

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Excitación de nanopartículas superparamagnéticas
coloidales mediante un campo magnético para la
generación de ultrasonido con uso potencial en
aplicaciones biomédicas

Tesis que presenta

Joel Daniel Courtois Pérez

Para obtener el grado de

Maestro en ciencias

En la especialidad de

Ingeniería eléctrica

Directores de tesis:

Dra. Ivonne Bazán Trujillo

Dr. Arturo Vera Hernández

Ciudad de México

Octubre, 2019

DEDICATORIA

A mi familia por su apoyo incondicional y por alentarme
para continuar con mis estudios

AGRADECIMIENTOS

A mi madre por el apoyo, cariño y comprensión.

A mis abuelos por el cariño, consejos y enseñanzas.

A mi hermana por el apoyo incondicional.

Al Dr. Arturo Vera Hernández por su confianza en mí, permitirme ser parte de su grupo de trabajo y transmitirme su conocimiento y experiencia.

Al Dr. Lorenzo Leija Salas por su confianza, apoyo y permitirme ser parte del laboratorio.

A la Dra. Ivonne Bazán Trujillo por transmitirme su conocimiento y colaborar con el proyecto.

Al Dr. Mario Ibrahín Gutiérrez por sus consejos, correcciones y compartir su conocimiento.

Al auxiliar de investigación M. en C. Rubén Pérez Valladares por su ayuda en las mediciones realizadas, por el conocimiento transmitido y por las correcciones realizadas a este trabajo.

Al auxiliar de investigación M. en C. José Hugo Zepeda por transmitir su conocimiento, la ayuda en las mediciones realizadas y por las ideas aportadas para la realización de este proyecto.

A mis compañeros de laboratorio Carlos, Héctor y Chuc por su apoyo y amistad, en especial a Ilse, Tony, Rafa y Adriana por sus consejos.

A mis compañeros de generación, especialmente a Texar, Jorge y Ana por estar presente no solo en esta etapa de mi vida, sino en todo momento buscando lo mejor para mi persona.

A los compañeros del laboratorio 11 por los buenos momentos compartidos y por recibirme como uno más de ellos, en especial a Jenniffer.

A los técnicos del taller, por todos los trabajos realizados para que este proyecto pudiera llegar a buen puerto

Finalmente, gracias a Fabian Sol, Jesús Belman y Sergio Gómez por su amistad, apoyo y ser mi otra familia desde que estamos en esta ciudad.

AGRADECIMIENTOS ESPECIALES

Al Centro de Investigación y de Estudios Avanzados (CINVESTAV) por permitirme realizar mis estudios de Maestría en Ciencias con especialidad en ingeniería eléctrica.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el apoyo económico durante estos dos años con los que pude realizar los estudios de maestría.

RESUMEN DE LA TESIS

Las tecnologías ultrasónicas hoy día han avanzado de tal manera que podemos encontrar cientos de aplicaciones en el área médica, las cuales se dividen en dos categorías principales: diagnóstico y terapéutica.

El ultrasonido de diagnóstico es una técnica no invasiva que permite obtener imágenes dentro del cuerpo, éste es generalmente considerado como seguro debido a que no produce radiación ionizante.

Por otro lado, en la terapéutica el objetivo principal es interactuar con los tejidos para que estos puedan ser modificados o destruidos, ya sea mover o calentar el tejido, disolver coágulos o administrar fármacos a sitios específicos en el cuerpo.

Debido a la complejidad de los tejidos biológicos las ondas ultrasónicas sufren atenuación lo que puede traer diversas complicaciones, tales como la disminución de la calidad de las imágenes o el calentamiento en tejidos y huesos.

Estudios recientes han demostrado que es posible generar ondas ultrasónicas a partir de la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas, lo cual podría ser una técnica que evite las complicaciones que se tienen hoy en día con las técnicas convencionales, esto debido a que las nanopartículas pueden ser enviadas a diferentes partes del cuerpo y así evitar la atenuación que se da por medio del aire y los huesos, ya que el ultrasonido se genera en el mismo lugar al que se quiere llegar.

Este trabajo emplea la técnica antes mencionada para la generación de ondas ultrasónicas de manera remota. Se realizaron experimentos con diferentes ferrofluidos para observar la relación entre el campo magnético aplicado, las nanopartículas magnéticas y las ondas acústicas generadas. Asimismo, se realizaron modelos de la distribución de presión acústica a través de un tubo de vidrio utilizado como guía de ondas acústicas y de la distribución de campo magnético generado por una bobina por la cual circula agua.

ABSTRACT

Ultrasonic technologies today have advanced in such a way that we can find hundreds of applications in the medical area, which are divided into two main categories: diagnostic and therapeutic.

Diagnostic ultrasound is a noninvasive technique that allows images to be obtained inside the body, this is generally considered safe because it does not produce ionizing radiation.

on the other hand, in therapeutics the main objective is to interact with the tissues so that they can be modified or destroyed, either moving or heating tissue, dissolving clots or administering drugs to specific sites in the body.

Due to the complexity of biological tissues, ultrasonic waves suffer attenuation which can bring various complications, such as decreased image quality or warming up tissues and bones.

Recent studies have shown that it is possible to generate ultrasonic waves from the induction of magnetic field to magnetic nanoparticles, which could be a technique that avoids the complications that are available today with conventional techniques, because nanoparticles can be sent to different parts of the body and thus avoid the attenuation that occurs through air and bones, since ultrasound is generated in the same place we want to reach.

This work employs the aforementioned technique for the generation of ultrasonic waves remotely. Experiments with different ferrofluids were conducted to observe the relationship between the applied magnetic field, the magnetic nanoparticles and the acoustic waves generated. Models of the acoustic pressure distribution were also made through a glass tube used as an acoustic waveguide and the magnetic field distribution generated by a coil through which water circulates.

INDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN.....	18
1.1 Organización de la tesis	18
2. ANTECEDENTES.....	20
2.1 Ultrasonido	20
2.2 Ecuación de propagación	21
2.2.1 Ecuación de propagación para ondas planas	22
2.3 Características de las ondas ultrasónicas	26
2.3.1 Velocidad del sonido	26
2.3.2 Longitud de onda.....	27
2.3.3 Impedancia acústica.....	28
2.3.4 Reflexión	28
2.3.5 Refracción	30
2.3.6 Difracción	31
2.3.7 Absorción	31
2.3.7.1 Viscosidad	32
2.3.7.2 Conducción térmica	33
2.3.7.3 Relajación térmica molecular.....	35
2.3.8 Atenuación	36
2.3.9 Intensidad acústica.....	37
2.3.10 Presión acústica.....	38
2.4 Campos magnéticos.....	38
2.4.1 Ley de Biot-Savart.....	39
2.4.2 Ley de los circuitos de Ampère	42
2.4.3 Densidad de flujo magnético	42

2.4.4	Magnetización	43
2.4.4.1	Clasificación de los materiales magnéticos	45
2.4.5	Inductores e inductancias.....	46
2.5	Nanopartículas	49
2.5.1	Nanopartículas magnéticas.....	49
2.5.2	Ferrofluidos	51
2.5.3	Magnetita	52
2.6	Mecanismos que actúan en la generación de ondas ultrasónicas por inducción campo magnético a nanopartículas magnéticas coloidales.	54
2.6.1	Fuerzas magnéticas.....	55
2.6.2	Magnetostricción	57
2.6.2.1	Dominios.....	57
2.6.2.2	Fenómeno magnetostrictivo.....	59
2.6.3	Movimientos Brownianos	60
2.7	Método de elementos finitos.....	61
2.7.1	COMSOL Multiphysics	61
3.	ESTADO DEL ARTE	63
3.1	Modelado de la propagación de ondas acústica a través de una guía de ondas de vidrio.	63
3.2	Generación de ondas ultrasónicas mediante inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas	64
4.	PLANTEAMIENTO DEL PROYECTO	66
4.1	Definición del problema	66
4.2	Justificación de la tesis	66
4.3	Objetivos de la tesis.....	67
4.3.1	Objetivo general	67

4.3.2	Objetivos específicos	67
5.	METODOLOGÍA.....	69
5.1	Caracterización del prototipo de Inducción magnética de la compañía Cybernetics.	69
5.1.1	Caracterización del campo magnético	72
5.2	Medición del incremento de temperatura en nanopartículas magnéticas por inducción de campo magnético.....	73
5.3	Modelado por el método de elemento finito.....	75
5.3.1	Modelado de la distribución de presiones acústicas a través de un tubo de vidrio utilizado como guía de ondas acústicas.....	75
5.3.1.1	Condiciones iniciales	75
5.3.1.2	Geometría del sistema.....	76
5.3.1.3	Mallado y condiciones de contorno.....	76
5.3.1.4	Ecuaciones del dominio	77
5.3.1.5	Propiedades de los materiales.....	78
5.3.2	Modelado del campo magnético emitido por una bobina de tubo de cobre por la que circula agua.....	78
5.3.2.1	Condiciones iniciales	79
5.3.2.2	Geometría del sistema.....	79
5.3.2.3	Ecuaciones del dominio	80
5.3.2.4	Propiedades de los materiales.....	81
5.4	Experimentación con las longitudes óptimas obtenidas del modelo de la distribución de presiones acústicas en un tubo de vidrio utilizado como guía de ondas	81
5.5	Modificación del prototipo de Cybernetics para el incremento de la frecuencia del campo magnético.....	83
5.5.1	Construcción de las bobinas	84

5.5.2	Diseño del circuito LC utilizando arreglos de capacitores	85
5.6	Protocolo de medición de la señal acústica generada por la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas	87
6.	RESULTADOS Y DISCUSIONES	89
6.1	Resultados de la caracterización del prototipo de inducción magnética de la compañía Cybernetics	89
6.1.1	Resultado de la caracterización del campo magnético	90
6.2	Resultado de la medición del incremento de temperatura en las nanopartículas magnéticas por inducción de campo magnético	91
6.3	Resultados del modelado por método de elemento finito	94
6.3.1	Resultados del modelado de la distribución de presiones acústicas a través un tubo de vidrio utilizado como guía de ondas.	94
6.3.2	Resultados del modelado del campo magnético emitido por una bobina de tubo de cobre por la que circula agua.	97
6.4	Resultados de la validación mediante experimentación de las longitudes óptimas de tubo de vidrio utilizado como guía de ondas acústicas obtenidas del modelado.....	100
6.5	Modificación del prototipo de Cybernetics para el incremento de la frecuencia del campo magnético	101
6.5.1	Construcción de las bobinas	102
6.6	Resultados de la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas para la generación de ondas ultrasónicas empleando el protocolo realizado.....	103
7.	CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS	111
7.1	Conclusiones	111
7.2	Perspectivas y trabajo a futuro	114
8.	REFERENCIAS	116

9. APENDICE 1 120

10. APÉNDICE 2..... 126

INDICE DE FIGURAS

Fig. 2.1. Reflexión y transmisión a través de una interfaz. El ángulo del haz reflejado y de haz transmitido se desplazan con respecto al ángulo del haz incidente [4].....	29
Fig. 2.2. a) Refracción cuando c_2 es mayor que c_1 b) refracción cuando c_2 es menor que c_1 [4].	30
Fig. 2.3. Campo magnético dH en P debido al elemento de corriente $I dl$ [10].	40
Fig. 2.4 Distribuciones de corriente: (a) corriente lineal, (b) corriente superficial, (c) corriente volumétrica [10].....	41
Fig. 2.5. (a) Electrón en órbita alrededor del núcleo; (b) giro de un electrón. ...	43
Fig. 2.6. Momento magnético dipolar en una unidad de volumen Δv (a) antes de aplicar B ; (b) después de aplicar B [10].	44
Fig. 2.7. Curva $B - B_0$ para los materiales ferromagnéticos, paramagnéticos, diamagnéticos y el vacío [12].....	46
Fig. 2.8. Campo magnético producido por un flujo de corriente eléctrica.	47
Fig. 2.9. Interacción magnética entre dos circuitos.	48
Fig. 2.10. Espira circular de pared d	49
Fig. 2.11. Estructura básica de una nanopartícula empleada para aplicaciones biomédicas [13].....	50
Fig. 2.12. Esquema de un ferrofluido tomado de Ferrotec [13].	51
Fig. 2.13. a) Estructura cubica de espinela inversa de la magnetita b) Cristales de magnetita [19].	53
Fig. 2.14. Estructura de dominios en un material policristalino.	58
Fig. 2.15. Cambio gradual de la orientación del momento dipolar magnético a través de una pared de dominio [12].....	58
Fig. 5.1. Prototipo de inducción de Cybernetics.....	69
Fig. 5.2. Diagrama esquemático del prototipo de inducción de Cybernetics.....	70
Fig. 5.3. Fuente de alimentación modelo 12V 10 ^a SMPS.	71
Fig. 5.4. Kit de enfriamiento modelo IHWK-4M.	71
Fig. 5.5. Sensor de campo magnético ETS-EMCO 7405.....	72

Fig. 5.6. Diagrama de conexiones para la medición de la densidad de flujo magnético producida por el prototipo de Cybernetics.	73
Fig. 5.7. Diagrama de mediciones de temperatura en ferrofluidos.....	74
Fig. 5.8. a) Geometría axisimétrica utilizada para obtener la longitud óptima de la guía de ondas. b) dimensiones del tubo de vidrio.....	76
Fig. 5.9. Modelo 3d de la bobina del prototipo de Cybernetics.	79
Fig. 5.10. a) Geometría axisimétrica del modelo b) ampliación de las espiras de la bobina del modelo.....	80
Fig. 5.11. Configuración experimental. El hidrófono es insertado en el extremo superior del tubo de vidrio y el transductor genera la señal desde la parte inferior del tubo.	82
Fig. 5.12. Montaje realizado para obtener la señal acústica transmitida a través del tubo de vidrio.....	82
Fig. 5.13. Gráfico de sensibilidad del hidrófono HNP-1000 de OndaCorp.	84
Fig. 5.14. Tubo de cobre flexible de 3/16”.....	85
Fig. 5.15. Relación de la frecuencia de resonancia y la capacitancia de un circuito LC con una bobina de 590 nH.	86
Figura 5.16. Diagrama de conexiones utilizado en la medición de la señal acústica generada por inducción de campo magnético a las nanopartículas magnéticas.	87
Fig. 5.17. Montaje realizado para obtener la señal acústica generada por inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas.....	88
Fig. 6.1. Simulación del circuito generador de campos magnéticos de Cybernetics.....	89
Fig. 6.2. Densidad de flujo magnético con respecto a la distancia del prototipo de Cybernetics. En rojo las mediciones realizadas, en verde la ecuación calculada mediante la interpolación de los datos obtenidos de las mediciones.....	91
Fig. 6.3. Mediciones de temperatura en 1 ml de agua bidestilada y en 1 ml de ferrofluido de la marca ferrotec de las series emg 607, 707 y 1111 tras aplicar campo magnético durante 120 s.....	92

Fig. 6.4. Mediciones de temperatura en 2 ml de ferrofluido de la marca ferrotec de las series emg 607, 707 y 1111 tras aplicar campo magnético durante 120 s.	93
Fig. 6.5. Presiones acústicas obtenidas del modelo FEM usando un tubo de vidrio como guía de ondas acústicas variando la longitud del tubo entre 113.9 mm y 500 mm.....	95
Fig. 6.6. Distribución de presión acústica obtenida del modelo FEM usando un tubo de vidrio de 273 mm como guía de ondas acústicas (mejor caso). La longitud del tubo de vidrio está dividida en cuatro partes. a) de 0 mm a 80 mm, b) de 80 mm a 160 mm, c) de 160 mm a 240 mm y d) de 240 mm a 320 mm.....	96
Fig. 6.7. Densidad de flujo magnético generada por la bobina. a) densidad de flujo magnético sobre toda la superficie. b) líneas de campo magnético generadas alrededor de la bobina.	98
Fig. 6.8. Representación 3D de la Densidad de flujo magnético generado por la bobina con un corte a través del eje x.	98
Fig. 6.9. Densidad de flujo magnético a través del eje de simetría del modelo FEM.	99
Fig. 6.10. Comparación entre la densidad de flujo magnético obtenida del modelo a través del eje de simetría y la obtenida de las mediciones con el sensor ETS-EMCO 7405.	99
Fig. 6.11. Señales transmitidas a través del tubo de vidrio obtenidas a través del hidrófono HNP-1000 con longitudes de tubo de vidrio de: a) 115.5 mm, b) 196.5 mm, c) 273 mm, d) 376.5 mm y e) 459 mm.	100
Fig. 6.12. Construcción de las bobinas. a) Corte y doblez del tubo flexible de cobre para formar la bobina. b) Armado y soldado de la placa sobre la que se monta el arreglo de capacitores. c) placa final con el arreglo de capacitores soldados a la bobina y con coples para adaptar la bobina al sistema de enfriamiento.	102
Fig. 6.13. Señal ultrasónica detectada por el hidrófono HNP-1000 en ausencia de nanopartículas (rojo), en nanopartículas (negro) y en nanopartículas bajo inducción de campo magnético (verde y azul). Las señales fueron desplazadas	

para una mejor apreciación por lo que no hay presiones negativas presentes.
..... 104

Fig. 6.14. Espectro de frecuencias de la señal obtenida de la inducción del campo magnético de 450 kHz al ferrofluido emg-607. 105

Fig. 6.15. Espectro de frecuencias de la señal obtenida de la inducción del campo magnético de 450 kHz al ferrofluido emg-707. 105

Fig. 6.16. Presión acústica relativa de las señales detectadas por el hidrófono a diferentes frecuencias en ferrofluidos de la serie emg-607 y emg-707..... 106

Fig. 6.17. Autocorrelación de la PSD de la señal acústica obtenida con un campo magnético de 450 kHz inducido a ferrofluido emg 607. 108

Fig. 6.18. Acercamiento de la figura 6.18 en una banda de frecuencias entre 1 MHz y 2.5 MHz. 109

Fig. 6.19. Autocorrelación de la PSD de la señal acústica obtenida con un campo magnético de 450 kHz inducido a ferrofluido emg 707. 109

Fig. 6.20. Acercamiento de la figura 6.20 en una banda de frecuencias entre 1.3 MHz y 2.5 MHz. 110

Fig. 9.1. Señal acústica normalizada obtenida de la inducción del campo magnético de 350 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-607..... 121

Fig. 9.2. Espectro de frecuencia de la señal acústica obtenida de la inducción del campo magnético de 350 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-607.
..... 122

Fig. 9.3. Señal acústica normalizada obtenida de la inducción del campo magnético de 350 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-707..... 122

Fig. 9.4. Espectro de frecuencia de la señal acústica obtenida de la inducción del campo magnético de 350 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-707.
..... 123

Fig. 9.5. Señal acústica normalizada obtenida de la inducción del campo magnético de 380 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-607..... 123

Fig. 9.6. Espectro de frecuencia de la señal acústica obtenida de la inducción del campo magnético de 380 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-607.
..... 124

Fig. 9.7. Señal acústica normalizada obtenida de la inducción del campo magnético de 380 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-707..... 124

Fig. 9.8. Espectro de frecuencia de la señal acústica obtenida de la inducción del campo magnético de 380 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-707.
..... 125

INDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Velocidad del sonido en algunos materiales [4].	27
Tabla 2.2. Permeabilidad relativa de algunos materiales [10].	45
Tabla 5.1. Propiedades de los ferrofluidos utilizados en la experimentación.	74
Tabla 5.2. Propiedades ultrasónicas de los materiales utilizados en el modelo acústico.	78
Tabla 5.3. Características de la bobina del prototipo de Cybernetics	79
Tabla 5.4. Propiedades magnéticas de los materiales utilizados en el modelo.	81
Tabla 5.5. Arreglo de capacitores utilizados para el diseño del circuito LC.	86
Tabla 5.6. Mediciones realizadas de la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas para la generación de ondas ultrasónicas bajo distintas condiciones.	88
Tabla 6.1. Resumen de las mediciones de temperatura realizadas durante la etapa unos y dos de la experimentación.	94
Tabla 6.2. Resumen de los picos máximos mostrados en la figura 6.6 del modelo FEM.	96
Tabla 6.3. Comparación de los resultados obtenidos en la simulación y la experimentación.	101
Tabla 6.4. Resultados de la medición de inductancia de las bobinas realizadas y error relativo con respecto al valor calculado.	102
Tabla 6.5. Resumen de las frecuencias de resonancia obtenidas de las bobinas construidas.	103
Tabla 6.6. Resumen de las mediciones de señal acústica generadas por inducción de campo magnético a los ferrofluidos emg-607 y emg-707.	107

1. INTRODUCCIÓN

Generalmente las ondas ultrasónicas se emiten a través de un transductor hacia el cuerpo humano, viajan a través de los tejidos biológicos, reflejándose en las diversas estructuras que encuentran a su paso y creando señales de múltiples ecos que cuando son adquiridas y procesadas proveen información sobre el estado de los tejidos. Debido a la complejidad de los tejidos estas ondas sufren atenuación lo que puede traer diversas complicaciones, tales como la disminución de la calidad de las imágenes o el calentamiento en tejidos y huesos en algunas técnicas como el ultrasonido focalizado [1][2].

Por otro lado, en los últimos años la nanotecnología ha surgido como un esfuerzo de investigación multidisciplinaria destinada a manipular y comprender aquellos materiales en escalas nanométricas mediante conceptos de ingeniería, biología, química, etc. Hoy en día la nanotecnología ha alcanzado cierto auge alrededor de las nanopartículas usándolas para diversas aplicaciones [3].

En esta tesis se propone el uso de nanopartículas magnéticas para la generación de ondas ultrasónicas mediante inducción de campo magnético, permitiendo así evitar complicaciones que existen hoy en día con las técnicas tradicionales de generación de ondas ultrasónicas.

1.1 Organización de la tesis

Este trabajo presenta el desarrollo de un protocolo eficiente para la generación de ondas ultrasónicas por inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas. Para lograr este objetivo se realizaron modelos que permitieran maximizar la transmisión de estas ondas acústicas a través de un tubo de vidrio utilizado como guía de dichas ondas, así como la caracterización del campo magnético inducido a las nanopartículas.

La investigación desarrollada en este trabajo se presenta en 9 capítulos. El capítulo 2, presenta todas aquellas definiciones y conceptos básicos de campos magnéticos, ondas ultrasónicas y nanopartículas magnéticas necesarios para la comprensión de este trabajo de tesis. Aquellos trabajos realizados por otros autores acerca de este tema son presentados en el capítulo 3. En el capítulo 4 se presenta el planteamiento del problema, así como el objetivo general y los objetivos específicos de este trabajo. La metodología desarrollada en torno a los experimentos realizados se expone en el capítulo 5. Los resultados obtenidos son mostrados en el capítulo 6. Las conclusiones son expuestas en el capítulo 7, los artículos y libros que sirvieron como base para el desarrollo de este trabajo se encuentran en el capítulo 8 y finalmente en el capítulo 9 se presentan los productos obtenidos de este proyecto de investigación.

2. ANTECEDENTES

La generación de forma remota de ultrasonido por medio de campos magnéticos es un importante desarrollo para evitar los inconvenientes de las técnicas tradicionales de generación de ondas ultrasónicas. Este desarrollo tecnológico, conlleva ciertos fenómenos que hacen que las ondas ultrasónicas se puedan generar cuando se aplica un campo magnético a nanopartículas magnéticas, por lo que es necesario entender los conceptos que describen a estos fenómenos.

En este capítulo se abordarán los conceptos básicos de ultrasonido, así como los principales mecanismos por los cuales se produce atenuación.

También se presenta la definición de campo magnético, así como las leyes que rigen a estos campos magnéticos: la ley de Biot-Savart y la ley de los circuitos de Ampère.

Es importante conocer acerca de las nanopartículas utilizadas para la generación de ondas ultrasónicas, por lo cual también se da una breve explicación acerca de los ferrofluidos, las nanopartículas magnéticas y su estructura.

Finalmente, se habla acerca de los fenómenos que participan en la generación de ondas ultrasónicas de acuerdo con la literatura: fuerzas magnéticas, magnetostricción y movimientos Brownianos.

2.1 Ultrasonido

El sonido, es la energía mecánica formada por una secuencia de compresiones y rarefacciones transmitida por ondas de presión a través de un medio, aquellos sonidos cuya frecuencia es mayor a los 20 kHz son denominados ultrasónicos [4].

La frecuencia, es el número de oscilaciones por segundo que las partículas en el medio vibran sobre su posición de reposo. La frecuencia es determinada

por el origen del sonido; las unidades utilizadas para la frecuencia son ciclos/segundo o Hertz [4].

Las aplicaciones de ultrasonido pueden ser divididas en dos grupos. En el primer grupo, la potencia es un factor importante. La energía del ultrasonido es usada en estas aplicaciones para realizar algún tipo de trabajo mecánico, o es convertida en calor a cierta distancia de la fuente de sonido; algunos ejemplos son soldaduras, reducción de fricción, perforación, terapia física y el procesamiento de líquidos; La potencia acústica usada en estas aplicaciones se encuentra en un rango entre unos pocos watts en laboratorios a varios kilowatts en la industria [5].

En la otra categoría, la potencia ultrasónica se encuentra usualmente en el rango de los microwatts o miliwatts. Estos equipos son utilizados para producir y detectar una señal ultrasónica, que, comúnmente son empleados para medir magnitudes físicas, detectar fallas o censar la condición de algún sistema [5].

2.2 Ecuación de propagación

El gas, líquido o sólido en que se propagan las ondas acústicas es su medio portador. En los fluidos, las partículas oscilan en la dirección de la propagación, es decir como ondas longitudinales. A diferencia de las ondas longitudinales, las ondas transversales pueden ser polarizadas. Las ondas longitudinales generan compresiones y rarefacciones siguiendo una ley ondulatoria. Para deducir la ecuación de propagación es necesario emplear las siguientes ecuaciones fundamentales: segunda ley de Newton, ecuación de continuidad y ecuación de los gases ideales[1].

