetivos específicos.....	7
Capítulo II. Revisión de los modelos del emulador de tejido humano.....	9
2.1 Elección del emulador del tejido humano	9
2.2 Caracterización del tejido	13
2.3 Elección del fluido ferromagnético	17
Capítulo III. Análisis y diseño del convertidor resonante	21
3.1 Elección de la topología del convertidor	21
3.2 Análisis y metodología de diseño del convertidor	24
3.2.1 Emulador de tejido	24
3.2.2 Factor de calidad del emulador de tejido	28
3.2.3 Inductancia auxiliar	29
Capítulo IV. Simulación del convertidor resonante	38
4.1 Simulación en Pspice del convertidor	38
Capítulo V. Implementación del convertidor resonante.....	46
5.1 Selección de componentes	46
5.2 Implementación en PCB	48

5.3 Pruebas del convertidor en laboratorio	49
Capítulo VI. Conclusiones y trabajos futuros	69
6. Conclusiones	69
6.1 Productos académicos	70
6.2 Trabajos futuros.....	70
Referencias	73
Anexo 1	79
Anexo 2	81
Anexo 3	82
Anexo 4	84
Anexo 5	92

RESUMEN

Los campos magnéticos tienen diferentes aplicaciones en la vida cotidiana, una de ellas es la hipertermia magnética. En ella se utilizan los campos magnéticos para aplicarlos en una parte específica del cuerpo humano que tenga un tumor canceroso, en donde previamente, se inyectaron nanopartículas magnéticas. Este proceso hace que la temperatura se eleve y, por lo tanto, destruya las células cancerosas, dado que estas poseen una baja resistencia al incremento de la temperatura al contrario de las células sanas.

En este caso, es importante diseñar un circuito capaz de producir estos campos magnéticos y por lo tanto, llegar a la temperatura deseada.

En este trabajo se presenta una caracterización de un emulador de tejido humano con el uso de un fluido ferromagnético para aplicación de hipertermia magnética. Se desarrolla un análisis de diseño para el circuito resonante. Por otro lado, se muestran los resultados experimentales que caracterizan al inversor y las frecuencias utilizadas. Finalmente, el circuito es sometido a las pruebas con el fluido ferromagnético mostrando el comportamiento propio del sistema.

ABSTRACT

Magnetic fields have different applications in everyday life, one of which is magnetic hyperthermia. In this application, magnetic fields are used to be applied to a specific part of the human body that has a cancerous tumor, where magnetic nanoparticles have been previously injected. This process increases the temperature and thus destroys the cancer.

In this case, it is important to design a circuit capable of producing these magnetic fields and reaching the desired temperature.

In this work, the characterization of a human tissue emulator using a ferrofluid for application in magnetic hyperthermia is presented. A design analysis for the resonant circuit is developed. On the other hand, experimental results characterizing the inverter and the frequencies used are shown. Finally, the circuit is tested with the ferrofluid showing the correct behavior of the system.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Exposición personal de campo magnético [1].	2
Figura 2. Esquema de las diferentes aplicaciones de las nanopartículas magnéticas [12].....	3
Figura 3. Estimaciones de nuevos casos de cáncer en 2020 OMS (https://gco.iarc.fr/today).	5
Figura 4. Hipertermia magnética (https://nanociencia.imdea.org/).....	6
Figura 5. Inductor con núcleo de aire [28].	10
Figura 6. Bobina resonante con probeta que contiene fluido ferromagnético [32].....	11
Figura 7. Tubo de vidrio 5 cm y 14.5 cm.	11
Figura 8. Profundidad de penetración en función de la frecuencia, de un alambre de cobre [39]..	12
Figura 9. Agarose gel comercial.	14
Figura 10. Agarose gel en pruebas.....	14
Figura 11. Poliacrilato de potasio.....	15
Figura 12. Preparación del hidrogel en tubo de ensayo.	16
Figura 13. Fluido ferromagnético mod. EMG-700 marca Ferrotec (https://ferrofluid.ferrotec.com/products/ferrofluid-emg/water/emg-705/).....	18
Figura 14. Fluido ferromagnético mod. IS2801 marca Innovating Science.	18
Figura 15. Tubo de ensayo con fluido ferromagnético base aceite.....	19
Figura 16. Esquema del inversor de puente completo [41].....	21
Figura 17. Esquema de inversor clase D [67].	22
Figura 18. Topología paralelo del emulador de tejido.....	24
Figura 19. Topología serie del emulador de tejido	24
Figura 20. Dimensiones de emulador de tejido: A) Probeta externa B) Probeta interna.....	25
Figura 21. Emulador de tejido.....	26
Figura 22. Medidor de inductancia, capacitancia y resistencia marca EDIBON mod. ED-MLCR01..	26
Figura 23. Inductancia auxiliar agregada al circuito.....	29
Figura 24. Circuito resonante medio puente para aplicación de hipertermia.....	30
Figura 25. Diagrama fasorial del circuito equivalente del tanque resonante serie-paralelo.....	31
Figura 26. Circuito resonante utilizado para simular en Pspice.....	38
Figura 27. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en R_p (+), corriente eficaz (+), potencia promedio en R_s (+) y la corriente en el inductor auxiliar (+) a 200 kHz.	39
Figura 28. Circuito con especificaciones de los resultados obtenidos en las gráficas de simulación.	40
Figura 29. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en R_p (+), potencia promedio en R_s (+), corriente en el inductor auxiliar (+), corriente eficaz en inductor (+) a 400 kHz.	42
Figura 30. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en R_p (+), corriente en el inductor auxiliar (+), corriente eficaz en inductor (+) a 600 kHz.....	42
Figura 31. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en R_p (+), corriente en el inductor auxiliar (+), corriente eficaz en inductor (+) a 800 kHz.	43

Figura 32. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en Rp (+), corriente en el inductor auxiliar (+), corriente eficaz en inductor (+) a 1 MHz.	43
Figura 33. Diseño de la etapa de control con controlador IR2110, controlador UC3825N y MOSFETs IRF540N en Altium Designer.	47
Figura 34. Componentes con adaptación de terminales.	48
Figura 35. Circuito implementado en PCB con terminales para capacitor (diferentes valores), inductancia auxiliar y emulador de tejido.	48
Figura 36. Fuente de alimentación 60 V- 3.3 A.	53
Figura 37. Osciloscopio Tektronix con punta de voltaje diferencial y de corriente.	53
Figura 38. Cámara termográfica marca FLIR mod. E40.	54
Figura 39. Tratamiento de hipertermia en diferentes partes del tumor de conejos.	56
Figura 40. Temperatura en fluido ferromagnético capturada con la cámara termográfica a una frecuencia de 400 kHz.	58
Figura 41. Temperatura en inductancia auxiliar capturada con la cámara termográfica a una frecuencia de 400 kHz.	58
Figura 42. Temperatura en emulador de tejido capturada con la cámara termográfica a una frecuencia de 400 kHz.	58
Figura 43. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación que se empleará en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 204 kHz. ...	59
Figura 44. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 367.8 kHz.	60
Figura 45. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 520 kHz.	60
Figura 46. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 720 kHz.	61
Figura 47. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 820 kHz.	61
Figura 48. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 204 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.	62
Figura 49. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 204 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.	62
Figura 50. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 204 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 7.64 V (+) en un intervalo de 10 minutos.	63
Figura 51. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 204 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 7.64 V (+) en un intervalo de 10 minutos.	63
Figura 52. Relación entre corriente máxima y frecuencia en un tiempo de 3 minutos.	64
Figura 53. Relación entre corriente máxima y frecuencia en un tiempo de 10 minutos.	65
Figura 54. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 204 kHz (3 y 10 minutos).	65
Figura 55 y Figura 56. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 367.8 kHz (3 y 10 minutos).	66
Figura 57 y Figura 58. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 520 kHz (3 y 10 minutos).	66

Figura 59 y Figura 60. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 720 kHz (3 y 10 minutos).....	66
Figura 61 y Figura 62. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 820 kHz (3 y 10 minutos).....	67
Figura 63. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 367.8 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.	92
Figura 64. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 367.8 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 10 minutos.	92
Figura 65. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 367.8 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 7.84 V (+) en un intervalo de 3 minutos.	93
Figura 66. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 367.8 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 7.84 V (+) en un intervalo de 10 minutos.	93
Figura 67. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 520 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.	94
Figura 68. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 520 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 10 minutos. ...	94
Figura 69. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 520 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 8.18 V (+) en un intervalo de 3 minutos. .	95
Figura 70. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 520 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 8.18 V (+) en un intervalo de 10 minutos.	95
Figura 71. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 720 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.	96
Figura 72. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 720 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 10 minutos.	96
Figura 73. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 720 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 8.64 V (+) en un intervalo de 3 minutos. .	97
Figura 74. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 720 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 8.64 V (+) en un intervalo de 10 minutos.	97
Figura 75. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 820 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.	98
Figura 76. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 820 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 10 minutos.	98
Figura 77. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 820 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 9.18 V (+) en un intervalo de 3 minutos. .	99
Figura 78. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 820 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 9.18 V (+) en un intervalo de 10 minutos.	99

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Clasificación de las NPM.....	4
Tabla 2. Características de las aplicaciones de calentamiento por inducción.....	9
Tabla 3. Concentraciones del hidrogel con respecto a la frecuencia.....	16
Tabla 4. Concentraciones de nanopartículas con respecto a la frecuencia.....	17
Tabla 5. Comparación de las topologías revisadas en el estado del arte.....	23
Tabla 6. Datos del emulador de tejido.....	27
Tabla 7. Valores promediados del emulador de tejido.....	28
Tabla 8. Datos del inductor auxiliar.....	30
Tabla 9. Valores de capacitores calculados.....	32
Tabla 10. Especificaciones generales del circuito.....	33
Tabla 11. Parámetros de la metodología de diseño del circuito.....	35
Tabla 12. Valores utilizados para la simulación en Pspice.....	39
Tabla 13. Resultados de los parámetros para la simulación en Pspice de todas las frecuencias.....	41
Tabla 14. Resultados de los parámetros para la simulación en Pspice de todas las frecuencias.....	41
Tabla 15. Resultados de los parámetros para la simulación en Pspice de todas las frecuencias.....	41
Tabla 16. Capacitores con valores comerciales utilizados en la implementación en PCB.....	46
Tabla 17. Valores de las frecuencias del circuito resintonizado en las pruebas experimentales.....	52
Tabla 18. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 204 kHz en 3 minutos.....	54
Tabla 19. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 204 kHz.....	55
Tabla 20. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 204 kHz en 10 minutos.....	57
Tabla 21. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 204 kHz.....	57
Tabla 22. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 367.8 kHz en 3 minutos.....	84
Tabla 23. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 367.8 kHz.....	84
Tabla 24. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 367.8 kHz en 10 minutos.....	85
Tabla 25. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 367.8 kHz.....	85
Tabla 26. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 520 kHz en 3 minutos.....	86
Tabla 27. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 520 kHz.....	86
Tabla 28. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 520 kHz en 10 minutos.....	87
Tabla 29. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 520 kHz.....	87

Tabla 30. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 720 kHz en 3 minutos.	88
Tabla 31. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 720 kHz.	88
Tabla 32. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 720 kHz en 10 minutos.	89
Tabla 33. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 720 kHz.	89
Tabla 34. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 820 kHz en 3 minutos.	90
Tabla 35. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 820 kHz.	90
Tabla 36. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 820 kHz en 10 minutos.	91
Tabla 37. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 820 kHz.	91

ABREVIATURAS Y ACRÓNIMOS

AWG Calibre de alambre estadounidense (del inglés *American Wire Gauge*)

SiC Carburo de silicio

Dex – M Dextrano

$CoFe_2O_4$ Ferrita de cobalto

$MgFe_2O_4$ Ferrita de magnesio

$MnFe_2O_4$ Ferrita de manganeso

HM Hipertermia Magnética

μH Microhenrio

NPM Nanopartículas Magnéticas

Ni Níquel

OMS Organización Mundial de la Salud

Fe_3O_4 Óxido de hierro

Pk-pk Pico a pico (del inglés *Peak to Peak*)

PCB Placa de Circuito Impreso

$SmCo_5$ Samario-Cobalto

SAR Tasa de absorción específica (del inglés *Specific Absorption Rate*)

MOSFET Transistor de efecto de campo metal-óxido semiconductor (del inglés *Metal Oxide Semiconductor Field-Effect Transistors*)

RMS Valor Medio Cuadrático (del inglés *Root Mean Square*)

SIMBOLOGÍA

C	Capacitor del circuito resonante
I_{rms}	Corriente eficaz
I_{max}	Corriente máxima
I_p	Corriente pico en circuito resonante
Q	Factor de calidad en circuito resonante
f	Frecuencia de operación
ω	Frecuencia angular
$^{\circ}C$	Grados centígrados
Z_e	Impedancia equivalente
L_{aux}	Inductancia auxiliar
L_p	Inductor paralelo del emulador de tejido
L_s	Inductor serie del emulador de tejido
M_1	MOSFET 1
M_2	MOSFET 2
$P_{R_{aux}}$	Potencia de la resistencia del inductor auxiliar
P_{R_p}	Potencia de resistencia paralelo del emulador de tejido
P_{max}	Potencia máxima obtenida del medidor RLC
P_{avg}	Potencia promedio obtenida del medidor RLC

P_T	Potencia total del circuito
δ	Profundidad de penetración
X_C	Reactancia capacitiva
X_L	Reactancia inductiva
$X_{L_{aux}}$	Reactancia inductiva auxiliar
X_{Le}	Reactancia inductiva equivalente
$R_{DS(on)}$	Resistencia de conducción del MOSFET
R_{aux}	Resistencia del inductor auxiliar
R_e	Resistencia equivalente
R_p	Resistencia paralelo del emulador de tejido
R_s	Resistencia serie del emulador de tejido
V_1	Valor máximo de la componente fundamental
V_{CD}	Voltaje de alimentación
V_C	Voltaje en el capacitor del circuito resonante
V_L	Voltaje en el inductor del circuito resonante
V_{Rp}	Voltaje en la resistencia R_p del emulador de tejido
v_{P_1}	Voltaje pulsante 1
v_{P_2}	Voltaje pulsante 2

CAPÍTULO I
INTRODUCCIÓN

CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN

1.1 Estado del arte

En este capítulo se presentan las definiciones principales utilizadas en la tesis, esto con el fin de dar un contexto de la hipertermia magnética. De igual forma, se muestra la información obtenida en el estado del arte. Por último, se presentan, tanto el objetivo general como los objetivos específicos para la tesis.

En las últimas décadas, se han desarrollado grandes descubrimientos en el área de investigación científica con respecto a la electrónica de potencia, esto con el objetivo de buscar una solución a distintos problemas. Una de las grandes incógnitas en dicha área, es el efecto de los campos magnéticos en los seres vivos.

En la vida cotidiana, el ser humano se encuentra con distintos campos magnéticos, tanto estáticos como variables. En la Figura 1, se visualiza la exposición de una persona ante un campo magnético en su vida diaria [1].

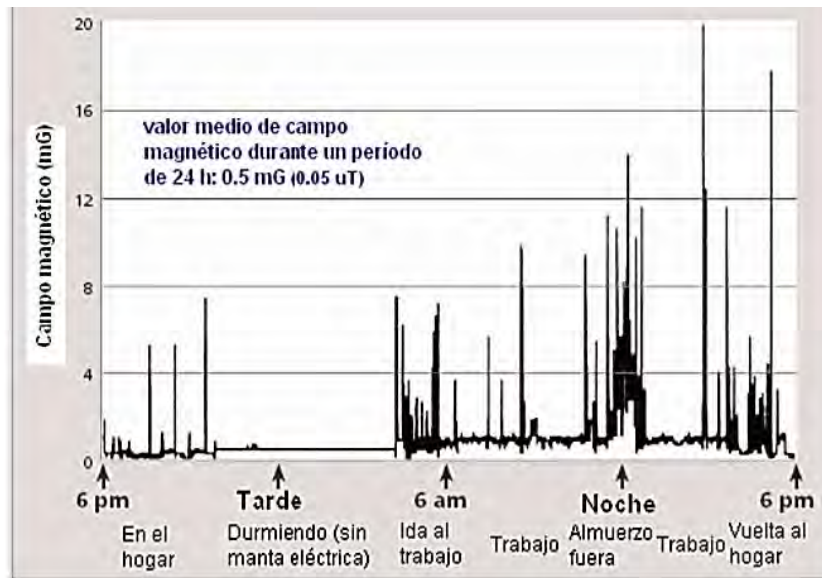


Figura 1. Exposición personal de campo magnético [1].

Por otra parte, los campos magnéticos son importantes para muchos seres vivos, ya que son utilizados como mecanismos para la navegación. Por ejemplo, se realizó un estudio en donde

ciertas aves eran expuestas a campos magnéticos y se detectó que ellas los utilizan como un receptor con material ferromagnético para detectar gradientes en el campo magnético [2].

Con los avances tecnológicos que han surgido en los últimos años, ha sido posible conectar áreas como la medicina y la electrónica de potencia, entre las cuales se destaca la hipertemia magnética (HM).

1.1.1 Nanopartículas magnéticas

La nanomedicina es una aplicación de la nanotecnología, su principal característica es que utiliza objetos de tamaño nanométrico para mejorar el diagnóstico, tratamiento y prevención de enfermedades y lesiones traumáticas [3].

Una nanopartícula magnética puede estar hecha de óxido de hierro (Fe_3O_4), de metales puros (hierro y cobalto) y ferritas ($MgFe_2O_4$, $MnFe_2O_4$ y $CoFe_2O_4$) [4], su tamaño es en nanómetros, esto permite que pueda ser utilizada en diferentes aplicaciones. Por ejemplo, en nano biotecnología es utilizada para la detección y como agente activo en terapias antitumorales [5].

De acuerdo con diferentes estudios, las NPM son utilizadas para la terapia del cáncer, especialmente las de óxido de hierro superparamagnético, este tipo de material permite que puedan ser utilizadas para hacer productos biocompatibles [6-10]. Debido a su baja toxicidad y el hecho de que pueden ser toleradas por el organismo humano, hace que sus aplicaciones sean amplias [11]. En la Figura 4, se muestran las principales aplicaciones de las nanopartículas magnéticas en el área de biomedicina.

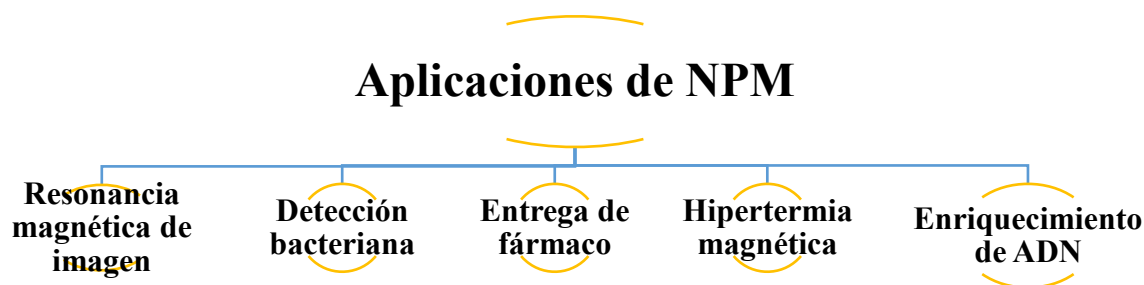


Figura 2. Esquema de las diferentes aplicaciones de las nanopartículas magnéticas [12].

La resonancia magnética es una de las aplicaciones más recientes, se refiere a una modalidad de imagen no invasiva capaz de proporcionar imágenes anatómicas con una alta resolución. Las nanopartículas mejoran la diferenciación de los tejidos malignos y sanos [13].

La detección bacteriana, como su nombre lo indica, es una técnica utilizada para detectar en forma temprana síntomas de enfermedades como el cáncer [12].

Clasificación de las nanopartículas

Existen diferentes tamaños y formas de NPM de óxido de hierro. En la Tabla 1, se muestra la comparación entre los principales tamaños de estas nanopartículas y sus materiales [14].

Tabla 1. Clasificación de las NPM.

Artículo	Material	Compuesto	Tamaño
[15]	Óxido de hierro	Fe_3O_4	1-10 nm
[15]	Óxido de hierro	Fe_3O_4	10-30 nm
[15]	Óxido de hierro	Fe_3O_4	30-50 nm
[16]	Óxido de hierro	Fe_3O_4	128 nm
[16]	Samario-Cobalto	$SmCo_5$	750 nm
[16]	Níquel	Ni	55 nm
[6]	Óxido de hierro	Fe_3O_4	14 nm
[17]	Óxido de hierro	Fe_3O_4	40 nm
[18]	Óxido de hierro	Fe_3O_4	10-40 nm
[19]	Dextrano	$Dex - M$	3.1-18.9 nm

Para la aplicación de hipertermia magnética es necesario utilizar los tamaños más pequeños, es decir, de 1-10 nanómetros, así como el material que es el óxido de hierro.

1.1.2 Hipertermia magnética

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS), se estimaron 19.2 millones de nuevos casos de cáncer y 9.9 millones de muertes para 2020. En la Figura 2, se muestra la gráfica con los tipos de cáncer más frecuentes. Con el aumento en el número de casos de cáncer cada año, se están investigando diversas alternativas para su tratamiento.

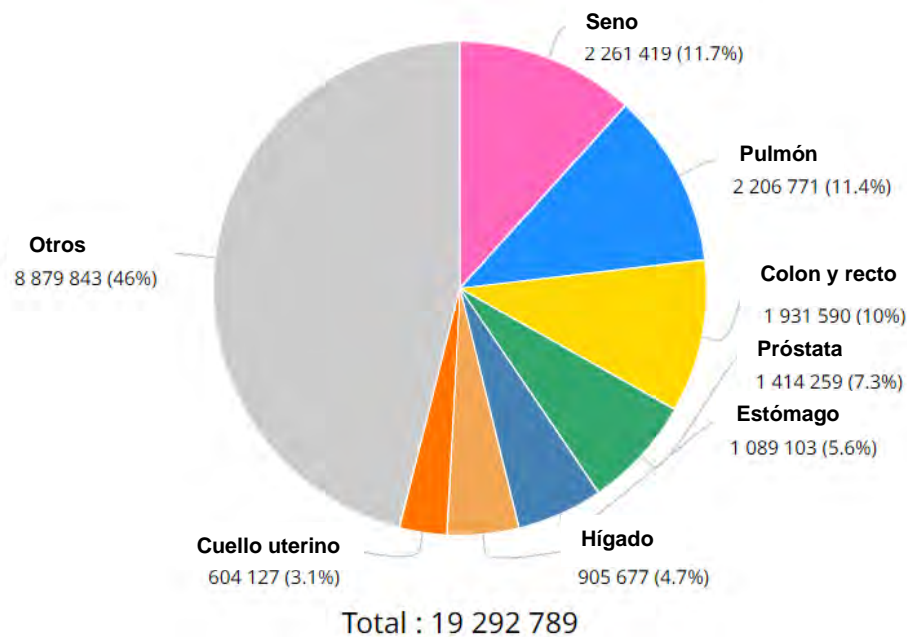


Figura 3. Estimaciones de nuevos casos de cáncer en 2020 OMS (<https://gco.iarc.fr/today>).

En la Figura 3, se muestra la técnica HM, la cual consiste en inyectar un material llamado nanopartículas magnéticas (NPM) en el cuerpo humano, es decir, en un área específica donde previamente se ha diagnosticado cáncer.

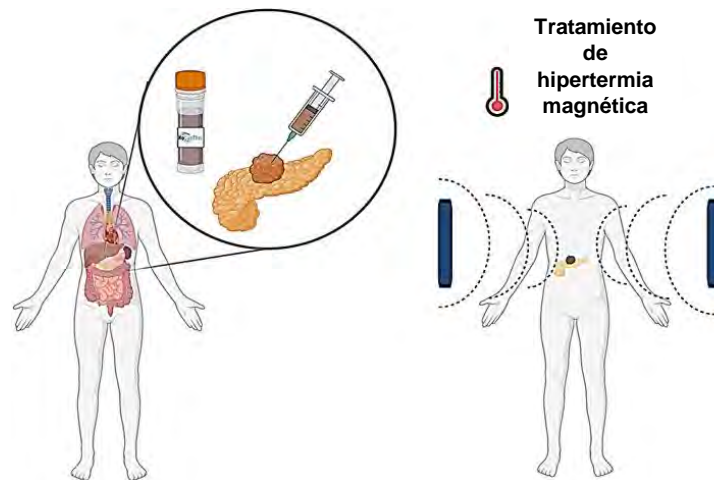


Figura 4. Hipertermia magnética (<https://nanociencia.imdea.org/>).

Al colocar estas nanopartículas de manera localizada en el tejido, se aplica un campo magnético exterior, esto con el fin de elevar la temperatura y así, destruir el tumor canceroso [20].

En la hipertemia, el calentamiento de ciertos órganos o tejidos debe ser a temperaturas entre 41°C y 43°C [21-24]. Cuando se aplican temperaturas arriba de 56°C , se produce necrosis, coagulación o carbonización, a esto se le denomina termo ablación [25].

Las células cancerosas tienen una baja resistencia al calor, por lo cual podemos aplicar una temperatura media sin dañar a las células sanas [10].

Existen distintos procesos que ocurren posterior a la aplicación de los campos magnéticos, uno de ellos se desarrolla mediante un choque térmico, en donde las proteínas protegen a las células de un nuevo calentamiento, esto genera una protección en el sistema [26].

La hipertermia provoca alteraciones en el ciclo celular e incluso puede provocar apoptosis, es decir, el organismo se deshace de células innecesarias o anormales [7].

1.2 Problemática a resolver

Con la revisión de la literatura, se encontró que existen diferentes diseños para la aplicación de hipertermia magnética. Muchos de los autores se centran en una topología pero el diseño de la bobina que genera los campos magnéticos es muy robusta, esto hace que las corrientes sean muy altas, se presenten altas pérdidas y por lo tanto, el dispositivo sea muy ineficiente.