2.2.1 Ecuación de propagación para ondas planas

La presión instantánea total P en un punto cualquiera del medio está formada por una presión estática P_0 y una presión incremental p , que se propaga gracias a la elasticidad del medio, de tal manera que:

$$P = P_0 + p, \quad (2.1)$$

A su vez, la densidad instantánea está dada por

$$\rho = \rho_0 (1 + s), \quad (2.2)$$

donde ρ_0 es la densidad media y s es la condensación. La variación de la posición respecto a la posición de reposo de una partícula es denominada desplazamiento de la partícula.

De la misma forma como sucede con la presión, un volumen sufre variaciones que pueden ser representadas como

$$V = V_0 + \tau, \quad (2.3)$$

donde V es el volumen total en un instante dado, V_0 el volumen medio y τ la variación del volumen debido a una onda acústica. Suponiendo un volumen de aire muy pequeño y que ocurra una diferencia de presiones en dirección x , el valor de la presión estática P_0 será igual a la razón de cambio de presión respecto a la distancia (gradiente de presión) por lo que la fuerza neta será:

$$F_x = - \left(\frac{\partial p}{\partial x} \Delta x \right) \Delta y \Delta z = - V \frac{\partial p}{\partial x} = - V \nabla p, \quad (2.4)$$

El signo negativo nos indica que la fuerza tiene sentido contrario al gradiente de presión.

Tomando en cuenta la segunda ley de Newton y considerando una masa constante, se divide el valor de la fuerza y la masa entre el volumen, obteniendo la siguiente ecuación:

$$-\nabla p = \rho \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} = \rho \frac{\partial^2 \vec{\zeta}}{\partial t^2}. \quad (2.5)$$

En la ecuación 2.5 \vec{v} es la velocidad vectorial promedio de las partículas dentro del pequeño volumen y $\vec{\zeta}$ el desplazamiento de la partícula. Se representa mediante una derivada parcial en lugar de una derivada total debido al pequeño valor de desplazamiento y velocidad. La densidad instantánea se puede aproximar a la densidad media, lo que origina un error muy pequeño. Quedando la ecuación 2.5 de la siguiente forma

$$\nabla p = -\rho_0 \frac{\partial \vec{v}}{\partial t}. \quad (2.6)$$

Por otro lado, las propiedades de elasticidad de los gases se pueden expresar más objetivamente relacionando la variación de presión con la variación de volumen, esta relación está expresada en las leyes de los gases ideales

$$PV = \mathcal{R}T, \quad (2.7)$$

donde P es la presión total, V el volumen, T la temperatura absoluta y \mathcal{R} la constante de los gases ideales. En un proceso adiabático la relación entre el volumen y la presión es constante, de tal manera que

$$PV^\gamma = k \quad (2.8)$$

donde γ es la relación de calor específico a presión y volumen constante. Diferenciando la ecuación 2.8 y dividiendo entre sí misma tenemos que

$$\frac{dP}{p} = -\gamma \frac{dV}{V} \quad (2.9)$$

Debido a que p y τ son despreciables con respecto a P y V , se puede establecer que

$$\frac{p}{P_0} = -\gamma \frac{\tau}{V_0} = \gamma s. \quad (2.10)$$

Posteriormente, si consideramos la ecuación de continuidad, tomando en cuenta un número fijo de partículas dentro de un volumen variable, como la masa dentro del volumen permanece constante, el cambio en el volumen depende solo de la divergencia del desplazamiento. En el instante en el que ocurre un desplazamiento ζ_x paralelamente existe un desplazamiento diferente de tal manera que

$$V = (\Delta x + \frac{\partial \zeta_x}{\partial x} \Delta x) \Delta y \Delta z = V_0 + \tau, \quad (2.11)$$

despejando la variación del volumen debido a la onda acústica tenemos que

$$\tau = \frac{\partial \zeta_x}{\partial x} \Delta x \Delta y \Delta z = V_0 \frac{\partial \zeta_x}{\partial x}, \quad (2.12)$$

representado 2.12 de forma vectorial, tenemos

$$\tau = V_0 \nabla \cdot \vec{\zeta}; \quad (2.13)$$

derivando con respecto al tiempo

$$\frac{\partial \tau}{\partial t} = V_0 \nabla \vec{v}. \quad (2.14)$$

La ecuación 2.6 nos da la relación entre la presión acústica y la velocidad de las partículas, la ecuación 2.9 la presión acústica con el volumen y la ecuación 2.14 la relación entre el volumen y la velocidad. Permitténdonos con lo anterior obtener la ecuación de propagación de cualquiera de ellas al eliminar dos de las variables. Si sustituimos el valor de τ de la ecuación 2.13 en la ecuación 2.10 y derivando dos veces respecto al tiempo tenemos que

$$\frac{1}{p_0} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = -r \nabla \frac{\partial \vec{v}}{\partial t}, \quad (2.15)$$

tomando la divergencia de 2.6 tenemos que

$$\nabla^2 p = -\rho_0 \nabla \frac{\partial \vec{v}}{\partial t}, \quad (2.16)$$

eliminando la velocidad de 2.15 y 2.16 obtenemos

$$\nabla^2 p = \frac{\rho_0}{p_0 r} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}; \quad (2.17)$$

de la ecuación anterior definimos $\frac{p_0 r}{\rho_0} = c^2$ y sustituyéndolo obtenemos la siguiente ecuación

$$\nabla^2 p = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}; \quad (2.18)$$

la ecuación 2.18 es la ecuación diferencial de propagación o ecuación de onda de la presión acústica, la cual es aplicable para problemas isotrópicos e intensidades acústicas donde los fenómenos lineales son despreciables.

2.3 Características de las ondas ultrasónicas

A continuación, se mencionan las definiciones de algunos de los términos que se utilizan continuamente y las relaciones físicas entre estos.

2.3.1 Velocidad del sonido

La velocidad con que una sucesión de ondas viaja a través de un medio dado, depende de la naturaleza y condición del medio. La densidad del medio y su grado de elasticidad son los factores más significativos [1]. Para ondas longitudinales de sonido en líquidos o tejido, la ecuación que expresa la velocidad del sonido es:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad (2.19)$$

En esta ecuación B es una propiedad del medio llamada módulo de elasticidad. El módulo de elasticidad es una medición de la rigidez del material, que es, la resistencia del material a la compresión. ρ es la densidad del medio dada en Kg/m^3 [4].

La unidad del sistema internacional para representar la velocidad del sonido está dada en m/s. La velocidad en algunos materiales se muestra en la tabla 2.1

Un cambio en la temperatura produce un cambio tanto en el factor de compresibilidad como en la densidad. Sin embargo, estos cambios son de tal

magnitud y dirección que el resultado neto es un incremento en la velocidad para un incremento en la temperatura. En cualquier medio homogéneo, la velocidad de propagación de las ondas de sonido es la misma a todas las frecuencias [1].

Tabla 2.1. Velocidad del sonido en algunos materiales [4].

Material	Velocidad del sonido (m/s)
Aire	330
Agua	1480
Plomo	2400
Aluminio	6400
Grasa	1460
Sangre	1560
Musculo	1600
Hueso del cráneo	4080

2.3.2 Longitud de onda

La longitud de onda es la distancia entre dos picos, valles u otros puntos correspondientes a la onda [4]. Matemáticamente, una longitud de onda es igual a la velocidad de propagación dividida por la frecuencia de la vibración, es decir:

$$\lambda = c/f, \quad (2.20)$$

Donde c es la velocidad de propagación del sonido y f la frecuencia. Dicho de otro modo es la distancia que recorre la perturbación en un periodo [1].

2.3.3 Impedancia acústica

La impedancia acústica es la resistencia que opone un medio a las ondas acústicas que se propagan a través de este, esta impedancia está dada por el producto de la densidad del material (ρ) y su velocidad del sonido (c) [4]. Esto significa que

$$Z = \rho c, \quad (2.21)$$

Donde Z es conocida como la impedancia característica del material. El nombre de “impedancia acústica” proviene de hacer una analogía con la ley de ohm y la “impedancia eléctrica”, la cual relaciona el voltaje (V) y la corriente (I), de tal manera que $Z = V/I$ [6]. Partiendo de esta analogía podemos definir la impedancia acústica como la razón entre la presión sonora (P) y la velocidad de las partículas (v) con

$$Z = \frac{P}{v}; \quad (2.22)$$

la ecuación 2.21 es utilizada para medios libres de pérdidas, mientras 2.22 representa una impedancia compleja para medios con pérdidas.

2.3.4 Reflexión

Cuando un haz ultrasónico incide una interfaz formada por dos materiales con diferentes impedancias acústicas, una parte de la energía del haz es reflejada y la otra transmitida [4]. La superficie de contacto entre ambos se denomina interfaz acústica. La amplitud de la onda reflejada depende de la diferencia de impedancia acústica de los dos materiales que forman la interfaz.

Cuando una onda de sonido sufre la reflexión en una superficie, el ángulo que la onda reflejada forma con la normal en el punto de incidencia, es igual al ángulo que el haz incidente forma con la misma normal, permaneciendo las tres en el mismo plano. Hay dos tipos de reflexiones: difusa y regular. Si las irregularidades de la superficie son comparables en dimensiones con la longitud de onda involucrada, tendrá lugar la reflexión difusa; si la superficie es relativamente uniforme, es decir, si las irregularidades de la superficie son pequeñas comparadas con la longitud de onda, ocurrirá la reflexión regular [1].

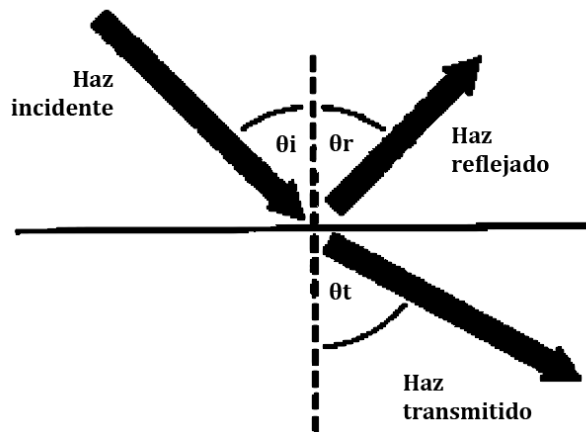


Fig. 2.1. Reflexión y transmisión a través de una interfaz. El ángulo del haz reflejado y de haz transmitido se desplazan con respecto al ángulo del haz incidente [4].

La relación entre la energía reflejada (P_r) y la energía incidente (P_i), se denomina coeficiente de reflexión (R) y está dado por:

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}, \quad (2.23)$$

Donde Z_2 es la impedancia acústica en el lado distal de la interfaz y Z_1 la impedancia acústica en el lado proximal [4].

2.3.5 Refracción

En un medio homogéneo el sonido tiende a alejarse de la fuente en forma esférica. Si la elasticidad o densidad del medio no es la misma en todas direcciones, el frente de onda puede desviarse y cambiar la dirección de la propagación. Este fenómeno se conoce como refracción [1]. Es decir la refracción se refiere a un cambio de dirección del haz transmitido en la interfaz, lo que da como resultado que el haz transmitido surja en una dirección diferente del haz incidente (Fig. 2.2) [4].

La cantidad de energía refractada está determinada por la ley de Snell. La ley de Snell relaciona la dirección del haz transmitido con la dirección del haz incidente y la velocidad del sonido en los dos materiales que forman la interfaz [4]. La ley de Snell establece que:

$$\frac{\sin\theta_t}{\sin\theta_i} = \frac{c_2}{c_1}, \quad (2.24)$$

Donde c_2 es la velocidad del sonido del haz transmitido, c_1 la velocidad del sonido del haz incidente, θ_t el ángulo del haz transmitido y θ_i el ángulo del haz incidente.

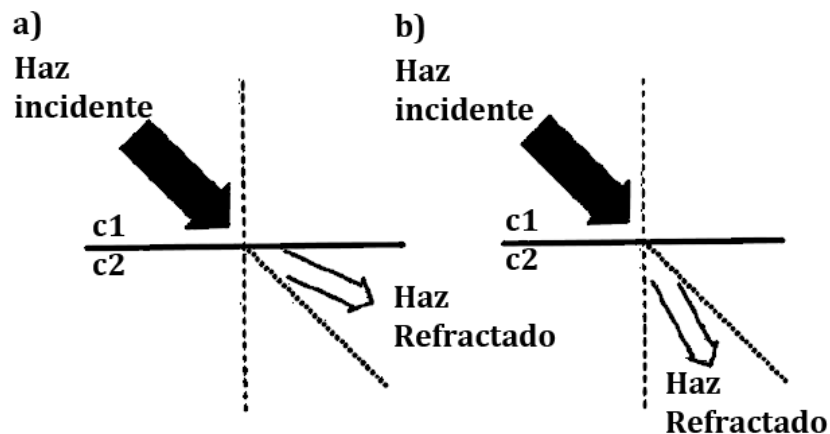


Fig. 2.2. a) Refracción cuando c_2 es mayor que c_1 b) refracción cuando c_2 es menor que c_1 [4].

2.3.6 Difracción

El termino difracción se refiere a la distorsión de campo acústico causada por la presencia de un obstáculo [1].

Cuando un disturbio ondulatorio incide en una abertura de una pared, algo de su energía pasa a través de las aberturas. Si la abertura es pequeña comparada con la longitud de onda, el disturbio sufrirá una acentuada dispersión en la región posterior a la pared. En tal caso, la abertura actúa en cierto aspecto, como una fuente de energía para la región posterior [1].

El mismo fenómeno se presenta en los bordes de cualquier barrera que impida la propagación libre del sonido. El sonido tiende a rodear el obstáculo a las bajas frecuencias.

Si la abertura es del orden de magnitud de la longitud de onda o mayor, habrá poca dispersión. Pero en caso contrario, si la abertura es del orden de magnitud menor que la longitud de onda se producirá una reflexión de ecos en múltiples direcciones [2].

2.3.7 Absorción

La efectividad de un material para absorber el sonido se denomina coeficiente de absorción y en general varía notablemente con la frecuencia; representa la fracción de la energía absorbida comparada con la energía total incidente. La alta absorción de una superficie puede ser conveniente o inconveniente, depende de la aplicación que se quiera llevar a cabo [1]. A continuación, se explican con mayor detalle los mecanismos por los cuales se produce la absorción sobre una superficie.

2.3.7.1 Viscosidad

La ecuación no lineal de Navier Stokes es el resultado de un análisis tensorial bastante elaborado en el que los efectos de la viscosidad se mantienen en el desarrollo de la ecuación de fuerza [7]. El resultado de esta derivación más general en ausencia de fuerzas externas es:

$$\rho\left(\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla)\vec{u}\right) = -\nabla p + \left(\frac{3}{4}\eta + \eta_B\right)\nabla(\nabla \cdot \vec{u}) - \eta\nabla \times \nabla \times \vec{u}; \quad (2.25)$$

Los coeficientes de viscosidad η y η_B tienen unidades en Pascales por segundo ($Pa \cdot s$). El coeficiente de tensión cortante η puede ser medido directamente. Mientras que η se manifiesta claramente en el flujo cortante, en realidad es una medida del momento de difusión por colisiones moleculares entre regiones del fluido que poseen diferentes velocidades netas; provocando una resistencia a su movimiento lo que da como resultado una absorción incluso en movimientos longitudinales puros. El coeficiente de viscosidad de volumen η_B es cero en gases monoatómicos pero puede ser finito en otros fluidos [7].

Estos procesos viscosos requieren tiempo para que el sistema se acerque a un estado de equilibrio cuando la densidad y la temperatura del fluido cambian por expansión o compresión, estos retrasos en el tiempo generan una transformación de energía acústica en energía térmica aleatoria [7].

El término $\eta\nabla \times \nabla \times \vec{u}$ representa la disipación de la energía acústica tomando en cuenta la turbulencia, el flujo laminar y la vorticidad. Mientras estos efectos pueden ser dominantes en situaciones de nanoacústica, en acústica lineal estos efectos se limitan a pequeñas regiones cercanas a las fronteras y son de menor importancia [7][8].

Cuando el lado izquierdo de la ecuación 2.25 es linealizado utilizando la ecuación linealizada de continuidad

$$\nabla \cdot \vec{u} = -\frac{\partial s}{\partial t} \quad (2.26)$$

y la velocidad del sonido adiabática

$$p = \rho_0 c_s^2, \quad (2.27)$$

lo que nos da una ecuación de onda con pérdidas

$$\left(1 + \tau_s \frac{\partial s}{\partial t}\right) \nabla^2 p = \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2}, \quad (2.28)$$

Donde τ_s es el tiempo de relajación y c es la velocidad del sonido termodinámica, determinada por $c^2 = (\partial p / \partial \rho)$. Si asumimos un movimiento monofrecuencial $\exp(j\omega t)$, esta ecuación de onda es reducida a la ecuación de Helmholtz

$$\nabla^2 p + k^2 p = 0, \quad (2.29)$$

donde $k = (\omega/c) / (1 + j\omega\tau_s)^{1/2}$.

2.3.7.2 Conducción térmica

Otro de los mecanismos que produce absorción es la conducción térmica. Obtener un coeficiente térmico de la conducción térmica con pérdidas requiere un análisis elaborado sobre termodinámica, por lo que a continuación se presenta una forma general de obtener la absorción térmica simplificando algunos cálculos basándonos en la teoría de los gases perfectos [7].

Cuando un fluido es sujeto a un proceso acústico, las regiones con compresiones tendrán una mayor temperatura que aquellas regiones con

rarefacciones [7]. Si asumimos un plano p de frecuencia angular ω y una propagación constante k viajando en una dirección $+x$, entonces en un gas perfecto sin pérdidas con una temperatura absoluta en equilibrio T_{eq} , la temperatura puede ser encontrada por la ecuación de estado y la ecuación que describe un proceso adiabático

$$T = T_{eq} + T_{eq}(\gamma - 1) s, \quad (2.30)$$

donde $s = p / \rho_0 c^2$. Para una onda con una amplitud P , la magnitud de la fluctuación de la temperatura es

$$T - T_{eq} = + T_{eq}(\gamma - 1) \frac{P}{\rho_0 c^2}; \quad (2.31)$$

De la teoría cinética sabemos que, la energía cinética de traslación en un gas perfecto es proporcional a la temperatura. El cambio en la energía térmica está relacionado con el cambio en temperatura por

$$\frac{\Delta q}{\Delta t} = c_p \rho_0 \frac{\partial T}{\partial t}, \quad (2.32)$$

Donde c_p es el calor específico a presión constante y Δq es la ganancia en energía térmica de una unidad de volumen de gas. El proceso de difusión es descrito por la ecuación de difusión, que en términos de la temperatura es descrito por

$$\frac{\partial T}{\partial t} = \frac{k}{c_p \rho_0} \nabla^2 T, \quad (2.33)$$

Donde k es la conductividad térmica. Combinando 2.32 y 2.33, tenemos que

$$\frac{\Delta q}{\Delta t} = k\nabla^2 T; \quad (2.34)$$

La integración de 2.34 en un volumen de gas, nos proporciona la tasa instantánea de pérdida de energía acústica en el volumen. El tiempo promedio de esto durante un periodo de movimiento nos dará la tasa promedio de pérdida de energía acústica [7].

2.3.7.3 Relajación térmica molecular

La absorción acústica puede ser predicha tomando en cuenta la estructura interna de las moléculas y su interacción entre ellas, la interacción que estas tienen conlleva a mecanismos de vibración interna, rotación, ionización y orden de corto alcance [7]. El 80% de la energía es atenuada por estos mecanismos a nivel molecular [6].

El tiempo necesario para que la energía sea transferida por el movimiento de translación de la molécula en estados internos comparado con los procesos acústicos determina la cantidad de energía acústica que será convertida en energía térmica durante la transición. Si el periodo de la excitación acústica es largo comparado con el tiempo de relajación del estado de energía interno ($\omega\tau < < 1$), entonces el estado se reacomoda exitosamente; el desfase es pequeño, así que la fracción de energía perdida es pequeña en cada periodo de movimiento. Por otro lado, si el periodo de la excitación acústica es mucho más corto que el tiempo de relajación ($\omega\tau \gg 1$), el estado de la energía interna no es reacomodado antes de que las condiciones se inviertan y la pérdida de energía es pequeña. Para periodos cercanos al tiempo de relajación ($\omega\tau \sim 1$), la pérdida de energía por periodo es maximizada [7].

El coeficiente de absorción debido a la excitación por vibraciones en las moléculas (α_M) está definido por

$$\frac{\alpha_M}{\omega/c} = \frac{1}{2} \frac{\mathcal{R}C_i}{C_e(C_e + \mathcal{R})} \frac{\omega\tau_M}{1 + (\omega\tau_M)^2}, \quad (2.35)$$

donde τ_M es el tiempo de relajación, \mathcal{R} la constante universal de los gases, C_i la capacidad calorífica compleja asociada a los grados de libertad de las moléculas y $C_e = \frac{5}{2}\mathcal{R}$.

Para frecuencias muy por debajo de la frecuencia de relajación, la absorción es proporcional a f^2 . A medida que la frecuencia aumenta, el coeficiente de absorción se nivela y por encima de la frecuencia de relajación, la absorción se aproxima a un valor constante.

2.3.8 Atenuación

La atenuación de ondas de US en aire es debida a tres factores: (1) viscosidad, (2) conducción de calor y (3) relajación térmica; mecanismos que se atribuyen a la excitación de los modos de vibración de ciertas moléculas [5].

La atenuación de la energía de ultrasonido en líquidos es debida principalmente a la viscosidad y a el mecanismo de absorción molecular o relajación. La dispersión de la energía ocurre si el líquido es no homogéneo, esta no homogeneidad pueden ser partículas suspendidas, turbulencia o pequeñas burbujas [5].

Los mecanismos de pérdida de energía en los sólidos son considerablemente más numerosos y complejos que en líquidos y gases. En general, aumentan con el incremento de la frecuencia, aunque algunos son independientes de la frecuencia [5].

En términos generales, la atenuación se define como la disminución de la intensidad de las ondas de ultrasonido que se produce a medida que atraviesan el medio. La causa de esta disminución puede ser dividida en dos categorías

generales: (1) factores geométricos, y (2) absorción de energía o mecanismos de dispersión [5].

La primera categoría toma en cuenta el tamaño de la fuente de ultrasonido, la longitud de onda y la presencia o ausencia de superficies reflectantes cercanas [5]. Los tejidos biológicos representan un medio complejo y las ondas de ultrasonido sufren pérdida de energía que conduce a la atenuación del sonido [9]. La razón a la cual el sonido se atenúa en función de la distancia puede representarse por la expresión exponencial e^{-mx} donde m es la constante de atenuación en nepers/metro [1].

2.3.9 Intensidad acústica

La propagación de las ondas acústicas implica el flujo de energía a través del medio. Se define como intensidad en un punto y en una dirección específica, el flujo medio de energía que pasa a través de una unidad de área perpendicular a la dirección específica, en ese punto. En el sistema internacional de medidas se representa en W/m^2 . El flujo debe ser neto, es decir, la suma algebraica de la contribución de todas las ondas que pasen por el punto considerado [1].

La intensidad I es el promedio de tiempo de la intensidad instantánea $I(t)$, la tasa promediada en el tiempo de transmisión de energía a través de un área en la dirección de propagación está dada por

$$I = \langle I(t) \rangle_T = \langle pu \rangle_T = \int_0^T pu \, dt, \quad (2.36)$$

donde T es el periodo. Para una onda armónica plana viajando en una dirección $\pm x$ con $p = \pm \rho_0 c u$, tenemos que

$$I = \frac{\pm p^2}{2\rho_0 c}. \quad (2.37)$$

La ecuación 2.37 es similar a las ecuaciones de señales electromagnéticas y señales de voltaje en líneas de transmisión [7].

2.3.10 Presión acústica

La presión acústica es el movimiento del medio provocado por las mismas ondas sonoras causando una variación alterna de la presión estática. Debido a las variaciones de esta presión dada por las compresiones y rarefacciones en el medio se producen áreas donde las partículas se concentran en mayor cantidad, por lo que las zonas con mayor número de partículas tienen una mayor densidad y por lo tanto una presión mayor. La presión acústica se representa en pascales (Pa) y puede ser una medida temporal (presión acústica instantánea), o una relación con la cantidad de energía efectiva (presión acústica eficaz) [6].

2.4 Campos magnéticos

El movimiento de cargas a una velocidad constante produce a su vez un campo magnético estático. Así, un campo magnético estático es producto de un flujo constante de corriente. Tal flujo de corriente puede deberse a corrientes de magnetización, como en el caso de los imanes permanentes; a corrientes de haces de electrones, como en el de alambres portadores de electrones [10].

Los motores, transformadores, micrófonos, brújulas, timbres telefónicos, etc. Implican fenómenos magnéticos y son de enorme importancia en nuestra vida cotidiana [10].

El campo magnético en cualquier punto está especificado por dos valores, la dirección y la magnitud, éstos son producidos por cualquier carga producida por los electrones en movimiento y el momento magnético intrínseco de las partículas asociadas con la propiedad cuántica del spin.

Son dos las principales leyes que rigen a los campos magnéticos estáticos:
(1) La ley de Biot-Savart y (2) La ley de los circuitos de Ampère [11].

2.4.1 Ley de Biot-Savart

La fuente de un campo magnético puede ser un imán permanente, un campo eléctrico que cambia linealmente con el tiempo, o una corriente directa [11].

Estos elementos diferenciales se pueden considerar como pequeñas secciones de un filamento conductor portador de corriente, donde el filamento es el caso límite de un conductor cilíndrico de sección transversal circular conforme el radio se aproxima a cero. Se supone una corriente I que fluye en un diferencial de longitud vectorial $d\mathbf{l}$ [11].

La ley de Biot-Savart establece que la intensidad diferencial de campo magnético $d\mathbf{H}$ producida por un punto P por el momento diferencial de corriente $I d\mathbf{l}$ (Fig. 2.3) es proporcional al producto de $I d\mathbf{l}$ y al seno del ángulo α entre el elemento y la línea que une a P con el elemento e inversamente proporcional al cuadrado de la distancia R entre P y el elemento [10]. La ley de Biot-Savart puede escribirse en forma concisa con notación vectorial como:

$$d\mathbf{H} = \frac{I d\mathbf{l} \times \mathbf{a}_R}{4\pi R^2} = \frac{I d\mathbf{l} \times \mathbf{R}}{4\pi R^3}, \quad (2.38)$$

donde $R = |\mathbf{R}|$ y $\mathbf{a}_R = \mathbf{R}/R$. Las unidades de la intensidad de campo magnético \mathbf{H} son, evidentemente, amperes por metro (A/m).

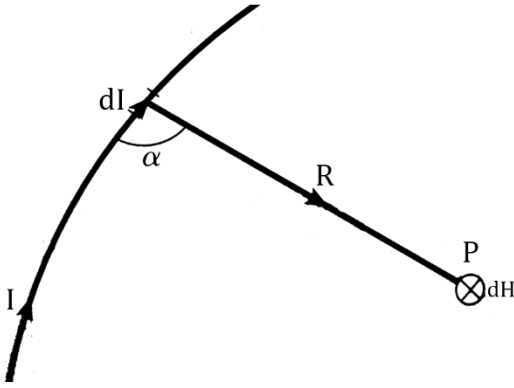


Fig. 2.3. Campo magnético dH en P debido al elemento de corriente I dl [10].

Es imposible verificar experimentalmente la ley de Biot-Savart tal como está expresada en la ecuación 2.38 debido a que el elemento diferencial de corriente no se puede aislar. La atención se tiene que restringir solamente a corrientes directas, por lo que la densidad de carga no está en función del tiempo [11].

La corriente total que cruza cualquier superficie cerrada es cero, y esta condición solo puede satisfacerse si se supone un flujo de corriente alrededor de una trayectoria cerrada. Esta corriente que fluye dentro de un circuito cerrado debe ser la fuente experimental del campo, y no el elemento diferencial. De esto se deduce que solo la forma integral de la ley de Biot-Savart sea la que puede verificarse en forma experimental (ecuación 2.39) [11].

$$H = \oint \frac{I d\mathbf{L} \times \mathbf{a}_R}{4\pi R^2}, \quad (2.39)$$

así como existen diferentes distribuciones de carga, también existen diferentes distribuciones de corriente: corriente de línea, corriente superficial y corriente volumétrica, como se advierte en la Fig. 2.4.

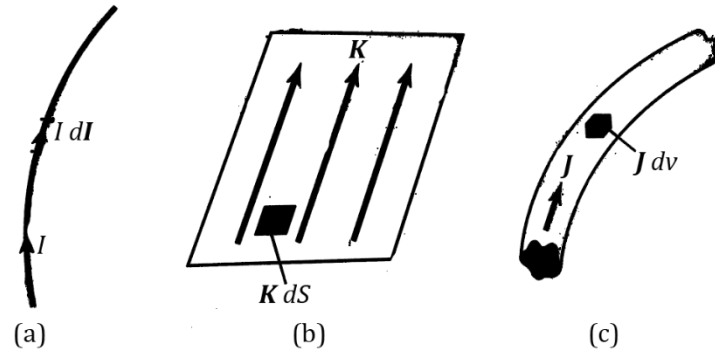


Fig. 2.4 Distribuciones de corriente: (a) corriente lineal, (b) corriente superficial, (c) corriente volumétrica [10].

Si se define \mathbf{K} como la densidad de corriente superficial (en amperes/metro) y \mathbf{J} como la densidad de corriente volumétrica (en amperes/metro cuadrado), los elementos de origen se relacionan de la siguiente manera [10]:

$$I d\mathbf{l} \equiv \mathbf{K} d\mathbf{S} \equiv \mathbf{J} dv, \quad (2.40)$$

de esta forma, en términos de las fuentes de corriente distribuida, la ley de Biot-Savart en la Ec. 2.38 se convierte en [10]:

$$\mathbf{H} = \int_L \frac{I d\mathbf{l} \times \mathbf{a}_R}{4\pi R^2} \quad (\text{Corriente de línea}) \quad (2.41)$$

$$\mathbf{H} = \int_S \frac{\mathbf{K} d\mathbf{S} \times \mathbf{a}_R}{4\pi R^2} \quad (\text{Corriente superficial}) \quad (2.42)$$

$$\mathbf{H} = \int_v \frac{\mathbf{J} dv \times \mathbf{a}_R}{4\pi R^2} \quad (\text{Corriente volumétrica}) \quad (2.43)$$

2.4.2 Ley de los circuitos de Ampère

La ley de los circuitos de Ampère establece que la integral de línea de \mathbf{H} sobre cualquier trayectoria cerrada es exactamente igual a la corriente encerrada por dicha trayectoria [11]. En otras palabras, la circulación de \mathbf{H} es igual a I ; es decir:

$$\oint \mathbf{H} \cdot d\mathbf{L} = I \quad (2.44)$$

Similar a la de Gauss, la ley de Ampère es de fácil aplicación para determinar \mathbf{H} cuando la distribución de corriente es simétrica. La ecuación 2.44 mantiene validez aún si la distribución de corriente no es simétrica, pero solo puede usarse para determinar \mathbf{H} en el caso contrario. La ley de Ampère es un caso especial de la de Biot-Savart, de la cual es posible deducirla [10].

2.4.3 Densidad de flujo magnético

En el vacío la densidad de flujo magnético \mathbf{B} en Webers por metro cuadrado (Wb/m^2) está definida por

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{H}, \quad (2.45)$$

En el Sistema Internacional de Unidades \mathbf{B} se mide en Teslas (T), aunque existe una unidad más antigua que con frecuencia se utiliza para medir la densidad de flujo magnético y es el gauss (G), donde 1 T es igual a 10000 G [11]. La constante denominada permeabilidad del vacío μ_0 , tiene un valor específico dado en Henrys por metro (H/m), de tal manera que $\mu_0 = 4\pi \times 10^{-7} \text{ H/m}$.

El flujo magnético a través de una superficie S está dado por

$$\phi = \int_S \mathbf{B} \cdot d\mathbf{S} \quad (2.46)$$

donde el flujo magnético ϕ se expresa en Webers (Wb). En un campo electrostático, el flujo que pasa por una superficie cerrada es igual a la carga encerrada, es decir, $\phi = \oint \mathbf{D} \cdot d\mathbf{S} = Q$. De tal manera que es posible la existencia de una carga eléctrica aislada, lo que muestra que las líneas de flujo eléctrico no son necesariamente cerradas. Por otro lado, las líneas de flujo magnético siempre se cierran en sí mismas, esto se debe a que es imposible que existan polos magnéticos aislados.

2.4.4 Magnetización

Sabemos que cualquier material se compone de átomos. Cada átomo consta a su vez de electrones que describen orbitas alrededor de un núcleo positivo central, al mismo que rotan o giran en torno a su propio eje (espín). Al girar, así, alrededor del núcleo (Fig. 2.5 (a)) y de su propio eje (Fig. 2.5 (b)), los electrones producen un campo magnético interno \mathbf{B}_i [10]. Un electrón en una órbita es análogo a un pequeño lazo de corriente [11]. La espira de corriente equivalente tiene un momento magnético de $\mathbf{m} = I_b S \mathbf{a}_n$, donde S es el área de la espira e I_b la corriente latente.

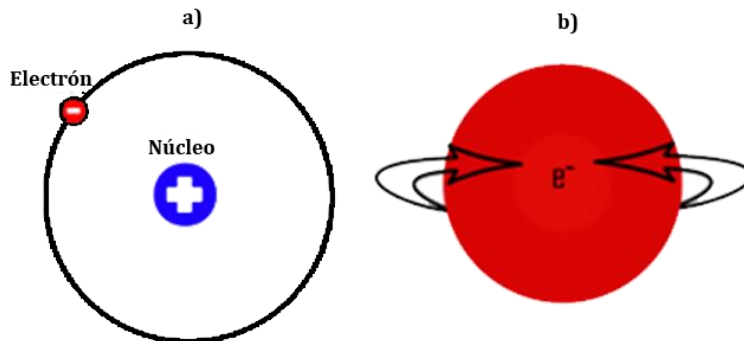


Fig. 2.5. (a) Electrón en órbita alrededor del núcleo; (b) giro de un electrón.

En un átomo, con muchos electrones presentes, solo los espines de los electrones pertenecientes a capas no completamente llenas contribuirán al momento magnético del átomo [11].

De no aplicarse al material un campo \mathbf{B} externo, la suma de las diversas \mathbf{m} es igual a cero, a causa de la orientación aleatoria (Fig. 2.6 (a)). En cambio, cuando se aplica un campo \mathbf{B} externo, los momentos de los electrones se alinean en mayor o menor medida con \mathbf{B} , de modo que el momento magnético neto no es cero (Fig. 2.6 (b)) [10].

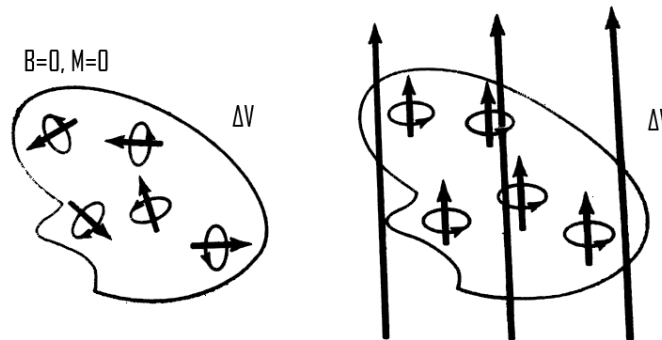


Fig. 2.6. Momento magnético dipolar en una unidad de volumen Δv (a) antes de aplicar B ; (b) después de aplicar B [10].

La magnetización \mathbf{M} es el momento magnético dipolar por unidad de volumen. Si hay N átomos en un volumen dado ΔV y el átomo de orden k posee un momento magnético \mathbf{m}_k , entonces [10]:

$$\mathbf{M} = \lim_{\Delta v \rightarrow 0} \frac{\sum_{k=1}^N \mathbf{m}_k}{\Delta v}. \quad (2.47)$$

Una tercera contribución al momento magnético de un átomo la causa el espín nuclear. Aunque este factor proporciona un efecto despreciable sobre el total de las propiedades magnéticas de los materiales [11].

En resumen, cada átomo contiene muchas componentes diferentes de momento magnético y su combinación determina las características magnéticas del material y suministra su clasificación magnética general.

2.4.4.1 Clasificación de los materiales magnéticos

La susceptibilidad magnética X_m o la permeabilidad relativa μ_r permiten clasificar a los materiales de acuerdo con sus propiedades o comportamientos magnéticos [10]. Los materiales magnéticos se agrupan en tres grandes clases:

- Diamagnéticos
- Paramagnéticos
- Ferromagnéticos

La relación entre la magnetización \mathbf{M} de un material y su susceptibilidad magnética X_m está dada por:

$$\mathbf{M} = X_m \mathbf{H} \quad (2.48)$$

o

$$\mu_r = 1 + X_m = \frac{\mu}{\mu_0}, \quad (2.49)$$

donde \mathbf{H} es el campo producto de la susceptibilidad magnética, μ la permeabilidad magnética, μ_r la permeabilidad relativa y μ_0 la permeabilidad del vacío. Un material es diamagnético si $\mu_r \leq 1$ (es decir si su X_m negativa es muy reducida), paramagnético si $\mu_r \geq 1$ (Su X_m positiva es muy reducida) y ferromagnético si $\mu_r \gg 1$ (es su X_m positiva es muy alta) [10].

Tabla 2.2. Permeabilidad relativa de algunos materiales [10].

Materiales diamagnéticos	Permeabilidad relativa(μ_r)	Materiales paramagnéticos	Permeabilidad relativa(μ_r)	Materiales ferromagnéticos	Permeabilidad relativa(μ_r)
Bismuto	0.99983	Aire	1.00000037	Cobalto	250
Mercurio	0.99996	Aluminio	1.000021	Níquel	600
Plata	0.99997	Platino	1.0003	Hierro dulce	5000

Para efectos prácticos, en los materiales diamagnéticos y paramagnéticos $\mu_r \approx 1$, de modo que se les puede considerar lineales, mientras que los materiales ferromagnéticos siempre son no lineales [10].

En general, cuando se induce un material en el seno de un campo magnético, que en el vacío tiene un valor B_0 , en el interior del material tomará un valor diferente dado por [12]:

$$\mathbf{B} = \mathbf{B}_0 + \mathbf{B}_M, \quad (2.50)$$

donde B_M representa la contribución de la propia materia y que, puede actuar en el sentido de aumentar o aminorar el campo aplicado. Se produce aumento de la intensidad del campo aplicado en los materiales paramagnéticos y ferromagnéticos, y debilitamiento de la intensidad del campo en el caso de los materiales diamagnéticos [12]. La Figura 2.7 muestra gráficamente la relación que existe entre B y B_0 para los diferentes tipos de materiales.

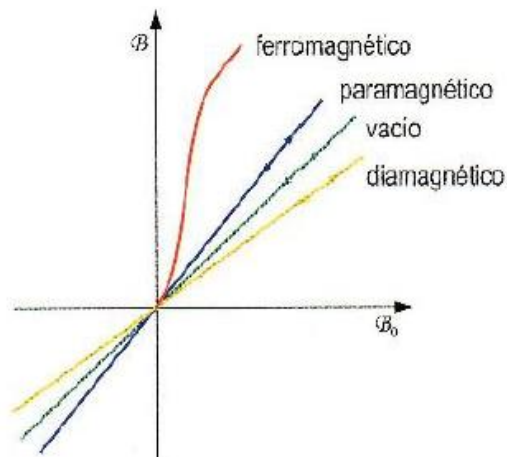


Fig. 2.7. Curva $B - B_0$ para los materiales ferromagnéticos, paramagnéticos, diamagnéticos y el vacío [12].

2.4.5 Inductores e inductancias

Un circuito portador de corriente I produce un campo magnético B , el cual genera un flujo (ecuación 2.46) que pasa por cada vuelta del circuito, si el circuito posee N vueltas iguales, definimos el eslabonamiento de flujo como $N\phi$, el eslabonamiento de flujo se define como el producto del número de vueltas N y el flujo ϕ que forma un eslabón en cada una de ellas [10][11].

Se define inductancia (L) como la razón del total de eslabonamiento de flujo entre la corriente (I) a la cual eslabona, de tal manera que

$$L = \frac{N\phi}{I}, \quad (2.51)$$

esta definición se aplica solo a medios magnéticos lineales, de manera que el flujo es proporcional a la corriente. Un circuito o parte de un circuito con inductancia se denomina inductor. La unidad de la inductancia es el Henry (H), que equivale a un weber/ampere. La inductancia definida por la ecuación 2.51 se denomina autoinductancia, ya que es el propio inductor el que produce los eslabonamientos. De igual forma que con la capacitancia, la inductancia puede ser considerada una medida de la cantidad de energía magnética que almacena el inductor [10][11].

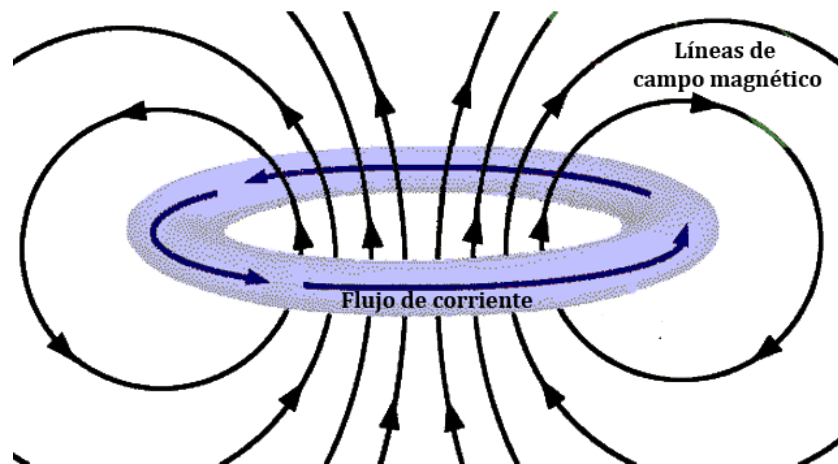


Fig. 2.8. Campo magnético producido por un flujo de corriente eléctrica.

Si en lugar de tener uno se tienen dos circuitos portadores de corriente, entre ellos se da una interacción magnética. La inductancia mutua entre dos circuitos en términos del eslabonamiento de flujo puede definirse como

$$M_{12} = \frac{N_2 \phi_{12}}{I_1} \quad (2.52)$$

donde ϕ_{12} significa el flujo que produce I_1 , que eslabona la trayectoria de la corriente I_2 , y N_2 es el número de vueltas del circuito 2. Por lo tanto, la inductancia mutua depende de la interacción magnética entre las dos corrientes. La inductancia mutua se mide en henrys, y se confía en que el contexto en que se utiliza permita diferenciarla de la magnetización, que también se representa con M [11].

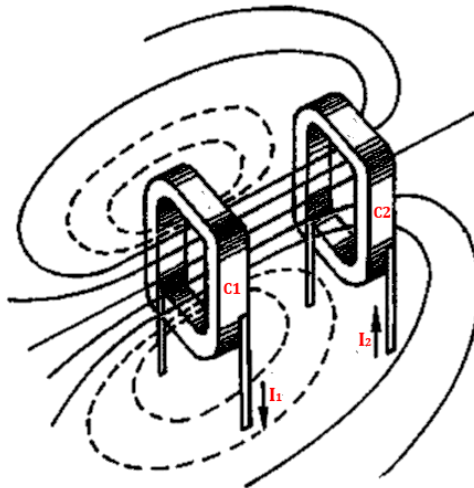


Fig. 2.9. Interacción magnética entre dos circuitos.

Toroides, solenoides, líneas de transmisión coaxiales y líneas de transmisión de alambres paralelos son ejemplos comunes de inductores. Su inductancia puede determinarse con un procedimiento similar al que se emplea respecto de la capacitancia de un capacitor [10].

Para una espira circular como la que se muestra en la figura 2.10 es posible calcular su inductancia mediante la siguiente ecuación

$$L = \frac{\mu_0 \ell}{2\pi} \left(\ln \frac{4\ell}{d} - 2.45 \right), \quad (2.53)$$

donde $\ell = 2\pi\rho_0$ cuando $\rho_0 \gg d$.

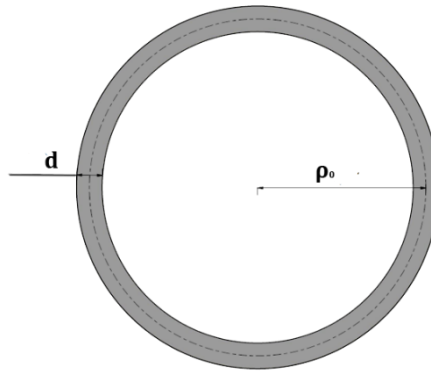


Fig. 2.10. Espira circular de pared d .

2.5 Nanopartículas

La nanotecnología se reconoce actualmente como uno de los mayores avances del siglo XXI, múltiples campos de la ciencia y la industria buscan su desarrollo con el fin de poder aplicarla en el día a día [13]. Ésta se define como la ciencia que trata la materia con dimensiones en la escala entre 1 nm y 100 nm, y también es el estudio de la manipulación de la materia en la escala atómica y molecular. Una nanopartícula es el componente más fundamental en la fabricación de una nanoestructura, y es mucho más pequeña que el mundo de los objetos cotidianos descritos por las leyes del movimiento de Newton, pero más grande que un átomo o una molécula simple que está gobernada por la mecánica cuántica [14].

2.5.1 Nanopartículas magnéticas

Las nanopartículas metálicas tienen propiedades físicas y químicas diferentes de los metales en masa (por ejemplo, puntos de fusión más bajos, áreas de superficie más específicas, propiedades ópticas específicas, resistencias mecánicas y magnetizaciones específicas), propiedades que pueden resultar

atractivas en diversas aplicaciones industriales. Sin embargo, la forma de ver y definir una nanopartícula depende en gran medida de la aplicación específica [14].

Las Nanopartículas magnéticas para aplicaciones biomédicas tienen una estructura básica constituida generalmente por un núcleo metálico, una cubierta o recubrimiento y grupos de funcionalización variable como Fármacos y anticuerpos.(Fig. 2.11) [13].

Los materiales que se utilizan para sintetizar el núcleo en biomedicina son la magnetita (Fe_3O_4) y la maghemita ($\gamma - Fe_2O_3$). Aunque existen otros materiales con buenas propiedades magnéticas, estos son materiales biocompatibles [13].

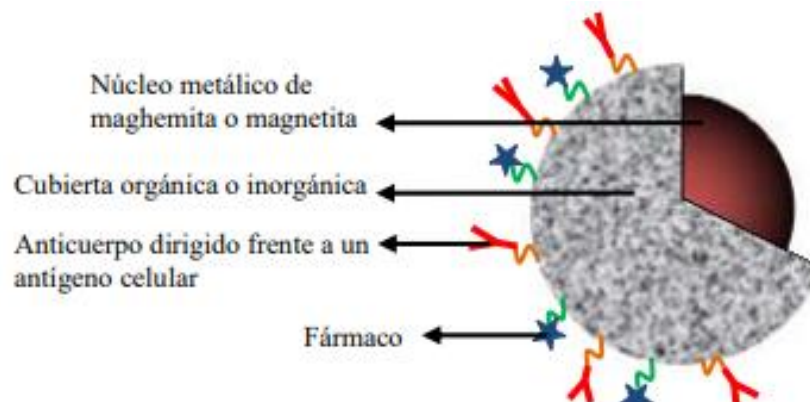


Fig. 2.11. Estructura básica de una nanopartícula empleada para aplicaciones biomédicas [13].

Las nanopartículas magnéticas son de gran interés para aplicaciones biomédicas. Típicamente, se utilizan campos magnéticos para la manipulación de éstas. Estos campos magnéticos usualmente son generados por imanes permanentes o electroimanes los cuales las atraen hacia su superficie lo cual produce un cambio en la distribución de estas [15].

En la actualidad, se realizan investigaciones sobre diferentes tipos de nanopartículas para estudiar su viabilidad en imágenes moleculares, con aplicaciones destinadas hacia el diagnóstico y tratamiento de cáncer. Se ha

descubierto que las nanopartículas magnéticas poseen un potencial como medios de contraste en Imágenes por Resonancia Magnética y Tomografía Computarizada por Rayos X [3]. Otras de las aplicaciones de las nanopartículas magnéticas se encuentran en el suministro de medicamentos y en técnicas de hipertermia, su comportamiento superparamagnético y la biocompatibilidad de algunas de ellas aumentan su eficiencia [16].

2.5.2 Ferrofluidos

Los ferrofluidos forman parte de una nueva clase de materiales magnéticos; son pequeñas partículas magnéticas. Estos consisten en nanopartículas magnéticas coloidales dispersas y estabilizadas en un líquido portador y que presentan propiedades de fluido y magnéticas [17]. Las partículas tienen un diámetro promedio de 10 nm y están cubiertas por un surfactante, como por ejemplo ácido oleico o hidróxido de tetrametilamonio, el cual debe ser adecuado al líquido portador [18]. La tarea del surfactante es producir la repulsión entrópica necesaria para vencer la intensa atracción de Vander Waals de corto alcance que de otra forma resulta en una agregación de partículas y consecuente inestabilidad coloidal que da lugar a la precipitación [17].

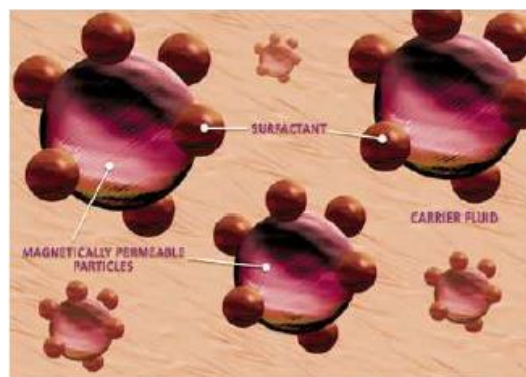


Fig. 2.12. Esquema de un ferrofluido tomado de Ferrotec [13].

A nivel macroscópico, el sistema se ve como un líquido ordinario. Sin embargo, a escala coloidal, el fluido parece constituido por pequeñas partículas

sólidas inmersas en un líquido. A nivel nanométrico, cada partícula consiste en un núcleo que se comporta como un monodominio magnético, y por lo tanto tienen un momento magnético proporcional a su volumen. En su superficie, nacen cadenas de polímeros que impiden que distintos coloides se aglomeren [18].

A pesar de que cada partícula es un ferromagneto, el sistema en conjunto se comporta como un paramagneto; esto es, los ejes de magnetización de cada coloide son aleatorios, generando un sistema, en principio desordenado. Sin embargo, el momento magnético de cada partícula es mucho más grande que los momentos en un paramagneto, es decir, presentan un comportamiento que es conocido como superparamagnetismo [18].

En coloides magnéticos existen básicamente dos métodos de rotación del momento magnético, según esté asociado al eje de rotación con el eje de magnetización. El primero de ellos es la rotación browniana, en la cual el eje de la magnetización rota junto con la partícula. El otro modo de rotación es la rotación de Neel, la cual domina a temperaturas suficientemente altas que permiten que el momento magnético de la partícula se mueva aleatoriamente por sobre las barreras de energía de anisotropía de la partícula, independientemente del movimiento de rotación de ella [18].

2.5.3 Magnetita

La magnetita (Fe_3O_4) es un mineral de hierro que en los últimos años se ha hecho popular en la síntesis de nanopartículas debido a sus propiedades superparamagnéticas y la baja toxicidad que tienen en los humanos. Tiene una estructura cubica y puede ser utilizado como un semiconductor debido a su pequeña brecha energética (0.1 eV). La magnetita es ferromagnética porque las redes de Fe_2 y Fe_3 alternadas están separadas por átomos de oxígeno que permiten el acoplamiento electrónico (Fig. 2.13) [16].