Por lo tanto, la problemática a resolver es diseñar un dispositivo que sea eficiente, que sea capaz de generar estos campos magnéticos y que pueda llegar a la temperatura objetivo, todo esto con un diseño más pequeño y que no genere esas corrientes tan altas.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo general

Determinar el efecto de la frecuencia de un campo magnético en la temperatura de un emulador de tejido humano al que se le aplica hipertermia magnética.

1.3.2 Objetivos específicos

- Proponer un emulador de tejido humano para determinar el efecto de la frecuencia de un campo magnético variable en la temperatura de éste.
- Analizar, diseñar e implementar un banco de pruebas basado en un convertidor resonante para generar el campo magnético variable.
- Documentar el efecto de la frecuencia del campo magnético en la temperatura del emulador de tejido humano.

CAPÍTULO II
REVISIÓN DE LOS
MODELOS DEL
EMULADOR DE TEJIDO
HUMANO

CAPÍTULO II. REVISIÓN DE LOS MODELOS DEL EMULADOR DE TEJIDO HUMANO.

2.1 Elección del emulador del tejido humano

A través de la búsqueda hecha en la literatura, se encontraron diferentes diseños para realizar el calentamiento de nanopartículas magnéticas, a este proceso se le conoce como *calentamiento por inducción*. Este proceso tiene diferentes aplicaciones en la industria, hogar y medicina. En la Tabla 2, se muestra una comparativa entre las características en la industria y en medicina [27].

Tabla 2. Características de las aplicaciones de calentamiento por inducción.

Aplicación	Electrónica de potencia	Componentes magnéticos
Industria	Alta potencia Mayor fiabilidad Operación de alta-baja frecuencia	Alta eficiencia Forma variable Distribución optimizada del calor
Medicina	Baja potencia Alto factor de calidad en tanque resonante Operación de alta frecuencia	Calentamiento de proximidad Interacciones controladas del campo magnético Fluidos ferromagnéticos

Como se puede visualizar, en el área médica se aplican bajas potencias debido a que se debe tener un cuidado especial en tratamientos médicos. Por otro lado, tiene un alto factor de calidad y una frecuencia de operación alta, esto es una ventaja en el área de electrónica de potencia ya que el circuito que se utilice tendrá una alta eficiencia.

Este tipo de procesos proporciona un calentamiento sin contacto, es rápido respecto a otros en donde se necesita de más tiempo para elevar la temperatura y por último, es muy eficaz

con materiales conductores [27]. En este caso, los autores utilizan bobinas para generar campos magnéticos en el objeto y así lograr elevar su temperatura.

En la literatura proporcionan diferentes diseños de inductores, en la Figura 5 se puede visualizar un inductor con un núcleo de aire para proporcionar un campo elevado y minimizar la corriente. Los parámetros que se toman en cuenta son: el número de espiras y su separación, así como el diámetro del hilo [28]. En esta aplicación, es importante tomar en cuenta en dónde se colocarán las nanopartículas magnéticas para diseñar el inductor.



Figura 5. Inductor con núcleo de aire [28].

Otro diseño propuesto es una bobina que contiene una probeta en el interior con un fluido ferromagnético, el cual está en contacto con un sensor de fibra óptica para obtener los datos de la temperatura en tiempo real. Este tipo de sensores son utilizados en estas aplicaciones debido a que las mediciones no se ven afectadas por los campos magnéticos [29-31]. Al igual que el anterior ejemplo, utilizan un medio aislante para que las nanopartículas no sean afectadas directamente por el campo magnético [32].

Otros autores utilizan la misma estructura, pero como medio aislante utilizan un gel para emular el tejido humano [33].

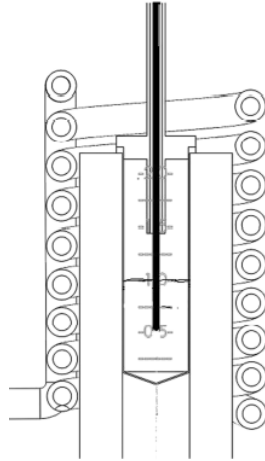


Figura 6. Bobina resonante con probeta que contiene fluido ferromagnético [32].

Por otro lado, se presentan otros diseños, en este caso se trata de un aplicador electromagnético en donde también utilizan una bobina de alambre y un núcleo de ferrita, este tipo de diseño es más complicado porque genera una mayor frecuencia debido a que se utilizan mayores voltajes y corriente [34].

Con la información reportada en el estado del arte, se decidió por un diseño de dos tubos de ensayo (5 cm/ 14.5 cm) de vidrio de borosilicato (ver Figura 7), esto con el fin de tener un ambiente controlado y así obtener datos más específicos. Este tipo de vidrio tiene una resistencia térmica, esto facilita su utilización en las pruebas experimentales ya que se utilizarán cambios de temperaturas drásticos.



Figura 7. Tubo de vidrio 5 cm y 14.5 cm.

El rango de frecuencias que se utilizará para desarrollar el análisis, la simulación y las pruebas experimentales es de 200, 400, 600, 800 y 1000 kHz. Por lo tanto, se necesita un material resistente a estas frecuencias para el diseño de la bobina.

Se decidió utilizar hilo de Litz debido a su composición lo cual permite reducir la influencia del efecto piel [35-38]. Para determinar el calibre del hilo es necesario establecer ciertas especificaciones, una de ellas es la temperatura. A 100 °C, la profundidad de penetración de un conductor de cobre se muestra en la ecuación (1):

$$\delta = \frac{7.5}{\sqrt{f}} \text{ cm} \quad (1)$$

En la Figura 8, se muestran los diámetros de alambre de los conductores de acuerdo con el estándar *American Wire Gauge* (AWG), en función de la frecuencia y la profundidad de penetración [39].

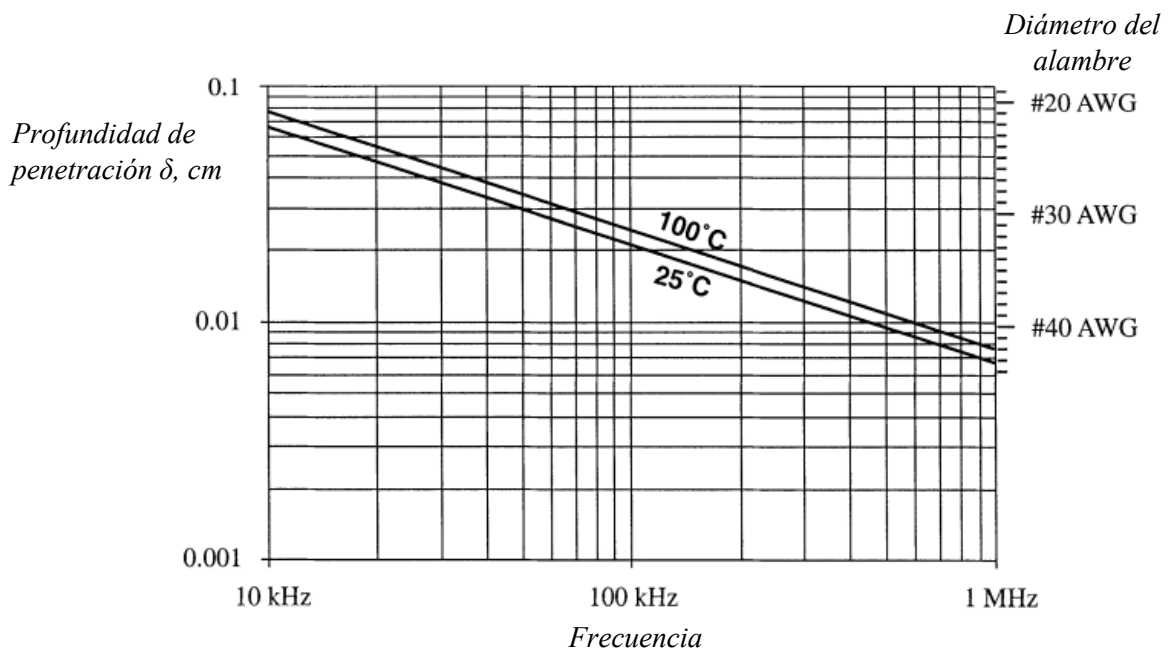


Figura 8. Profundidad de penetración en función de la frecuencia, de un alambre de cobre [39].

La frecuencia máxima que se utilizará es de 1 MHz, aplicando la ecuación (1) se obtiene la ecuación (2):

$$\delta = \frac{7.5}{\sqrt{1000000}} = 0.0075 \text{ cm} \quad (2)$$

De acuerdo con la Figura 8, el calibre del alambre a utilizar debe ser mayor de 40 AWG. Por ejemplo, el diámetro del hilo de cobre de 0.48 mm provoca un aumento de la resistencia por encima de 100 kHz. Por lo tanto, haciendo una proyección de la gráfica en la Figura 8, se eligió un hilo de Litz con calibre 46 AWG, tiene 175 hilos y el rango de frecuencia con el cual trabaja es de 850 kHz a 1.4 MHz.

La bobina utilizada para aplicar los campos magnéticos se construyó con 12 vueltas alrededor del tubo de ensayo de 14.5 ml, en donde se colocó el hidrogel.

2.2 Caracterización del tejido

Se realizó la búsqueda de cómo diferentes autores caracterizan el tejido para las pruebas de los dispositivos que generan los campos magnéticos, esto con el fin de proponer una forma de caracterizar al tejido y que posea características que se aproximen al mismo.

Existen diferentes preparaciones para poder caracterizar al tejido humano. De acuerdo con la revisión en la literatura, los geles son básicamente los únicos materiales transparentes y porosos, esto es de gran ayuda en las pruebas experimentales ya que se pueden utilizar para emular el tejido humano [18].

Existen diferentes tipos de geles, entre ellos se encuentran el “Agarose gel”. Este tipo de gel es una alternativa al tejido animal, el cual es utilizado en biomédica para realizar las pruebas experimentales [17, 18, 40-46]. En la Figura 9, se muestra cómo se puede encontrar comercialmente.



Figura 9. Agarose gel comercial.

En la Figura 10, se muestra el Agarose gel de forma experimental, en donde se coloca el gel en un recipiente redondo, posteriormente, se le inyectan nanopartículas magnéticas, las cuales quedan encapsuladas (se pueden visualizar en color negro) y se analiza el comportamiento de ellas suspendidas en el compuesto.

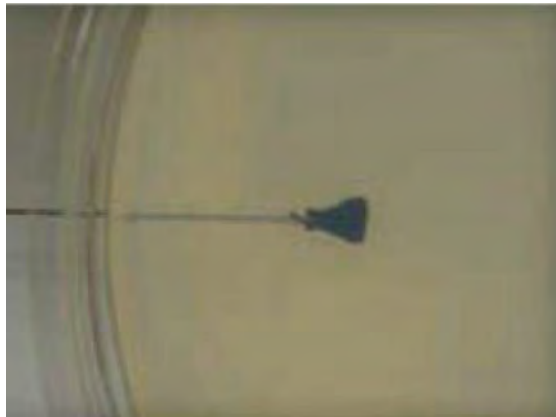


Figura 10. Agarose gel en pruebas.

Existe un compuesto llamado “Dextran”, este material es interesante debido a su comportamiento químico el cual es modificado con el fin de diseñar nuevos polímeros funcionales con distintas propiedades, esto es importante en la aplicación de hipertermia, ya que se necesita emular el tejido humano, el cual posee diferentes características físicas y eléctricas [47-51].

Los hidrogeles son redes poliméricas que absorben los enlaces cruzados utilizados para preparar gel [52]. Debido a sus características químicas, físicas y eléctricas, es posible utilizarlo en aplicaciones como la hipertermia magnética. En la revisión del estado del arte, se muestran distintas formas de preparación con hidrogeles [53-56], esto depende de la concentración de nanopartículas que se utilizarán en las pruebas experimentales.

También es importante destacar el diseño en donde colocan la preparación del gel y las nanopartículas magnéticas. Por ejemplo, se diseña un aislamiento térmico entre el tubo y el inductor, por lo cual, colocan en el centro las nanopartículas con una cámara de vacío rodeada por un flujo de agua a temperatura constante [6]. En este caso, no hay una caracterización del tejido ya que sólo hacen un estudio experimental con base en el comportamiento de las nanopartículas.

Para las pruebas experimentales que se realizarán, es importante caracterizar de manera correcta tanto el tejido, como las nanopartículas magnéticas. En este caso, se utilizará un hidrogel de poliacrilato de potasio, el cual es utilizado en la agricultura. En la Figura 11, se muestra su apariencia la cual es transparente y porosa, esto facilita su utilización para las pruebas, ya que brinda una visualización clara de las nanopartículas y presenta características similares a las del tejido humano.



Figura 11. Poliacrilato de potasio.

En la Tabla 3, se muestran las composiciones de hidrogel que utilizaron diferentes autores, esto con el fin de conocer las proporciones adecuadas para emular el tejido en las pruebas experimentales.

Tabla 3. Concentraciones del hidrogel con respecto a la frecuencia.

Frecuencia (kHz)	Composición hidrogel (g/ml)	Artículo
141	0.02	[57]
183	0.04	[18]
297	0.065	[40]
375	0.01	[17]
400	0.02	[40]
418.5	0.01-0.02	[43]

De acuerdo con las preparaciones que se muestran en la Tabla 3, se decidió utilizar 0.5 gramos de poliacrilato de potasio con 100 ml de agua. Para la preparación, se agita la mezcla hasta obtener una consistencia sin grumos y totalmente transparente.



Figura 12. Preparación del hidrogel en tubo de ensayo.

Como se puede visualizar en la Figura 12, la consistencia es transparente para poder colocar dentro el tubo de ensayo que contiene las nanopartículas magnéticas.

2.3 Elección del fluido ferromagnético

Se realizó la investigación de los diferentes compuestos con nanopartículas magnéticas que se han ido utilizando para la aplicación de hipertermia magnética. Uno de ellos es el fluido ferromagnético, el cual es un líquido que se magnetiza en presencia de un campo magnético, debido a que tienen una gran magnetización, presentan una susceptibilidad magnética increíblemente alta.

Una de las especificaciones más importantes es el tamaño de las partículas que se utilizan para este tipo de pruebas. La hipertermia magnética consiste en inyectar las partículas al cuerpo humano de manera selectiva para poder destruir el tumor que se encuentre en algún órgano, por lo tanto, estas partículas deben ser lo más pequeñas posibles, es decir, nanopartículas.

Los autores emulan esta parte de dos formas, una de ellas es con el polvo de las nanopartículas de óxido de hierro [8, 14, 17, 28, 40, 58] y otra con el uso del fluido ferromagnético (base agua o aceite), que es la concentración adecuada de las nanopartículas para usos médicos [32, 41, 59-61].

Tabla 4. Concentraciones de nanopartículas con respecto a la frecuencia.

Frecuencia (kHz)	Composición partículas (g/ml)	Artículo
50-100	0.004	[59]
120	0.01	[19]
141	0.05	[57]
183	0.033	[62]
300	0.034	[60]
375	0.004	[17]
400	0.03	[40]
418.5	0.02-0.05	[43]
765	0.001-0.003	[63]

Existen diferentes tipos de fluido ferromagnéticos comercializados, tales como:

- Modelo EMG-705, marca *Ferrotec*, el cual es a base agua, el tamaño de las nanopartículas es de 10 nm y una saturación magnética de 22 mT. Tiene una aplicación biomédica, debido a que posee propiedades magnéticas para cumplir con los requisitos en el área médica.



Figura 13. Fluido ferromagnético mod. EMG-700 marca Ferrotec
(<https://ferrofluid.ferrotec.com/products/ferrofluid-emg/water/emg-705/>).

- Modelo IS2801, marca *Innovating Science*, el cual es a base aceite, el tamaño de las nanopartículas es de 10 nm y un punto de ebullición de 223 °C. Su aplicación es para realizar pruebas magnéticas y visualizar su comportamiento magnético.



Figura 14. Fluido ferromagnético mod. IS2801 marca Innovating Science.

En la Tabla 4, se muestran las concentraciones que se utilizan como fluido ferromagnético en las pruebas con el emulador. Para este proceso, se decidió colocar 0.3 ml de fluido ferromagnético mod. IS2801 en el tubo de ensayo de 5 cm.



Figura 15. Tubo de ensayo con fluido ferromagnético base aceite.

La diferencia entre el uso del polvo de nanopartículas y del fluido ferromagnético, es que en la primera se deben conocer las concentraciones adecuadas, ya que no sólo es polvo de óxido de hierro, y en el otro caso ya viene preparada la concentración. Por tal motivo se optó por utilizar un fluido ferromagnético, ya que cumple con los requerimientos de las pruebas.

CAPÍTULO III
ANÁLISIS Y DISEÑO DEL
CONVERTIDOR
RESONANTE

CAPÍTULO III. ANÁLISIS Y DISEÑO DEL CONVERTIDOR RESONANTE

3.1 Elección de la topología del convertidor

En la revisión del estado del arte se encontraron diversas topologías, tanto de circuitos resonantes como de inversores. Para este apartado, se muestra cada una de ellas para dar una comparativa y optar por el diseño más adecuado. Las topologías más utilizadas para la aplicación de hipertermia son: *medio puente, puente completo, clase D y E, entre otros* [64, 65].

Circuito inversor de puente completo

Este circuito es necesario para generar un campo magnético alterno. Utiliza un control simple de desplazamiento de fase para configurar la corriente pico y la frecuencia de conmutación [6]. Por otro lado, utilizan el mismo inversor, pero en este caso utilizan diodos Schottky de SiC, esto con el fin de proporcionar una corriente de seguimiento al invertir la tensión del inversor [41, 66].

Uno de los retos es reducir las pérdidas de potencia cuando opera en el rango de los MHz. En la Figura 16, se muestra el esquema del inversor.

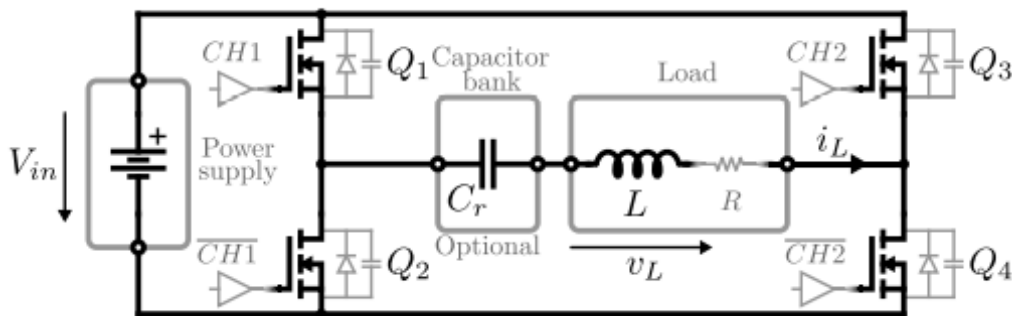


Figura 16. Esquema del inversor de puente completo [41].

Circuito inversor clase D

Por otro lado, se presenta la topología de un inversor clase D, el cual es utilizado debido a su facilidad de control y permite trabajar a altas frecuencias [34]. En este tipo de aplicaciones se manejan frecuencias desde 100 kHz hasta 2 MHz, por lo tanto, se busca un circuito que trabaje correctamente y tenga una alta eficiencia. En la Figura 17, se muestra el esquema de un inversor clase D, en donde se utilizó una frecuencia de 1.1 MHz.

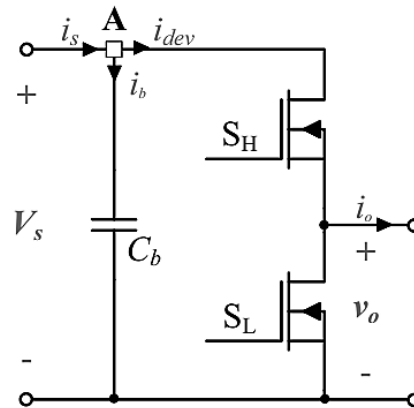


Figura 17. Esquema de inversor clase D [67].

La mayoría de los sistemas que son utilizados en el calentamiento por inducción hacen uso de un circuito de tanque. Debido a esto, un circuito de tanque está conformado por un capacitor y un inductor. Estos componentes pueden estar conectados en serie o en paralelo.

En esta sección es importante definir dos configuraciones: *topología serie* y *en paralelo*.

Topología serie

En esta topología no se permite un campo magnético estático en el inductor debido a la presencia del inductor. Por otro lado, se requiere un alto factor de calidad, esto hace que tenga un voltaje extremadamente bajo y un valor de corriente elevado para suministrar al convertidor.

También presenta una impedancia total y una ganancia de voltaje nulas cuando se cumple la condición de resonancia [32].

Topología en paralelo

En esta topología se requiere una corriente de alimentación baja y un valor de voltaje elevado. Ofrece una ganancia de corriente e impedancia infinita.

Si el valor de campo magnético es elevado, en la bobina del circuito resonante circulan corrientes eléctricas elevadas de hasta 200 A.

Por esta razón, distintos autores proponen una topología combinada del inductor y el capacitor en serie y paralelo [68].

En la Tabla 5, se presenta una comparativa de las topologías revisadas en la literatura. Los parámetros mostrados son: voltaje, corriente y frecuencia. También se agregó el año de publicación correspondiente a cada topología.

Tabla 5. Comparación de las topologías revisadas en el estado del arte.

Artículo	Año de publicación	Topología	Voltaje (V)	Corriente (A)	Frecuencia (Hz)
[6]	2016	Puente completo	500	8-15	800 k – 2 M
[69]	2018		72.4	141 (RMS)	100 k -200 k
[58]	2017		1000 (RMS)	***	100 k
[14]	2021		100	7.5 (pk-pk)	50-400 k
[70]	2011		240	10-15	100 k
[28]	2015		500	15	2 M
[71]	2019	Medio puente	12 – 2000	200	100 k-1 M
[32]	2018		70	28.5	50-520 k
[67]	2016	Clase D	***	40	1.1 M

*Valor Medio Cuadrático (RMS)

*Pico a pico (pk-pk)

*** Estos valores no se muestran en las referencias.

3.2 Análisis y metodología de diseño del convertidor

3.2.1 Emulador de tejido

Para realizar las pruebas experimentales es importante contar con un diseño que reúna todas las características principales para cumplir con las especificaciones como: potencia, factor de calidad y resonancia. En la Figura 18 y 19, se muestran las topologías serie y paralelo, las cuales ejemplifican la representación de los modelos del emulador de tejido humano:

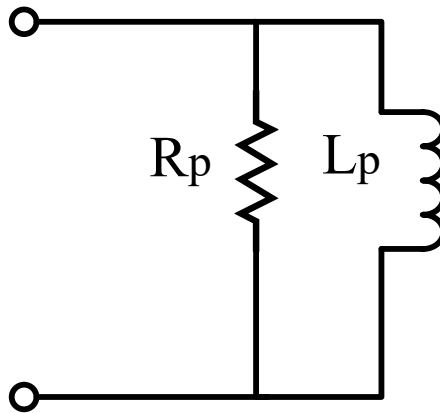


Figura 18. Topología paralelo del emulador de tejido

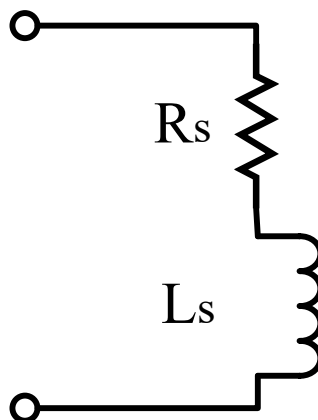


Figura 19. Topología serie del emulador de tejido

Con la revisión de la literatura, se decidió utilizar un modelo paralelo del inductor y la resistencia, ya que la hipótesis es que las pérdidas que se encuentren en el fluido ferromagnético se verán reflejadas en la resistencia en paralelo.

En la Figura 20, se muestran las dimensiones de la probeta externa e interna del emulador de tejido. Se colocaron 0.3 ml de fluido ferromagnético, dejando una distancia de 0.9 cm entre los tubos para colocar el hidrogel.

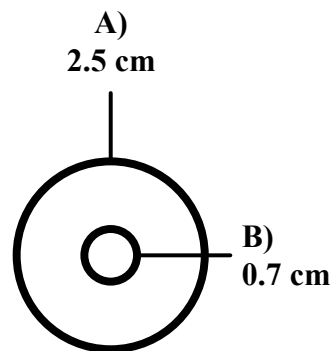


Figura 20. Dimensiones de emulador de tejido: A) Probeta externa B) Probeta interna.

Con la revisión en la literatura, se encontraron con diferentes propuestas de diseños para el inductor, pero la mayoría de los diseños son robustos, es decir, utilizan materiales pesados y con inductancias grandes, esto genera una corriente mayor y, por lo tanto, las temperaturas son elevadas, lo cual hace que rebase las temperaturas objetivo de la aplicación de hipertermia magnética. Por lo cual, se decidió un diseño sencillo con el uso de hilo de Litz, ya que es un material especial para trabajar a altas frecuencias y la corriente es pequeña con respecto a otros diseños.

El diseño del emulador de tejido fue con 12 vueltas con hilo de Litz, junto con las preparaciones previamente explicadas del hidrogel y el fluido ferromagnético. En la Figura 21, se muestra el emulador de tejido que se utilizará para las pruebas.

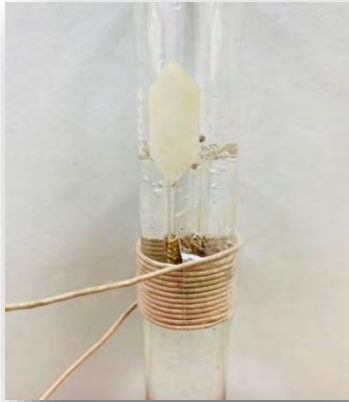


Figura 21. Emulador de tejido.

Para conocer los valores del emulador de tejido, fue necesario utilizar un medidor de inductancias, resistencias y capacitancias (Marca EDIBON mod. ED-MLCR01), el cual se muestra en la Figura 22. Al colocar las puntas del objeto, el medidor nos muestra los valores de la resistencia serie y paralelo, así como la inductancia serie y paralelo.