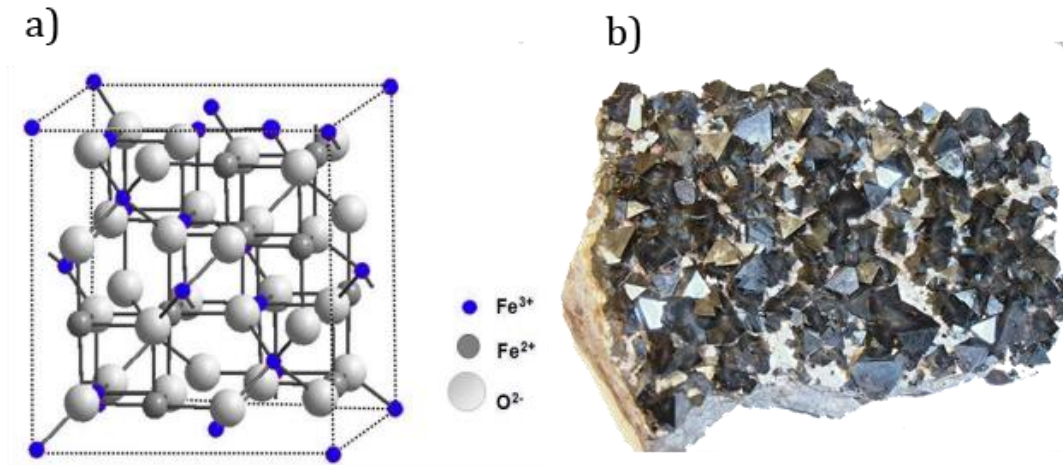


Fig. 2.13. a) Estructura cubica de espinela inversa de la magnetita b) Cristales de magnetita [19].

El comportamiento superparamagnético que las nanopartículas tienen se muestra con nanopartículas por debajo de los 20 nm, donde cada una de estas muestra un sistema monodominio [16].

Las nanopartículas de óxido de hierro se han funcionalizado con anticuerpos, proteínas y enzimas para dirigirlos a tejido enfermo como los tumores. También se utilizan como medios de contraste en Imagen por Resonancia Magnética debido a que tienen momentos magnéticos grandes [3]. Algunas otras aplicaciones de las nanopartículas magnéticas se encuentran en la hipertermia y en la liberación de fármacos a través del torrente sanguíneo, esto debido a que su superparamagnetismo permite su magnetización solo cuando se encuentran bajo efecto de un campo magnético y no presentan ningún tipo de histéresis [19].

Existen diferentes métodos para la preparación de nanopartículas magnéticas, entre los que se encuentran [16]:

- Coprecipitación
- Método de descomposición térmica
- Método hidrotérmico
- Microemulsión

- Sonólisis
- Método asistido por microondas
- biosíntesis
- Métodos electroquímicos

En el caso de los ferrofluidos, la elección del surfactante es de vital importancia, ya que este evita la aglomeración de las partículas debido a las fuerzas de Van der Waals y nos proporciona una solución coloidal estable, los surfactantes se dividen en tres tipos según sus propiedades [16]:

- Solubles en aceite
- Solubles en agua
- Anfifílicos

2.6 Mecanismos que actúan en la generación de ondas ultrasónicas por inducción campo magnético a nanopartículas magnéticas coloidales.

Hay dos mecanismos posibles para la generación de ultrasonido en los ferrofluidos. El primer mecanismo es el movimiento de translación de las nanopartículas magnéticas en un campo magnético no homogéneo producido por las fuerzas magnéticas tal como lo describen Hu et al [20]. El segundo mecanismo es el fenómeno de magnetostricción (cambio de forma debido a la magnetización del material), el cual es bien conocido para la generación de ondas ultrasónicas mediante transductores [21].

Aunque, esos son los principales mecanismos para la generación de ondas ultrasónicas, otros componentes de baja frecuencia se encuentran presentes probablemente debido a efectos secundarios como el calentamiento y el movimiento Browniano de partículas [22].

2.6.1 Fuerzas magnéticas

La ley de ampere está relacionada con las fuerzas magnéticas asociadas con dos circuitos que transportan corrientes debido al movimiento de cargas. Cada uno de estos circuitos está dividido en un gran número de elementos de longitud infinitesimal. La fuerza total que experimenta el circuito es la suma vectorial de las fuerzas ejercidas sobre el por la corriente infinitesimal que comprende el segundo circuito. Si el número de elementos en el circuito uno es m y el número de elementos en el circuito 2 es n , entonces habrán $n \times m$ elementos, donde las fuerzas magnéticas están asociadas con estos elementos [23].

La fuerza debida a campos magnéticos puede experimentarse en al menos tres formas: (1) en una partícula cargada en movimiento en un campo, (2) en un elemento de corriente en un campo \mathbf{B} externo y (3) entre dos elementos de corriente [10].

Para este proyecto es importante enfocarnos en el movimiento entre dos elementos de corriente. Es posible expresar la fuerza sobre un elemento de corriente directamente en términos de un segundo elemento de corriente sin encontrar el campo magnético [11]. Consideremos ahora la fuerza entre dos elementos $I_1 dI_1$ e $I_2 dI_2$. De acuerdo con la ley de Biot-Savart, ambos elementos de corriente producen campos magnéticos. Así, es posible hallar la fuerza $d(d\mathbf{F}_1)$ sobre el elemento $I_1 dI_1$ debida al campo $d\mathbf{B}_2$ producido por el elemento $I_2 dI_2$ (2.54) [10].

$$d\mathbf{B}_2 = \frac{\mu_0 I_2 dI_2 \times \mathbf{a}_{R_{21}}}{4\pi R_{21}^2}, \quad (2.54)$$

en consecuencia

$$d(d\mathbf{F}_1) = \frac{\mu_0 I_1 dI_1 \times (I_2 dI_2 \times \mathbf{a}_{R_{21}})}{4\pi R_{21}^2}, \quad (2.55)$$

esta ecuación (2.55) es en esencia la ley de la fuerza entre dos elementos de corriente. A partir de la ecuación 2.55, la fuerza total \mathbf{F}_1 sobre la espira de corriente 1 debido a la espira de corriente 2 es [11]:

$$\mathbf{F}_1 = \frac{\mu_0 I_1 I_2}{4\pi} \oint_{L_1} \oint_{L_2} \frac{d\mathbf{I}_1 \times (d\mathbf{I}_2 \times \mathbf{a}_{R_{21}})}{R_{21}^2}; \quad (2.56)$$

la fuerza \mathbf{F}_2 sobre la espira 2 debida al campo magnético \mathbf{B}_1 de la espira 1 se obtiene de la Ec. 2.55 mediante el intercambio de subíndices 1 y 2. Es posible demostrar que $\mathbf{F}_2 = -\mathbf{F}_1$; así \mathbf{F}_1 y \mathbf{F}_2 cumplen la tercera ley de Newton. La ecuación 2.58 fue establecida experimentalmente por Oersted y Ampère, en tanto que Biot y Savart se redujeron a fundar en ella la ley que lleva su nombre [10].

La fuerza magnética \vec{F}_m sobre una partícula se define usualmente tomándolas como dipolos de punto magnético y se puede aproximar mediante la ecuación 2.57

$$\vec{F}_m = \mu_0 V_m (\vec{M} \nabla) \vec{H}_a, \quad (2.57)$$

donde V_m es el volumen de la partícula, \vec{M} la magnetización volumétrica y \vec{H}_a el campo magnético aplicado. Las nanopartículas rotan libremente en suspensión y tienen una respuesta magnética isotrópica y rápida, de tal manera que el vector de magnetización \vec{M} siempre es paralelo al campo aplicado \vec{H}_a [24]. La fuerza magnética que una partícula esférica experimenta en una dispersión coloidal (ferrofluido) puede ser dividida en dos regiones. Para campos magnéticos bajos donde $\vec{H}_a < \frac{x+3}{x} \vec{M}_{sat}$ la fuerza magnética esta determinada por

$$\vec{F}_m = \frac{V_m}{\mu_0} \frac{3x}{x+3} (\vec{H}_a \nabla) \vec{H}_a, \quad (2.58)$$

y para campos magnéticos altos donde $\vec{H}_a \geq \frac{x+3}{x} \vec{M}_{sat}$, en este caso la fuerza magnética está determinada por

$$\vec{F}_m = \frac{V_m}{\mu_0} (\vec{M}_{sat} \nabla) \vec{H}_a, \quad (2.59)$$

donde x es el volumen de la nanopartícula y \vec{M}_{sat} la magnetización de saturación de la nanopartícula. De la ecuación 2.58 y 2.59 se puede ver que los parámetros importantes para determinar la fuerza magnética de las nanopartículas bajo la acción de un campo magnético son la magnetización y el volumen de partículas [22][24].

2.6.2 Magnetostricción

2.6.2.1 Dominios

Cuando el acoplamiento entre dipolos es posible, un material está configurado internamente por pequeñas regiones tridimensionales, denominadas dominios, en las cuales los momentos magnéticos están todos alineados en direcciones idénticas (Fig. 2.6). Cada uno de estos dominios se encuentra magnetizado hasta la saturación y tiene normalmente un tamaño microscópico entre $1 \mu\text{m}$ y $100 \mu\text{m}$, de modo que un grano de material policristalino puede contener más de un dominio [12].

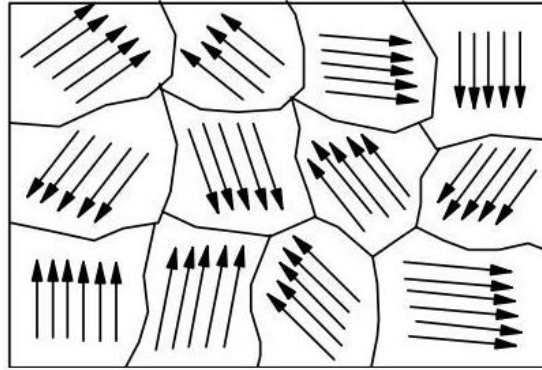


Fig. 2.14. Estructura de dominios en un material policristalino.

Por consiguiente, en una pieza macroscópica habrá un gran número de dominios y todos pueden tener orientación de magnetización distintas. La magnetización M de todo el material será igual a la suma vectorial de las magnetizaciones de todos sus dominios [12].

Los dominios adyacentes están separados por fronteras, llamadas paredes de dominio o paredes de Blonch, a través de las cuales la dirección de magnetización cambia gradualmente (Fig. 2.15) [12].

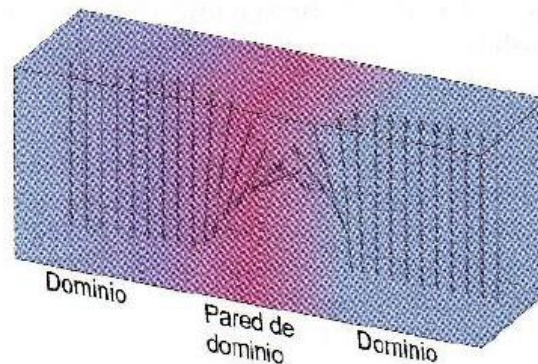


Fig. 2.15. Cambio gradual de la orientación del momento dipolar magnético a través de una pared de dominio [12].

Si se reduce el tamaño de un material hasta alcanzar un tamaño crítico menor al de un dominio, se genera un sistema monodominio. Este cambio es fundamental, ya que aparece un nuevo comportamiento magnético, el superparamagnetismo. El comportamiento superparamagnético se define por

poseer una susceptibilidad magnética elevada, propia de material ferro y ferrimagnéticos, pero con la característica de poder girar los espines de forma aleatoria bajo la influencia de la temperatura, propia del paramagnetismo [13].

Si todo el material está magnetizado en una misma dirección, formando un sistema monodominio, existiría una gran cantidad de energía magnética distribuida en el espacio que rodea al imán. Si el material se divide en más dominios de magnetización opuesta, esta energía se reduce considerablemente [12].

La organización en dominios que existe en los materiales ferromagnéticos nos da origen a un fenómeno conocido como magnetostricción.

2.6.2.2 Fenómeno magnetostrictivo

Magnetostricción es el nombre dado al efecto de un campo magnético aplicado a una pieza de material magnético y que por consecuencia la pieza del material se estira o se comprime dependiendo del material [5]. El efecto es reversible, de tal modo que, si el material se comprime o se estira, sus propiedades magnéticas cambian [12].

Las propiedades magnetostrictivas no son las mismas para todos los materiales ferromagnéticos. En unos casos, el efecto es muy débil y las dimensiones de las muestras varían apenas una millonésima parte. En otros casos, por el contrario, las dimensiones pueden cambiar sensiblemente. Asimismo, algunos materiales se expanden, mientras que otros se contraen [12].

La magnetostricción tiene que ver con la estructura de dominios. Bajo la acción de un campo magnético, se produce el crecimiento de aquellos dominios con magnetización orientada en dirección próxima a la de aquel. Cuando los dominios crecen, sus paredes se desplazan y los momentos magnéticos giran para alinearse con la dirección del campo magnético. Estos desplazamientos y reorientaciones producen cambios en las distancias interatómicas que constituyen pequeñas deformaciones [12].

2.6.3 Movimientos Brownianos

El movimiento browniano es el movimiento aleatorio que se observa en las partículas que se hallan en un medio fluido (líquido o gas), como resultado de choques contra las moléculas de dicho fluido. El movimiento browniano pone de manifiesto las fluctuaciones estadísticas que ocurren en un sistema en equilibrio térmico [25].

Esta teoría está basada en el uso de la ecuación de Fokker-Planck, una ecuación parcial diferencial para la función de distribución de las partículas Brownianas, la cual tiene cierta similitud con la ecuación integro-diferencial de Boltzmann [26].

Si suponemos que un número N de partículas brownianas con masa m están inmersas en un fluido de volumen V . El estado microscópico de este conjunto de partículas se especifica mediante una función de distribución $f(\mathbf{r}, \mathbf{u}; t)$ de una manera que $f(\mathbf{r}, \mathbf{u}; t) d\mathbf{r} d\mathbf{u}$ nos da el número de partículas con posición en el intervalo $(\mathbf{r}, \mathbf{r} + d\mathbf{r})$ y velocidades en el intervalo $(\mathbf{u}, \mathbf{u} + d\mathbf{u})$ en un tiempo t . De la mecánica estática se sabe que la distribución de equilibrio es maxwelliana en las velocidades y está dada por [26]:

$$f^{eq}(\mathbf{u}) = \frac{N}{V} \left(\frac{m}{2\pi kT^{eq}} \right)^{3/2} \cdot e^{-\frac{m\mathbf{u}^2}{2kT^{eq}}}, \quad (2.60)$$

donde T^{eq} es la temperatura del fluido y k es la constante de Boltzmann. En la teoría del movimiento browniano la función de distribución $f(\mathbf{r}, \mathbf{u}; t)$ se supone que obedece a la ecuación de Fokker-Planck de la siguiente forma [26]:

$$\frac{\partial f}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \frac{\partial f}{\partial \mathbf{r}} = \beta \left(\frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} \cdot f \mathbf{u} + \frac{kT^{eq}}{m} \frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} \cdot \frac{\partial}{\partial \mathbf{u}} f \right). \quad (2.61)$$

En la ecuación 2.61 la cantidad positiva β es la constante de fricción, caracterizando la desaceleración media que sufre la partícula Browniana en el

fluido. Esta ecuación está basada en la caracterización del movimiento Browniano de Markoffian.

2.7 Método de elementos finitos

El método de elementos finitos es un método numérico para la aproximación de soluciones a ecuaciones diferenciales parciales comúnmente utilizado en la simulación de sistemas físicos y biológicos complejos. Este método permite obtener una solución numérica aproximada sobre un dominio en el cual están definidas ciertas ecuaciones diferenciales. El dominio es dividido en subdominios (elementos finitos) lo cual se define como discretización, esta discretización nos permite tener puntos llamados nodos dentro de cada elemento, de tal manera que el conjunto de nodos considerando la relación que tienen entre ellos es denominado malla, sobre esta malla son realizados los cálculos.

El conjunto de relaciones entre el valor de una determinada variable en los nodos se puede escribir en forma de ecuaciones lineales, las cuales pueden ser acomodadas en forma matricial, la matriz de ecuaciones lineales se denomina matriz de rigidez. El número de nodos en el sistema es proporcional al número de ecuaciones.

2.7.1 COMSOL Multiphysics

COMSOL Multiphysics es un software de simulación que permite modelar diseños, dispositivos y procesos en diferentes campos de la ingeniería mediante la resolución de ecuaciones diferenciales parciales utilizando el método de elementos finitos. El software puede utilizarse solo o en combinación con diferentes módulos para simular fenómenos electromagnéticos, mecánicos, acústicos, de fluido, transferencia de calor o ingeniería química.

La complejidad del sistema a modelar determina los requerimientos computacionales necesarios, el software tiene técnicas de postprocesamiento

que permiten un alto grado de flexibilidad a la hora de obtener el resultado final. COMSOL Multiphysics cuenta con una interfaz a MATLAB que proporciona una variedad de posibilidades a la hora de realizar el preprocesamiento o postprocesamiento.

3. ESTADO DEL ARTE

3.1 Modelado de la propagación de ondas acústica a través de una guía de ondas de vidrio.

Una guía de ondas acústica es una estructura física que guía las ondas de sonido a través de ella con la finalidad de transmitir eficientemente la energía. A lo largo de los últimos años se han realizado estudios acerca de los parámetros que influyen en la transmisión de estas ondas a través de diferentes tipos de guía de onda.

En la actualidad comúnmente se utiliza una configuración en la que un tubo sólido cilíndrico se llena con un fluido, esta configuración permite medir propiedades acústicas del fluido como la velocidad del sonido y el coeficiente de absorción [27]. Otras de las aplicaciones comunes de las guías de ondas acústicas se encuentran en el análisis de la eficiencia de sistemas ultrasónicos para el tratamiento invasivo de vasos sanguíneos [28] y en la caracterización de guías de ondas para controlar la directividad de las ondas acústicas en sistemas sonoros [29].

En el 2017 el diseño de una guía de ondas ultrasónicas en forma de tubo para el tratamiento invasivo de las arterias en caso de aterotrombosis fue diseñada y validada mediante el método de elementos finitos y de manera experimental. El modelo se utilizó para encontrar la frecuencia de resonancia del tubo de 260 mm utilizado como guía de ondas, así como el desplazamiento que este tenía, encontrando así que este desplazamiento es 5 veces menor cuando el tubo es llenado con agua, que cuando el tubo contiene aire [28].

Un estudio realizado en Japón ese mismo año reveló la eficacia de combinar una fuente de Ultrasonido de Alta Intensidad y una guía onda acústica cilíndrica con la finalidad de calibrar la sensibilidad absoluta de recepción de los hidrófonos, de tal manera que mediante modelado de elemento finito y experimentación logran determinar la distribución espacial de las presiones

acústicas generadas por la fuente de ondas ultrasónicas que construyeron. Aunque el campo acústico generado por su sistema no es tan alto como el generado por otros sistemas de Ultrasonido de Alta Intensidad, si puede formar un campo acústico similar a los sistemas de calibración utilizados en Japón [30].

3.2 Generación de ondas ultrasónicas mediante inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas

En los últimos años el avance en tecnologías ultrasónicas ha evolucionado de tal forma que hoy en día encontramos cientos de aplicaciones tanto en la industria como en el área médica. El ultrasonido ha sido muy útil en medicina porque ha permitido observar imágenes del interior del cuerpo de una forma no invasiva, también se utiliza en técnicas terapéuticas como la litotricia, y recientemente se han encontrado aplicaciones de las ondas ultrasónicas en la manipulación de las membranas biológicas.

Las complicaciones que existen con las técnicas convencionales como la penetración relativamente baja a través de los huesos y órganos que tienen aire han llevado a la investigación de nuevas técnicas que eviten esas complicaciones, y una de ellas es la generación de ondas ultrasónicas mediante inducción de campos magnéticos a nanopartículas.

El efecto de la temperatura en las propiedades acústicas de un ferrofluido APG-513A fue estudiado en 2012, donde se determinó el coeficiente de absorción de ondas ultrasónicas en un ferrofluido sometido a un campo magnético. Las mediciones se realizaron bajo un campo magnético de 1.5 T en temperaturas de 1 a 60°C. Los resultados revelaron un efecto significativo en los componentes traslacionales y rotacionales del coeficiente de absorción, así como el cambio en la susceptibilidad magnética de las nanopartículas frente a la intensidad del campo magnético externo [31].

Ese mismo año la universidad de Minnesota generó campos magnéticos aplicando micropulsos de aproximadamente 780 A, que ellos denominaron un

“estimulador magnético” (una bobina de 5 espiras), el cual fue inducido a phantoms fabricados con gelatina y grasa de cerdo a los que se les inyectó ferrofluidos de la marca Ferrotech de la serie EMG-304. Con estas pruebas pretendían estimular las nanopartículas contenidas en el ferrofluido para producir ondas ultrasónicas y mediante un transductor rotatorio y una serie de algoritmos lograr la reconstrucción de la imagen. En conclusión lograron obtener imágenes en 2D con una resolución espacial de 1.5 mm y un contraste de 10.5 calculado con la relación de contraste a ruido, ampliando su trabajo a futuro para obtener imágenes en 3D de alta resolución y sensibilidad[20].

Un año más tarde, un estudio planteó teóricamente que, en un campo magnético alterno no homogéneo de cierta frecuencia f , debido al gradiente alterno, las nanopartículas magnéticas oscilan mecánicamente a una frecuencia $2f$ y generan ondas ultrasónicas, lo cual posibilita la generación de ultrasonido a nivel celular. Esta generación de ultrasonido mediante las nanopartículas magnéticas puede explicar experimentos en los que han logrado destruir células mediante hipertermia magnética, ya que existen investigaciones en las que se demuestra que el ultrasonido de baja intensidad puede producir apoptosis, lisis celular y modificación en la regulación de proteínas. En este estudio para los cálculos matemáticos, se supuso un campo magnético de 50 mT a una frecuencia de 100 kHz aplicado a nanopartículas de 10 nm [32].

En el año 2016, se realizaron experimentos de la generación de ultrasonido por inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas. Todos los experimentos fueron realizados con ferrofluido de la marca Ferrotech de la serie EMG-607, en estos experimentos el campo magnético fue generado utilizando bobinas Helmholtz y anti-Helmholtz, las mediciones de presión acústica se hicieron mediante un hidrófono. Se realizaron dos tipos de experimentos (1) con pulsos fuertes de campo magnético (1.5 T a 5 T) donde se obtuvieron resultados de presiones acústicas entre los 200 kPa y 600 kPa obteniendo frecuencias ultrasónicas de 30 kHz y (2) con campos magnéticos débiles de CA (0.7 mT a 1.1 mT) en las cuales se obtuvieron presiones acústicas entre los 2 Pa y los 10 Pa y frecuencias ultrasónicas entre los 20 kHz y 500 kHz [22].

4. PLANTEAMIENTO DEL PROYECTO

4.1 Definición del problema

Una de las complicaciones que existen al realizar procedimientos clínicos con las técnicas ultrasónicas convencionales es la penetración relativamente baja del ultrasonido a través de los huesos y órganos que contienen aire, lo que provoca atenuación [33]. Cuando una onda atraviesa un material y se atenúa, su intensidad decae exponencialmente con la distancia [34].

En algunos casos como en la ecografía, la intensidad del haz de ultrasonido va disminuyendo progresivamente a medida que incide en estructuras más profundas como consecuencia de la atenuación, la cantidad de atenuación varía con la frecuencia del ultrasonido. Un haz de alta frecuencia se atenúa más que uno de baja frecuencia [2].

La absorción de las ondas ultrasónicas en los tejidos es proporcional a la frecuencia, este es un hecho notable, ya que esta absorción provoca un incremento en la temperatura [5]. El hecho de que la temperatura incremente con el incremento de la atenuación puede provocar calentamiento, el cual para ciertas aplicaciones puede presentarse como un efecto adverso.

4.2 Justificación de la tesis

Estudios recientes han demostrado que es posible generar ondas ultrasónicas a partir de la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas, lo cual podría ser una técnica que evite las dificultades que se tienen hoy en día con las técnicas convencionales, las nanopartículas pueden ser enviadas a diferentes partes del cuerpo y así evitar la atenuación que se da por medio del aire y los huesos, evitando el calentamiento en técnicas de Ultrasonido Focalizado de Alta Intensidad o la disminución de la calidad en imágenes ultrasónicas.

La ventaja del ultrasonido generado a partir de campos magnéticos es que los campos magnéticos no sufren la misma atenuación que el ultrasonido a través de los huesos o tejidos blandos. Por otro lado, esta técnica podría tener aplicaciones en diferentes áreas de interés, tales como la generación de imágenes ultrasónicas, apertura de las membranas biológicas, tratamientos de hipertermia y terapias por ondas de choque para la ruptura de cálculos renales y biliares.

4.3 Objetivos de la tesis

4.3.1 Objetivo general

El objetivo principal de este trabajo es generar ondas ultrasónicas mediante la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas.

Esto implica realizar diferentes mediciones de ultrasonido en una solución de nanopartículas, por lo cual es necesario desarrollar o adaptar toda la instrumentación necesaria que esto conlleva.

Además, se realizará el modelado del campo magnético emitido por una bobina hecha de un tubo por el cual circula agua, así como modelos de la propagación de ondas acústicas a través de un tubo de vidrio utilizado como guía de onda para optimizar las mediciones de ondas ultrasónicas generadas por las nanopartículas magnéticas.

4.3.2 Objetivos específicos

- Caracterización del prototipo de inducción magnética de la compañía Cybernetics para su aplicación en pruebas experimentales.

- Medición del incremento de temperatura en nanopartículas magnéticas cuando se induce un campo magnético generado por el prototipo de Cybernetics.
- Modelado de la distribución de presiones acústicas a través de un tubo de vidrio utilizado como guía de ondas acústicas.
- Validación experimental de las longitudes óptimas de guías de onda obtenidas del modelado.
- Modelado del campo magnético emitido por una bobina de cobre por la cual circula agua para evitar que ésta tenga un incremento abrupto de temperatura.
- Modificación del prototipo de Cybernetics realizando resonadores LC que permiten incrementar la frecuencia de resonancia del equipo.
- Desarrollo de un protocolo eficiente para la detección de ondas ultrasónicas producidas por la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas.
- Experimentación con nanopartículas empleando el protocolo realizado.
- Procesamiento de las señales acústicas obtenidas de la experimentación con nanopartículas.

5. METODOLOGÍA

5.1 Caracterización del prototipo de Inducción magnética de la compañía Cybernetics.

El laboratorio 14 de la sección de Bioelectrónica del CINVESTAV cuenta con un prototipo de *Cybernetics* para inducción de campos magnéticos (Research Media & Cybernetics, UK) el cual se puede apreciar en la Fig. 5.1 y es de vital importancia para la elaboración de este proyecto, ya que con este se llevará a cabo la parte experimental del proyecto.



Fig. 5.1. Prototipo de inducción de Cybernetics.

Este equipo genera una onda senoidal a través de un oscilador tipo Royer, similar a los circuitos utilizados en la alimentación de luces fluorescentes (Fig. 5.2). Una de las características de este circuito es que necesita una bobina roscada central para poder crear el campo de AC a partir de una fuente de DC y dos transistores de tipo N. El centro de la bobina está conectado al positivo de la

fuente de alimentación y cada extremo de la bobina está a tierra por los transistores, de modo que la corriente fluye en ambas direcciones.

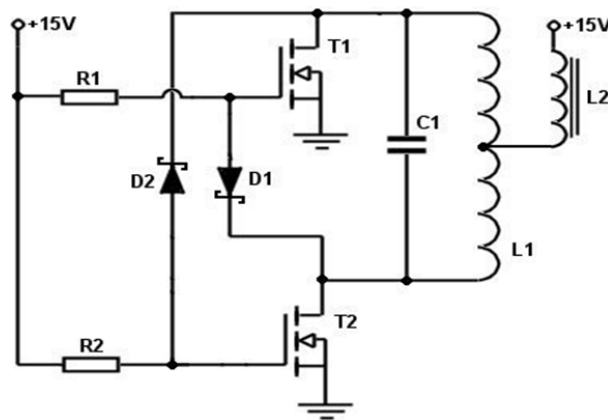


Fig. 5.2. Diagrama esquemático del prototipo de inducción de Cybernetics.

En el diagrama esquemático R1 y R2 son resistencias de 240Ω a 0.6 W. El valor de estas resistencias determinará la rapidez con que los MOSFET pueden activarse, y debe ser un valor razonablemente bajo. Sin embargo, no deben ser demasiado pequeños, ya que la resistencia se pondrá a tierra a través del diodo cuando se encienda el transistor opuesto.

Los diodos D1 y D2 se utilizan para descargar las compuertas MOSFET, deben ser diodos con una baja caída de voltaje directo para que la compuerta se descargue bien y el MOSFET se apague mientras el otro está encendido. El fabricante recomienda Schottky 1N5819, ya que con estos se alcanza un aumento de voltaje de hasta 70 V.

Los transistores T1 y T2 son MOSFET de 100 V a 35 A STP30NF10 con un tiempo de respuesta rápido, los cuales están montados en disipadores.

El inductor L2 se usa para mantener las oscilaciones de alta frecuencia y limitar la corriente. Este inductor tiene 40 espiras de alambre magnético de 2 mm de espesor con un núcleo de ferrita.

El capacitor C1 y el inductor L1 forman el circuito de resonancia del prototipo de inducción. Estos son capaces de soportar grandes corrientes y temperaturas altas. El prototipo viene con una configuración de fábrica de 8

condensadores de polipropileno de 330 nF acomodados en paralelo. Para la bobina L1 por su simplicidad para enrollar y soldar se utiliza una tubería de cobre de 4mm de diámetro exterior y 6 mm de pared.

Este prototipo utiliza una fuente de alimentación de DC de 12 V 10 A (Fig. 5.3), la cual puede ser alimentada con 120 o 240 V de AC, cuenta con protección contra corto circuito y sobrecarga

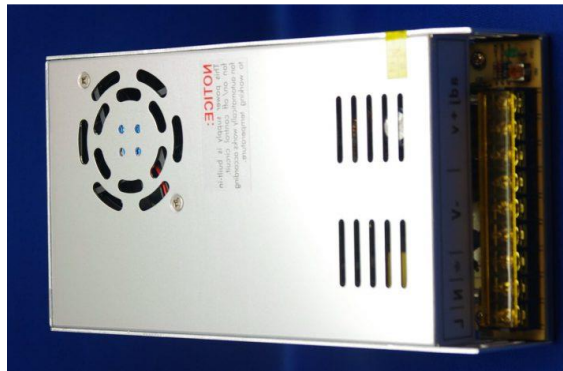


Fig. 5.3. Fuente de alimentación modelo 12V 10^a SMPS.

Para evitar el calentamiento de la bobina L1 y los componentes del prototipo este tiene integrado un kit de enfriamiento de agua modelo IHWK-4M (Fig. 5.4) el cual consta de un radiador, una bomba de agua de 12 V de DC con depósito incorporado, un ventilador con rejilla filtrada y los adaptadores necesarios para su conexión.



Fig. 5.4. Kit de enfriamiento modelo IHWK-4M.

5.1.1 Caracterización del campo magnético

Para la caracterización del campo magnético del prototipo de inducción de Cybernetics se utilizó un sensor ETS-EMCO modelo 7405 (ETS-Lindgren Inc., USA) con una bobina de 60 mm de diámetro y un factor de antena de 65 dB (Fig. 5.5) conectado a un osciloscopio LeCroy modelo WaveRunner 6100a (Teledyne LeCroy, USA).



Fig. 5.5. Sensor de campo magnético ETS-EMCO 7405.

Las mediciones se realizaron colocando el sensor en un soporte universal a una distancia de 14 mm del centro de la bobina del prototipo de Cybernetics, la bobina se alejó en pasos de 3 mm en dirección z del prototipo hasta llegar a una lectura mínima de campo magnético. La figura 5.6 muestra el diagrama de conexiones que se utilizó para realizar las mediciones.

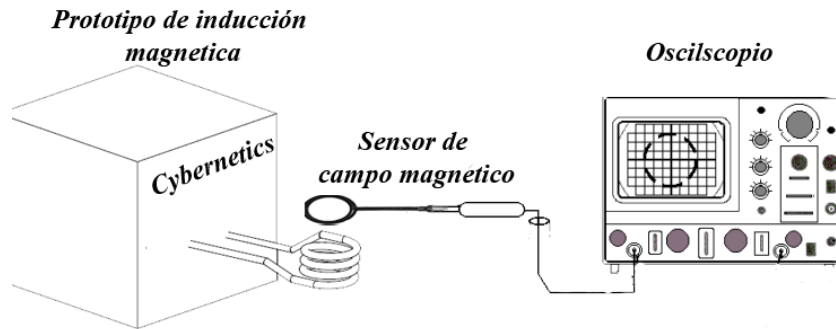


Fig. 5.6. Diagrama de conexiones para la medición de la densidad de flujo magnético producida por el prototipo de Cybernetics.

Utilizando la siguiente ecuación se realizaron las conversiones entre los V_{pp} registrados a través del osciloscopio de las mediciones del sensor ETS EMCO 7405 y la densidad flujo magnético H de la bobina del prototipo de Cybernetics.

$$H = U_H + PF - IV, \quad (5.1)$$

donde H es el Valor de densidad de flujo magnético en $\text{dB} \frac{\mu\text{A}}{\text{m}}$, U_H el Voltaje medido por el sensor en $\text{dB}\mu\text{V}$, PF el factor de antena del sensor en $\frac{\text{dB}}{\text{m}}$ y IV la impedancia del vacío en dB.

5.2 Medición del incremento de temperatura en nanopartículas magnéticas por inducción de campo magnético

Se realizaron mediciones de temperatura en ferrofluidos de las series EMG 607, 707 y 1111 (Ferrotec Corporation, USA), las propiedades de estos se muestran en la siguiente tabla.

Tabla 5.1. Propiedades de los ferrofluidos utilizados en la experimentación.

	EMG 607	EMG 707	EMG 1111
Tamaño (nm)	10	10	10
Viscosidad (mPa·s)	5	5	5
Densidad (Kg/m ³)	1.10 x 10 ³	1.10 x 10 ³	1.18 x 10 ³
Momento magnético (mT)	11	11	11
Susceptibilidad magnética	1.63	1.51	0.88
Composición	Oxido de Hierro: 10.5 %	Oxido de Hierro: 10.05 %	Oxido de Hierro: 21 %
	Surfactante: 8.5 %	Surfactante: 6.75 %	Agua: 79 %
	Agua: 81 %	Agua: 83.2 %	

Para realizar las mediciones se utilizó un tubo de ensayo (Corning Inc., USA) el cual fue llenado con 1 ml y 2 ml de ferrofluido, posteriormente se puso el tubo en el centro de la bobina del prototipo de Cybernetics se le aplicó el campo magnético producido por el prototipo durante un periodo de 120 s. La temperatura fue medida con un sensor de fibra óptica (Fig. 5.7).

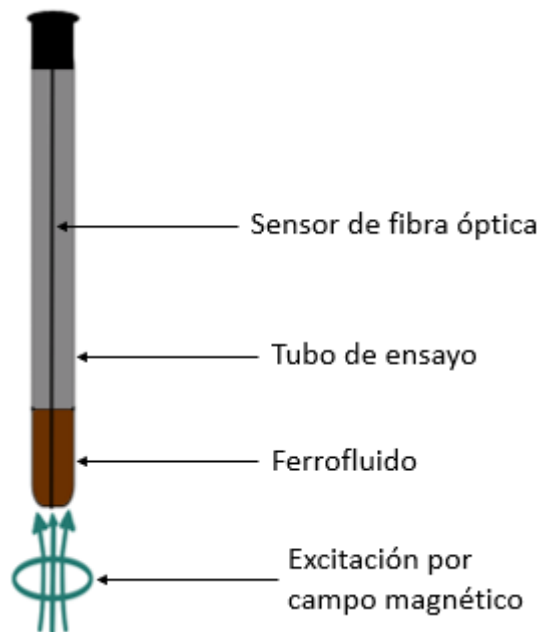


Fig. 5.7. Diagrama de mediciones de temperatura en ferrofluidos.

En una segunda parte del experimento, se realizaron mediciones hasta que cada uno de los ferrofluidos alcanzó una temperatura de 42° C (temperatura de hipertemia), el tiempo y la temperatura fueron medidos y posteriormente se realizó la comparación entre cada uno de los ferrofluidos.

5.3 Modelado por el método de elemento finito

5.3.1 Modelado de la distribución de presiones acústicas a través de un tubo de vidrio utilizado como guía de ondas acústicas

5.3.1.1 Condiciones iniciales

Realizar las mediciones de presión acústica generada por las nanopartículas magnéticas es un proceso en el que hay que tomar en cuenta algunas condiciones como el hecho de que las mediciones se realizaran a través de un hidrófono el cual tiene que estar sumergido en agua, que el campo magnético generado puede causar errores de medición debido a que, en contacto con el hidrófono, produce calentamiento en la punta de este o que las nanopartículas magnéticas tienen que estar contenidas en un tubo o recipiente que se adapte a las medidas de la bobina en la que se genera el campo magnético

Por las razones antes expresadas a partir de la caracterización del prototipo de Cybernetics se obtuvo una distancia mínima de 113.9 mm en la que el campo magnético es de $0.01 \mu\text{T}$, lo cual nos garantiza que no habría errores de medición en el hidrófono debido a la influencia del campo magnético y el calentamiento que este puede causar en la punta del hidrófono.

Nosotros propusimos utilizar un tubo de vidrio como guía de ondas acústicas, en el cual se pondrían las nanopartículas de óxido de hierro bajo la influencia de un campo magnético con la finalidad de producir ondas ultrasónicas, por lo que fue necesario realizar un estudio en el que variando la longitud de la guía de onda pudiéramos analizar la distribución de la presión acústica a través de él.

5.3.1.2 Geometría del sistema

El Análisis del comportamiento del tubo de vidrio utilizado como una guía de ondas acústicas se realizó en COMSOL Multiphysics. La figura 5.8 muestra la geometría del modelo axisimétrico 2D, en la cual la guía de ondas está sumergida en agua, mientras en un extremo se generan las ondas ultrasónicas, en el otro extremo se mide la presión acústica como se haría con el hidrófono. También se pueden apreciar los dos dominios utilizados en el sistema: agua y vidrio.

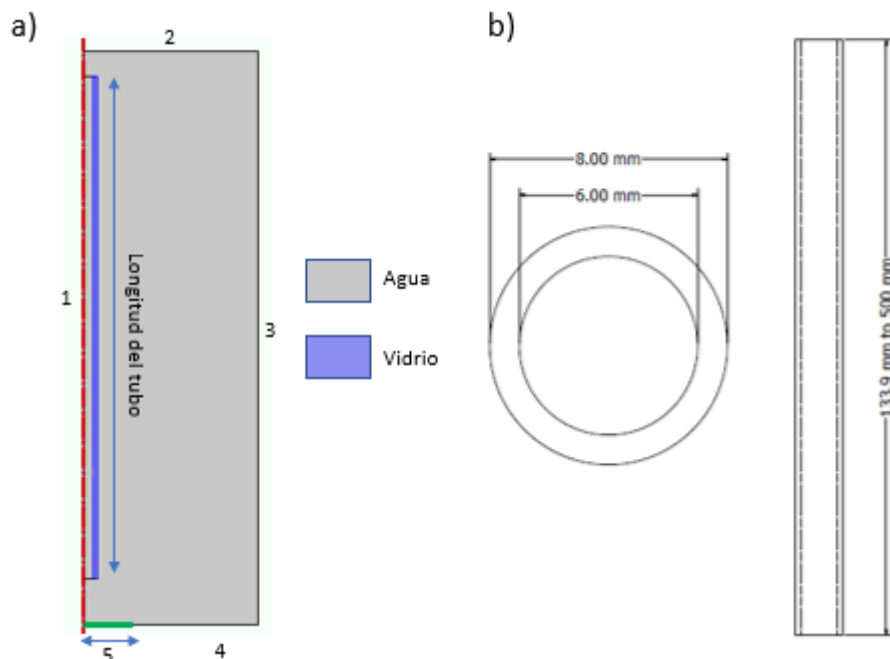


Fig. 5.8. a) Geometría axisimétrica utilizada para obtener la longitud óptima de la guía de ondas. b) dimensiones del tubo de vidrio.

5.3.1.3 Mallado y condiciones de contorno

La malla final utilizada en el modelo se determinó mediante la convergencia de la solución minimizando el error sin aumentar considerablemente el tiempo de solución del modelo. Para esto fue necesario realizar pruebas preliminares con diferentes valores de longitud de onda (λ), la cual está dada por la ecuación 2.20.

Para una longitud de tubo de vidrio de 113.9 mm, se realizaron simulaciones con diferentes tamaños de malla entre $\lambda/4$ y $\lambda/20$, con el fin de encontrar el mínimo error con el mayor tamaño de malla para reducir el tiempo de procesamiento. La siguiente figura muestra los resultados obtenidos mediante el estudio de convergencia de la solución.

El tamaño de malla óptimo que nos permitió una solución en un tiempo de resolución tolerable con un error aceptable fue $\lambda/8$; esta malla fue la utilizada para todo el estudio paramétrico en el que se varió la longitud del tubo de vidrio entre 113.9 mm y 500 mm con pasos de 0.1 mm.

Las fronteras fueron configuradas de tal manera que posteriormente se pudiera realizar la validación experimental de la guía de ondas, así en la figura 5.8 se presentan las diferentes fronteras utilizadas en el modelo, donde 1) es el eje de simetría del modelo, las fronteras 2) y 3) se configuraron para tener la impedancia del agua lo cual nos garantiza disminuir la reflexión de las ondas acústicas, la frontera 4) se estableció como un muro rígido el cual establece una condición de reflexión de las ondas y la frontera 5) representa la fuente de presión acústica de 1 MHz [35].

5.3.1.4 Ecuaciones del dominio

La presión instantánea en cualquier punto en el medio está dada por la ecuación

$$P = P_0 + p \quad (2.1)$$

Asumiendo la propagación de ondas acústicas en un medio sin pérdidas, la presión en cualquier punto y tiempo está determinada por

$$\frac{1}{\rho c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho} (\nabla p) \right) = 0, \quad (5.2)$$

tomando la presión acústica en componentes separables en espacio y tiempo y considerando una fuente de presión armónica que genera esta presión durante un tiempo muy largo, la ecuación 5.2 puede simplificarse a la ecuación de Helmholtz [36] dada por:

$$\nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho c} (\nabla p) \right) - k_{eq}^2 p = 0, \quad (5.3)$$

donde el número de onda $k_{eq} = \omega/c$ y ω es la frecuencia angular.

Propiedad de los materiales

5.3.1.5 Propiedades de los materiales

Las propiedades del tubo de vidrio fueron establecidas de acuerdo con el fabricante, la siguiente tabla muestra las propiedades utilizadas en el modelo.

Tabla 5.2. Propiedades ultrasónicas de los materiales utilizados en el modelo acústico.

Material	Densidad (Kg/m ³)	Velocidad del sonido (m/s)
Agua	330	1500
Vidrio	1480	5190

5.3.2 Modelado del campo magnético emitido por una bobina de tubo de cobre por la que circula agua

La finalidad de realizar el modelado de la bobina es conocer la distribución de la densidad de flujo magnético emitida al aplicar una corriente y comparar con las mediciones de densidad de flujo magnético que se realizaron con el sensor ETS-EMCO como parte de la caracterización del prototipo.

5.3.2.1 Condiciones iniciales

La figura 5.9 nos muestra una representación 3d de la bobina con la que el prototipo de Cybernetics viene de fábrica y la tabla 5.3 las características que esta tiene.

Tabla 5.3. Características de la bobina del prototipo de Cybernetics

Diámetro exterior del tubo de cobre (mm)	Diámetro interior del tubo de cobre (mm)	Longitud del tubo de cobre (mm)	Número de espiras	Diámetro exterior de la bobina (mm)	Distancia entre espiras (mm)
4 mm	2.8	750	4	48.6	2.2

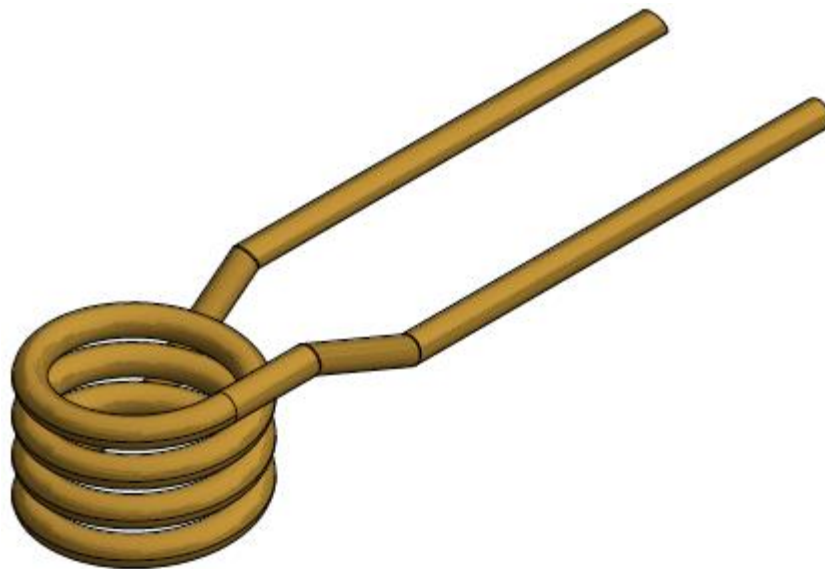


Fig. 5.9. Modelo 3d de la bobina del prototipo de Cybernetics.

5.3.2.2 Geometría del sistema

Debido a que cada una de las espiras se puede simplificar mediante un modelo 2d axisimetrico lo cual conlleva menor tiempo de procesamiento se optó por utilizar esta clase de modelo, la figura 5.10 muestra la geometría del sistema donde existen tres dominios: Cobre, agua y aire.

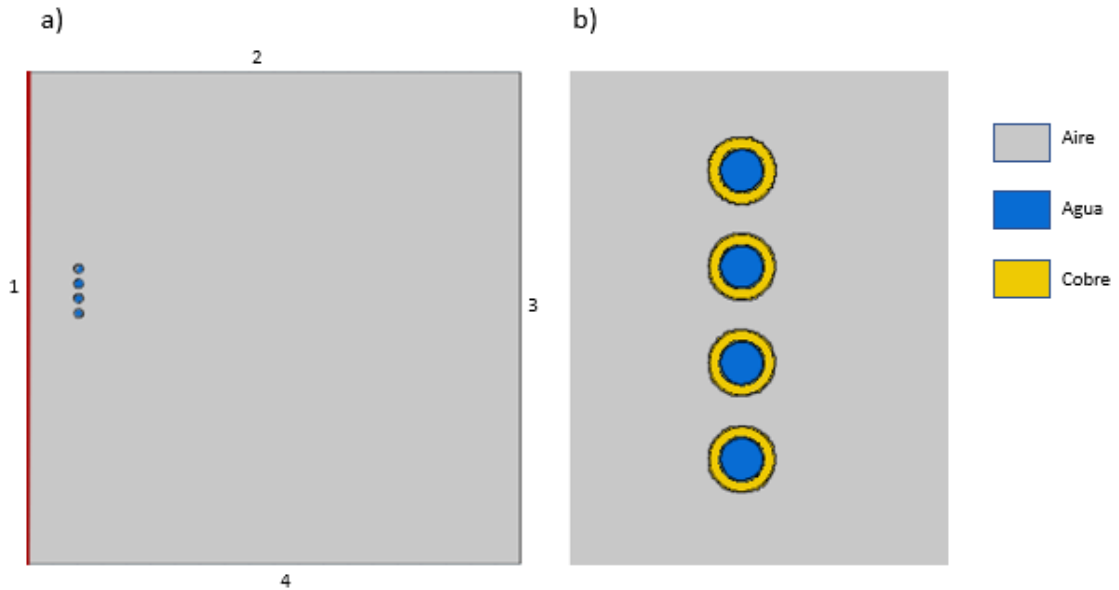


Fig. 5.10. a) Geometría axisimétrica del modelo b) ampliación de las espiras de la bobina del modelo.

5.3.2.3 Ecuaciones del dominio

Para la resolución del problema se utiliza la ecuación 5.4 cuasiestática para el potencial magnético \mathbf{A} :

$$\sigma \frac{\partial \mathbf{A}}{\partial t} + \nabla \times \left(\frac{1}{\mu_0 \mu_r} \nabla \times \mathbf{A} \right) = \sigma \frac{V_b}{2\pi r}, \quad (5.4)$$

donde μ_0 es la permeabilidad del vacío, μ_r la permeabilidad relativa, σ la conductividad eléctrica y V_b el voltaje sobre una espira de la bobina, de tal manera que en el caso armónico del tiempo se puede reducir a

$$j\omega\sigma\mathbf{A} + \nabla \times \left(\frac{1}{\mu_0 \mu_r} \nabla \times \mathbf{A} \right) = \sigma \frac{V_b}{2\pi r}, \quad (5.5)$$

La fuerza electromagnética total que actúa en la región del espacio Ω se puede obtener integrando el tensor de tensión de Maxwell en el límite $\partial\Omega$, de tal manera que

$$F = \int_{\partial\Omega} T \mathbf{n} dS \quad (5.6)$$

5.3.2.4 Propiedades de los materiales

Las propiedades de los materiales fueron tomados de la literatura [11] y se especifican en la siguiente tabla.

Tabla 5.4. Propiedades magnéticas de los materiales utilizados en el modelo.

Material	Conductividad eléctrica (S/m)	Permeabilidad relativa
Cobre	5.8×10^7	0.9999
Agua	0.05	1.2566×10^{-6}
Aire	0	1.2566×10^{-7}

5.4 Experimentación con las longitudes óptimas obtenidas del modelo de la distribución de presiones acústicas en un tubo de vidrio utilizado como guía de ondas

La experimentación se realizó utilizando las longitudes de tubo de vidrio óptimas obtenidas de los modelos realizados en COMSOL Multiphysics. Se realizó utilizando un transductor de 1 MHz modelo ME7310 (Mettler Electronics, USA) que cuenta con un diámetro de 40 mm el cual emite una señal senoidal ultrasónica de 0.025 W/cm^2 el cual es excitado por un generador de señales AFG3021B (Tektronix, USA); el transductor se colocó a una distancia de 5 mm del tubo de vidrio, mientras en el otro extremo del tubo se colocó un hidrófono para adquirir la señal ultrasónica modelo HNP-1000 (Onda Corp., USA) el cual tiene una sensibilidad de 220 nV/Pa y una temperatura de funcionamiento

máxima de 50°C. El hidrófono está conectado a un preamplificador AH-2010 (Onda Corp., USA) que cuenta con una ganancia de 20 dB. El registro de la señal captada por el hidrófono se visualiza a través de un Osciloscopio TDS2042B (Tektronix, USA). La figura 5.11 muestra el diagrama de conexiones utilizado en la experimentación y la figura 5.12 muestra el montaje realizado.