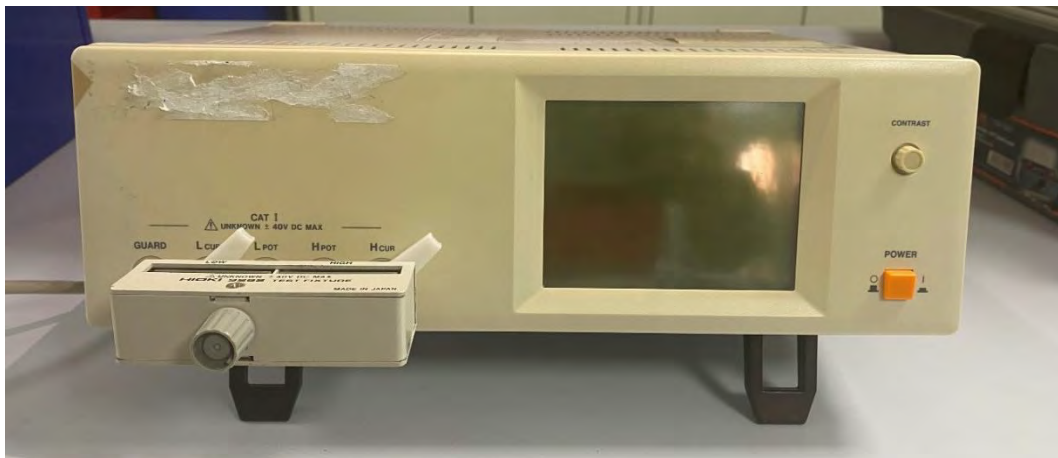


Figura 22. Medidor de inductancia, capacitancia y resistencia marca EDIBON mod. ED-MLCR01.

Para obtener los valores, es necesario colocar las frecuencias con las que se utilizará el circuito diseñado. El rango de frecuencias que se utilizará es: 200 kHz, 400 kHz, 600 kHz, 800 kHz y 1 MHz. Se utiliza este rango de frecuencias para conocer el comportamiento del circuito y si se ve afectado por la frecuencia que se utilice.

En la Tabla 6, se muestran los datos del emulador de tejido que se midieron con el medidor RLC.

Tabla 6. Datos del emulador de tejido.

Frecuencia (kHz)	Inductancia L_S (μH)	Inductancia L_P (μH)	Resistencia serie (R_S) (Ω)	Resistencia paralelo (R_P) (Ω)
200	3.6	5.0	2.8145	10.154
	3.6	5.0	2.8109	10.154
	3.6	5.0	2.8142	10.143
400	3.6	4.0	2.8727	31.844
	3.6	4.0	2.8726	31.83
	3.6	4.0	2.8796	31.77
600	3.6	3.8	2.9611	66.505
	3.6	3.8	2.9606	66.534
	3.6	3.8	2.97	66.331
800	3.6	3.8	3.0981	111.72
	3.6	3.8	3.099	111.73
	3.6	3.8	3.1046	111.42
1000	3.7	3.7	3.2865	164.18
	3.7	3.7	3.2888	164.14
	3.7	3.7	3.296	163.72

A partir de los datos obtenidos en el medidor RLC, se realizó un promedio de las tres pruebas, esto con el fin de obtener un dato para el cálculo de los parámetros siguientes. En la Tabla 7, se muestran los valores promediados con su respectiva frecuencia.

Tabla 7. Valores promediados del emulador de tejido.

Frecuencia (kHz)	Inductancia L_S (μH)	Inductancia L_P (μH)	Resistencia serie (R_S) (Ω)	Resistencia paralelo (R_P) (Ω)
200	3.62	5.0013	10.15	2.8132
400	3.63	3.99	31.81	2.874966667
600	3.64	3.81	66.46	2.9639
800	3.65	3.75	111.62	3.100566667
1000	3.66	3.74	164.01	3.290433333

Para el análisis, se utilizan los valores del inductor L_P y la resistencia R_P ya que se eligió el modelo paralelo del emulador de tejido.

3.2.2 Factor de calidad del emulador de tejido

Otro parámetro importante es el factor de calidad (Q), el cual es la relación de la reactancia inductiva sobre la resistencia total del circuito. El factor de calidad del circuito que se utilizará en el circuito resonante se obtiene con la ecuación (3):

$$Q = \frac{X_{Le}}{R_e + R_s} \quad (3)$$

Este parámetro es importante debido a que indica la relación de la energía almacenada en la red resonante respecto a la energía que se está disipando por ciclo [72]. Se debe tener un factor de calidad >3 , ya que al obtener uno menor a ese parámetro el circuito puede presentar formas de onda con cierta distorsión y nuestros resultados no serán válidos.

Al realizar el desarrollo matemático se obtuvo como resultado un factor de calidad <1 , ya que sólo se calcula con el emulador de tejido y el capacitor, por esta razón, se propone implementar una inductancia auxiliar.

3.2.3 Inductancia auxiliar

En el circuito se agrega una inductancia auxiliar debido a que el factor de calidad Q es <1 sin ella, esto provoca que haya más contenido armónico en la corriente [73]. Por lo tanto, se toma en cuenta la inductancia auxiliar y su resistencia serie, y se obtiene la ecuación (4):

$$Q = \frac{X_{Le} + X_{Laux}}{R_e + R_{aux}} \quad (4)$$

En donde se sustituye el valor de R_s por el valor de R_{aux} . A su vez, se agrega X_{Laux} , ya que se agregó la inductancia auxiliar.

De acuerdo con los datos obtenidos se implementó una inductancia auxiliar de $4.1 \mu\text{H}$, con hilo de Litz con las siguientes características: Marca *Remington industries*, 14 AWG, rango de temperatura $155 \text{ }^\circ\text{C}$. Se construyó con 40 vueltas de hilo de Litz en un carrete de plástico con un núcleo de aire para reducir el efecto piel. En la Figura 23, se muestra la inductancia que se utilizará en las pruebas. Al agregar esta inductancia, el valor de Q se incrementó >5 .



Figura 23. Inductancia auxiliar agregada al circuito.

En la Tabla 8, se muestran los valores de la inductancia auxiliar que se midieron con el medidor RLC.

Tabla 8. Datos del inductor auxiliar.

Frecuencia (Hz)	Inductancia L_{aux} (μH)	Resistencia R_{aux} (Ω)
200000	4.1338	0.37736
400000	4.1512	0.48992
600000	4.1644	0.66017
800000	4.1812	0.90351
1000000	4.2026	1.2169

Con la revisión, se puede visualizar que el circuito de puente completo es una de las opciones más completas. Para el desarrollo del diseño del convertidor se encontró que es posible implementar este circuito con un medio puente. Por lo tanto, se reducen el número de componentes y se obtiene una alta eficiencia.

En la Figura 24, se presenta el circuito que se utilizará para el análisis y diseño. Se propone una topología serie en el convertidor resonante, esto con el fin de obtener las pérdidas en el circuito y así conocer el comportamiento de este con respecto a la temperatura.

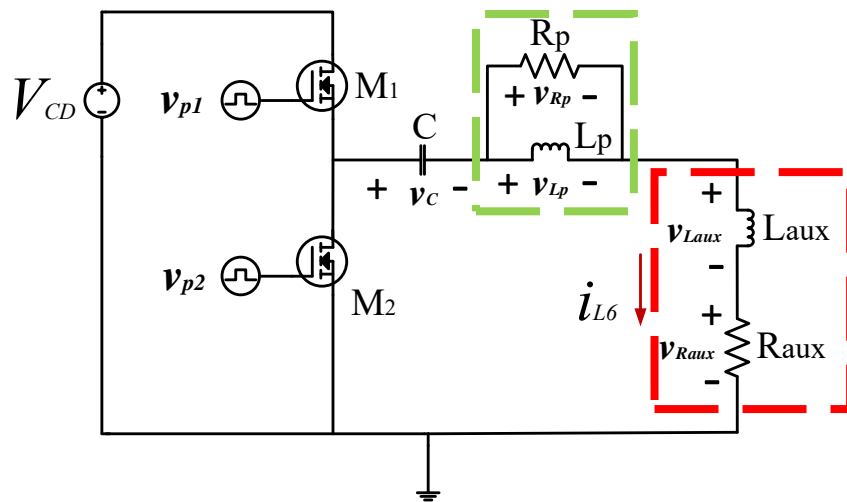


Figura 24. Circuito resonante medio puente para aplicación de hipertermia.

El diseño principal del circuito consta de la fuente de alimentación, el inversor de medio puente (el cual se implementará con dos MOSFETs), el capacitor, el emulador de tejido (se muestra en color verde) y la inductancia auxiliar con su resistencia en serie (se muestra en color rojo).

Para el análisis del circuito se debe obtener un circuito equivalente como se muestra en la Figura 25.

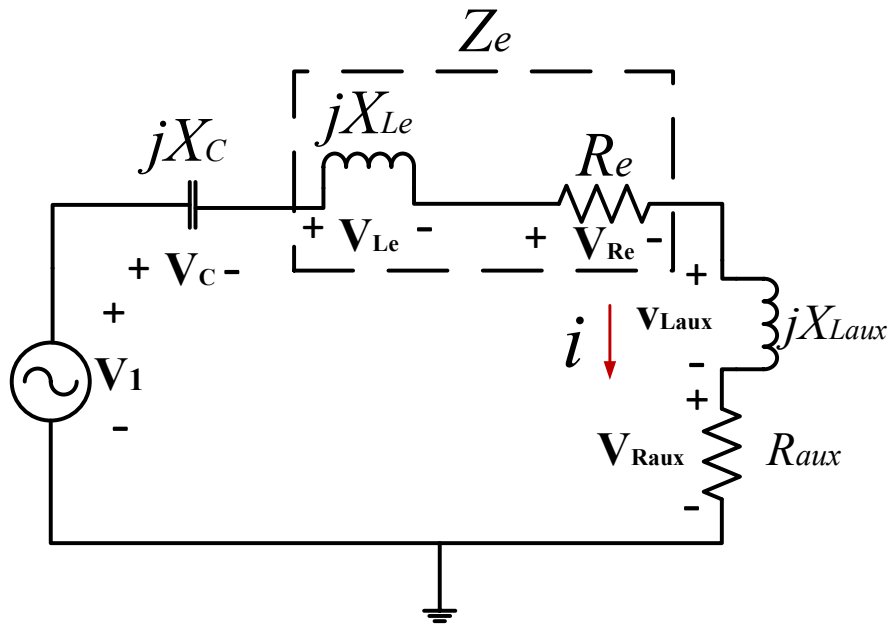


Figura 25. Diagrama fasorial del circuito equivalente del tanque resonante serie-paralelo.

Para calcular la reactancia inductiva es importante tomar en cuenta la reactancia inductiva equivalente y la reactancia inductiva auxiliar, y se obtiene la ecuación (6):

$$|jX_L| = |jX_{Le} + jX_{Laux}| \quad (5)$$

$$X_L = X_{Le} + X_{Laux} \quad (6)$$

Para que el circuito esté en resonancia debe cumplir con la ecuación (7). En la cual se muestra que la reactancia inductiva total debe ser igual a la reactancia capacitiva, por lo tanto, la corriente que circula es la máxima [74].

$$|jX_L| = |jX_{Le} + jX_{Laux}| = |jX_C| \quad (7)$$

$$X_{Le} + X_{Laux} = X_C \quad (8)$$

Asu vez, se obtiene el valor del capacitor examinando la ecuación (9):

$$X_{Ltotal} = \frac{1}{\omega^2 C} \quad (9)$$

$$X_{Le} + X_{Laux} = \frac{1}{\omega^2 C} \quad (10)$$

Despejando la ecuación (10) para obtener el valor del capacitor con respecto a los valores de las distintas frecuencias y el valor de la inductancia auxiliar y la del emulador de tejido:

$$\frac{1}{C} = \omega^2 L_p + \omega^2 L_{aux} = \omega^2 (L_p + L_{aux}) \quad (11)$$

$$C = \frac{1}{\omega^2 (L_p + L_{aux})} \quad (12)$$

En la Tabla 9, se muestran los resultados de la ecuación 12 a distintas frecuencias.

Tabla 9. Valores de capacitores calculados.

Frecuencia (kHz)	Valor del capacitor (nF)
200	55.7
400	18.7
600	8.8
800	5.1
1000	3.3

En la ecuación 13, se muestra cómo calcular la reactancia inductiva. Donde $\omega = 2\pi f$ para considerar la frecuencia. Para la inductancia total, se toma en cuenta la inductancia auxiliar y la inductancia del emulador de tejido, ya que, al agregar la inductancia auxiliar tiene un efecto en la reactancia (como se muestra en la ecuación (6)). Por ende, para cada frecuencia se obtiene un circuito diferente.

$$X_L = \omega L \quad (13)$$

De acuerdo con el diagrama de la Figura 25, es importante calcular la resistencia equivalente, en donde se utiliza la resistencia R_p , la cual se obtiene del emulador de tejido y la reactancia inductiva de la ecuación (9). Por lo tanto, se obtiene:

$$R_e = \frac{X_L^2 R_p}{R_p^2 + X_L^2} \quad (14)$$

En la Tabla 9, se muestran las especificaciones generales del circuito, es decir, los valores propuestos, los cuales se utilizan en todos los parámetros calculados a distintas frecuencias.

Tabla 10. Especificaciones generales del circuito.

Variable	Símbolo	Valor
Potencia R_p	P_{R_p}	2 W
Factor de calidad	Q	>5

Para calcular la corriente eficaz, se necesita la potencia propuesta para la resistencia R_p . Se propone una potencia de 2 W, ya que se tiene la hipótesis de que con ese valor se obtendrá la temperatura de 40°. Esta hipótesis surge de la experiencia que se tiene con los componentes electrónicos y su comportamiento con la potencia y la temperatura. Como se menciona en la ecuación (14), la R_e se obtiene de la relación de la reactancia inductiva con la resistencia paralelo del emulador de tejido, ya que en ella se presentan las pérdidas del fluido ferromagnético.

$$I_{rms} = \sqrt{\frac{P_{R_p}}{R_e}} \quad (15)$$

Para calcular la potencia en la resistencia serie del inductor auxiliar, se obtiene con la corriente eficaz de la ecuación (15) y se presenta:

$$P_{R_{aux}} = I_{rms}^2 R_{aux} \quad (16)$$

Para calcular la potencia total se realiza la suma de las potencias de la resistencia serie (del inductor auxiliar) y la resistencia paralelo (del emulador de tejido), y se obtiene:

$$P_T = P_{R_p} + P_{R_{aux}} \quad (17)$$

De acuerdo con la Figura 25, se debe calcular la reactancia inductiva equivalente, esto con el fin de cumplir con la condición de resonancia, y se obtiene:

$$X_{Le} = \frac{R_p^2 X_L}{R_p^2 + X_L^2} \quad (18)$$

Para obtener el voltaje en el inductor es importante partir de la ecuación 19 y 20, para obtener la corriente I_p y sustituir en ecuación 22:

$$P = \frac{I_p^2}{2} R_e \quad (19)$$

$$V_L = I_p X_{Le} \quad (20)$$

$$P = \left(\frac{V_L}{X_{Le}} \right)^2 \frac{R_e}{2} \quad (21)$$

$$V_L = X_{Le} \sqrt{\frac{2P}{R_e}} \quad (22)$$

Para obtener la corriente pico, se sustituyen los valores de la ecuación 18 y 22 en:

$$I_p = \frac{V_L}{X_{Le}} \quad (23)$$

Para obtener el valor máximo de la componente fundamental del voltaje de alimentación, se sustituyen los valores de la ecuación 14 y 23, y el valor de la resistencia serie del inductor auxiliar R_{aux} , y se obtiene:

$$V_1 = I_p (R_e + R_{aux}) \quad (24)$$

El valor del voltaje de alimentación se obtiene despejando V_{CD} de $V_1 = \frac{2V_{CD}}{\pi}$, y se obtiene:

$$V_{CD} = \frac{\pi V_1}{2} \quad (25)$$

En la Tabla 11, se muestran los resultados de las ecuaciones 9 a la 25, en donde se hace el análisis con respecto a cada frecuencia.

Tabla 11. Parámetros de la metodología de diseño del circuito.

Parámetro	200 kHz	400 kHz	600 kHz	800 kHz	1 MHz
Frecuencia resonante ω (rad/s)	1.57914*10 ¹²	6.31655*10 ¹²	1.42122*10 ¹³	2.52662*10 ¹³	3.94784*10 ¹³
Reactancia inductiva X_L (Ω)	9.081129612	10.8694917	14.30668728	18.18538135	22.17210431
Resistencia equivalente R_e (Ω)	4.527028594	4.560786602	4.655150797	4.78392613	4.915053397
Corriente eficaz I_{rms} (A)	0.664673523	0.662209065	0.655462909	0.646580742	0.637897467
Potencia R_{aux} $P_{R_{aux}}$ (mW)	290.4	339.4	413.6	511.9	637.7

Potencia total P_T (W)	2.29	2.34	2.41	2.51	2.64
Reactancia inductiva equivalente X_{Le} (Ω)	4.190220872	8.39036559	12.58472434	16.82515952	21.02299346
Voltaje en inductor V_L (V)	3.938767018	7.857619673	11.66559315	15.38498062	18.96533117
Corriente pico I_p (mA)	940.0	936.5	927.0	914.4	902.1
Valor máximo de la componente fundamental de V_I (V)	4.873331443	4.996073277	5.207566991	5.494032968	5.847701285
Voltaje de alimentación V_{CD} (V)	7.65501113	7.847813552	8.180027102	8.630006806	9.185547698

CAPÍTULO IV
SIMULACIÓN DEL
CONVERTIDOR
RESONANTE

CAPÍTULO IV. SIMULACIÓN DEL CONVERTIDOR RESONANTE

4.1 Simulación en Pspice del convertidor

En este apartado se presentan las simulaciones del convertidor a diferentes frecuencias, esto con el fin de visualizar la respuesta del sistema y verificar los parámetros calculados anteriormente, como: *corriente*, *voltaje* y *potencia*. Para poder validar los resultados de la metodología de diseño del circuito es importante simular con los datos. En la simulación se obtiene una aproximación a los resultados que se obtendrán en las pruebas experimentales.

El circuito diseñado se simuló a través del software Pspice y el esquemático se puede observar en la Figura 26, en donde se presenta el diseño utilizado para las simulaciones.

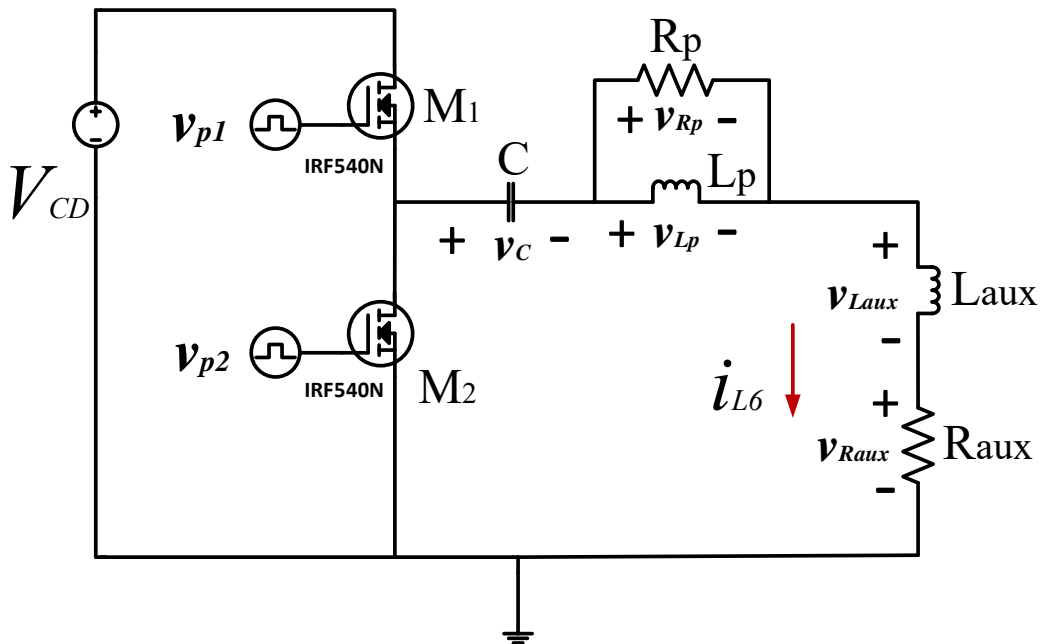


Figura 26. Circuito resonante utilizado para simular en Pspice.

En la Tabla 12, se presentan los valores utilizados para la simulación en las diferentes frecuencias. Para cada frecuencia fue necesario diseñar un circuito diferente, es decir, los valores de cada uno de los componentes varían dependiendo de la frecuencia que se utilice. Esto se debe a que el emulador de tejido tiene un comportamiento distinto y se demostró al momento de medir su resistencia e inductancia en el medidor RLC. Posteriormente, se presentan las gráficas de los resultados de cada una de las frecuencias calculadas.

Tabla 12. Valores utilizados para la simulación en Pspice.

Frecuencia (kHz)	Voltaje de alimentación V_{CD} (V)	Capacitor (nF)	Inductancia L_P (μH)	Resistencia R_P (Ω)	Inductancia L_{aux} (μH)	Resistencia R_{aux} (Ω)
200	7.65	55.7	7.22	8.41	4.15	657.4m
400	7.84	18.7	4.32	20	4.15	774m
600	8.18	8.8	3.79	38.68	4.16	962.7m
800	8.63	5.1	3.62	63.96	4.17	1.2
1000	9.18	3.3	3.53	94.84	4.2	1.6

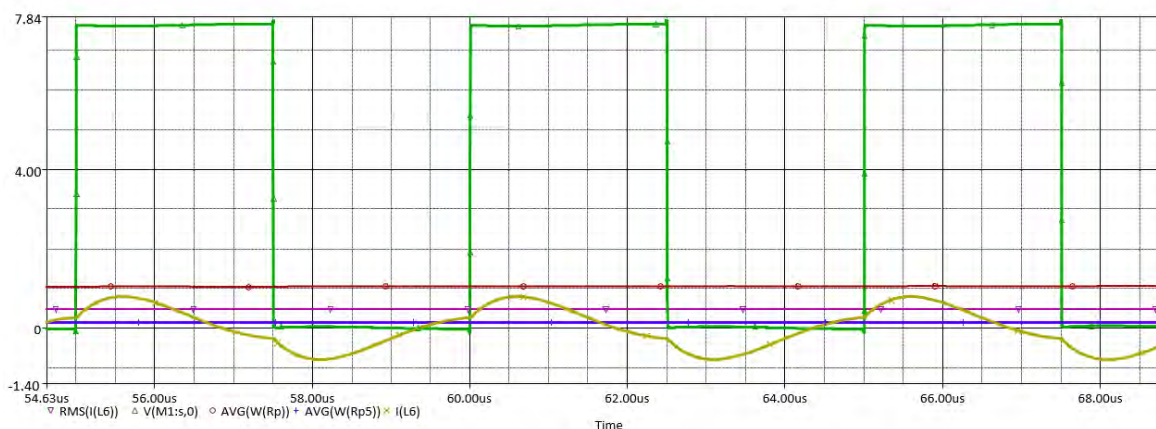


Figura 27. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en R_p (+), corriente eficaz (+), potencia promedio en R_s (+) y la corriente en el inductor auxiliar (+) a 200 kHz.

En la Figura 28, se muestran las señales del convertidor, esto con el fin de visualizar el comportamiento del circuito.

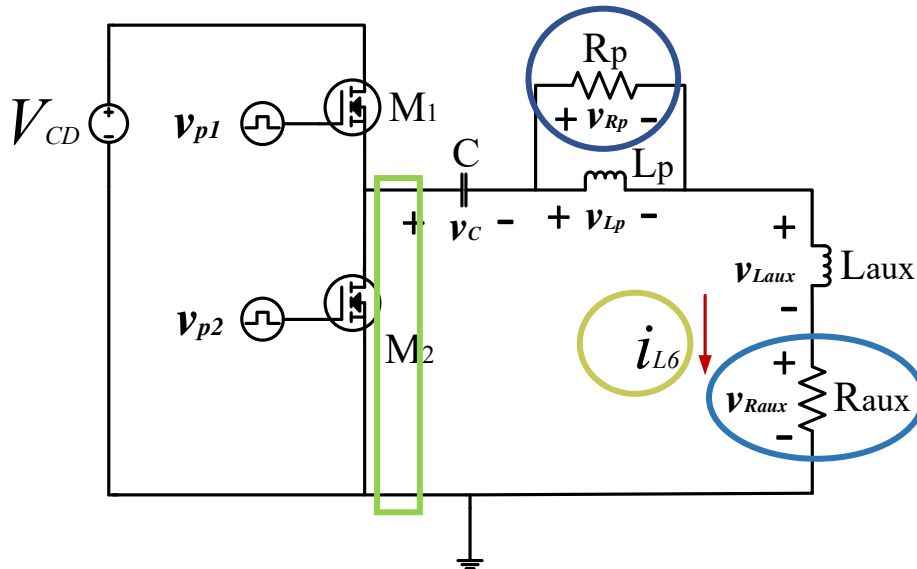


Figura 28. Circuito con especificaciones de los resultados obtenidos en las gráficas de simulación.

Los resultados obtenidos de la Figura 27, muestran que existen corrientes parásitas que no se toman en cuenta en los cálculos, esto se debe a que la inductancia auxiliar es un dato que se obtiene por medio del medidor RLC, por lo tanto, no se calcula de acuerdo con la frecuencia que se utilice, por lo que se muestran variaciones en las señales.

En la Tabla 13,14 y 15, se presenta una comparativa de los resultados de la simulación con respecto a los valores calculados, esto para visualizar que tan eficiente es el circuito con respecto a la simulación. Por otro lado, se presenta el porcentaje de error entre el cálculo o el valor propuesto (en el caso de la potencia) y los datos obtenidos de la simulación.

Tabla 13. Resultados de los parámetros para la simulación en Pspice de todas las frecuencias.

Parámetro	200 kHz			400 kHz		
	Cálculo	Simulación	% Error	Cálculo	Simulación	% Error
Potencia Rp (W)	2	1.2	40	2	2.03	1.5
Corriente máxima (A)	0.94	0.835	11.2	0.936	0.985	5
Corriente eficaz (A)	0.664	0.514	22.6	0.662	0.663	0.15

Tabla 14. Resultados de los parámetros para la simulación en Pspice de todas las frecuencias.

Parámetro	600 kHz			800 kHz		
	Cálculo	Simulación	% Error	Cálculo	Simulación	% Error
Potencia Rp (W)	2	2.09	4.3	2	2.87	30.3
Corriente máxima (A)	0.927	1.01	8.2	0.914	1.08	15.3
Corriente eficaz (A)	0.655	0.676	3.1	0.646	0.761	15.1

Tabla 15. Resultados de los parámetros para la simulación en Pspice de todas las frecuencias.

Parámetro	1 MHz		
	Cálculo	Simulación	% Error
Potencia Rp (W)	2	3.06	34.6
Corriente máxima (A)	0.902	1.13	20.2
Corriente eficaz (A)	0.637	0.77	17.3

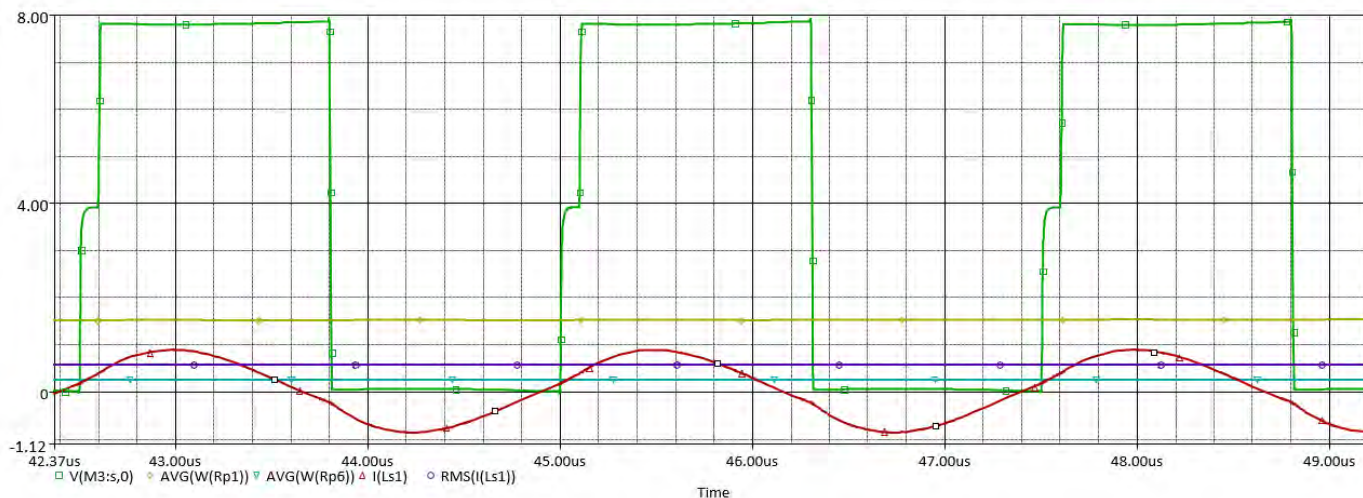


Figura 29. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en Rp (+), potencia promedio en Rs (+), corriente en el inductor auxiliar (+), corriente eficaz en inductor (+) a 400 kHz.

En la Figura 29, se muestran los resultados obtenidos en una frecuencia de 400 kHz, como se puede visualizar en la Tabla 13,14 y 15, los valores obtenidos en la simulación tienen un porcentaje de error menor al 40% , esto demuestra que el análisis es el correcto.

A continuación, se muestran los resultados a una frecuencia de 600 kHz.

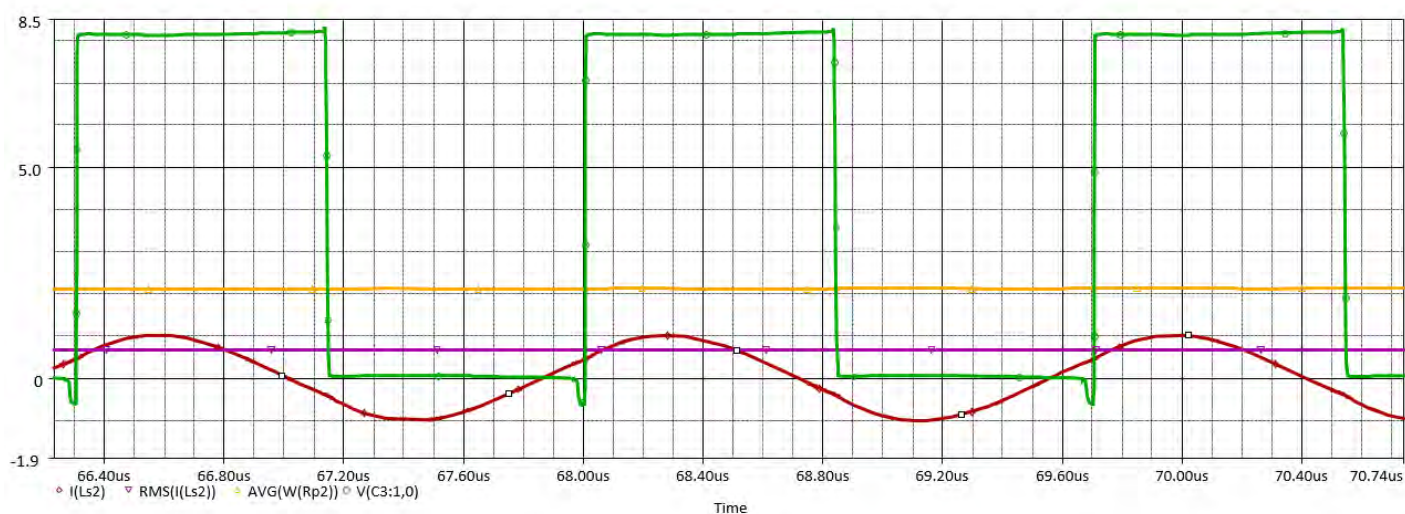


Figura 30. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en Rp (+), corriente en el inductor auxiliar (+), corriente eficaz en inductor (+) a 600 kHz.

A continuación, se muestran los resultados a una frecuencia de 800 kHz.

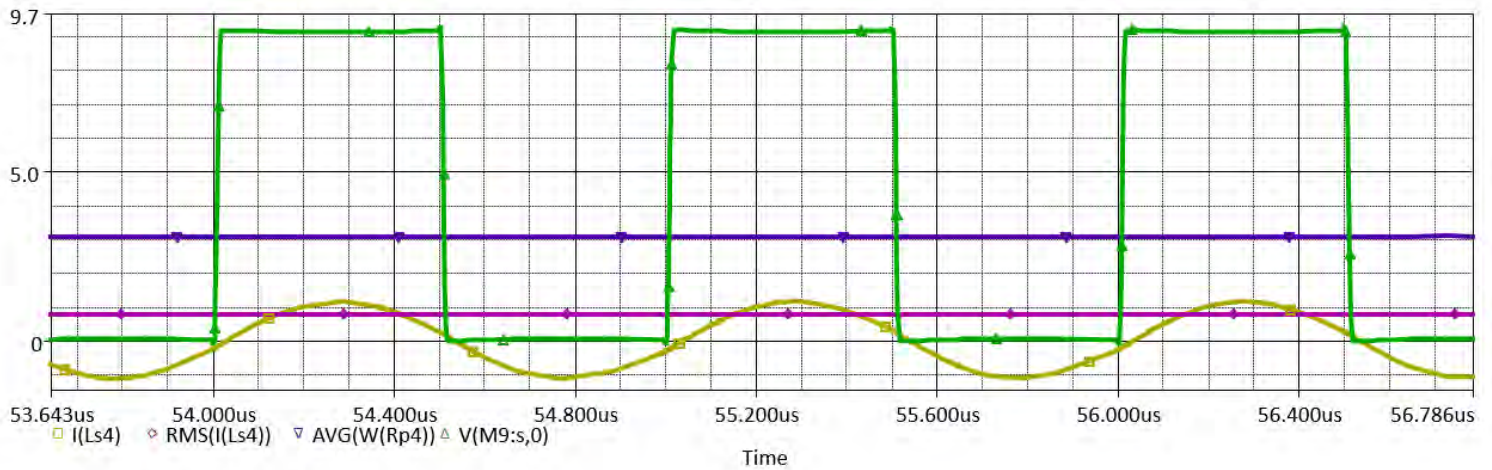


Figura 31. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en Rp (+), corriente en el inductor auxiliar (+), corriente eficaz en inductor (+) a 800 kHz.

A continuación, se muestran los resultados a una frecuencia de 1 MHz.

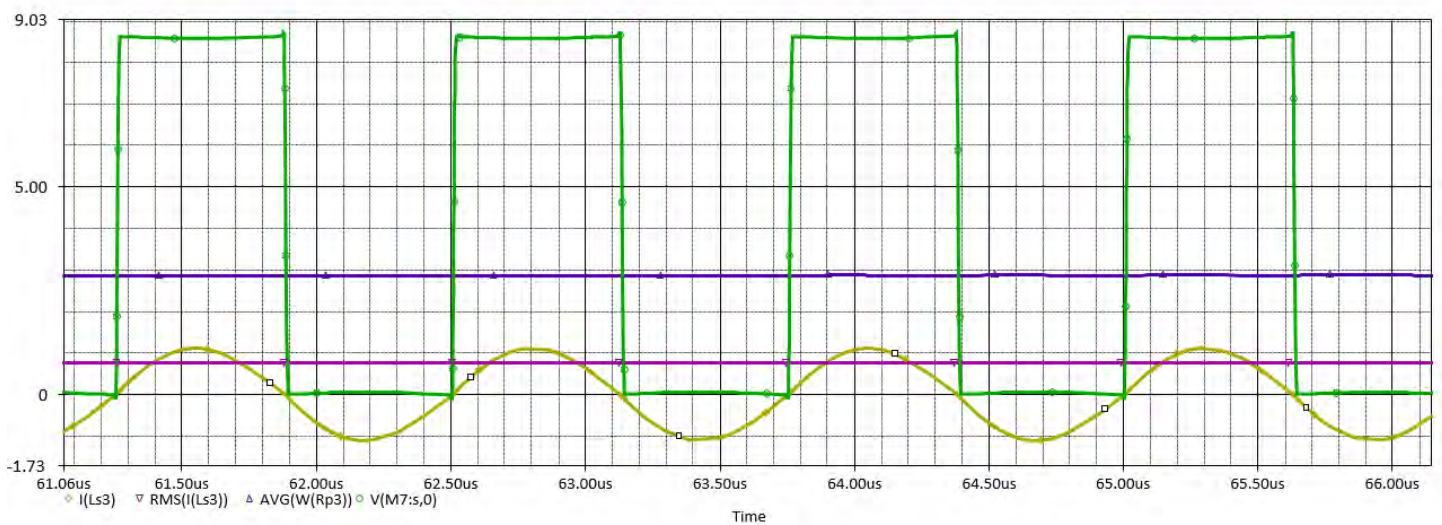


Figura 32. Gráficas de resultados de simulación con voltaje en la entrada del circuito resonante (+), potencia promedio en Rp (+), corriente en el inductor auxiliar (+), corriente eficaz en inductor (+) a 1 MHz.

El circuito está en resonancia y las potencias se aproximan a los datos calculados en la metodología. Al inicio se propuso una potencia de 2 W y en la simulación esta potencia va

de 1.2 W a 3.06 W, por lo tanto, el valor se encuentra dentro del margen de la potencia esperada.

En cuanto a corrientes, en frecuencias bajas los valores calculados son cercanos y conforme se aumenta la frecuencia, estos valores se incrementan y se alejan de los valores calculados. Por otra parte, la señal de corriente en las gráficas, en frecuencias más altas, mejora. Este dato nos muestra que el circuito es más eficiente en frecuencias altas, por lo tanto, se debe validar esta información con las pruebas experimentales.

CAPÍTULO V
IMPLEMENTACIÓN DEL
CONVERTIDOR
RESONANTE

CAPÍTULO V. IMPLEMENTACIÓN DEL CONVERTIDOR RESONANTE

5.1 Selección de componentes

En este apartado se seleccionaron los componentes utilizados en la placa de circuito impreso (PCB), este dato se tomó de los cálculos que se presentaron en el capítulo 4. Se muestran los componentes por etapas: *etapa de control y de potencia*.

Etapa de control

En esta etapa se presenta el diseño en donde se utiliza un controlador UC3825N, el cual trabaja hasta un 1MHz. También se utilizó un controlador IR2110 para MOSFET, un diodo 1N4001 y MOSFETs IRF540N. Este tipo de componentes son los mejores para esta aplicación por sus resultados de eficiencia en el circuito, además son ideales para trabajar con frecuencias altas como se muestra en la Figura 32.

Por otro lado, se utilizaron potenciómetros trimmer de 50 k Ω y 100 k Ω para sintonizar el ciclo de trabajo y la frecuencia.

En el capítulo 4, se hizo el cálculo de los capacitores y se obtuvieron ciertos valores, para la implementación fue necesario ajustar estos datos a valores comerciales.

Tabla 16. Capacitores con valores comerciales utilizados en la implementación en PCB.

Frecuencia (kHz)	Valor (nF)	Valor comercial (nF)
200	55.7	68
400	18.7	22
600	8.8	10
800	5.1	5.6
1000	3.3	4.7

Los capacitores utilizados son:

- Capacitor película de polipropileno: 58 nF, 22 nF y 10 nF. Se adjunta la hoja de datos en el Anexo 2.
- Capacitor película de poliéster: 5.6 nF y 4.7 nF.

En la Figura 33, se presenta el circuito que se utilizó para la implementación en la PCB en esta etapa.

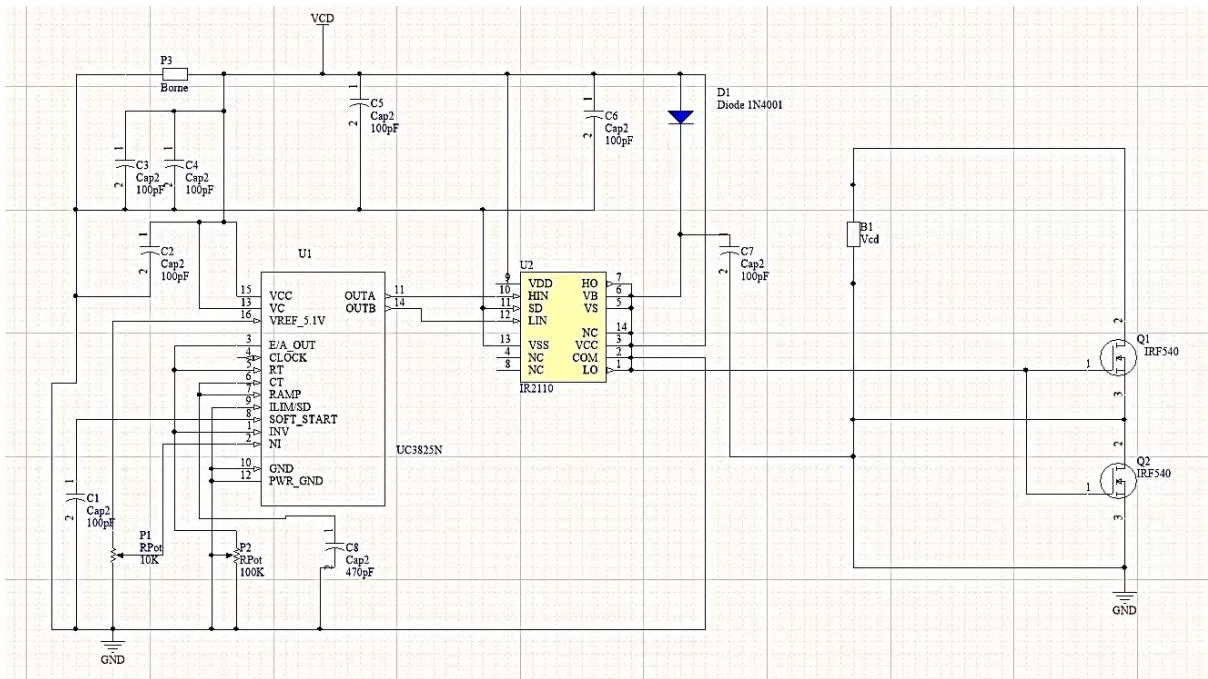


Figura 33. Diseño de la etapa de control con controlador IR2110, controlador UC3825N y MOSFETs IRF540N en Altium Designer.

En el Anexo 1, se presenta la hoja de datos del MOSFET IRF540N.

Se presentaron diferentes inconvenientes en la selección de componentes. Por ejemplo, la señal de la etapa de control y la de potencia tenían corrientes parásitas, esto evitaba que estuviera en resonancia y, por lo tanto, bajara la eficiencia. Por lo mismo, se decidió poner un capacitor como filtro en la entrada y así mejorar la señal.

Un punto importante, es que en este tipo de aplicaciones se deben utilizar componentes que trabajen a las especificaciones que se necesitan. Las frecuencias que se utilizaron fueron de

200 kHz hasta 1 MHz, por lo mismo, el circuito se calienta y si no se utilizan los componentes adecuados se podrían dañar y no lograr el objetivo principal.

5.2 Implementación en PCB

En este apartado se muestra cómo se desarrolló la implementación en la tarjeta PCB de los componentes.

En la Figura 34, se muestra el cómo se adaptaron las terminales de los capacitores, el inductor auxiliar y el emulador de tejido para poder tener conexiones fiables. Al momento de medir los componentes en el medidor RLC, se obtuvieron resultados más estables con estas adaptaciones que sin ellas.



Figura 34. Componentes con adaptación de terminales.

En la Figura 34, se muestra el circuito utilizado para realizar las pruebas. En el área “prueba de capacitor”, se colocaron los diferentes capacitores calculados que se presentaron en la sección 5.1, todo esto dependiendo de la frecuencia a la que se trabajará.

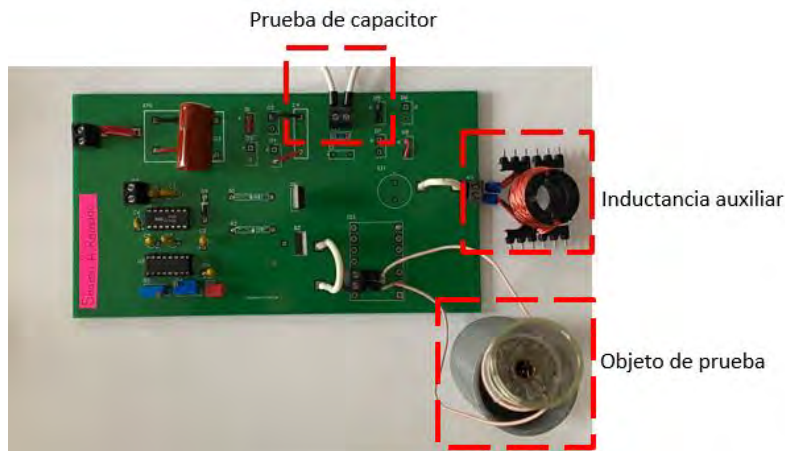


Figura 35. Circuito implementado en PCB con terminales para capacitor (diferentes valores), inductancia auxiliar y emulador de tejido.

La implementación en la PCB se realizó de manera correcta, se realizaron algunas adaptaciones como el cable que se utilizó para las terminales de prueba de corriente, ya que se debía prevenir el calentamiento en ellas.

5.3 Pruebas del convertidor en laboratorio

Se presentan los resultados que se obtuvieron de las pruebas experimentales, en esta etapa se presentan las pruebas del convertidor en el laboratorio.

Por otro lado, se presentan las gráficas con los resultados de: *temperatura, potencias, corrientes y voltajes*. Estos datos se obtuvieron a diferentes frecuencias, por lo cual se presentan todas las gráficas correspondientes.

Para realizar las pruebas en laboratorio, es importante tener un control, por lo cual se estableció un protocolo para cada prueba realizada.

A continuación, se muestra el protocolo que se utilizó, el cual describe paso a paso el cómo se obtuvieron los datos de las tablas que se presentan en este apartado. Por otro lado, se muestran los parámetros como *potencia, temperatura y corriente*, que se midieron para poder capturarlos en las tablas y posteriormente, analizarlos. A continuación, se presenta en el Anexo 3 los protocolos de las demás frecuencias.

PRUEBAS DEL CIRCUITO PARA APLICACIÓN DE HIPERTERMIA

Condiciones de la prueba

Frecuencia: 200 kHz.

Capacitor: Capacitor película de polipropileno, 100 nF, 2000 VCD, $\pm 10\%$.

Hilo de Litz de emulador de tejido: 175 hilos, AWG 46 (0.04 mm), diámetro exterior 0.09mm.

Emulador de tejido: 12 vueltas, tubo de vidrio borosilicato 50 ml y 8ml, hidrogel poliacrilato de potasio con agua.

Inductor auxiliar: 40 vueltas, 4.1 uH.

Frecuencia real: 204 kHz*.

*Esta información se toma después de obtener la resonancia en el circuito.

Equipo de laboratorio

- Medidor RLC modelo ED-MLCR01 marca EDIBON.
- 2 fuentes de alimentación modelo PSP-603 marca GW Instek 60 V- 3.3 A.
- Osciloscopio modelo DPO-5054 marca Tektronix.
- Punta de corriente modelo TCP0020 marca Tektronix.
- 2 puntas de voltaje modelo TPP0500 marca Tektronix.
- Punta de voltaje diferencial modelo P5210A marca Tektronix.

Procedimiento

Preparación

1. Preparar el osciloscopio para medir los siguientes parámetros: I_{max} , I_{RMS} , P_{max} , P_{avg} .
2. Preparar la fuente para la etapa de control: 12 V.
3. Preparar la fuente para la etapa de potencia con un valor inicial de 5 V hasta 12 V (ver Tabla 1).
4. Conectar las puntas del hilo de Litz del emulador de tejido al circuito (Verificar que las puntas estén bien conectadas).
5. Colocar las terminales del inductor auxiliar en el circuito.
6. Conectar el capacitor correspondiente: 100 nF (Verificar que las terminales estén bien conectadas).
7. Conectar la fuente de la etapa de control al circuito (Verificar que las puntas estén bien conectadas y en el lugar correcto).
8. Conectar la fuente de la etapa de potencia al circuito (Verificar que las puntas estén bien conectadas y en lugar correcto).
9. Conectar la punta diferencial del osciloscopio en la puerta del IRF540N.
10. Conectar la punta de corriente del osciloscopio en la punta para prueba correspondiente.
11. Verificar que las puntas anteriores estén conectadas a tierra.

12. Con la cámara termográfica realizar mediciones del circuito apagado, es decir, obtener la temperatura ambiente.

Iniciar pruebas

1. Prender la fuente de la etapa de control.
2. Prender la fuente de la etapa de potencia.
3. Verificar los parámetros: ciclo de trabajo (50%), frecuencia (204 kHz). Medir corriente en la punta de prueba y voltaje en drenaje del IRF540N. Verificar que el circuito esté en resonancia, si no es el caso, ajustar la frecuencia hasta que esté en resonancia.
4. Verificar la corriente máxima y eficaz (I_{max} , I_{RMS}), potencia máxima y promedio (P_{max} , P_{avg}).
5. Registrar los datos obtenidos en la Tabla 1.
6. Medir temperatura con la cámara termográfica en: fluido ferromagnético, emulador de tejido por fuera e inductor auxiliar.
7. Registrar los datos obtenidos en la Tabla 2.
8. Descargar los datos del osciloscopio para graficar los resultados obtenidos.
9. Apagar fuente de etapa de control.
10. Apagar fuente de etapa de potencia.

Tabla 1.- Valores

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I_{max} (A)	Corriente eficaz I_{RMS} (A)	Potencia máxima P_{max} (W)	Potencia promedio P_{avg} (W)
1	5						
2	7.64						

Tabla 2.- Temperaturas

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)	Temperatura en inductor (°C)
0			
1			
2			

Al resintonizar el circuito, las frecuencias se modificaron, estos valores se muestran en la Tabla 17.

Tabla 17. Valores de las frecuencias del circuito resintonizado en las pruebas experimentales.

Frecuencia original (kHz)	Frecuencia experimental (kHz)
200	204
400	367.8
600	520
800	720
1000	820

Para realizar estas pruebas fue necesario contar con el equipo adecuado. Para alimentar el circuito en la parte de control y de potencia, se utilizó una fuente de alimentación (mod. PSP-603 marca GW Instek) (Figura 36).

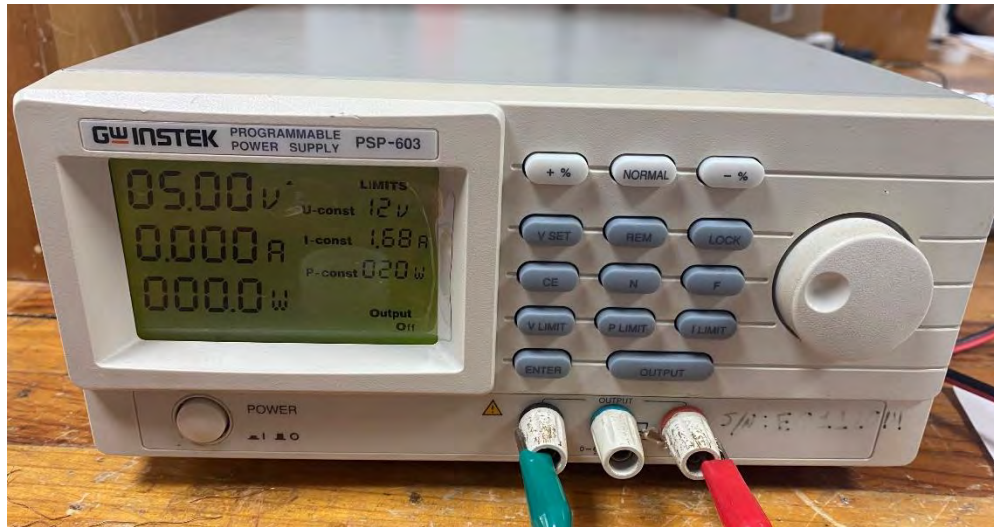


Figura 36. Fuente de alimentación 60 V- 3.3 A.