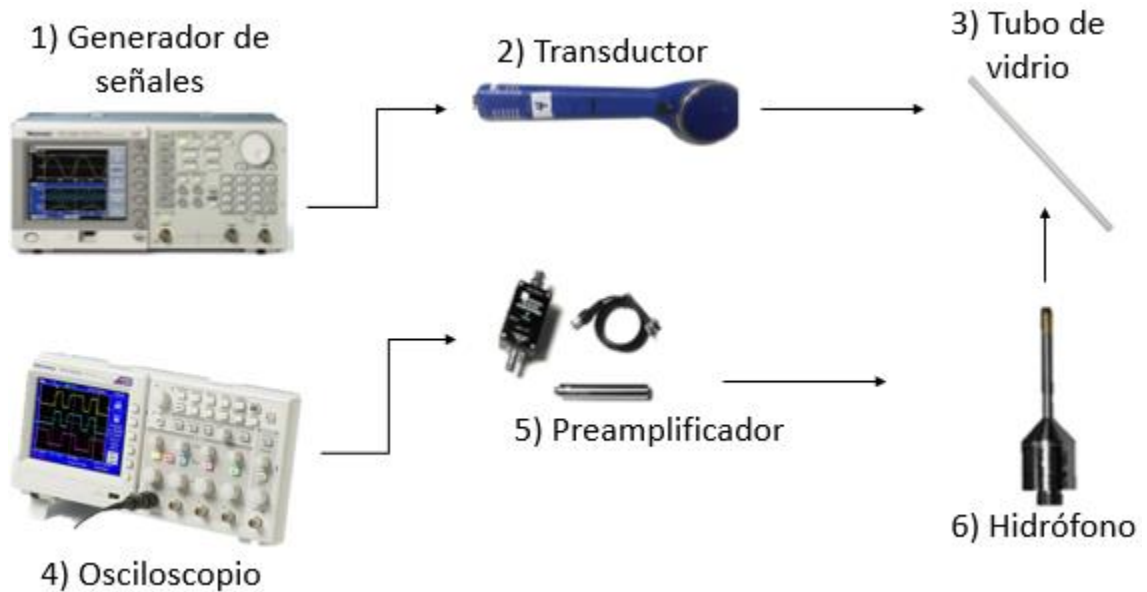


Fig. 5.11. Configuración experimental. El hidrófono es insertado en el extremo superior del tubo de vidrio y el transductor genera la señal desde la parte inferior del tubo.

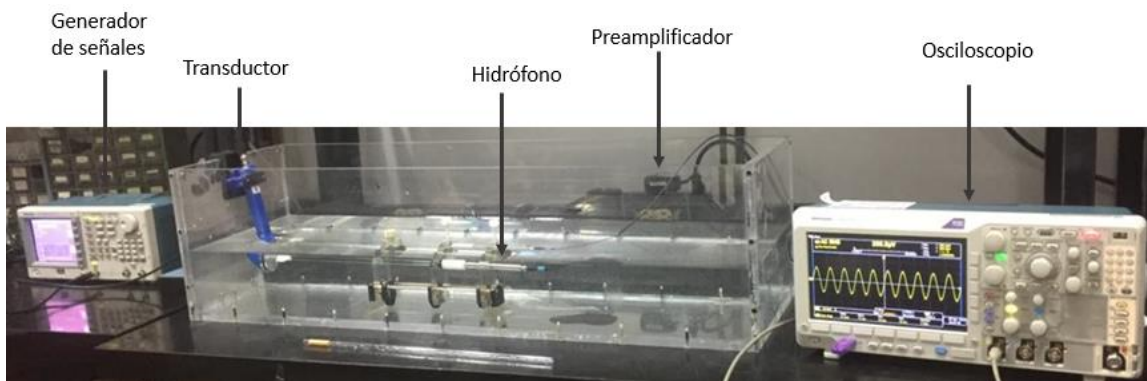


Fig. 5.12. Montaje realizado para obtener la señal acústica transmitida a través del tubo de vidrio.

5.5 Modificación del prototipo de Cybernetics para el incremento de la frecuencia del campo magnético

En el diagrama 5.2 del prototipo de Cybernetics tenemos un circuito LC en paralelo, este circuito LC produce un fenómeno de resonancia eléctrica con una frecuencia característica.

El circuito LC, comúnmente llamado circuito tanque resonante, libera energía por un elemento reactivo (capacitor o inductor) igual a la absorbida por el otro elemento. De tal manera que, durante la primera mitad del ciclo el inductor absorbe toda la energía liberada por el capacitor y en la segunda mitad del ciclo el condensador toma la energía del inductor. Esta condición tiene una frecuencia característica denominada frecuencia de resonancia f_0 , la cual está dada por

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}, \quad (5.7)$$

donde C es la capacitancia del condensador en faradios y L la inductancia de la bobina en Henrios. Cuando existe un flujo de electrones a través de la bobina se crea un campo magnético perpendicular al movimiento de electrones, este campo magnético solo existe cuando los electrones se encuentran en movimiento [37].

El prototipo de Cybernetics viene integrado con una bobina de $0.6 \mu H$ y un arreglo de 8 capacitores de película de polipropileno de $330 nF$ en paralelo, teóricamente tendríamos una frecuencia de resonancia del circuito de 126 KHz, pero debido a diferentes factores como las capacitancias parasitas esta frecuencia se ve disminuida, de la caracterización del prototipo se pudo verificar que la frecuencia del campo magnético que el equipo genera es de 113 KHz.

De algunas investigaciones previamente realizadas se sabe que las nanopartículas magnéticas oscilan mecánicamente a una frecuencia $2f$ donde f es la frecuencia del campo magnético aplicado [22][32], esto solo es aplicable

para campos magnéticos débiles donde se cumple la condición $\vec{H}_a < \frac{x+3}{x} \vec{M}_{sat}$ y la fuerza magnética esta determinada por

$$\vec{F}_m = \frac{V_m}{\mu_0} \frac{3x}{x+3} (\vec{H}_a \nabla) \vec{H}_a, \quad (2.8)$$

De tal manera que debido a las limitaciones del hidrófono con el que contamos para realizar mediciones de la señal acústica, es necesario incrementar la frecuencia del prototipo de Cybernetics a una frecuencia de campo magnético que, al inducirlo a las nanopartículas magnéticas, nos dé una señal detectable por el hidrófono, la figura 5.13 muestra la sensibilidad del hidrófono HNP-1000 y su ancho de banda.

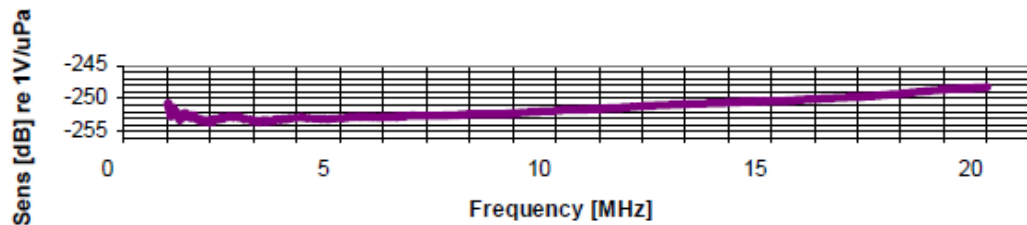


Fig. 5.13. Gráfico de sensibilidad del hidrófono HNP-1000 de OndaCorp.

5.5.1 Construcción de las bobinas

De manera general la inductancia de una bobina está determinada por la ecuación 2.51, para una bobina realizada por un tubo de cobre es posible calcular la inductancia mediante la ecuación 2.53. Para la realización de las bobinas se utilizó tubo de cobre flexible de 4.8 mm de diámetro exterior y 0.8 mm de pared, como el mostrado en la figura 5.14.



Fig. 5.14. Tubo de cobre flexible de 3/16”.

Se realizaron cálculos de inductancia utilizando diámetros interiores de bobina de 38 mm y 25 mm y variando el número de espiras, se optó por realizar bobinas de 4 espiras y 25 mm de diámetro interior, esto debido a la facilidad con que se podrían construir utilizando un tubo de cobre como base sobre el cual se dobla el tubo de cobre flexible para ir formando cada una de las espiras.

Los cálculos de inductancia utilizando la ecuación 2.53 nos dio un resultado de 600 nH, el cual posteriormente fue comparado con la medición realizada de inductancia de cada una de las bobinas, las mediciones de inductancia se realizaron utilizando el analizador de impedancias 9234A (Agilent, USA).

5.5.2 Diseño del circuito LC utilizando arreglos de capacitores

La ecuación 5.7 determina la frecuencia de resonancia del circuito LC del prototipo de cybernetics, de tal manera que utilizando las bobinas realizadas se calcularon arreglos de capacitores que nos permitieran incrementar la frecuencia del prototipo, esto tomando en cuenta los valores de capacitancia comerciales que existen para capacitores de película de polipropileno. La figura 5.15 muestra

la relación que existe entre la capacitancia y la frecuencia teniendo una bobina de 590 nH.

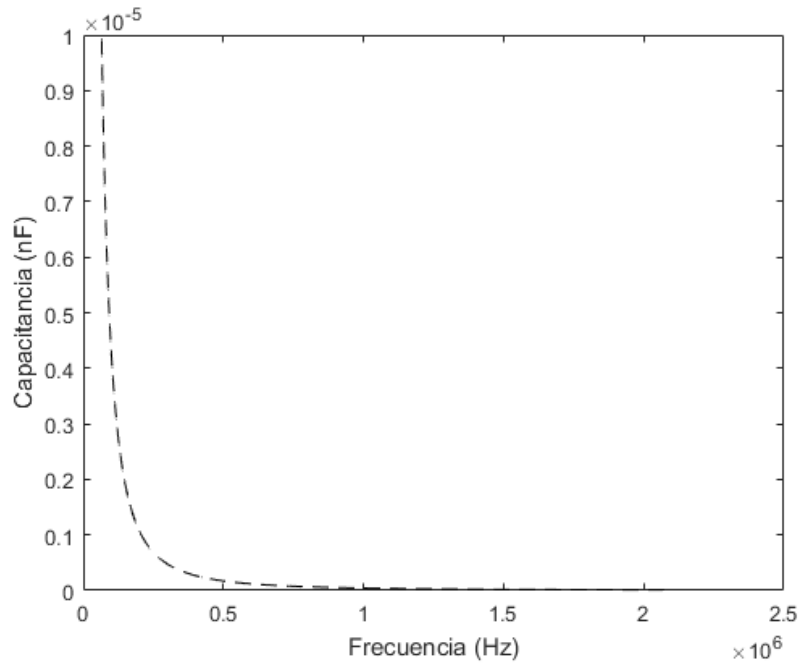


Fig. 5.15. Relación de la frecuencia de resonancia y la capacitancia de un circuito LC con una bobina de 590 nH.

La siguiente tabla resume el arreglo de capacitores que se utilizó para alcanzar diferentes frecuencias de resonancia.

Tabla 5.5. Arreglo de capacitores utilizados para el diseño del circuito LC.

Capacitancia (nF)	Capacitores utilizados	Frecuencia (kHz)
60	6 capacitores de 10 nF	846
120	8 capacitores de 15 nF	598
240	2 capacitores de 100 nF y 4 capacitores de 10 nF	423
544 nF	8 capacitores de 68 nF	281

5.6 Protocolo de medición de la señal acústica generada por la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas

La generación de ondas ultrasónicas por inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas es una técnica de reciente estudio [20][22][32], por lo que es necesario desarrollar un protocolo que nos permita realizar mediciones de la señal acústica transmitida a través de un tubo de vidrio producto de la inducción del campo magnético a nanopartículas de óxido de hierro, la tabla 5.1 resume las propiedades de los ferrofluidos utilizados para realizar la experimentación de esta sección.

La siguiente figura muestra la configuración utilizada para la realización de los experimentos, los equipos utilizados fueron los mismos que se utilizaron en la sección 5.4. Se utilizó la longitud de capilar de vidrio óptima obtenida del modelo y experimentación previas, esta longitud nos permite maximizar la transmisión de la señal acústica a través del tubo y evitar que el campo magnético interfiera con las mediciones realizadas por el hidrófono. También se utilizaron los ferrofluidos de las series emg-607 y emg-707 con diferentes bobinas construidas las cuales generan campos magnéticos de diferentes frecuencias.

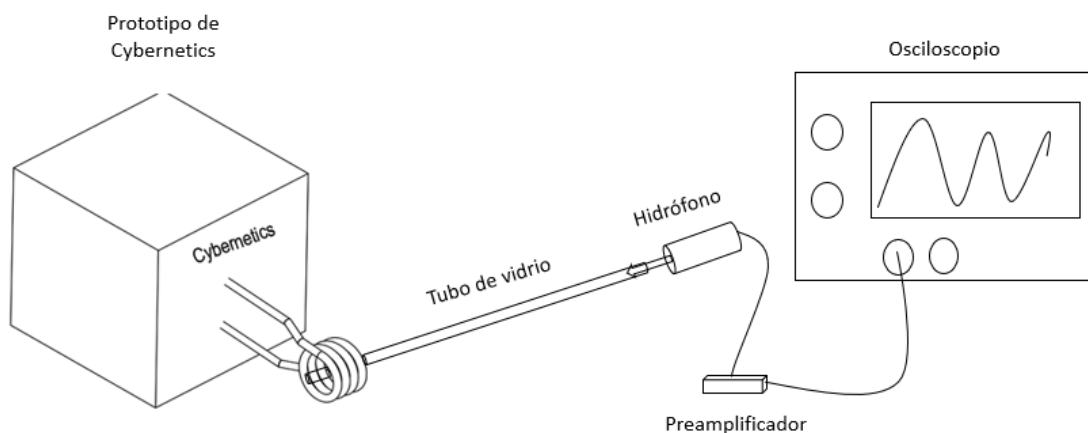


Figura 5.16. Diagrama de conexiones utilizado en la medición de la señal acústica generada por inducción de campo magnético a las nanopartículas magnéticas.

La tabla 5.6 muestra de forma resumida las mediciones que se realizaron y la figura 5.17 muestra el montaje realizado durante la experimentación.

Tabla 5.6. Mediciones realizadas de la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas para la generación de ondas ultrasónicas bajo distintas condiciones.

Ferrofluido	Longitud del tubo de vidrio (mm)	Frecuencia (kHz)
EMG 607	273	350
		380
		450
EMG 707	273	350
		380
		450

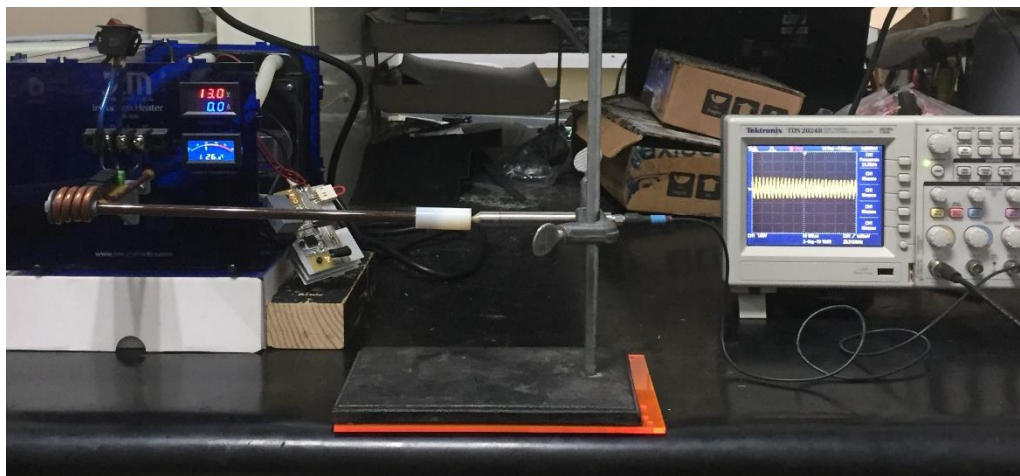


Fig. 5.17. Montaje realizado para obtener la señal acústica generada por inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas.

6. RESULTADOS Y DISCUSIONES

6.1 Resultados de la caracterización del prototipo de inducción magnética de la compañía Cybernetics

A partir del circuito electrónico del prototipo de Cybernetics, se generó una simulación en Proteus 8 Professional (Labcenter Electronics, UK) mostrada en la figura 6.1 la cual sirvió para conocer el comportamiento del circuito tanque LC.

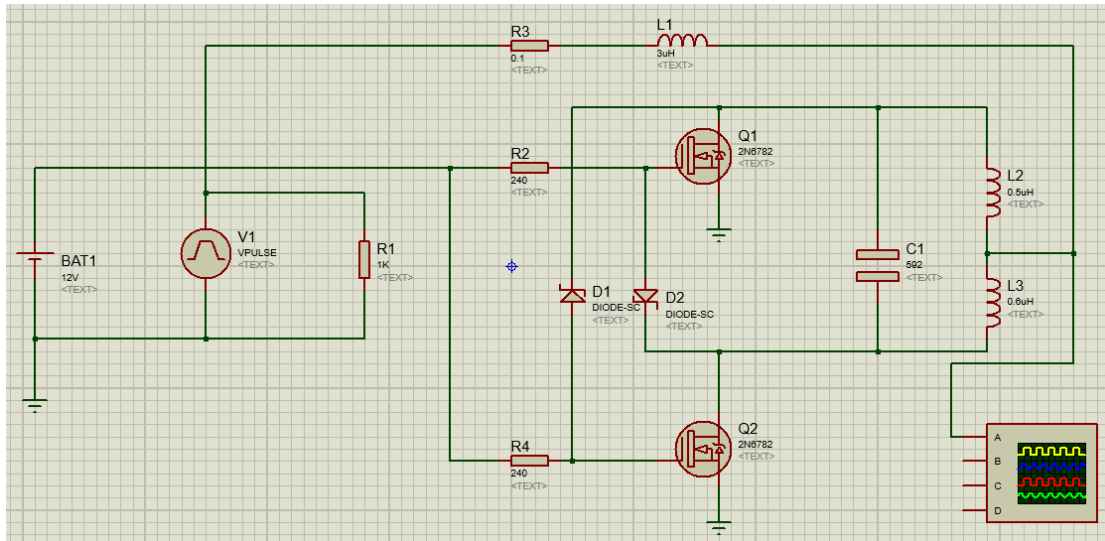


Fig. 6.1. Simulación del circuito generador de campos magnéticos de Cybernetics.

En la simulación generada L2 y L3 son equivalentes a L1 del circuito de la figura 5.2, de esta simulación se confirmó que la frecuencia de oscilación del circuito está dada por la ecuación 5.7, de tal manera que, si calculamos la frecuencia de oscilación con los componentes que el equipo tiene de fábrica, tenemos que

$$f_0 = \frac{1}{2\pi\sqrt{(2640 \text{ nF})(0.6 \text{ }\mu\text{H})}} = 126 \text{ kHz} \quad (6.1)$$

6.1.1 Resultado de la caracterización del campo magnético

Utilizando el sensor ETS-EMCO 7405 se midió la densidad de flujo magnético producida por la bobina del prototipo, las mediciones fueron realizadas en aire y los Vpp fueron registrados en el osciloscopio, la señal obtenida a una distancia de 20 mm del centro de la bobina nos muestra que la frecuencia del campo magnético generado es de 113 kHz con un error del 11% con respecto a lo calculado en la ecuación 6.1 y lo obtenido de las simulaciones en Proteus.

La caracterización del campo magnético emitido por la bobina se realizó tal como se muestra en el diagrama de la figura 5.6 y utilizando la ecuación 5.1 se realizó la conversión entre los Vpp registrados en el osciloscopio y la densidad de flujos magnético en μT . A partir de las mediciones obtenidas mostradas en la figura 6.3 se calculó la ecuación característica que describe la densidad de flujo magnético de la bobina con respecto a la distancia mediante interpolación de los datos, obteniendo la siguiente ecuación

$$y = 0.0012581x^2 - 0.48275x + 156.59, \quad (6.2)$$

donde y es la densidad de flujo magnético y x la distancia. En la figura 6.2 también se puede apreciar el resultado obtenido al graficar la ecuación 2.10, la cual tiene un coeficiente de correlación del 91% con respecto a las mediciones realizadas, a partir de esta ecuación podemos aproximar que el campo magnético en el centro de la bobina es de aproximadamente 84 μT .

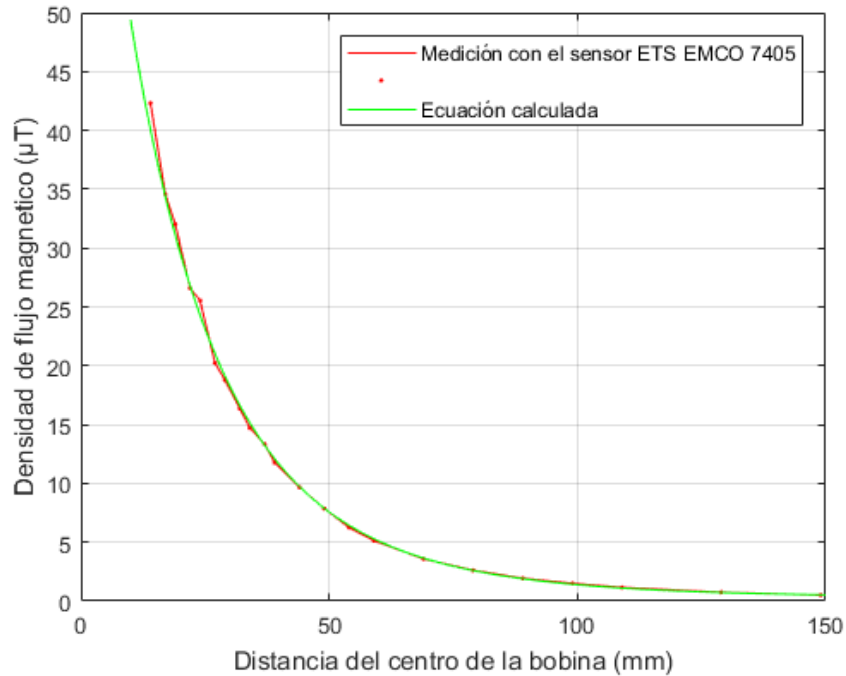


Fig. 6.2. Densidad de flujo magnético con respecto a la distancia del prototipo de Cybernetics. En rojo las mediciones realizadas, en verde la ecuación calculada mediante la interpolación de los datos obtenidos de las mediciones.

Tal como sucede con muchos de los fenómenos físicos como es el caso de los fenómenos ondulatorios del sonido y la luz, también a los campos magnéticos es posible aplicarle la ley de la inversa del cuadrado la cual se refiere a aquellos fenómenos en que la intensidad es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia.

6.2 Resultado de la medición del incremento de temperatura en las nanopartículas magnéticas por inducción de campo magnético

Para la realización de los experimentos los sensores de temperatura de fibra óptica se colocaron en agua bidestilada y aplicando el campo magnético generado por el prototipo de Cybernetics se realizaron mediciones para tener una temperatura de referencia. La experimentación se dividió en dos etapas, en la primera etapa se aplicó el campo magnético a 1 ml y 2 ml de ferrofluido Ferrotec

de las series emg 607, 707 y 1111 durante 120 s y durante los siguientes 60 s se dejó de aplicar el campo magnético observando el decremento de temperatura, obteniendo los resultados obtenidos en las figuras 6.3 y 6.4 respectivamente.

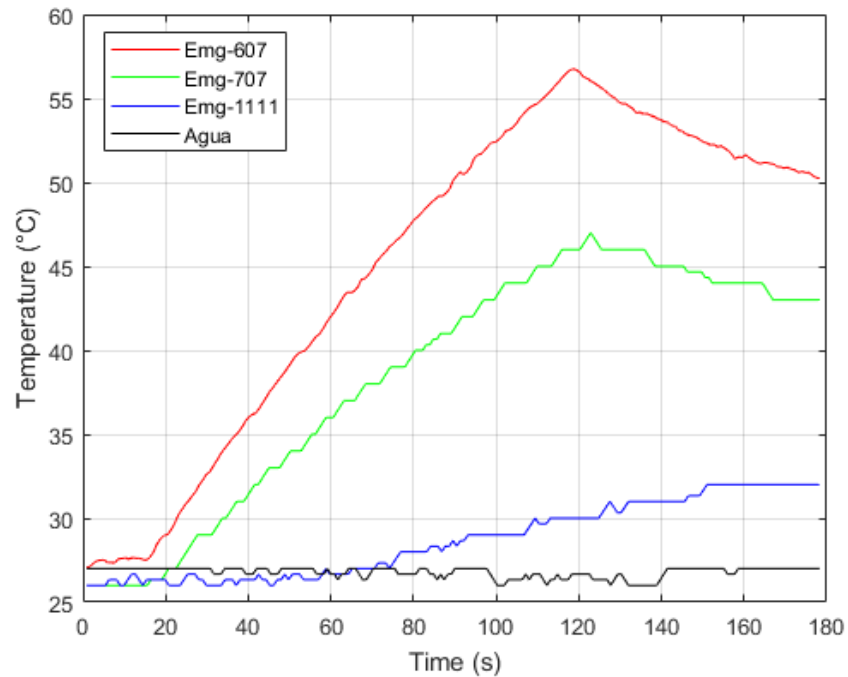


Fig. 6.3. Mediciones de temperatura en 1 ml de agua bidestilada y en 1 ml de ferrofluido de la marca ferrotec de las series emg 607, 707 y 1111 tras aplicar campo magnético durante 120 s.