Por otro lado, se utilizó un osciloscopio marca Tektronix (mod. DPO-5054) para obtener las señales del voltaje, la corriente y la potencia en las puntas de prueba del capacitor, inductor auxiliar y la señal de los MOSFETs. (Figura 36).



Figura 37. Osciloscopio Tektronix con punta de voltaje diferencial y de corriente.

Para medir la temperatura en el emulador de tejido fue necesario utilizar una cámara termográfica FLIR E40, la cual proporciona el valor de la temperatura y las fotos para conocer el comportamiento de esta (Figura 37).



Figura 38. Cámara termográfica marca FLIR mod. E40.

En la Tabla 18, se muestran los resultados de los parámetros de la fuente de alimentación, la potencia máxima y promedio, la corriente máxima y eficaz que hay en el circuito resonante, esto a una frecuencia de 204 kHz. En la Tabla 18, se presentan los valores obtenidos de la temperatura a esta misma frecuencia. Para la temperatura se toman en cuenta las condiciones iniciales, por lo tanto, se incluye la prueba 0.

Tabla 18. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 204 kHz en 3 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I_{max} (A)	Corriente eficaz I_{RMS} (A)	Potencia máxima P_{max} (W)	Potencia promedio P_{avg} (W)
1	5	0.534	2.6	1.472	9.79E-01	5.58	1.53
2	7.64	0.864	6.5	2.4	1.617	14.38	3.74

Tabla 19. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 204 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor auxiliar (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
0	26	28	28.4
1	31	32.6	34.8
2	40.3	44.5	48

Se tiene un circuito diferente para cada frecuencia, esto se debe a que los voltajes de alimentación y el capacitor son diferentes. Las pruebas se realizaron con un voltaje de alimentación inicial de 5 V, para posteriormente, subir al voltaje calculado para cada frecuencia.

En la revisión de la literatura, se encontraron con tiempos específicos para realizar las pruebas experimentales. Por ejemplo, el autor Zhang menciona que, al obtener una temperatura de 48° C en un tiempo de 10 minutos, las células cancerosas se debilitan [75]. De igual forma, se encontró otra referencia en donde a los 3 minutos ya había alcanzado los 43°C y, por lo tanto, se dejó actuar hasta los 30 minutos con la misma temperatura [76].

En este tipo de aplicaciones influyen distintos aspectos como el comportamiento de las nanopartículas con respecto al calentamiento, ya que dependiendo la cantidad y la preparación del fluido ferromagnético se pueden calentar en un menor o mayor tiempo. En otra referencia menciona que en los primeros 2 minutos de exposición, se reduce la viscosidad de las nanopartículas y por lo tanto, después de un lapso de tiempo la temperatura puede incrementarse hasta 50 °C [77].

En el caso de pruebas en animales, en la Figura 39, se muestran los datos de cómo se comporta la temperatura con respecto al tiempo, en este caso las pruebas fueron realizadas en conejos [78].

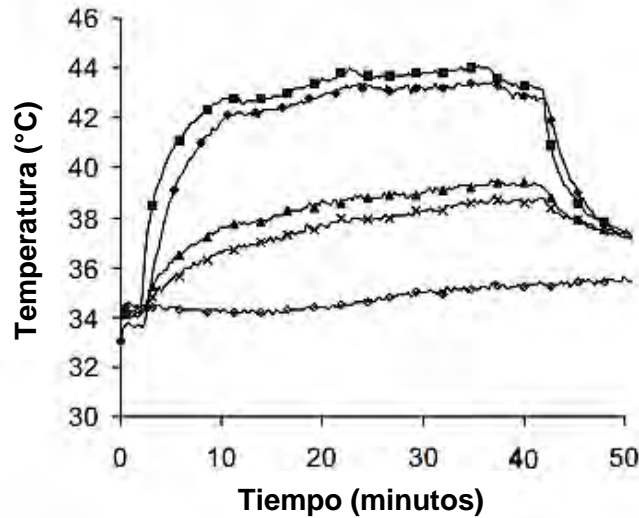


Figura 39. Tratamiento de hipertermia en diferentes partes del tumor de conejos.

Como se puede visualizar, a un cierto tiempo la temperatura se mantiene constante, por tal razón se deben aplicar los campos sólo en un cierto intervalo.

Un punto importante para elegir el tiempo en el que se aplicarán los campos magnéticos es la potencia que se utilizará. En este caso, se utilizó una potencia de 2 W. También, es importante que las nanopartículas generen el suficiente calor como para mantener una temperatura de 42°C durante 30 minutos para poder destruir la célula cancerosa.

Las pruebas experimentales se realizaron en distintos intervalos de tiempo. Las primeras pruebas se realizaron en tres tiempos: 3, 5 y 10 minutos. En el caso de los voltajes, dependiendo la frecuencia que se utiliza se cambiaban estos valores.

Al analizar los datos obtenidos del osciloscopio y visualizar las señales, se encontraron con problemas de diseño del circuito, ya que los datos obtenidos no eran congruentes. Se decidió por rediseñar el circuito y la inductancia auxiliar. Por otro lado, con la revisión de los artículos y al realizar las pruebas, se decidió cambiar los intervalos de tiempo a 5 y 10 minutos, ya que la temperatura incrementaba más rápido que las primeras pruebas.

En la Tabla 20 y Tabla 21, se muestran los mismos parámetros, pero después de 10 minutos.

Tabla 20. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 204 kHz en 10 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I_{max} (A)	Corriente eficaz I_{RMS} (A)	Potencia máxima P_{max} (W)	Potencia promedio P_{avg} (W)
1	5	0.538	2.7	1.40	0.960	5.27	1.57
2	7.64	0.885	6.7	2.38	1.63	14.43	3.79

Tabla 21. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 204 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
1	35.2	36.3	37.9
2	46.6	50	54.7

Estos datos se obtuvieron con cada frecuencia, por lo tanto, en el Anexo 3, se presentan los resultados de cada una, en los tiempos indicados.

Para obtener los resultados de temperatura, se utilizó una cámara termográfica FLIR E40, con la que se toman imágenes que muestren la temperatura en el emulador de tejido, inductor auxiliar y en el fluido ferromagnético.

En la Figura 40, 41 y 42, se muestran las imágenes tomadas con la cámara termográfica. Éstas nos muestran cómo está distribuida la temperatura en los distintos puntos del circuito resonante. En este caso se muestran las fotos de las pruebas a una frecuencia de 400 kHz, en la que el comportamiento de la temperatura fue mejor.

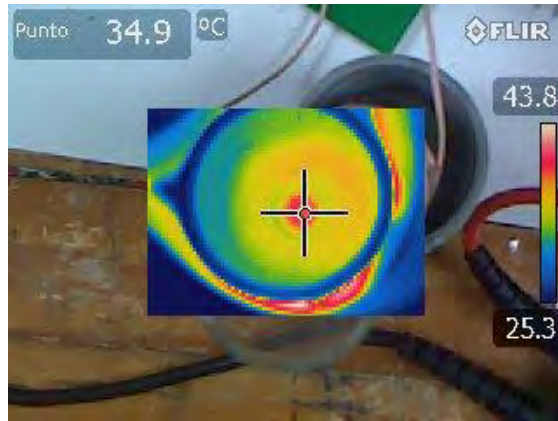


Figura 40. Temperatura en fluido ferromagnético capturada con la cámara termográfica a una frecuencia de 400 kHz.

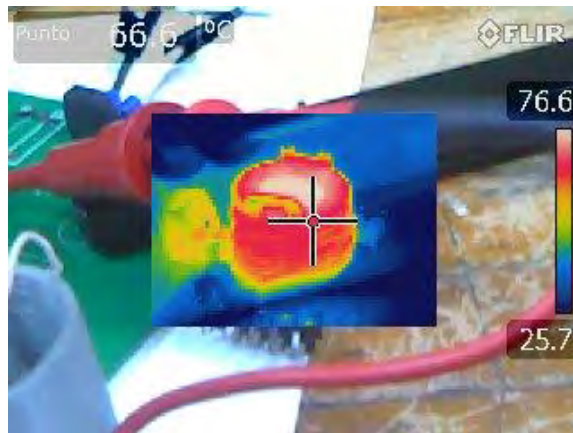


Figura 41. Temperatura en inductancia auxiliar capturada con la cámara termográfica a una frecuencia de 400 kHz.



Figura 42. Temperatura en emulador de tejido capturada con la cámara termográfica a una frecuencia de 400 kHz.

La escala de colores muestra el nivel de temperatura que hay en el objeto, en color azul es la temperatura más baja, en color amarillo la temperatura intermedia y en color rojo la más alta. Esto es de ayuda para entender en cómo se están presentando las pérdidas y sí las potencias coinciden con estos parámetros.

A continuación, se muestran las diferentes gráficas para visualizar el comportamiento de la temperatura y la potencia en R_p , con respecto al cambio de voltajes que se realizó.

Es importante analizar el comportamiento de los datos obtenidos para cada frecuencia, ya que las condiciones de cada una son diferentes. En la metodología de diseño, se desarrolló el análisis matemático para cada frecuencia a un voltaje diferente. En el caso de las pruebas experimentales, se tomaron estos mismos valores.

En la Figura 43, se muestra el comportamiento de la temperatura con respecto al voltaje de alimentación a una frecuencia de 204 kHz.

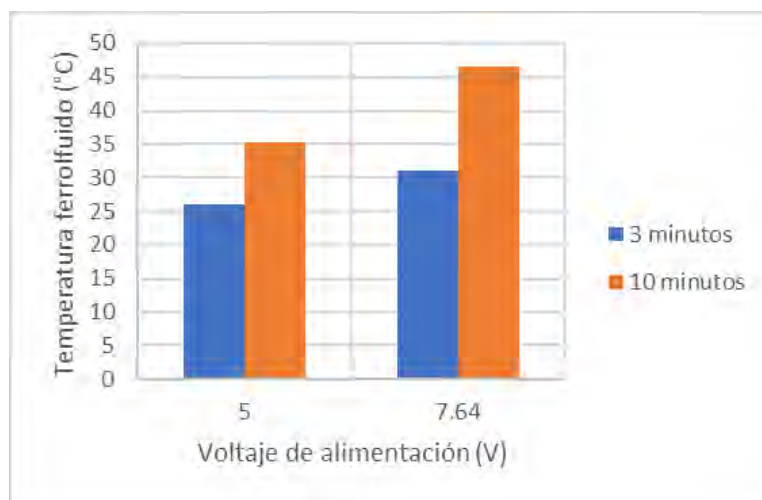


Figura 43. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación que se empleará en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 204 kHz.

En la Figura 44, se muestra el comportamiento de la temperatura con respecto al voltaje de alimentación a una frecuencia de 367.8 kHz.

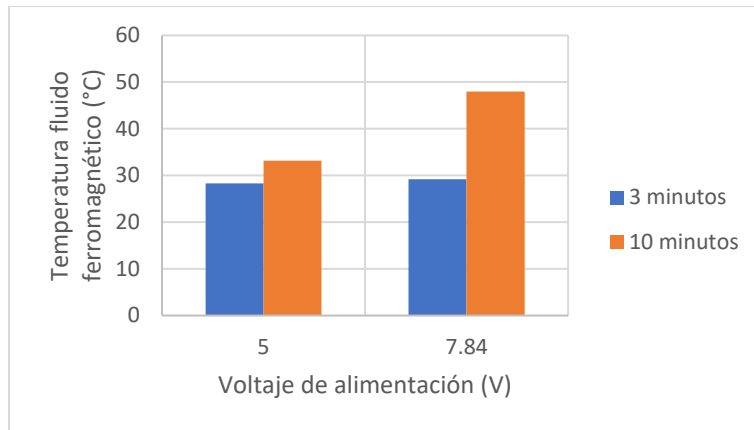


Figura 44. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 367.8 kHz.

En la Figura 45, se muestra el comportamiento de la temperatura con respecto al voltaje de alimentación a una frecuencia de 520 kHz.

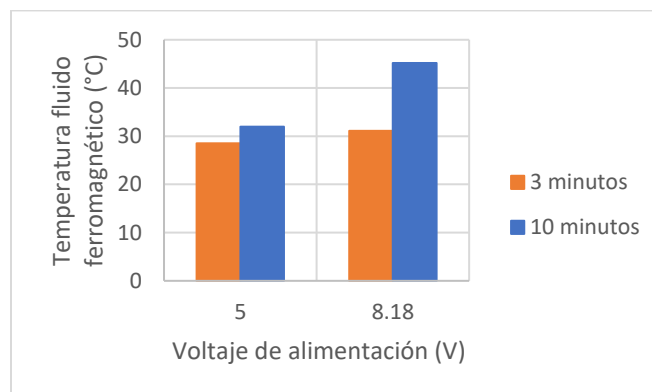


Figura 45. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 520 kHz.

En la Figura 46, se muestra el comportamiento de la temperatura con respecto al voltaje de alimentación a una frecuencia de 720 kHz.

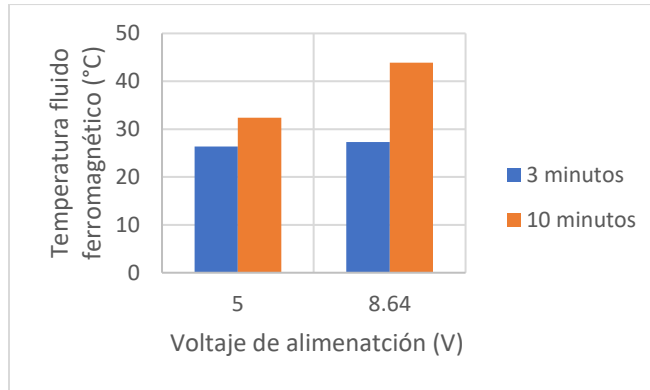


Figura 46. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 720 kHz.

En la Figura 47, se muestra el comportamiento de la temperatura con respecto al voltaje de alimentación a una frecuencia de 820 kHz.

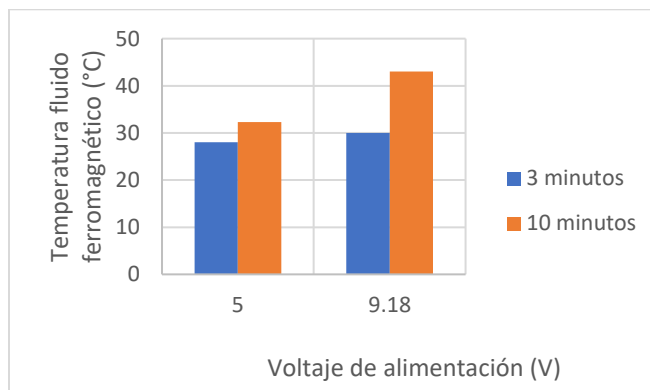


Figura 47. Variación de la temperatura en el fluido ferromagnético con respecto al voltaje de alimentación en un intervalo de 3 y 10 minutos a una frecuencia de 820 kHz.

En el caso de la temperatura, se puede visualizar que en un tiempo de 3 minutos se muestran temperaturas de 26 °C y 31 °C, y a los 10 minutos sube a 35°C y 46°C. En este caso, se utilizan los mismos voltajes, pero a un tiempo diferente, por lo tanto, el tiempo es una variable muy importante, ya que esto modifica los resultados en temperaturas.

Continuando con los resultados, se obtuvieron los datos en gráficas para mostrar el comportamiento del circuito y el emulador de tejido, cambiando los voltajes y las frecuencias.

En las Figura 48, 49, 50 y 51 se muestran los resultados a una frecuencia de 204 kHz en un tiempo de 3 y 10 minutos, estos datos se obtuvieron del osciloscopio. De igual forma, se tomaron los datos en Excel para poder graficar y hacer un análisis de los parámetros que se obtuvieron en el osciloscopio.

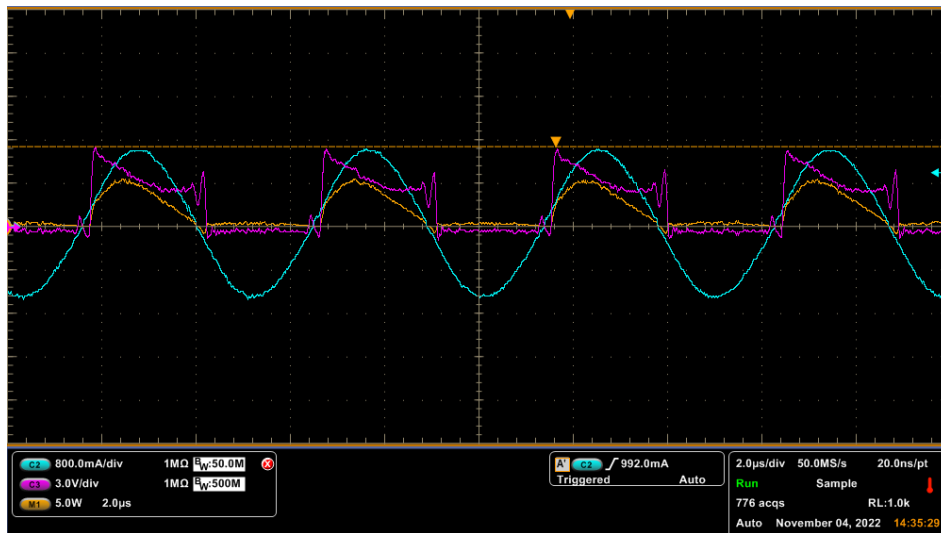


Figura 48. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 204 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

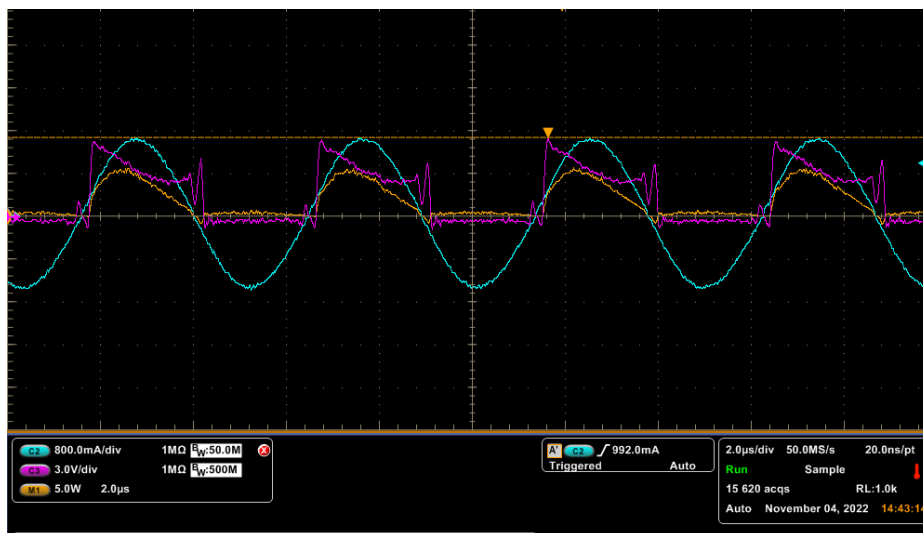


Figura 49. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 204 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

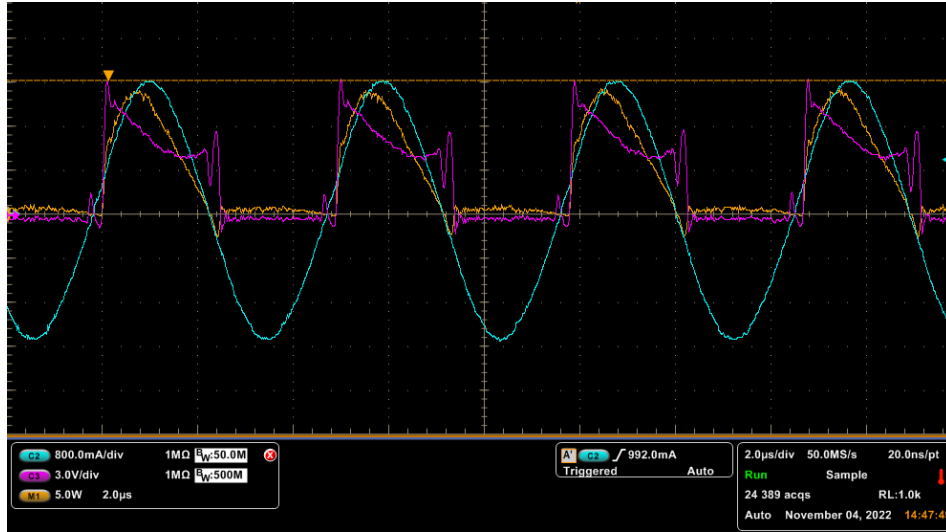


Figura 50. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 204 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 7.64 V (+) en un intervalo de 10 minutos.

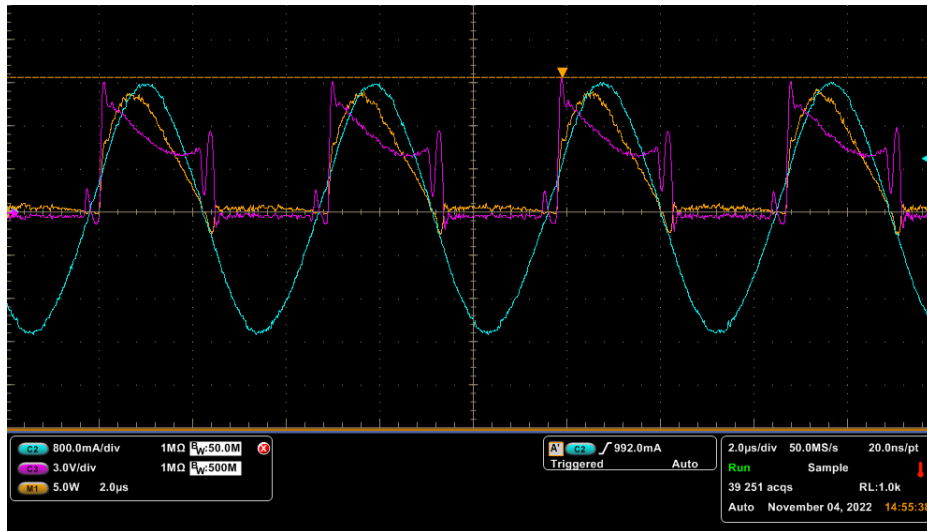


Figura 51. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 204 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 7.64 V (+) en un intervalo de 10 minutos.

Como se puede visualizar, la forma de onda de la corriente es sinusoidal en todas las frecuencias, esto nos muestra que el factor de calidad si está bien calculado y alto, esto se debe a la inductancia auxiliar que se añadió para aumentar la inductancia en el tanque resonante.

En el caso del voltaje de alimentación del tanque resonante, se visualiza una caída de voltaje, esto se debe a la resistencia de conducción del MOSFET $R_{DS(on)}$ del IRF540N de arriba del medio puente, esto no afecta la señal que recibe el tanque ya que está trabajando de manera correcta.

Por otro lado, se muestra la potencia en donde se visualiza que no hay picos de pérdidas de conmutación, esto hace que el circuito sea más eficiente y, por lo tanto, se esté aplicando la mayor parte en las pérdidas de conducción.

En la Figura 52, se muestra la relación entre la corriente máxima y frecuencia. Como se puede visualizar, entre mayor es la frecuencia mayor será la corriente. La variación entre ellas no es tan grande, ya que los voltajes utilizados son muy cercanos.

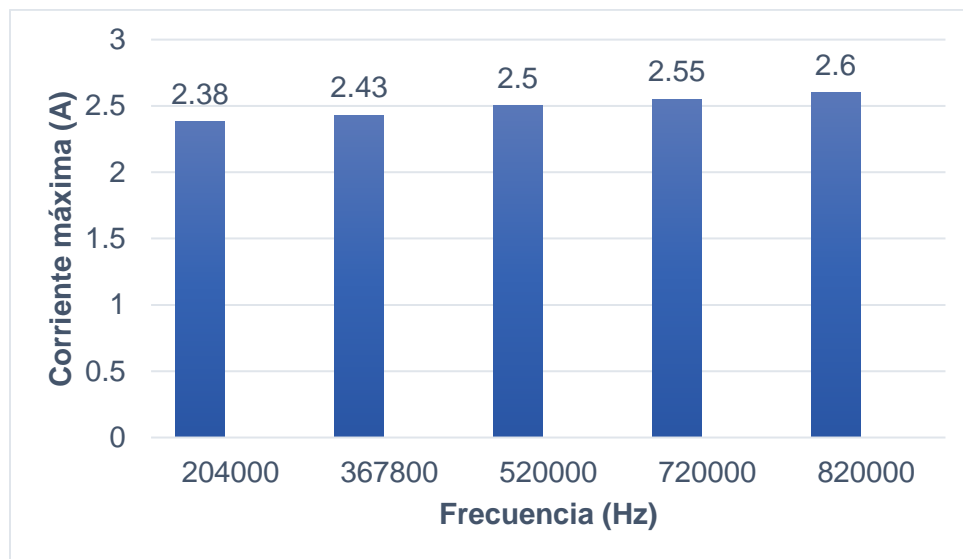


Figura 52. Relación entre corriente máxima y frecuencia en un tiempo de 3 minutos.

En la Figura 53, se muestra la relación entre la corriente máxima y la frecuencia a un tiempo de 10 minutos. En este caso, hay muy poca variación con respecto a las gráficas en un tiempo de 3 minutos.

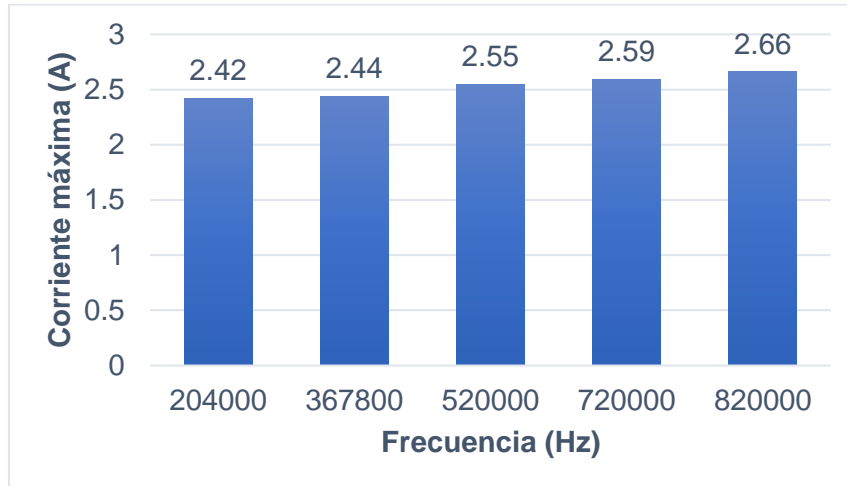


Figura 53. Relación entre corriente máxima y frecuencia en un tiempo de 10 minutos.

En la Figura 54, se muestran las pérdidas que hay en la resistencia del inductor auxiliar, en el fluido ferromagnético y en los semiconductores.

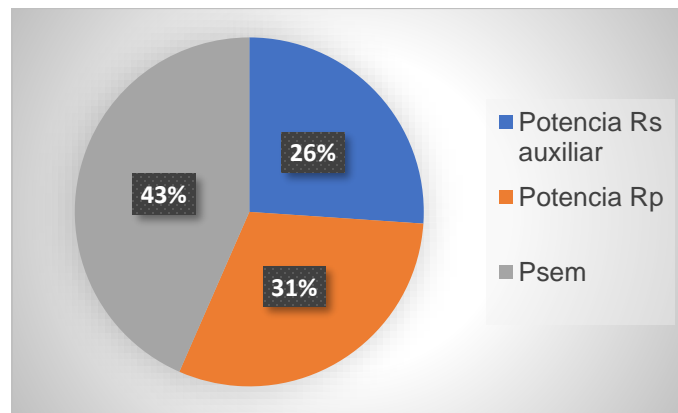


Figura 54. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 204 kHz (3 y 10 minutos).

En las siguientes gráficas, se muestran las pérdidas en las demás frecuencias. Esto sirve para visualizar el comportamiento de la temperatura con respecto a la potencia.

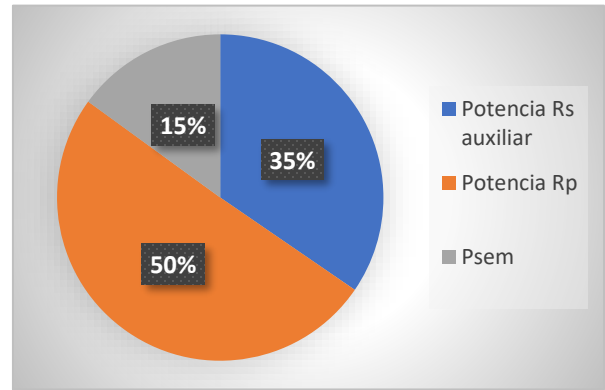
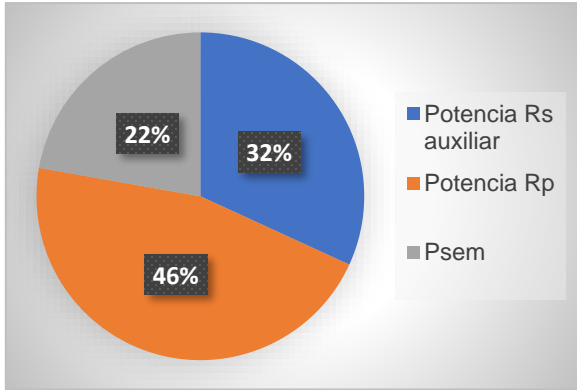


Figura 55 y Figura 56. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 367.8 kHz (3 y 10 minutos).

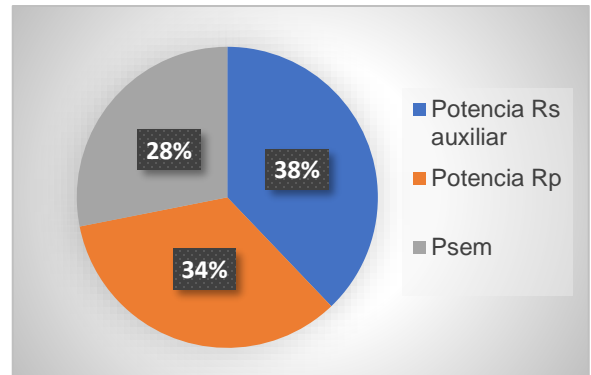
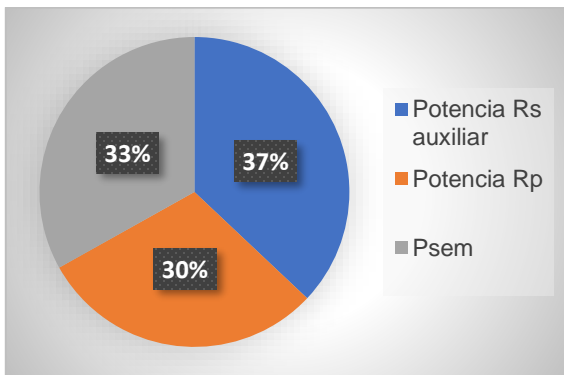


Figura 57 y Figura 58. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 520 kHz (3 y 10 minutos).

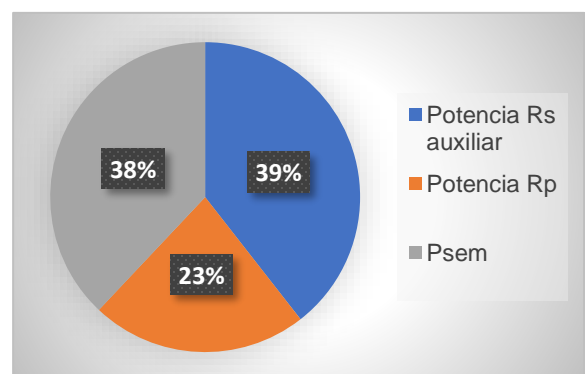
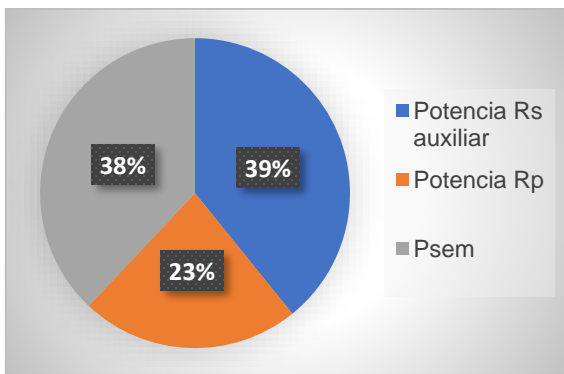


Figura 59 y Figura 60. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 720 kHz (3 y 10 minutos).

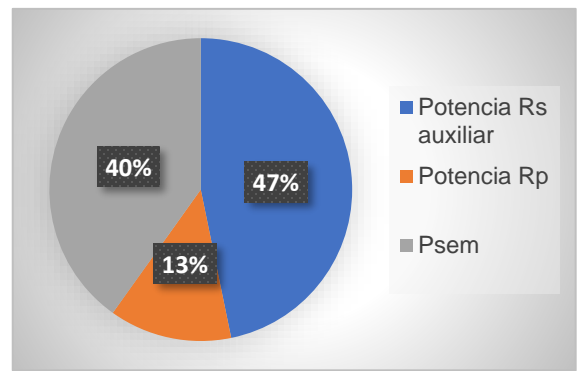
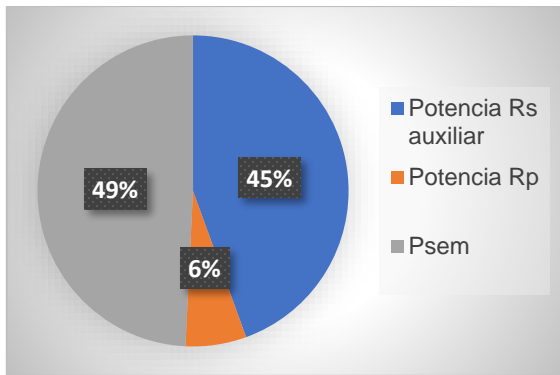


Figura 61 y Figura 62. Pérdidas en el tanque resonante con un voltaje de 10 V a una frecuencia de 820 kHz (3 y 10 minutos).

En las gráficas se puede visualizar que los componentes del circuito son los que más consumen potencia, es decir, los capacitores, el controlador, impulsor, diodos y MOSFETs y esto se refleja en la temperatura. Siguiendo con los porcentajes, el fluido ferromagnético consume más potencia que el inductor auxiliar y, por lo tanto, muestra que el objetivo se cumple a lo deseado. La temperatura más importante es la de las nanopartículas, ya que nos importa su comportamiento ante diferentes frecuencias y la inductancia auxiliar sólo es un componente agregado para mejorar el factor de calidad.

Por otro lado, las variaciones que se presentan en las diferentes frecuencias con respecto a los datos calculados y las pruebas experimentales, es un poco elevado, esto se debe a que existen ciertos parámetros que no se toman en cuenta en lo anterior, ya que al hablar de un emulador de tejido humano interfiere la temperatura ambiente, esto provoca que el emulador está en constante cambio con respecto a la temperatura que se le aplique.

CAPÍTULO VI
CONCLUSIONES Y
TRABAJOS FUTUROS

CAPÍTULO VI. CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

6. CONCLUSIONES

Una vez finalizado el desarrollo del tema de esta tesis se llega a las siguientes conclusiones:

- Con base a la revisión del estado del arte, se concluye que el circuito adecuado para la aplicación de hipertermia magnética es la topología serie-paralelo con un resonante basado en un clase D, debido a que este circuito puede trabajar en el rango de frecuencias que establecimos (200 kHz- 1 MHz).
- Se desarrolló una metodología de análisis y de diseño para el circuito resonante propuesto, en la cual se buscaba obtener formas de onda sinusoidal para poder realizar una comparativa con otros circuitos del estado del arte. Lamentablemente, al realizar el análisis con solo el emulador de tejido no se tenía un factor de calidad lo suficientemente alto, lo cual, en base a los análisis previos de la literatura, implicaba que las formas de onda presentarían cierta distorsión, por lo tanto, fue necesario agregar una inductancia auxiliar y así lograr un factor de calidad >5 .
- Los resultados finales indicaron que con una potencia de 2 W se obtuvo una temperatura de 40-47 °C en un tiempo de 10 minutos.
- Para este trabajo, la relación de temperatura y eficiencia se desconocen, por lo tanto, se tomaron en cuenta los valores de temperatura con respecto a la potencia.
- En los cálculos se tomó la versión simplificada, en la cual no se toman en cuenta las corrientes parásitas o aspectos que puedan intervenir, esto provocó que la frecuencia en la que resonaba fuera diferente a la del diseño y se solventó haciendo una resintonización del circuito, por lo tanto, el rango de frecuencias fue cambiado y la frecuencia más alta que se obtuvo fue de 820 kHz.
- En la revisión del estado del arte, se encontraron con circuitos robustos con altas corrientes y potencias, para este trabajo se optó por desarrollar un circuito sencillo con potencias bajas, logrando llegar a la temperatura objetivo.

- Los resultados cumplen con el objetivo de caracterizar un emulador analizando el efecto de la frecuencia a distintos valores.

6.1 PRODUCTOS ACADÉMICOS

- Se presentó el artículo llamado: “Review on circuits for hyperthermia application” en la 8va. Jornada de Ciencia y Tecnología Aplicada. Dicho artículo muestra los diferentes circuitos utilizados en la aplicación de hipertermia y como cada autor propone distintos diseños para obtener la temperatura deseada.
- Se desarrolló un proyecto llamado “Convertidor resonante para aplicación de hipertermia con micropartículas magnéticas” de la Convocatoria 2022 de “Proyectos de desarrollo tecnológico e innovación para estudiantes del Tecnológico Nacional de México”. Se redactó un documento explicando el proceso de las pruebas, el material que se utilizó y se realizaron las requisiciones correspondientes.

6.2 TRABAJOS FUTUROS

Considerando las conclusiones presentadas, se presentan las siguientes recomendaciones para posibles trabajos futuros:

- Se propone agregar una resistencia que compense las variaciones que pueda tener el factor de calidad y garantice una señal más estable. La señal que se obtuvo fue la adecuada para poder lograr los objetivos planteados, sin embargo, esto se puede mejorar rediseñando y agregando ciertos componentes para que la eficiencia aumente.
- Se propone trabajar con una cámara térmica, ya que en ella se puede controlar la temperatura y así realizar las pruebas a una misma, sin que la temperatura ambiente influya en ella.
- Investigar y desarrollar el análisis matemático del comportamiento de las nanopartículas con respecto a la temperatura.

- Con el objetivo de mejorar la captura de datos de la temperatura, se propone utilizar un sensor óptico para obtener datos fiables. Y, por lo tanto, lograr un circuito de lazo cerrado con una retroalimentación de la temperatura.

Estas propuestas son sugeridas para dar continuidad al trabajo presentado en esta tesis.

REFERENCIAS

REFERENCIAS

- [1] A. J. Cubero-Atienza *et al.*, "Efectos sobre la salud humana de los campos magnéticos y eléctricos de muy baja frecuencia (ELF)," 2010.
- [2] R. A. Holland and B. Helm, "A strong magnetic pulse affects the precision of departure direction of naturally migrating adult but not juvenile birds," vol. 10, no. 81, p. 20121047, 2013.
- [3] J. Shi, P. W. Kantoff, R. Wooster, and O. C. J. N. r. c. Farokhzad, "Cancer nanomedicine: progress, challenges and opportunities," vol. 17, no. 1, pp. 20-37, 2017.
- [4] R. Banerjee, Y. Katsenovich, L. Lagos, M. McIntosh, X. Zhang, and C. Z. Li, "Nanomedicine: Magnetic Nanoparticles and their Biomedical Applications," *Current Medicinal Chemistry*, vol. 17, no. 27, pp. 3120-3141, // 2010.
- [5] J. M. Perez, F. J. Simeone, A. Tsourkas, L. Josephson, and R. Weissleder, "Peroxidase Substrate Nanosensors for MR Imaging," *Nano Letters*, vol. 4, no. 1, pp. 119-122, 2004/01/01 2004.
- [6] O. García *et al.*, "Development and Testing of a New Instrument for Researching on Cancer Treatment Technologies Based on Magnetic Hyperthermia," *IEEE Journal of Emerging and Selected Topics in Power Electronics*, vol. 4, no. 1, pp. 243-251, 2016.
- [7] A. Jordan, R. Scholz, P. Wust, H. Fähling, and F. Roland, "Magnetic fluid hyperthermia (MFH): Cancer treatment with AC magnetic field induced excitation of biocompatible superparamagnetic nanoparticles," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 201, no. 1, pp. 413-419, 1999/07/01/ 1999.
- [8] S. Dürr *et al.*, "A Novel Magnetic Field Device for Inducing Hyperthermia Using Magnetic Nanoparticles," vol. 58, no. SI-1-Track-E, 2013.
- [9] E. Kita *et al.*, "Ferromagnetic nanoparticles for magnetic hyperthermia and thermoablation therapy," *Journal of Physics D, Applied Physics*, vol. 43, no. 47, p. 9, 2010.
- [10] M. Mahmoudi, S. Sant, B. Wang, S. Laurent, and T. Sen, "Superparamagnetic iron oxide nanoparticles (SPIONs): Development, surface modification and applications in chemotherapy," *Advanced Drug Delivery Reviews*, vol. 63, no. 1, pp. 24-46, 2011/01/01/ 2011.
- [11] A. B. Salunkhe, V. M. Khot, and S. H. Pawar, "Magnetic hyperthermia with magnetic nanoparticles: a status review," (in eng), *Curr Top Med Chem*, vol. 14, no. 5, pp. 572-94, Mar 2014.
- [12] B. Díaz *et al.*, "Assessing methods for blood cell cytotoxic responses to inorganic nanoparticles and nanoparticle aggregates," (in eng), *Small*, vol. 4, no. 11, pp. 2025-34, Nov 2008.
- [13] C. Sun, J. Lee, and M. Zhang, "Magnetic Nanoparticles in MR Imaging and Drug Delivery," *Advanced drug delivery reviews*, vol. 60, pp. 1252-65, 09/01 2008.
- [14] M. Zeinoun, D. Serrano, P. T. Medina, G. Ó, M. Vasić, and J. J. Serrano-Olmedo, "Configurable High-Frequency Alternating Magnetic Field Generator for Nanomedical Magnetic Hyperthermia Applications," *IEEE Access*, vol. 9, pp. 105805-105816, 2021.

- [15] A. G. Roca *et al.*, "Progress in the preparation of magnetic nanoparticles for applications in biomedicine," *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 42, no. 22, p. 224002, 2009/11/05 2009.
- [16] A. B. Salunkhe, V. M. Khot, and S. H. Pawar, "Magnetic Hyperthermia with Magnetic Nanoparticles: A Status Review," *Current Topics in Medicinal Chemistry*, vol. 14, no. 5, pp. 572-594, 2014.
- [17] E. Myrovali, N. Maniotis, A. Makridis, K. Simeonidis, T. Samaras, and M. Angelakeris, "Regional Focus effect on Magnetic Particle Hyperthermia efficiency," in *2018 EMF-Med 1st World Conference on Biomedical Applications of Electromagnetic Fields (EMF-Med)*, 2018, pp. 1-2.
- [18] M. Salloum, R. Ma, D. Weeks, and L. Zhu, "Controlling nanoparticle delivery in magnetic nanoparticle hyperthermia for cancer treatment: Experimental study in agarose gel," *International journal of hyperthermia : the official journal of European Society for Hyperthermic Oncology, North American Hyperthermia Group*, vol. 24, pp. 337-45, 07/01 2008.
- [19] Z. Shaterabadi, G. Nabiyouni, and M. Soleymani, "Correlation between effects of the particle size and magnetic field strength on the magnetic hyperthermia efficiency of dextran-coated magnetite nanoparticles," *Materials Science and Engineering: C*, vol. 117, p. 111274, 2020/12/01/ 2020.
- [20] C. F. Huang, H. Y. Chao, H. H. Chang, and X. Z. Lin, "A magnetic induction heating system with multi-cascaded coils and adjustable magnetic circuit for hyperthermia," (in eng), *Electromagn Biol Med*, vol. 35, no. 1, pp. 59-64, 2016.
- [21] S. Field, C. J. R. Morris, and Oncology, "The relationship between heating time and temperature: its relevance to clinical hyperthermia," vol. 1, no. 2, pp. 179-186, 1983.
- [22] C. J. A. o. H. i. t. T. o. C. Streffer, "Aspects of metabolic change after hyperthermia," pp. 7-16, 1988.
- [23] A. E. Deatsch, B. A. J. J. o. M. Evans, and m. Materials, "Heating efficiency in magnetic nanoparticle hyperthermia," vol. 354, pp. 163-172, 2014.
- [24] P. H. Linh, P. Van Thach, N. A. Tuan, N. C. Thuan, and N. X. Phuc, "Magnetic fluid based on Fe₃O₄ nanoparticles: Preparation and hyperthermia application," in *Journal of Physics: Conference Series*, 2009, vol. 187, no. 1, p. 012069: IOP Publishing.
- [25] M. W. Miller, M. C. J. U. i. m. Ziskin, and biology, "Biological consequences of hyperthermia," vol. 15, no. 8, pp. 707-722, 1989.
- [26] G. Li, N. F. Mivechi, and G. J. I. j. o. h. Weitzel, "Heat shock proteins, thermotolerance, and their relevance to clinical hyperthermia," vol. 11, no. 4, pp. 459-488, 1995.
- [27] O. Lucía, P. Maussion, E. J. Dede, and J. M. Burdío, "Induction Heating Technology and Its Applications: Past Developments, Current Technology, and Future Challenges," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 61, no. 5, pp. 2509-2520, 2014.
- [28] O. G. Suárez *et al.*, "Configurable Power Inverter for Magnetic Hyperthermia for Cancer Treatment Purpose," 2015.
- [29] C. Pennisi, L. Leija, W. Fonseca, and A. Vera, "Fiber optic temperature sensor for use in experimental microwave hyperthermia," in *SENSORS, 2002 IEEE*, 2002, vol. 2, pp. 1028-1031: IEEE.

- [30] S. Guba, B. Horváth, and I. J. H. Szalai, "Application and comparison of thermistors and fiber optic temperature sensor reference for ILP measurement of magnetic fluids in double cell magnetic hyperthermia," vol. 8, no. 6, p. e09606, 2022.
- [31] E. Schena, D. Tosi, P. Saccomandi, E. Lewis, and T. J. S. Kim, "Fiber optic sensors for temperature monitoring during thermal treatments: An overview," vol. 16, no. 7, p. 1144, 2016.
- [32] E. E. Mazon *et al.*, "A high-resolution frequency variable experimental setup for studying ferrofluids used in magnetic hyperthermia," (in eng), *Rev Sci Instrum*, vol. 88, no. 8, p. 084705, Aug 2017.
- [33] A. Jordan, P. Wust, H. Fähling, W. John, A. Hinz, and R. Felix, "Inductive heating of ferrimagnetic particles and magnetic fluids: physical evaluation of their potential for hyperthermia," (in eng), *Int J Hyperthermia*, vol. 9, no. 1, pp. 51-68, Jan-Feb 1993.
- [34] C.-C. Tai and M.-K. Chen, "A compact half-bridge induction heating system for magnetic nanoparticle thermotherapy applications," *Biomedical Engineering-applications Basis Communications - BIOMED ENG-APPL BASIS COMMUN*, vol. 19, 02/01 2007.
- [35] V. Connord, B. Mehdaoui, R. P. Tan, J. Carrey, and M. J. R. o. S. I. Respaud, "An air-cooled Litz wire coil for measuring the high frequency hysteresis loops of magnetic samples—A useful setup for magnetic hyperthermia applications," vol. 85, no. 9, p. 093904, 2014.
- [36] H. Xu, S. Nomura, and T. J. I. T. o. A. S. Isobe, "Design and development of a high-frequency magnet prototype for magnetic hyperthermia applications," vol. 30, no. 4, pp. 1-6, 2020.
- [37] C.-F. Huang, X.-Z. Lin, and W.-H. Lo, "Design and construction of a hyperthermia system with improved interaction of magnetic induction-heating," in *2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 2010, pp. 3229-3232: IEEE.
- [38] D. Sinha, P. K. Sadhu, and N. J. A. i. T. E. Pal, "Design of an Induction Heating Unit Used in Hyperthermia Treatment," p. 251, 2012.
- [39] R. W. Erickson and D. Maksimovic, *Fundamentals of power electronics*. Springer Science & Business Media, 2007.
- [40] M. Häring, J. Schiller, J. Mayr, S. Grijalvo, R. Eritja, and D. Díaz, "Magnetic Gel Composites for Hyperthermia Cancer Therapy," *Gels*, vol. 1, pp. 135-161, 09/30 2015.
- [41] Z. Wu, Z. Zhuo, D. Cai, J. Wu, J. Wang, and J. Tang, "An induction heating device using planar coil with high amplitude alternating magnetic fields for magnetic hyperthermia," (in eng), *Technol Health Care*, vol. 23 Suppl 2, pp. S203-9, 2015.
- [42] L. D. L. C. Beola Guibert, L. Gutiérrez Marruedo, and V. Grazú Bonavia, "Hipertermia magnética basada en nanopartículas de óxido de hierro como terapia antitumoral: del cultivo celular tridimensional al modelo in vivo."
- [43] V. Zamora-Mora, P. I. P. Soares, C. Echeverria, R. Hernández, and C. Mijangos, "Composite Chitosan/Agarose Ferrogels for Potential Applications in Magnetic Hyperthermia," vol. 1, no. 1, pp. 69-80, 2015.
- [44] A. Skumiel, K. Kaczmarek, D. Flak, M. Rajnak, I. Antal, and H. J. J. o. M. L. Brzakała, "The influence of magnetic nanoparticle concentration with dextran