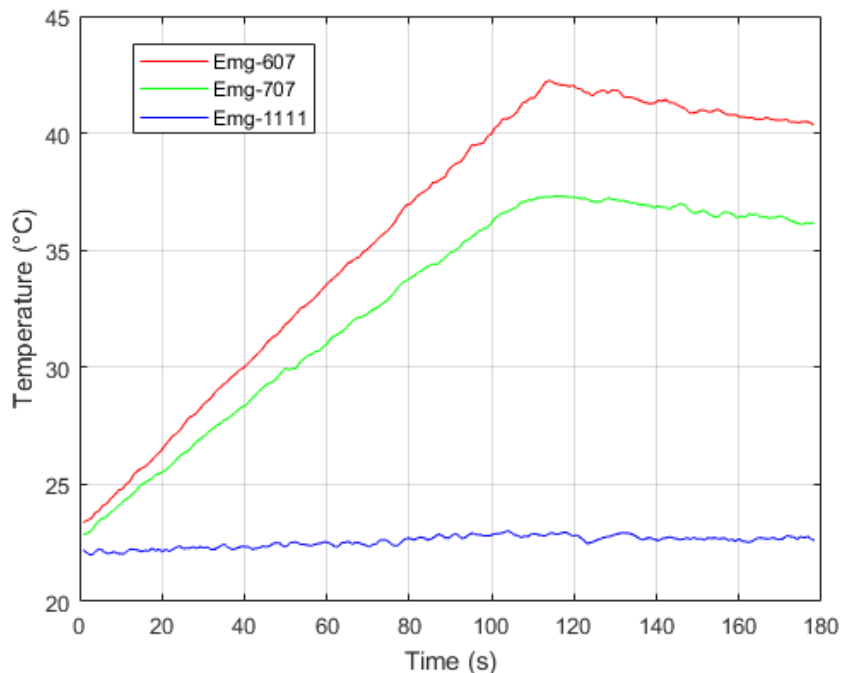


Fig. 6.4. Mediciones de temperatura en 2 ml de ferrofluido de la marca ferrotec de las series emg 607, 707 y 1111 tras aplicar campo magnético durante 120 s.

Los resultados obtenidos de las mediciones de temperatura mostradas en las figuras 6.3 y 6.4 muestran la dependencia de la susceptibilidad magnética con el incremento del volumen tal como indica la ecuación 2.57. De las figuras se puede observar que al aumentar el volumen de ferrofluido el incremento de temperatura es menor, es decir, el incremento de temperatura fue mayor en 1 ml de ferrofluido que en 2 ml de ferrofluido en la experimentación realizada.

También se puede observar que en ferrofluidos con una susceptibilidad magnéticas menor a 1 como en el caso de la serie emg-1111 de ferrotec existe un incremento de temperatura casi nulo.

Tal y como se puede apreciar en las figuras 6.3 y 6.4 la temperatura tiende a disminuir cuando el campo magnético se deja de aplicar a los ferrofluidos de las series emg 607 y 707, de tal manera que, se puede concluir que las nanopartículas suspendidas en el ferrofluido tienen un comportamiento superparamagnético y no existe ningún efecto de histéresis en éstas.

En la segunda etapa de la experimentación realizada de esta sección se midió el tiempo en que los ferrofluidos emg 607 y 707 tenían que estar bajo la inducción de campo magnético para alcanzar una temperatura de 42°C, esto para comprobar la viabilidad de estos ferrofluidos en tratamientos de hipertermia. Los resultados obtenidos tanto de la primera, como de la segunda etapa de la experimentación se resumen en la siguiente tabla.

Tabla 6.1. Resumen de las mediciones de temperatura realizadas durante la etapa uno y dos de la experimentación.

	emg-607	emg-707	emg-1111
Tiempo tras el que alcanzó 42°C en 1 ml	71 s	106 s	-
Tiempo tras el que alcanzó 42°C en 2 ml	56.75°C	47°C	32°C
Temperatura alcanzada aplicando campo magnético durante 120 s a 1 ml	129 s	218 s	-
Temperatura alcanzada aplicando campo magnético durante 120 s a 2 ml	41.17°C	37.2°C	23.8°C

6.3 Resultados del modelado por método de elemento finito

6.3.1 Resultados del modelado de la distribución de presiones acústicas a través un tubo de vidrio utilizado como guía de ondas.

La sección 5.3.1 detalla toda la metodología desarrollada acerca del modelo, el propósito de generar este modelo fue encontrar una longitud óptima de tubo de vidrio en la que, al usarlo como guía de ondas acústicas permita la máxima transmisión de la señal. La simulación generada se realizó mediante un estudio paramétrico, de tal manera que el número de resultados obtenidos del modelo es

amplio (3861 resultados), por lo que fue necesario desarrollar un algoritmo en MATLAB (Mathworks Inc., USA) el cual fuera capaz de recopilar todos los datos que son exportados desde COMSOL Multiphysics. La figura 6.5 muestra el promedio de la presión acústica absoluta en el extremo superior del tubo de vidrio para diferentes longitudes de tubo, esta figura muestra un punto máximo en 273 mm, el cual corresponde a una presión acústica de 22.2 kPa; es importante resaltar que los 273 mm son equivalentes a 182λ .

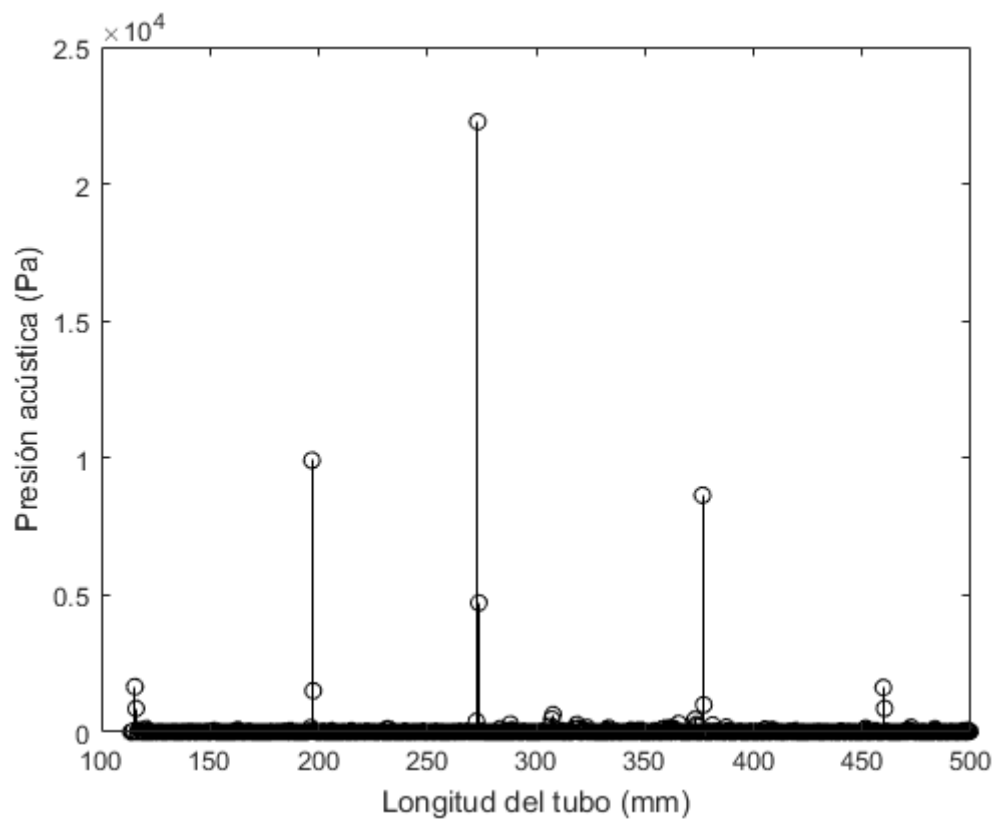


Fig. 6.5. Presiones acústicas obtenidas del modelo FEM usando un tubo de vidrio como guía de ondas acústicas variando la longitud del tubo entre 113.9 mm y 500 mm.

La figura 6.6 muestra la distribución de presiones acústicas a lo largo del tubo de vidrio de 273 mm.

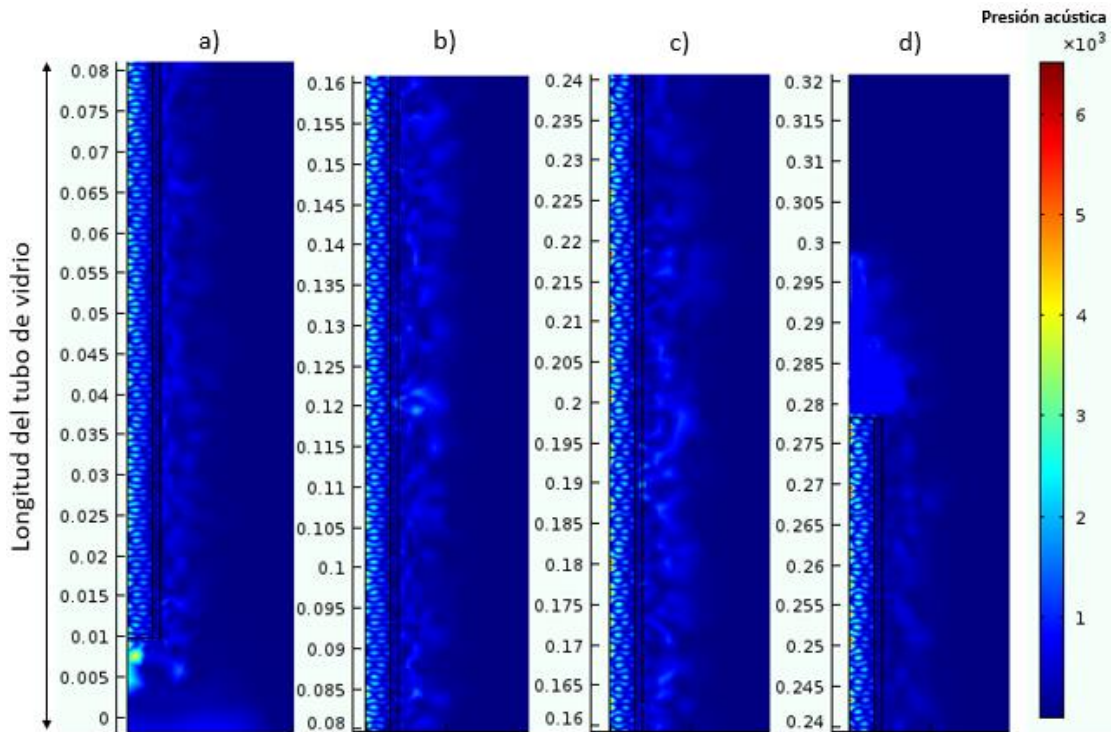


Fig. 6.6. Distribución de presión acústica obtenida del modelo FEM usando un tubo de vidrio de 273 mm como guía de ondas acústicas (mejor caso). La longitud del tubo de vidrio está dividida en cuatro partes. a) de 0 mm a 80 mm, b) de 80 mm a 160 mm, c) de 160 mm a 240 mm y d) de 240 mm a 320 mm

La siguiente tabla resume los picos mostrados en la figura 6.5. Como se puede ver en la tabla la longitud de tubo de vidrio de cada uno de los picos encontrados equivale a un múltiplo de λ .

Tabla 6.2. Resumen de los picos máximos mostrados en la figura 6.5 del modelo FEM.

Longitud de tubo de vidrio (mm)	longitud en λ	Presión acústica (kPa)
115.5	77	1.65
196.5	131	9.91
273.0	182	22.27
376.5	251	8.64
459.0	306	1.62

6.3.2 Resultados del modelado del campo magnético emitido por una bobina de tubo de cobre por la que circula agua.

Una bobina almacena energía en forma de campo magnético, matemáticamente se puede demostrar que la energía almacenada E_b por una bobina de inductancia L y que es recorrida por una corriente I , está dada por [10]

$$E_b = \frac{1}{2}LI^2. \quad (6.3)$$

Por otro lado, la inductancia de una bobina está dada por la ecuación 2.51, aunque esta es una ecuación general, las ecuaciones para bobinas formadas por alambres o hilos de cobre varían dependiendo de algunos factores como el tipo de bobina o el núcleo que está tenga. De tal manera que existen un sinnúmero de ecuaciones que determinan la inductancia de una bobina dependiendo de las características que está tenga, es importante remarcar que la mayoría de estas ecuaciones se han desarrollado de manera empírica [11] de tal manera que es complicado predecir el comportamiento de la bobina que nosotros tratamos de caracterizar y que es posible describir mediante la ecuación 2.53.

La figura 6.8 muestra la distribución de la densidad de flujo magnético de la bobina creada a partir del modelo FEM, la figura 6.7 la representación tridimensional que COMSOL Multiphysics realiza a partir del modelo 2D y la figura 6.8 la densidad de flujo magnético a través del eje de simetría del modelo. Se puede ver que, al igual que en las mediciones realizadas en la sección 6.1.1 y mostradas en la figura 6.2 la intensidad de campo magnético es mayor en el centro de la bobina.

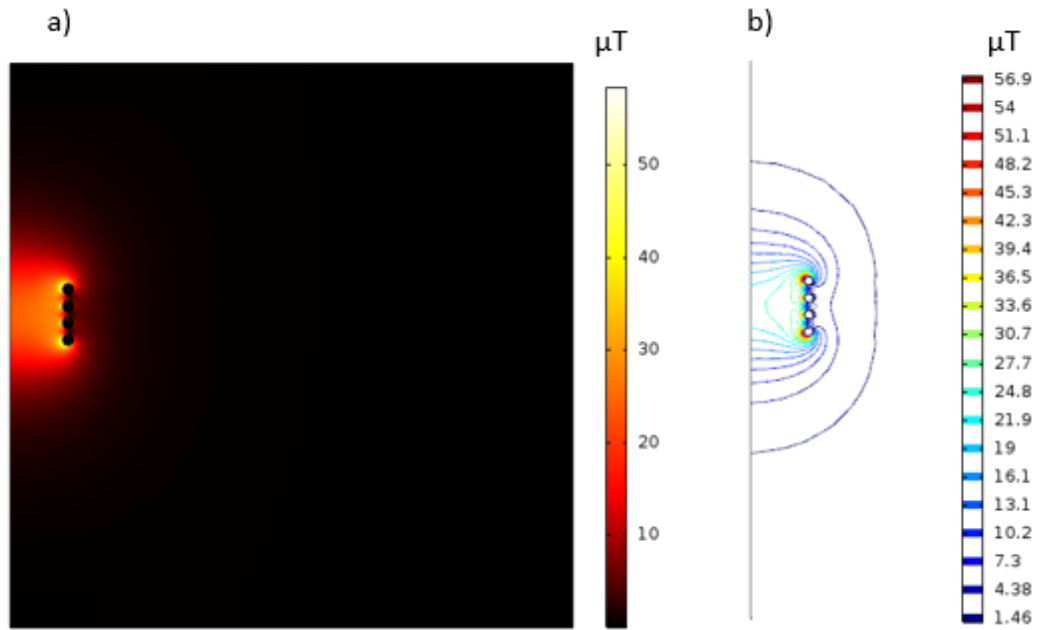


Fig. 6.7. Densidad de flujo magnético generada por la bobina. a) densidad de flujo magnético sobre toda la superficie. b) líneas de campo magnético generadas alrededor de la bobina.

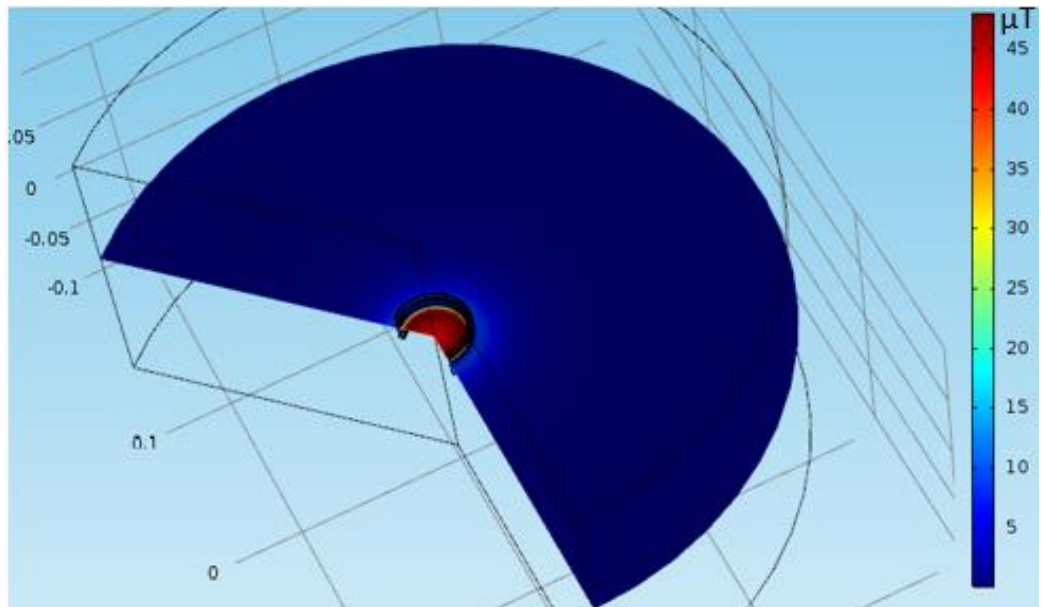


Fig. 6.8. Representación 3D de la Densidad de flujo magnético generado por la bobina con un corte a través del eje x.

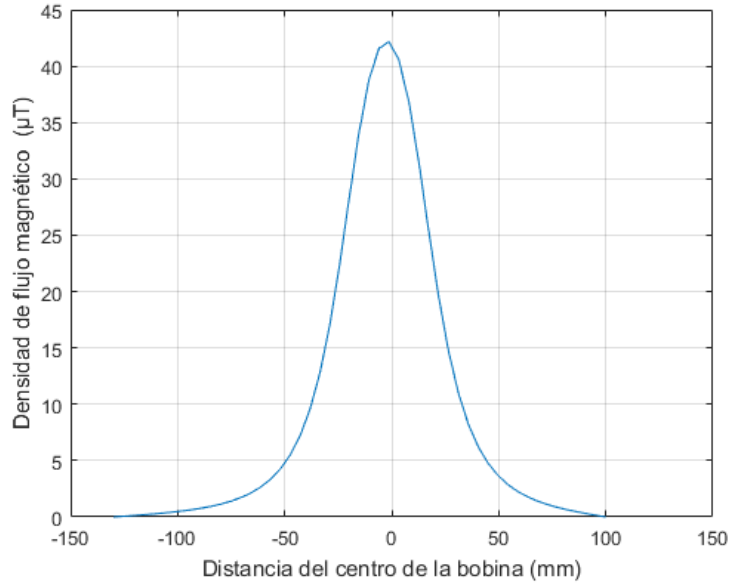


Fig. 6.9. Densidad de flujo magnético a través del eje de simetría del modelo FEM.

Tal y como se mencionó en la sección 5.3.2 la finalidad de realizar el modelado de la bobina es poder comparar el modelo con los resultados obtenidos de las mediciones mostradas en la sección 6.1.1, la siguiente figura muestra la comparación entre la densidad de flujo magnético obtenida en el modelo y la ecuación 6.2 generada a partir de la interpolación de los datos de las mediciones.

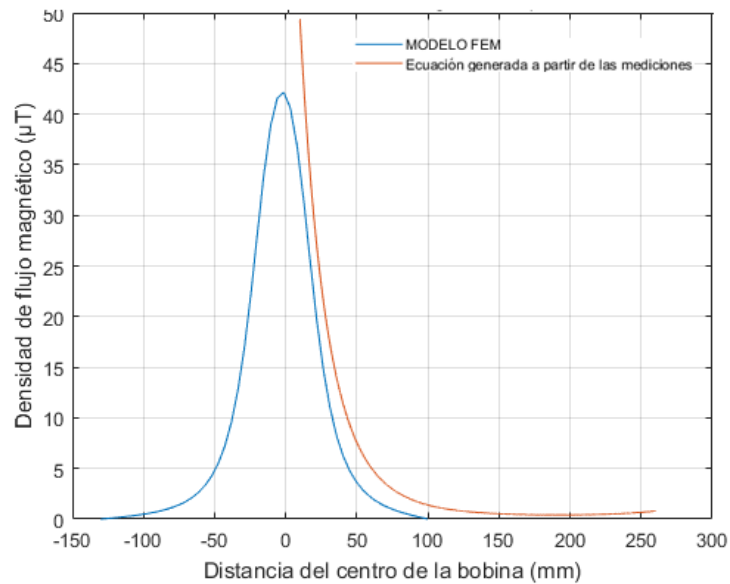


Fig. 6.10. Comparación entre la densidad de flujo magnético obtenida del modelo a través del eje de simetría y la obtenida de las mediciones con el sensor ETS-EMCO 7405.

En la figura 6.10 se puede apreciar que el modelo es bastante aproximado a las mediciones que se realizaron, aunque las variaciones más grandes entre el modelo y las mediciones realizadas se encuentran en los límites, es decir la atenuación del campo magnético en el modelo es mayor cuando nos alejamos del centro de la bobina, de tal manera que el modelo tiende a cero en una menor distancia del centro de la bobina que las mediciones realizadas.

6.4 Resultados de la validación mediante experimentación de las longitudes óptimas de tubo de vidrio utilizado como guía de ondas acústicas obtenidas del modelado.

Tal y como se mencionó en la sección 6.3.1 la mejor opción para transmitir las ondas ultrasónicas obtenida del modelo es la longitud de tubo de vidrio de 273 mm. Es importante tomar en cuenta que los picos obtenidos son múltiplos de λ , aunque también se encontraron otros picos, estos podrían estar relacionados con otros modos de transmisión menos eficientes relacionados con un comportamiento armónico. La siguiente figura muestra las señales detectadas experimentalmente por el hidrófono para cada una de las longitudes encontradas en el modelo FEM.

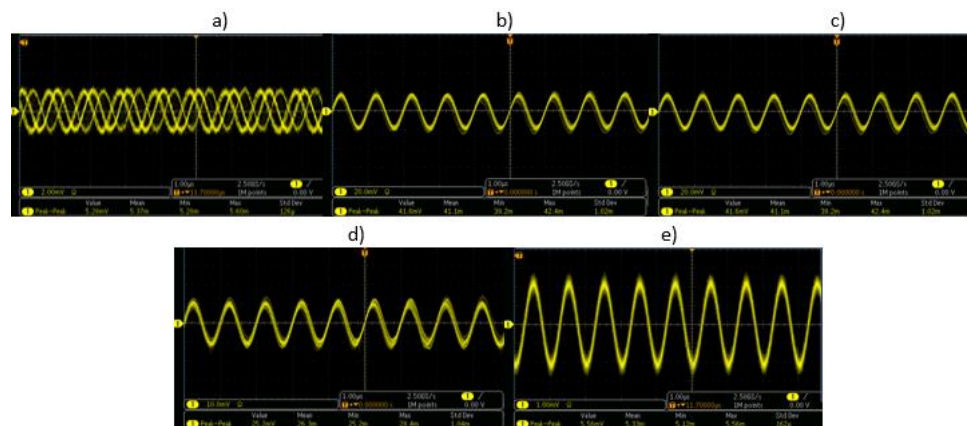


Fig. 6.11. Señales transmitidas a través del tubo de vidrio obtenidas a través del hidrófono HNP-1000 con longitudes de tubo de vidrio de: a) 115.5 mm, b) 196.5 mm, c) 273 mm, d) 376.5 mm y e) 459 mm.

La sección 5.4 muestra la metodología llevada a cabo para realizar la experimentación con las longitudes óptimas encontradas y la siguiente tabla resume los resultados obtenidos a través de la experimentación.

Tabla 6.3. Comparación de los resultados obtenidos en la simulación y la experimentación.

Longitud del tubo (mm)	Presión acústica obtenida en la experimentación (kPa)	Presión acústica obtenida en la simulación (kPa)	Error relativo
115.5	2.40	1.65	0.45
196.5	7.36	9.91	0.25
273.0	18.91	22.27	0.15
376.5	6.18	8.64	0.28
459.0	2.32	1.62	0.43

Es crucial considerar que los resultados obtenidos en este trabajo tanto en el modelo FEM, como en la experimentación fueron obtenidos utilizando un tubo de un único diámetro y probablemente al variar el diámetro del tubo los resultados que se obtengan sean otras longitudes óptimas y otros modos de transmisión.

6.5 Modificación del prototipo de Cybernetics para el incremento de la frecuencia del campo magnético

La modificación del prototipo de Cybernetics se llevó a cabo mediante la construcción de cuatro bobinas, cada una de ellas con 4 espiras y 25 mm de diámetro interior tal y como se describe en la sección 5.5, se realizaron mediciones de la inductancia de cada una de las bobinas obteniendo los resultados mostrados en la siguiente tabla

Tabla 6.4. Resultados de la medición de inductancia de las bobinas realizadas y error relativo con respecto al valor calculado.

Bobinas	Inductancia (nH)	Error relativo
B1	590	0.016
B2	591	0.014
B3	582	0.030
B4	597	0.005

6.5.1 Construcción de las bobinas

A partir de los resultados obtenidos de las mediciones de inductancia mostrados en la tabla 6.4 se calculó el promedio de la inductancia de las 4 bobinas construidas, el cual fue de 590 n. A partir de eso se generó la gráfica mostrada en la figura 5.15. La siguiente figura muestra la construcción de las bobinas paso a paso.

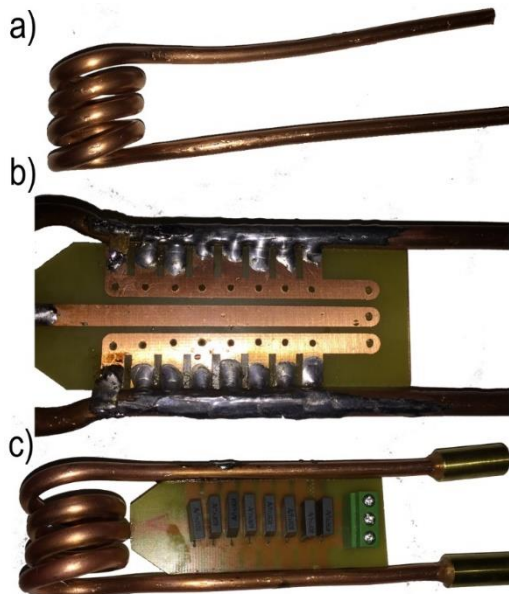


Fig. 6.12. Construcción de las bobinas. a) Corte y doblez del tubo flexible de cobre para formar la bobina. b) Armado y soldado de la placa sobre la que se monta el arreglo de capacitores. c) placa final con el arreglo de capacitores soldados a la bobina y con coples para adaptar la bobina al sistema de enfriamiento.