- polymers in agar gel on heating efficiency in magnetic hyperthermia," vol. 304, p. 112734, 2020.
- [45] M. Yonezawa *et al.*, "Hyperthermia induces apoptosis in malignant fibrous histiocytoma cells in vitro," vol. 66, no. 3, pp. 347-351, 1996.
- [46] E. Myrovali *et al.*, "Arrangement at the nanoscale: Effect on magnetic particle hyperthermia," vol. 6, no. 1, pp. 1-11, 2016.
- [47] T. Heinze, T. Liebert, B. Heublein, and S. Hornig, "Functional Polymers Based on Dextran," in *Polysaccharides II*, D. Klemm, Ed. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 2006, pp. 199-291.
- [48] A. Jordan *et al.*, "Endocytosis of dextran and silan-coated magnetite nanoparticles and the effect of intracellular hyperthermia on human mammary carcinoma cells in vitro," vol. 194, no. 1-3, pp. 185-196, 1999.
- [49] M. Mitsumori *et al.*, "Development of intra-arterial hyperthermia using a dextran-magnetite complex," vol. 10, no. 6, pp. 785-793, 1994.
- [50] M. Mitsumori *et al.*, "Targeted hyperthermia using dextran magnetite complex: a new treatment modality for liver tumors," vol. 43, no. 12, pp. 1431-1437, 1996.
- [51] V. Khot, A. Salunkhe, N. Thorat, R. Ningthoujam, and S. J. D. T. Pawar, "Induction heating studies of dextran coated MgFe₂O₄ nanoparticles for magnetic hyperthermia," vol. 42, no. 4, pp. 1249-1258, 2013.
- [52] W. E. Hennink and C. F. van Nostrum, "Novel crosslinking methods to design hydrogels," (in eng), *Adv Drug Deliv Rev*, vol. 54, no. 1, pp. 13-36, Jan 17 2002.
- [53] L. Lao and R. J. J. o. m. s. M. i. m. Ramanujan, "Magnetic and hydrogel composite materials for hyperthermia applications," vol. 15, no. 10, pp. 1061-1064, 2004.
- [54] S. A. Meenach, J. Z. Hilt, and K. W. J. A. B. Anderson, "Poly (ethylene glycol)-based magnetic hydrogel nanocomposites for hyperthermia cancer therapy," vol. 6, no. 3, pp. 1039-1046, 2010.
- [55] Y. Zheng *et al.*, "Preparation of injectable temperature-sensitive chitosan-based hydrogel for combined hyperthermia and chemotherapy of colon cancer," vol. 222, p. 115039, 2019.
- [56] K.-Y. Qian *et al.*, "Injectable ferrimagnetic silk fibroin hydrogel for magnetic hyperthermia ablation of deep tumor," vol. 259, p. 120299, 2020.
- [57] P.-E. Le Renard *et al.*, "Magnetic and in vitro heating properties of implants formed in situ from injectable formulations and containing superparamagnetic iron oxide nanoparticles (SPIONs) embedded in silica microparticles for magnetically induced local hyperthermia," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 323, no. 8, pp. 1054-1063, 2011/04/01/ 2011.
- [58] S. A. Gonzalez *et al.*, "Portable electromagnetic field applicator for magnetic hyperthermia experiments," in *2017 IEEE 8th Latin American Symposium on Circuits & Systems (LASCAS)*, 2017, pp. 1-4.
- [59] I. Raouf, P. Gas, and H. S. Kim, "Numerical Investigation of Ferrofluid Preparation during In-Vitro Culture of Cancer Therapy for Magnetic Nanoparticle Hyperthermia," vol. 21, no. 16, p. 5545, 2021.
- [60] M. Lahonian, "Diffusion of Magnetic Nanoparticles Within a Biological Tissue During Magnetic Fluid Hyperthermia," InTech, 2013.
- [61] J. D. Courtois, I. Bazán, A. Vera, and L. Leija, "Temperature Increase in Magnetic Nanoparticles by Magnetic Field Induction for Hyperthermia Treatment," in *2019*

- Global Medical Engineering Physics Exchanges/ Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*, 2019, pp. 1-6.
- [62] M. Salloum, R. H. Ma, D. Weeks, and L. Zhu, "Controlling nanoparticle delivery in magnetic nanoparticle hyperthermia for cancer treatment: experimental study in agarose gel," (in eng), *Int J Hyperthermia*, vol. 24, no. 4, pp. 337-45, Jun 2008.
- [63] D. Sakellari, S. Mathioudaki, Z. Kalpaxidou, K. Simeonidis, and M. Angelakeris, "Exploring multifunctional potential of commercial ferrofluids by magnetic particle hyperthermia," *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 380, pp. 360-364, 2015/04/15/ 2015.
- [64] M. T. Outeiro, G. Buja, and D. Czarkowski, "Resonant Power Converters: An Overview with Multiple Elements in the Resonant Tank Network," *IEEE Industrial Electronics Magazine*, vol. 10, no. 2, pp. 21-45, 2016.
- [65] E. E. Mazon, A. H. Sámano, H. Calleja, L. H. Quintero, J. A. Paz, and M. E. Cano, "A frequency tuner for resonant inverters suitable for magnetic hyperthermia applications," *Measurement Science and Technology*, vol. 28, no. 9, p. 095901, 2017/08/16 2017.
- [66] S. Chudjuarjeen, A. Sangswang, and C. Koopai, "An Improved \$LLC\$ Resonant Inverter for Induction-Heating Applications With Asymmetrical Control," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 58, no. 7, pp. 2915-2925, 2011.
- [67] H. Sarnago, O. Lucia, and J. M. Burdio, "High frequency and power density gallium nitride based inverter for magneto fluid hyperthermia," in *IECON 2016 - 42nd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, 2016, pp. 5222-5225.
- [68] E. Garaio, J. M. Collantes, F. Plazaola, J A. Garcia, and I. Castellanos-Rubio, "A multifrequency electromagnetic applicator with an integrated AC magnetometer for magnetic hyperthermia experiments," *Measurement Science and Technology*, vol. 25, 11/01 2014.
- [69] S. Nomura and T. Isobe, "Design Study on High-Frequency Magnets for Magnetic Hyperthermia Applications," *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, vol. 28, no. 3, pp. 1-7, 2018.
- [70] M. E. Cano, A. Barrera, J. C. Estrada, A. Hernandez, and T. Cordova, "An induction heater device for studies of magnetic hyperthermia and specific absorption ratio measurements," (in eng), *Rev Sci Instrum*, vol. 82, no. 11, p. 114904, Nov 2011.
- [71] Y. Hadadian, M. Azimbagirad, E. A. Navas, and T. Z. Pavan, "A versatile induction heating system for magnetic hyperthermia studies under different experimental conditions," (in eng), *Rev Sci Instrum*, vol. 90, no. 7, p. 074701, Jul 2019.
- [72] A. R. Garcia Garcia, "Análisis de una Topología de Red Resonante para su Aplicación en Transmisión de Potencia Inalámbrica," 2020.
- [73] R. L. Boylestad, *Introducción al análisis de circuitos*. Pearson Educación, 2004.
- [74] M. Ponce-Silva, J. L. Bautista, A. Tapia, C. I. Nicolas, T. R. Granados, and I. Araujo, "Parallel-Resonant Inverter with Two Current Sources: Analysis and design methodology," in *12th IEEE International Power Electronics Congress*, 2010, pp. 156-160.
- [75] H. Zhang *et al.*, "Graphene oxide-BaGdF₅ nanocomposites for multi-modal imaging and photothermal therapy," (in eng), *Biomaterials*, vol. 42, pp. 66-77, Feb 2015.
- [76] M. Yamaguchi, A. Ito, A. Ono, Y. Kawabe, and M. Kamihira, "Heat-inducible gene expression system by applying alternating magnetic field to magnetic nanoparticles," (in eng), *ACS Synth Biol*, vol. 3, no. 5, pp. 273-9, May 16 2014.

- [77] A. G. Roca, B. Wiese, J. Timmis, G. Vallejo-Fernandez, and K. O. Grady, "Effect of Frequency and Field Amplitude in Magnetic Hyperthermia," *IEEE Transactions on Magnetics*, vol. 48, no. 11, pp. 4054-4057, 2012.
- [78] Q. A. Pankhurst, J. Connolly, S. K. Jones, and J. Dobson, "Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine," *Journal of Physics D: Applied Physics*, vol. 36, no. 13, p. R167, 2003/06/18 2003.

ANEXO 1

Hoja de datos de MOSFET IRF540N

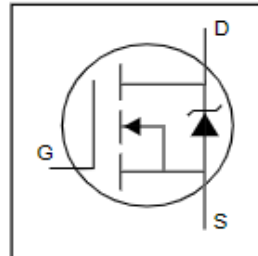
International
IR Rectifier

PD - 91341B

IRF540N

HEXFET® Power MOSFET

- Advanced Process Technology
- Ultra Low On-Resistance
- Dynamic dv/dt Rating
- 175°C Operating Temperature
- Fast Switching
- Fully Avalanche Rated

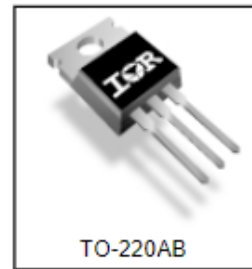


$V_{DSS} = 100V$
$R_{DS(on)} = 44m\Omega$
$I_D = 33A$

Description

Advanced HEXFET® Power MOSFETs from International Rectifier utilize advanced processing techniques to achieve extremely low on-resistance per silicon area. This benefit, combined with the fast switching speed and ruggedized device design that HEXFET power MOSFETs are well known for, provides the designer with an extremely efficient and reliable device for use in a wide variety of applications.

The TO-220 package is universally preferred for all commercial-industrial applications at power dissipation levels to approximately 50 watts. The low thermal resistance and low package cost of the TO-220 contribute to its wide acceptance throughout the industry.



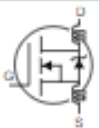
Absolute Maximum Ratings

	Parameter	Max.	Units
$I_D @ T_C = 25^\circ C$	Continuous Drain Current, $V_{GS} @ 10V$	33	A
$I_D @ T_C = 100^\circ C$	Continuous Drain Current, $V_{GS} @ 10V$	23	
I_{DM}	Pulsed Drain Current ①	110	
$P_D @ T_C = 25^\circ C$	Power Dissipation	130	W
	Linear Derating Factor	0.87	W/°C
V_{GS}	Gate-to-Source Voltage	± 20	V
I_{AR}	Avalanche Current ②	16	A
E_{AR}	Repetitive Avalanche Energy ②	13	mJ
dv/dt	Peak Diode Recovery dv/dt ③	7.0	V/ns
T_J	Operating Junction and	-55 to + 175	°C
T_{STG}	Storage Temperature Range		
	Soldering Temperature, for 10 seconds	300 (1.6mm from case)	
	Mounting torque, 6-32 or M3 screw	10 lbf*in (1.1N*m)	

Thermal Resistance

	Parameter	Typ.	Max.	Units
$R_{\theta JC}$	Junction-to-Case	---	1.15	°C/W
$R_{\theta CS}$	Case-to-Sink, Flat, Greased Surface	0.50	---	
$R_{\theta JA}$	Junction-to-Ambient	---	62	

Electrical Characteristics @ $T_J = 25^\circ\text{C}$ (unless otherwise specified)

	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Units	Conditions
$V_{(BR)DSS}$	Drain-to-Source Breakdown Voltage	100	—	—	V	$V_{GS} = 0V, I_D = 250\mu A$
$\Delta V_{(BR)DSS}/\Delta T_J$	Breakdown Voltage Temp. Coefficient	—	0.12	—	V/ $^\circ\text{C}$	Reference to $25^\circ\text{C}, I_D = 1\text{mA}$
$R_{DS(on)}$	Static Drain-to-Source On-Resistance	—	—	44	m Ω	$V_{GS} = 10V, I_D = 16A$ ④
$V_{GS(th)}$	Gate Threshold Voltage	2.0	—	4.0	V	$V_{DS} = V_{GS}, I_D = 250\mu A$
g_{fs}	Forward Transconductance	21	—	—	S	$V_{DS} = 50V, I_D = 16A$ ④
I_{DSS}	Drain-to-Source Leakage Current	—	—	25	μA	$V_{DS} = 100V, V_{GS} = 0V$
		—	—	250		$V_{DS} = 80V, V_{GS} = 0V, T_J = 150^\circ\text{C}$
I_{GSS}	Gate-to-Source Forward Leakage	—	—	100	nA	$V_{GS} = 20V$
	Gate-to-Source Reverse Leakage	—	—	-100		$V_{GS} = -20V$
Q_g	Total Gate Charge	—	—	71	nC	$I_D = 16A$
Q_{gs}	Gate-to-Source Charge	—	—	14		$V_{DS} = 80V$
Q_{gd}	Gate-to-Drain ("Miller") Charge	—	—	21		$V_{GS} = 10V$, See Fig. 6 and 13
$t_{d(on)}$	Turn-On Delay Time	—	11	—	ns	$V_{DD} = 50V$
t_r	Rise Time	—	35	—		$I_D = 16A$
$t_{d(off)}$	Turn-Off Delay Time	—	39	—		$R_G = 5.1\Omega$
t_f	Fall Time	—	35	—		$V_{GS} = 10V$, See Fig. 10 ④
L_D	Internal Drain Inductance	—	4.5	—	nH	Between lead, 6mm (0.25in.) from package and center of die contact
L_S	Internal Source Inductance	—	7.5	—		
C_{iss}	Input Capacitance	—	1960	—	pF	$V_{GS} = 0V$
C_{oss}	Output Capacitance	—	250	—		$V_{DS} = 25V$
C_{rss}	Reverse Transfer Capacitance	—	40	—		$f = 1.0\text{MHz}$, See Fig. 5
E_{AS}	Single Pulse Avalanche Energy ②	—	700 ⑤	185 ⑥	mJ	$I_{AS} = 16A, L = 1.5\text{mH}$

Source-Drain Ratings and Characteristics

	Parameter	Min.	Typ.	Max.	Units	Conditions
I_S	Continuous Source Current (Body Diode)	—	—	33	A	MOSFET symbol showing the integral reverse p-n junction diode.
I_{SM}	Pulsed Source Current (Body Diode) ①	—	—	110		
V_{SD}	Diode Forward Voltage	—	—	1.2	V	$T_J = 25^\circ\text{C}, I_S = 16A, V_{GS} = 0V$ ④
t_{rr}	Reverse Recovery Time	—	115	170	ns	$T_J = 25^\circ\text{C}, I_F = 16A$
Q_{rr}	Reverse Recovery Charge	—	505	760	nC	$di/dt = 100A/\mu s$ ④
t_{on}	Forward Turn-On Time	Intrinsic turn-on time is negligible (turn-on is dominated by L_S+L_D)				

Notes:

- ① Repetitive rating; pulse width limited by max. junction temperature. (See fig. 11)
- ② Starting $T_J = 25^\circ\text{C}$, $L = 1.5\text{mH}$
 $R_G = 25\Omega$, $I_{AS} = 16A$. (See Figure 12)
- ③ $I_{SD} \leq 16A$, $di/dt \leq 340A/\mu s$, $V_{DD} \leq V_{(BR)DSS}$,
 $T_J \leq 175^\circ\text{C}$
- ④ Pulse width $\leq 400\mu s$; duty cycle $\leq 2\%$.
- ⑤ This is a typical value at device destruction and represents operation outside rated limits.
- ⑥ This is a calculated value limited to $T_J = 175^\circ\text{C}$.

ANEXO 2

Type 940C through 943C Power Film Capacitors

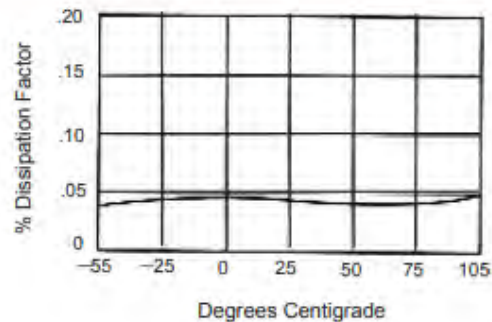
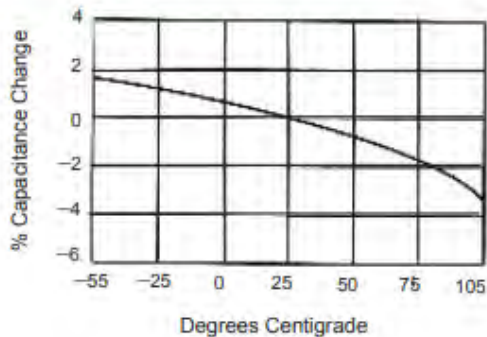
Electrical Characteristics

Operating Temperature	-55 °C to +105 °C *Full rated voltage at 85 °C, derate linearly to 50% rated voltage at 105 °C
Capacitance tolerance	±10% standard tolerance
Dissipation Factor	<0.1% at 1 kHz, 25 °C
Dielectric Withstand	1.6 x rated voltage for 60 seconds
Insulation Resistance	>100,000 MΩ x μF at 100 Vdc measured after 2 minutes
Equivalent Series Resistance (ESR)	See rating tables for values
Equivalent Series Inductance (ESL)	See rating tables for values
dV/dt	See rating tables for values
Rated Current, I_{pk} and I_{rms} Maximum allowable current in amperes at 70 °C	See rating tables for values
Capacitance Temperature Coefficient	-200 ppm/°C ±100 ppm
Service Life	30,000 hours @ rated Vac, 70 °C 60,000 hours @ rated Vdc, 70 °C

Accelerated Tests

Accelerated Life	1.25 x rated DC voltage at 85 °C for 2,000 hours
Performance	<3% capacitance change ESR <125% of initial reading IR >50% of initial limit
Accelerated Pulse Testing	per IEC-384
Performance	<3% in capacitance change <.003 increase in DF from initial value

Typical Characteristics



ANEXO 3

Condiciones de la prueba

Frecuencia: 400 kHz.

Capacitor: Capacitor película de polipropileno, 22 nF, 2000 VCD, $\pm 10\%$.

Hilo de Litz: 175 hilos, AWG 46 (0.04 mm), diámetro exterior 0.09mm.

Emulador de tejido: 12 vueltas, tubo de vidrio borosilicato 50 ml y 8ml, hidrogel poliacrilato de potasio con agua.

Inductor auxiliar: 4.1 μH .

Frecuencia real: 367.8 kHz.

*Esta información se toma después de obtener la resonancia en el circuito.

*El procedimiento se realiza de igual forma en todas las frecuencias.

Condiciones de la prueba

Frecuencia: 600 kHz.

Capacitor: Capacitor película de polipropileno, 10 nF, 2000 VCD, $\pm 10\%$.

Hilo de Litz: 175 hilos, AWG 46 (0.04 mm), diámetro exterior 0.09mm.

Emulador de tejido: 12 vueltas, tubo de vidrio borosilicato 50 ml y 8ml, hidrogel poliacrilato de potasio con agua.

Inductor auxiliar: 4.1 μH .

Frecuencia real: 520 kHz.

*Esta información se toma después de obtener la resonancia en el circuito.

*El procedimiento se realiza de igual forma en todas las frecuencias.

Condiciones de la prueba

Frecuencia: 800 kHz.

Capacitor: Capacitor película de poliéster, 5.6 nF, 630 VDC.

Hilo de Litz: 175 hilos, AWG 46 (0.04 mm), diámetro exterior 0.09mm.

Emulador de tejido: 12 vueltas, tubo de vidrio borosilicato 50 ml y 8ml, hidrogel poliacrilato de potasio con agua.

Inductor auxiliar: 4.1 μ H.

Frecuencia real: 720 kHz.

*Esta información se toma después de obtener la resonancia en el circuito.

*El procedimiento se realiza de igual forma en todas las frecuencias.

Condiciones de la prueba

Frecuencia: 1 MHz.

Capacitor: Capacitor película de poliéster, 4.7 nF, 630 VCD.

Hilo de Litz: 175 hilos, AWG 46 (0.04 mm), diámetro exterior 0.09mm.

Emulador de tejido: 12 vueltas, tubo de vidrio borosilicato 50 ml y 8ml, hidrogel poliacrilato de potasio con agua.

Inductor auxiliar: 4.2 μ H.

Frecuencia real: 820 kHz.

*Esta información se toma después de obtener la resonancia en el circuito.

*El procedimiento se realiza de igual forma en todas las frecuencias.

ANEXO 4

En la Tabla 22, se presentan los resultados obtenidos a una frecuencia de 367.8 kHz en un intervalo de 3 minutos.

Tabla 22. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 367.8 kHz en 3 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I _{max} (A)	Corriente eficaz IRMS (A)	Potencia máxima P _{max} (W)	Potencia promedio P _{avg} (W)
1	5	0.479	2.3	1.39	9.30E-01	5.56	1.8
2	7.84	0.812	6.3	2.43	1.61	15.71	4.90

En la Tabla 23, se muestran las temperaturas obtenidas en el mismo intervalo y con la misma frecuencia.

Tabla 23. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 367.8 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor auxiliar (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
0	28.3	27.8	28.1
1	29.2	32.6	33.8
2	41.3	46.6	48.6

En la Tabla 24, se presentan los resultados obtenidos a una frecuencia de 367.8 kHz en un intervalo de 10 minutos.

Tabla 24. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 367.8 kHz en 10 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I _{max} (A)	Corriente eficaz IRMS (A)	Potencia máxima P _{max} (W)	Potencia promedio P _{avg} (W)
1	5	0.476	2.3	1.376	9.18E-01	5.66	1.83
2	7.84	0.767	6	2.408	1.637	15.71	5.10

En la Tabla 25, se muestran las temperaturas obtenidas en el mismo intervalo y con la misma frecuencia.

Tabla 25. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 367.8 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor auxiliar (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
1	33.2	36.4	37.5
2	48	53.5	54.8

En la Tabla 26, se presentan los resultados obtenidos a una frecuencia de 520 kHz en un intervalo de 3 minutos.

Tabla 26. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 520 kHz en 3 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I _{max} (A)	Corriente eficaz IRMS (A)	Potencia máxima P _{max} (W)	Potencia promedio P _{avg} (W)
1	5	0.581	2.9	1.568	1.014	6.33	2.07
2	8.18	0.942	7.7	2.5	1.721	17.63	5.15

En la Tabla 27, se muestran las temperaturas obtenidas en el mismo intervalo y con la misma frecuencia.

Tabla 27. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 520 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor auxiliar (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
0	28.5	29.6	29
1	31.1	38.8	34.5
2	41.5	59	45.7

En la Tabla 28, se presentan los resultados obtenidos a una frecuencia de 520 kHz en un intervalo de 10 minutos.

Tabla 28. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 520 kHz en 10 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I _{max} (A)	Corriente eficaz IRMS (A)	Potencia máxima P _{max} (W)	Potencia promedio P _{avg} (W)
1	5	0.576	2.8	1.54	1.00	6.352	2.01
2	8.18	0.915	7.4	2.55	1.71	17.64	5.32

En la Tabla 29, se muestran las temperaturas obtenidas en el mismo intervalo y con la misma frecuencia.

Tabla 29. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 520 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor auxiliar (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
1	32	41.8	35.4
2	45.2	63.6	49.4

En la Tabla 30, se presentan los resultados obtenidos a una frecuencia de 720 kHz en un intervalo de 3 minutos.

Tabla 30. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 720 kHz en 3 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I _{max} (A)	Corriente eficaz IRMS (A)	Potencia máxima P _{max} (W)	Potencia promedio P _{avg} (W)
1	5	0.52	2.6	1.33	8.99E-01	5.74	1.75
2	8.64	0.858	7.4	2.55	1.539	16.68	4.59

En la Tabla 31, se muestran las temperaturas obtenidas en el mismo intervalo y con la misma frecuencia.

Tabla 31. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 720 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor auxiliar (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
0	26.4	26.5	29.3
1	27.3	31	33.7
2	39.1	42.6	58.2

En la Tabla 32, se presentan los resultados obtenidos a una frecuencia de 720 kHz en un intervalo de 10 minutos.

Tabla 32. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 720 kHz en 10 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I_{max} (A)	Corriente eficaz I_{RMS} (A)	Potencia máxima P_{max} (W)	Potencia promedio P_{avg} (W)
1	5	0.499	2.4	1.312	8.89E-01	5.37	1.62
2	8.64	0.861	7.4	2.59	1.544	16.69	4.59

En la Tabla 33, se muestran las temperaturas obtenidas en el mismo intervalo y con la misma frecuencia.

Tabla 33. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 720 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor auxiliar (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
1	32.4	42.2	33.3
2	43.9	63.9	47.4

En la Tabla 34, se presentan los resultados obtenidos a una frecuencia de 820 kHz en un intervalo de 3 minutos.

Tabla 34. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 820 kHz en 3 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I _{max} (A)	Corriente eficaz IRMS (A)	Potencia máxima P _{max} (W)	Potencia promedio P _{avg} (W)
1	5	0.476	2.3	1.14	7.89E-01	5.16	1.44
2	9.18	0.848	7.7	2.6	1.478	16.94	3.91

En la Tabla 35, se muestran las temperaturas obtenidas en el mismo intervalo y con la misma frecuencia.

Tabla 35. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 3 minutos a una frecuencia de 820 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor auxiliar (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
0	28	29.6	28
1	30	37.5	39
2	39	57.5	40.2

En la Tabla 36, se presentan los resultados obtenidos a una frecuencia de 820 kHz en un intervalo de 10 minutos.

Tabla 36. Valores obtenidos del osciloscopio y la fuente de alimentación en la prueba a 820 kHz en 10 minutos.

Prueba	Voltaje de alimentación (V)	Corriente máxima de alimentación (A)	Potencia máxima de alimentación (W)	Corriente máxima I _{max} (A)	Corriente eficaz IRMS (A)	Potencia máxima P _{max} (W)	Potencia promedio P _{avg} (W)
1	5	0.483	2.4	1.14	8.00E-01	5.23	1.56
2	9.18	0.846	7.7	2.66	1.516	17.75	4.61

En la Tabla 37, se muestran las temperaturas obtenidas en el mismo intervalo y con la misma frecuencia.

Tabla 37. Temperatura obtenida con la cámara termográfica en el circuito resonante en 10 minutos a una frecuencia de 820 kHz.

Prueba	Temperatura en fluido ferromagnético (°C)	Temperatura en inductor auxiliar (°C)	Temperatura en emulador de tejido (°C)
1	32.3	39.3	32.7
2	43	67.5	45.5

ANEXO 5

A continuación, se muestran los resultados de las frecuencias de 367.8 kHz a 820 kHz, en tiempos de 3 y 10 minutos respectivamente.

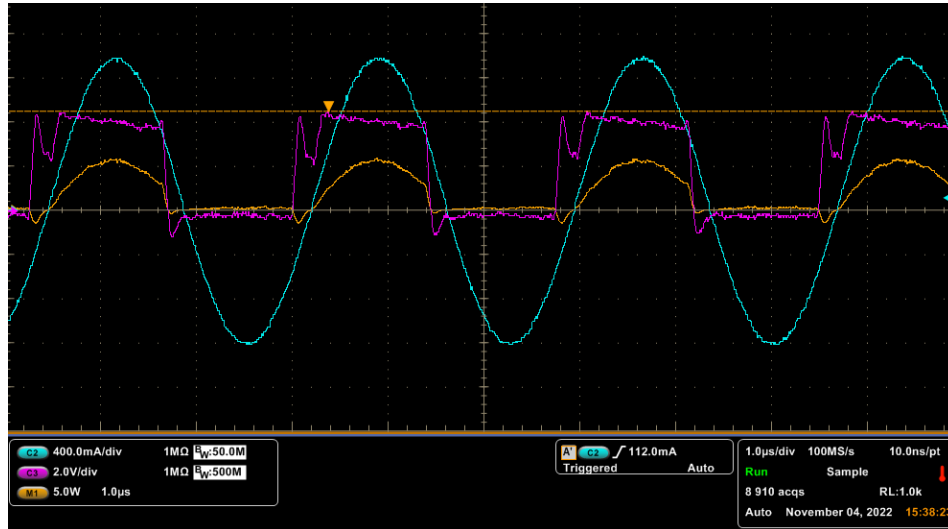


Figura 63. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 367.8 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

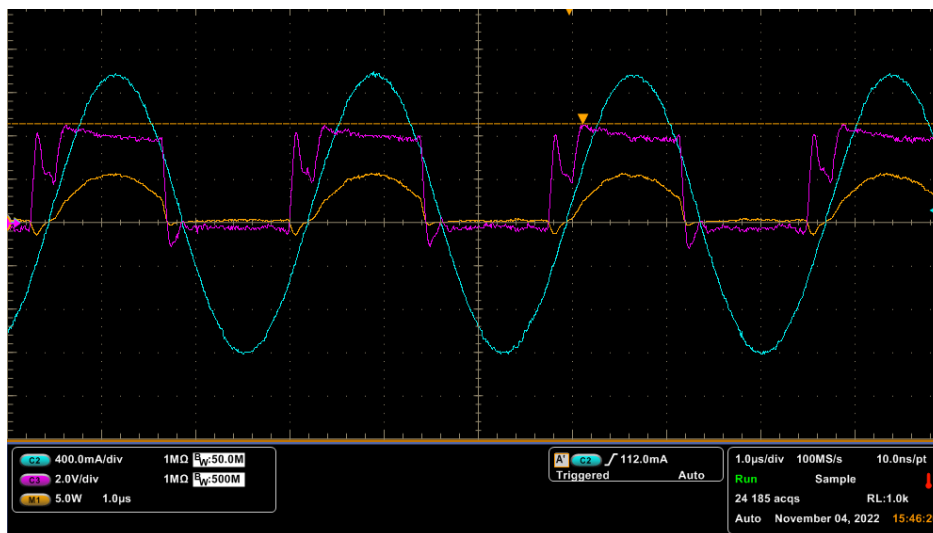


Figura 64. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 367.8 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 10 minutos.

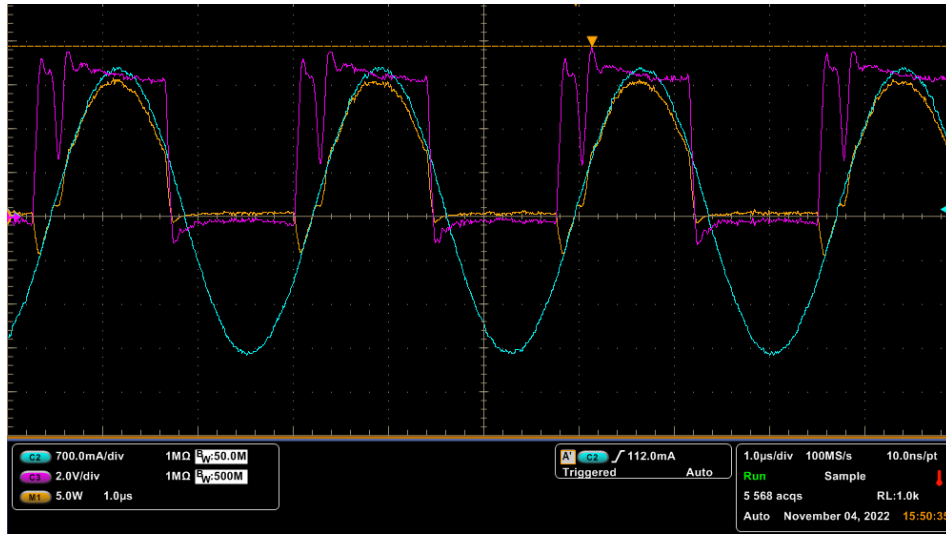


Figura 65. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 367.8 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 7.84 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

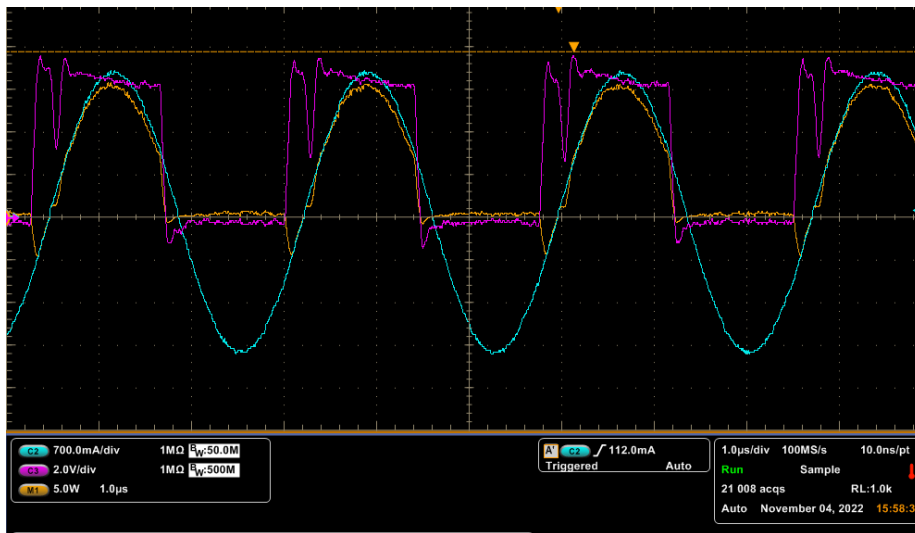


Figura 66. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 367.8 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 7.84 V (+) en un intervalo de 10 minutos.

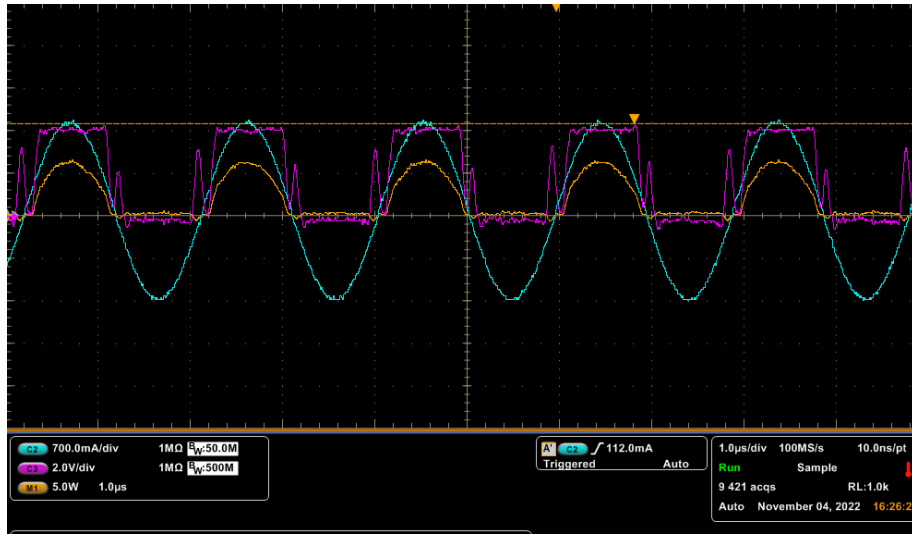


Figura 67. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 520 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

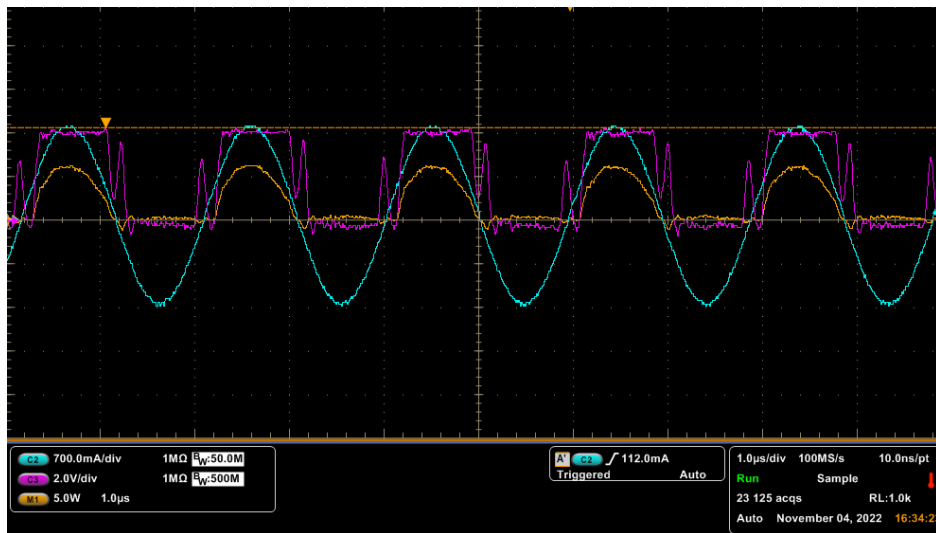


Figura 68. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 520 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 10 minutos.

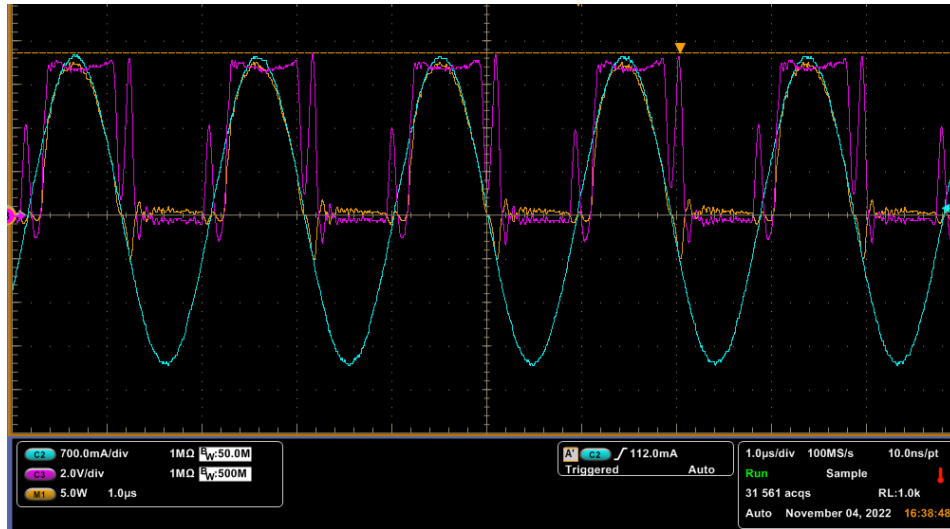


Figura 69. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 520 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 8.18 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

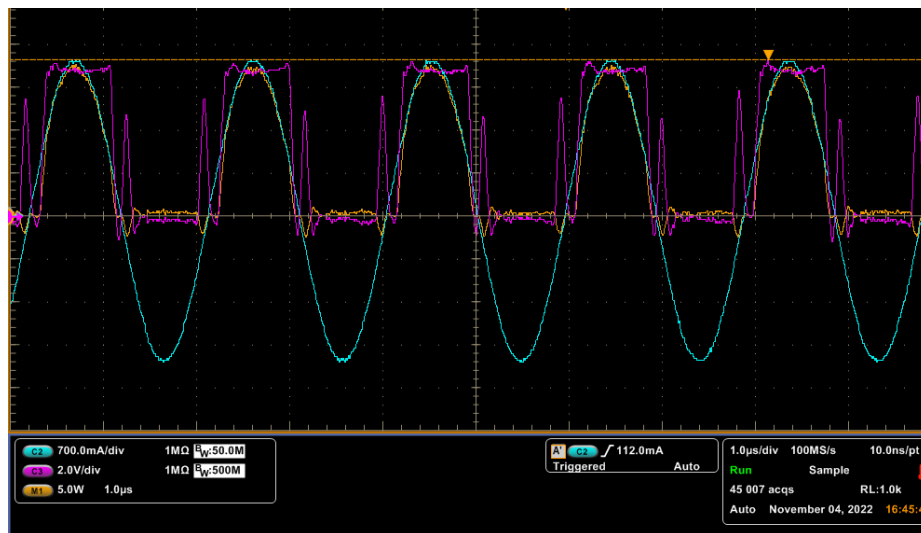


Figura 70. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 520 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 8.18 V (+) en un intervalo de 10 minutos.

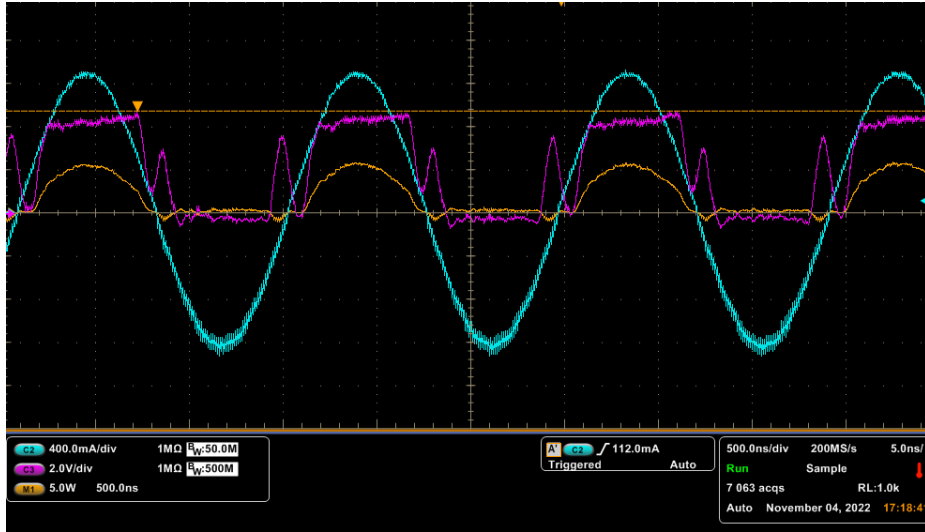


Figura 71. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 720 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

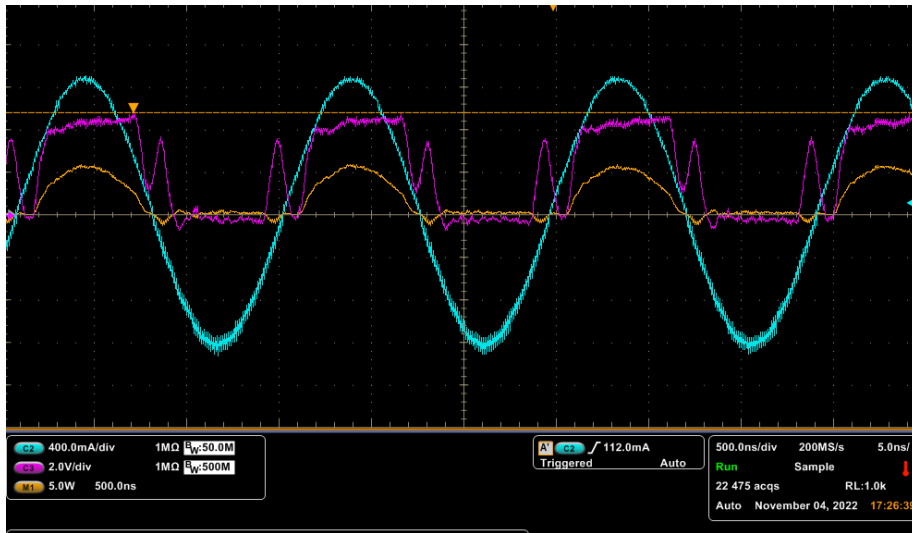


Figura 72. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 720 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 10 minutos.

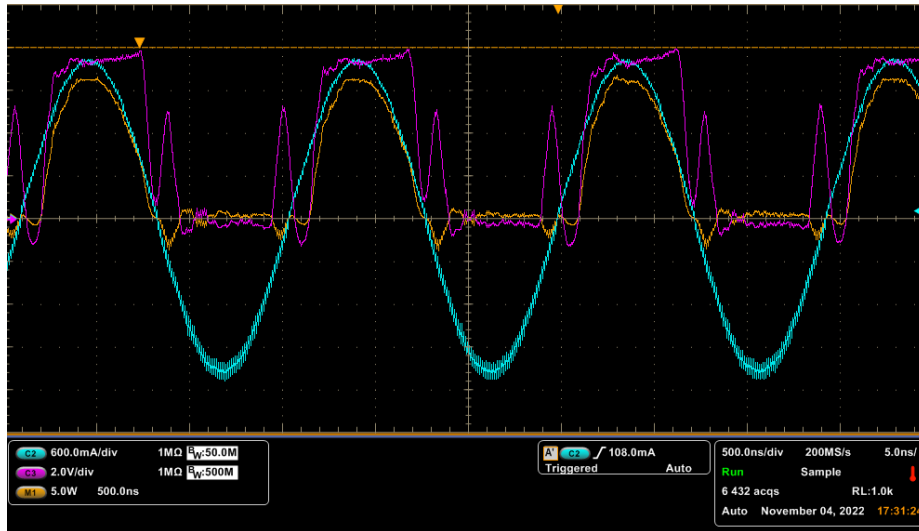


Figura 73. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 720 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 8.64 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

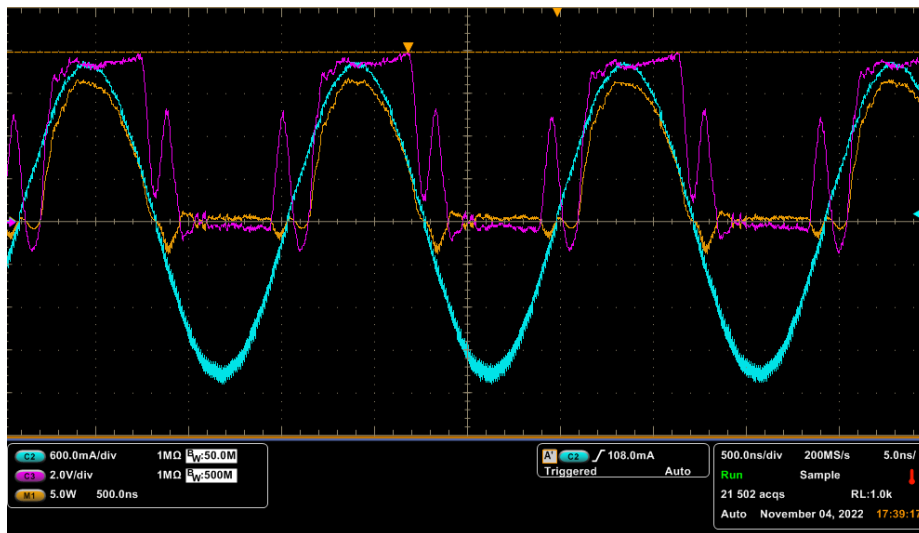


Figura 74. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 720 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 8.64 V (+) en un intervalo de 10 minutos.

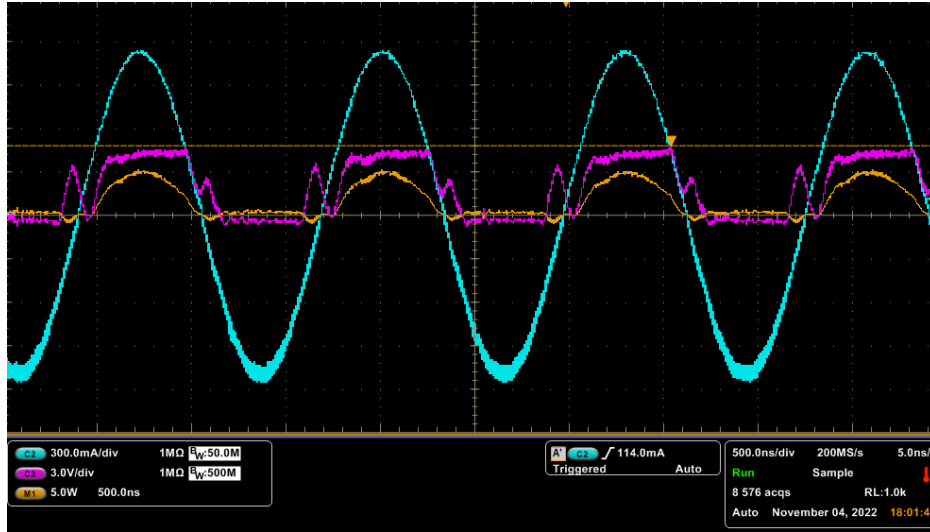


Figura 75. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 820 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

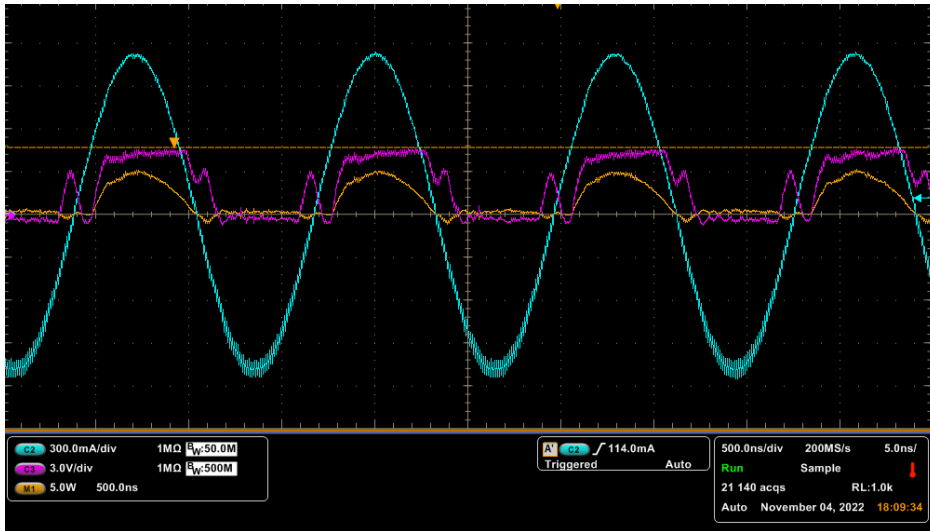


Figura 76. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 820 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 5 V (+) en un intervalo de 10 minutos.

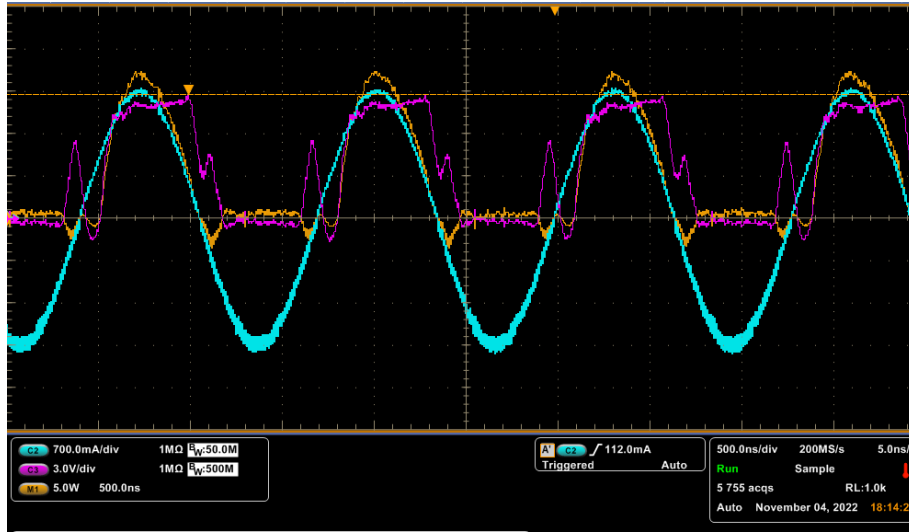


Figura 77. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 820 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 9.18 V (+) en un intervalo de 3 minutos.

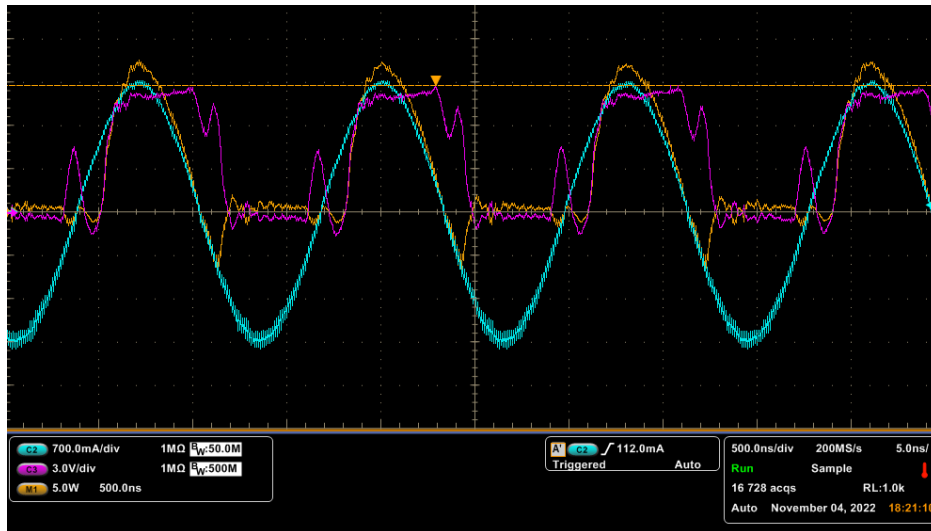


Figura 78. Valores obtenidos del tanque resonante en el osciloscopio a una frecuencia de 820 kHz, potencia máxima (+), corriente máxima (+) y voltaje de 9.18 V (+) en un intervalo de 10 minutos.