En la tabla 5.5 se muestran las frecuencias de resonancia de las bobinas calculadas a partir de la ecuación 5.7, la siguiente tabla compara las frecuencias calculadas y las frecuencias reales, las cuales se midieron a través del sensor ETS-EMCO 7405.

Tabla 6.5. Resumen de las frecuencias de resonancia obtenidas de las bobinas construidas.

Bobinas	Inductancia (nH)	Capacitancia (nF)	Frecuencia calculada (kHz)	Frecuencia Medida (kHz)	Error relativo
Bobina del prototipo	600 nH	2640	126	113	0.10
B1	590 nH	544	281	240	0.14
B2	582 nH	240	426	350	0.17
B3	591 nH	120	598	380	0.36
B4	597 nH	60	841	450	0.46

De la tabla 6.5 podemos observar que al aumentar la frecuencia de resonancia del circuito tanque LC, el error relativo es mayor entre la frecuencia calculada y la frecuencia medida, existen diversos factores que provocan este inconveniente como las capacitancias parasitas y la disminución de la impedancia al disminuir la capacitancia del circuito.

6.6 Resultados de la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas para la generación de ondas ultrasónicas empleando el protocolo realizado

El objetivo de este proyecto es generar ondas ultrasónicas de manera remota, induciendo un campo magnético a nanopartículas magnéticas, los diferentes mecanismos que actúan en esta técnica de generación de ultrasonido son explicados en la sección 2.6. Para poder cumplir este objetivo se llevaron a cabo otros objetivos particulares con la finalidad de aumentar la probabilidad de obtener las señales acústicas, maximizando la transmisión a través de una guía

de ondas conformada por un tubo de vidrio y modificando el prototipo con el que nuestro laboratorio cuenta para generar campos magnéticos.

La sección 5.6 muestra el protocolo que se realizó para llevar a cabo las mediciones de las ondas acústicas. Tal y como se muestra en la figura 5.13 el hidrófono HNP-1000 utilizado para realizar las mediciones nos limita debido al ancho de banda que este tiene, teniendo un ancho de banda lineal entre 1 MHz y 20 MHz y por debajo de 1 MHz aunque es capaz de detectar las ondas, la presión acústica no es proporcional a la sensibilidad del hidrófono, sino que tiene un error debido a la no linealidad entre 1 Hz y 1 MHz.

La siguiente figura muestra las señales registradas por el hidrófono en ausencia de nanopartículas, en una solución de nanopartículas magnéticas de la serie emg-607 y en una solución de nanopartículas magnéticas de las series emg-607 y emg-707 aplicándoles un campo magnético con frecuencia de 450 kHz.

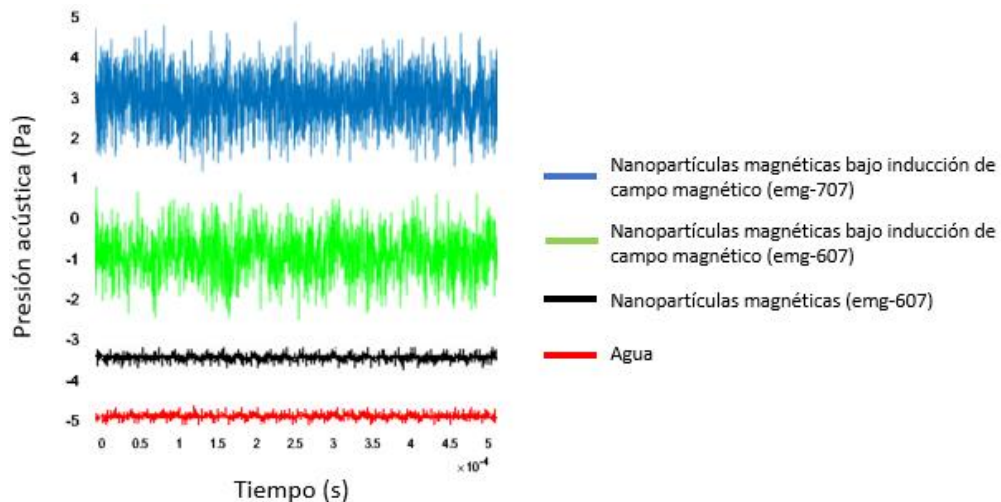


Fig. 6.13. Señal ultrasónica detectada por el hidrófono HNP-1000 en ausencia de nanopartículas (rojo), en nanopartículas (negro) y en nanopartículas bajo inducción de campo magnético (verde y azul). Las señales fueron desplazadas para una mejor apreciación por lo que no hay presiones negativas presentes.

En las figuras 6.14 y 6.15 podemos ver el espectro de frecuencia de las señales (verde y azul) de la figura 6.13 obtenidas de las nanopartículas bajo inducción de campo magnético en los ferrofluidos emg-607 y emg-707.

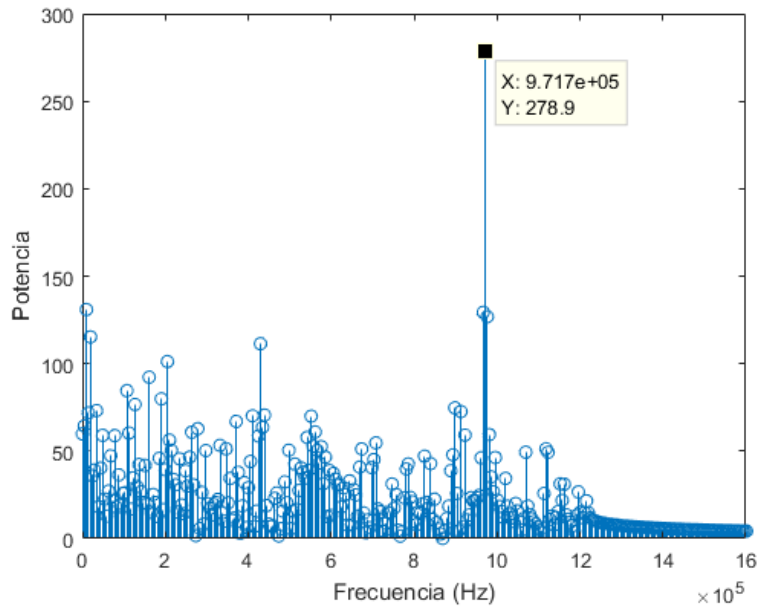


Fig. 6.14. Espectro de frecuencias de la señal obtenida de la inducción del campo magnético de 450 kHz al ferrofluido emg-607.

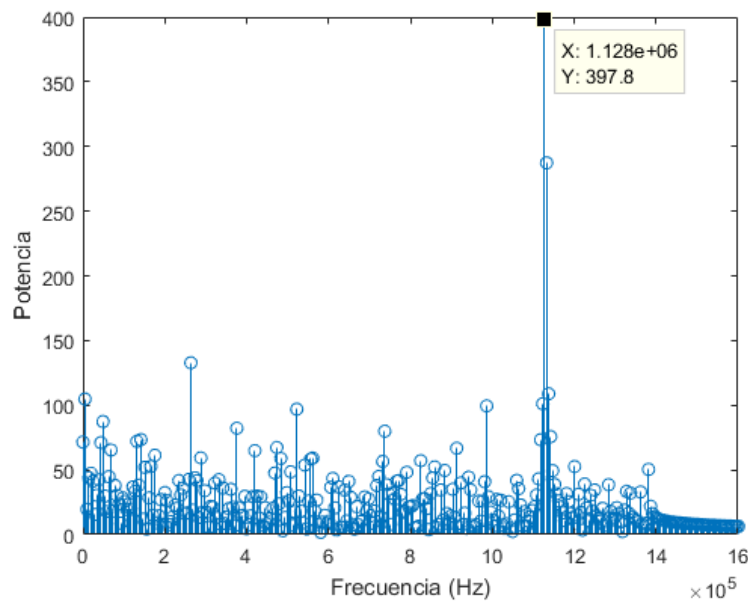


Fig. 6.15. Espectro de frecuencias de la señal obtenida de la inducción del campo magnético de 450 kHz al ferrofluido emg-707.

Los resultados mostrados en las figuras 6.14 y 6.15 demuestran que los picos de presión acústica se encuentran en frecuencias cercanas a dos veces la frecuencia del campo magnético aplicado, que en ambos casos es de 450 kHz tal y como se planteó en la sección 5.5 en la que describe la frecuencia de oscilación de las nanopartículas.

Otros componentes de menor frecuencia también se encuentran en la señal y muy probablemente se deba a otros fenómenos presentes cuando inducimos campo magnético a nanopartículas magnéticas como los descritos en la sección 2.6

Otras mediciones de la señal acústica generada por las nanopartículas magnéticas fueron llevadas a cabo variando la frecuencia del campo magnético. La siguiente figura muestra la variación de presión contra la frecuencia, la presión mostrada es un promedio de la presión y la tabla 6.6 muestra las comparaciones realizadas tomando en cuenta estas variaciones.

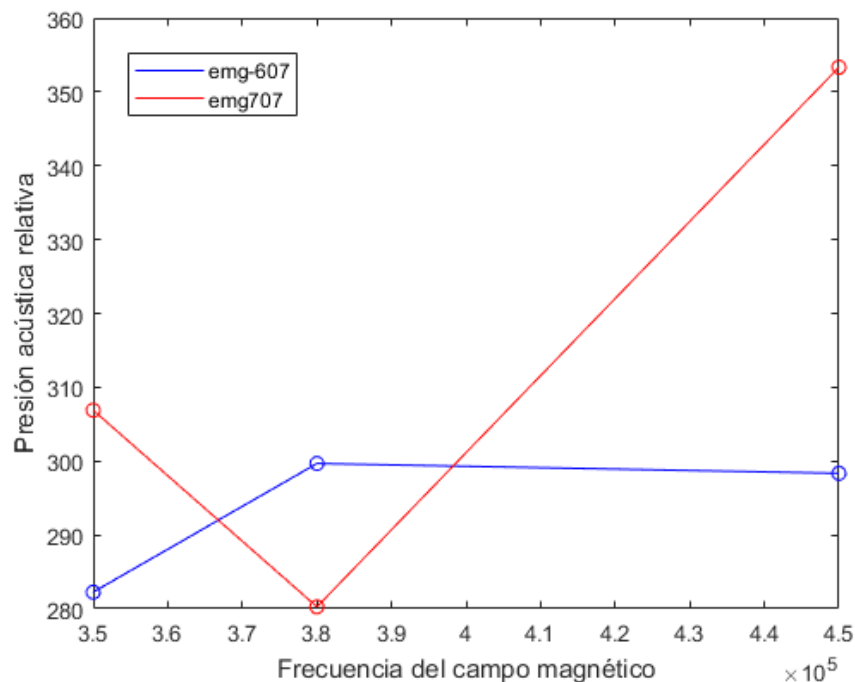


Fig. 6.16. Presión acústica relativa de las señales detectadas por el hidrófono a diferentes frecuencias en ferrofluidos de la serie emg-607 y emg-707.

Tabla 6.6. Resumen de las mediciones de señal acústica generadas por inducción de campo magnético a los ferrofluidos emg-607 y emg-707.

Ferrofluido	Frecuencia del campo magnético (kHz)	Presión acústica relativa generada (Pa)	Pico máximo en Frecuencia (MHz)
emg-607	350 kHz	282.3	0.683
	380 kHz	299.7	0.717
	450 kHz	298.3	0.971
emg-707	350 kHz	306.9	0.712
	380 kHz	280.3	0.732
	450 kHz	353.3	1.128

La autocorrelación es un método estadístico utilizado comúnmente en procesamiento de señales con la finalidad de obtener patrones iterativos dentro de una señal, la función de autocorrelación se define como la correlación cruzada de una señal consigo misma. Dada una señal $f(t)$ la autocorrelación $R_f(\tau)$ está dada por:

$$R_f(\tau) = f'(-\tau) * f(\tau), \quad (6.3)$$

donde τ es el desfase, f' el conjugado complejo y $*$ representa la convolución.

Con la finalidad de encontrar armónicos, que están localizados en la banda de paso del hidrófono, en las señales acústicas registradas de la inducción del campo magnético a nanopartículas magnéticas, se aplicó la herramienta de autocorrelación, a la Densidad Espectral de Potencia (PSD) de la señal. esta herramienta nos permite encontrar patrones repetitivos en el dominio de la frecuencia. El resultado de aplicar este método de autocorrelación a la señal que se generó aplicando un campo magnético de 450 kHz a las nanopartículas de la serie emg 607 se muestra en la siguiente figura.

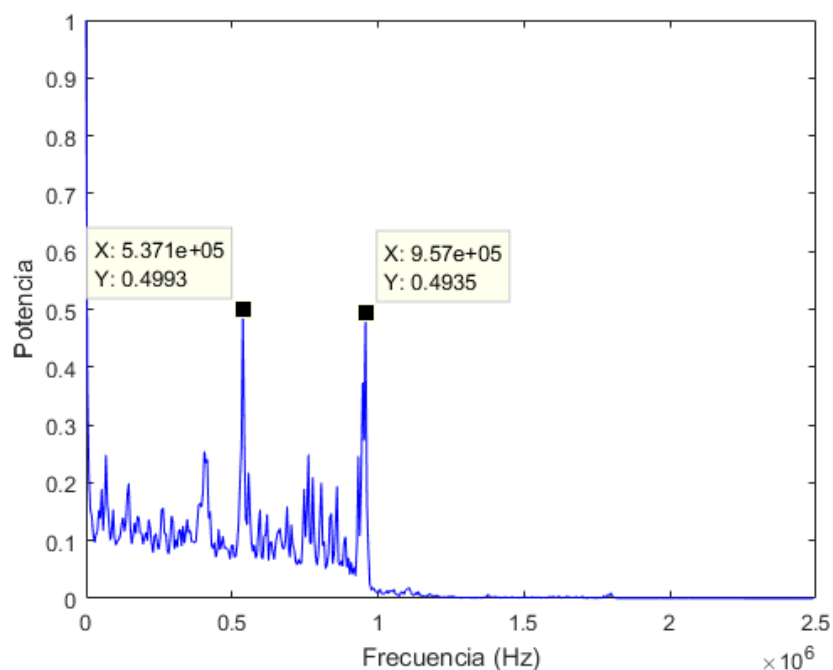


Fig. 6.17. Autocorrelación de la PSD de la señal acústica obtenida con un campo magnético de 450 kHz inducido a ferrofluido emg 607.

En la figura 6.17 se pueden apreciar picos en 537.1 kHz y 957 kHz, donde se puede asumir que el primer pico corresponde a la frecuencia del campo magnético y el segundo pico a la oscilación mecánica de las nanopartículas. Aunque a simple vista a partir de 1 MHz pareciera que hubiera una ausencia de picos en la señal, cuando hacemos un acercamiento en la banda entre 1 MHz y 2.5 MHz encontramos picos en 1.377 MHz y 1.797 MHz tal y como se muestra en la figura 6.18, lo cual podría corresponder a armónicos de los picos antes mencionados. Tal y como sucede con la señal obtenida mostrada en la figura 6.18 un patrón similar es mostrado en cada una de las señales registradas con ambos ferrofluidos, la figura 6.19 muestra la autocorrelación de la señal obtenida de la inducción del campo magnético de 450 kHz a nanopartículas de la serie emg 707, en esta se puede apreciar picos en 859.4 kHz y 1.118 kHz y al acercarnos a la banda de frecuencias entre 1.3 MHz y 2.5 MHz podemos observar picos debido al comportamiento armónico en 1.372 MHz, 2.007 MHz y 2.266 MHz.

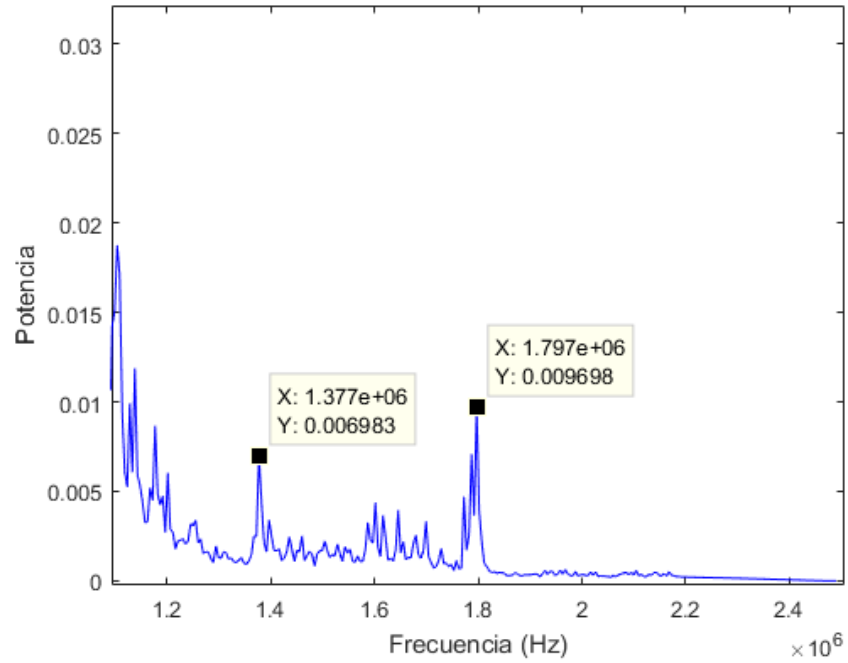


Fig. 6.18. Acercamiento de la figura 6.18 en una banda de frecuencias entre 1 MHz y 2.5 MHz.

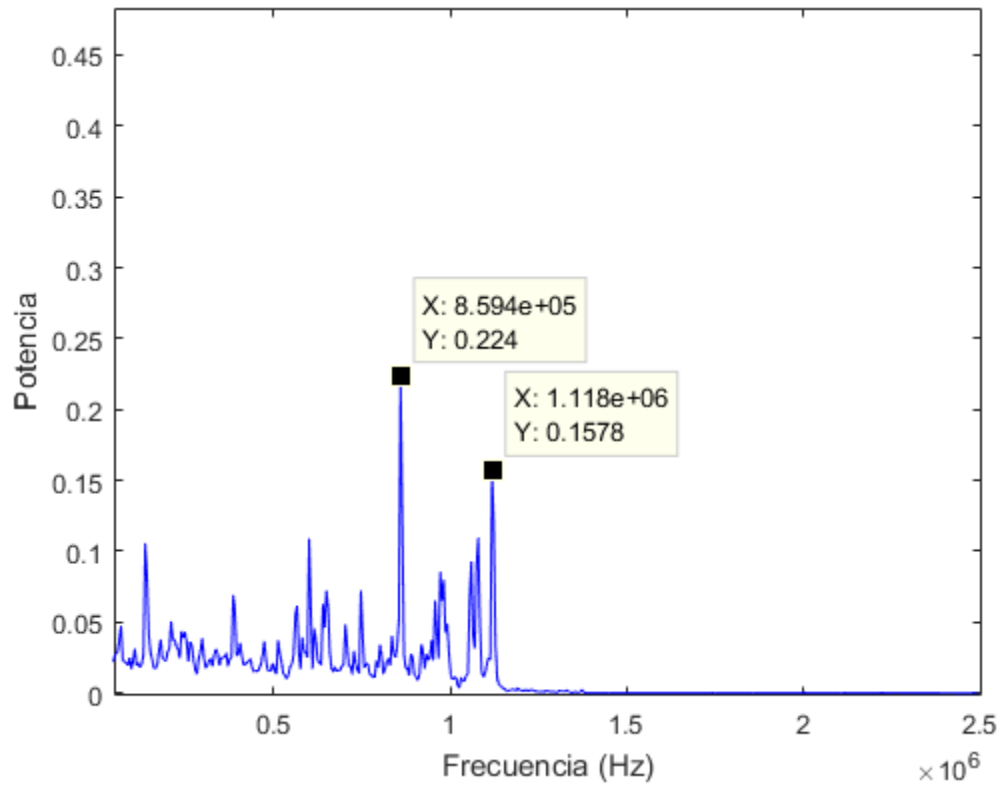


Fig. 6.19. Autocorrelación de la PSD de la señal acústica obtenida con un campo magnético de 450 kHz inducido a ferrofluido emg 707.

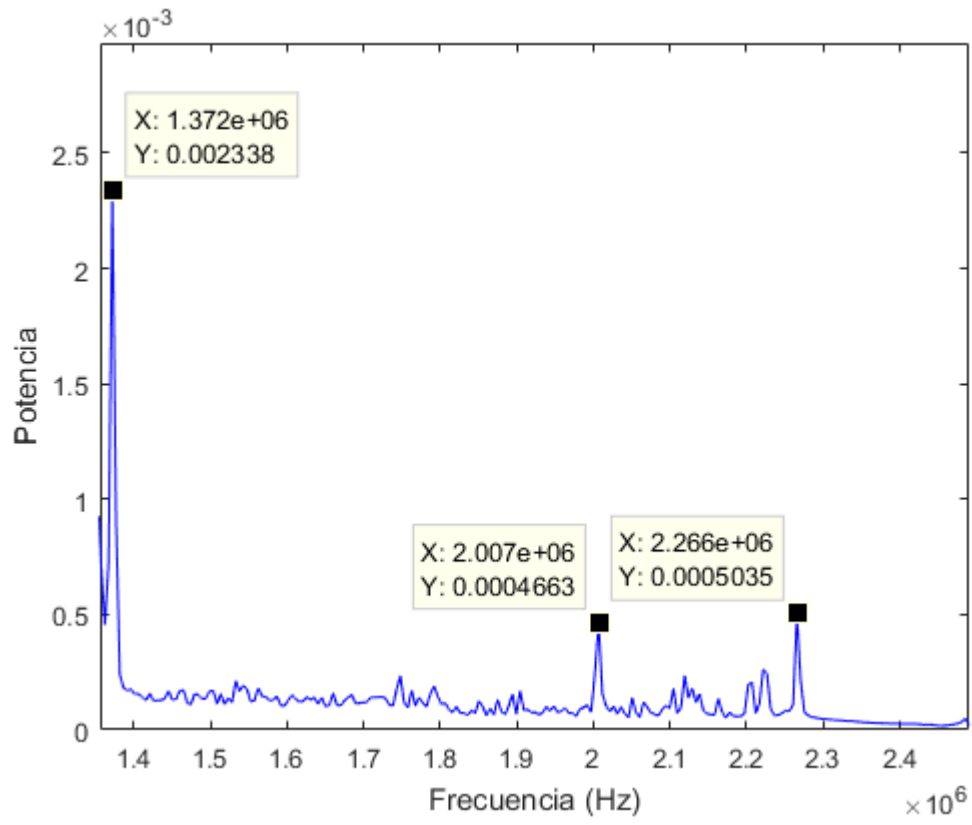


Fig. 6.20. Acercamiento de la figura 6.20 en una banda de frecuencias entre 1.3 MHz y 2.5 MHz.

7. CONCLUSIONES Y PERSPECTIVAS

7.1 Conclusiones

La generación de ondas ultrasónicas empleando la técnica descrita en este trabajo, la cual se basa en la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas puede ser una técnica que evite algunas de las complicaciones que se tienen hoy en día con las técnicas tradicionales de generación de ondas ultrasónicas. Generar ondas ultrasónicas de manera remota podría tener algunas aplicaciones en el área médica, por lo que es necesario estudiar la viabilidad de esta técnica en áreas específicas que puedan darnos una idea de la importancia que pueda llegar a tener.

El incremento de temperatura generado por inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas mostrado en la sección 6.2 da pie a analizar esta técnica para su uso en tratamiento de hipertermia, brindándonos ventajas como la nula atenuación del campo magnético a través de las estructuras anatómicas y el hecho de que las nanopartículas pueden ser enviadas a través del torrente sanguíneo a cualquier parte del cuerpo.

Otro de los aspectos importantes de este trabajo es el uso de modelos computacionales mediante el método de elementos finitos descritos en la sección 6.3 en el que se obtuvieron resultados muy cercanos a la experimentación realizada, lo cual nos indica que obtuvimos aproximaciones al fenómeno real. Estos modelos permiten entender cómo se genera un campo magnético a través de un tubo de cobre y los diferentes modos de propagación de ondas acústicas a través de una guía de ondas realizada a partir de un tubo de vidrio.

Por otro lado, los resultados obtenidos en la sección 6.6 acerca de la generación de ondas ultrasónicas mediante la técnica ya antes mencionada nos permite pensar que es una técnica viable en algunas aplicaciones de diagnóstico por imágenes o terapia. Toda la experimentación y procedimientos realizados nos han permitido llegar a las siguientes conclusiones:

- Las nanopartículas de óxido de hierro contenidas en los ferrofluidos emg-607 y emg-707 tienen un comportamiento superparamagnético. Aquellas nanopartículas con una susceptibilidad magnética mayor a 1 producen un incremento de temperatura bajo la inducción del campo magnético tal como el caso de los ferrofluidos mencionados en este punto de tal manera que se pueden alcanzar temperaturas de hipertermia con estos ferrofluidos. Por otro lado, aquellas nanopartículas con susceptibilidad magnética menor a 1 como es el caso del ferrofluido emg-1111 no tienen un incremento de temperatura perceptible.
- El uso de un tubo de vidrio como guía de ondas acústicas para maximizar la transmisión de la señal acústica es viable de acuerdo con las simulaciones y experimentación realizada, aunque existen diferentes modos de transmisión al variar la longitud del tubo de vidrio, se encontró una longitud óptima para una frecuencia de 1 MHz, también existen armónicos que nos dan otros picos, aunque de menor amplitud, resaltando que todos estos picos encontrados son múltiplos de la longitud de onda.
- Es posible realizar bobinas a partir de tubo de cobre flexible con la finalidad de hacer circular agua a través de está y así disminuir el calentamiento provocado por el flujo de corriente. Los modelos pueden ser una aproximación importante para el diseño de este tipo de bobinas.
- Se logro generar campos magnéticos de diferentes frecuencias mediante la modificación del circuito tanque LC del prototipo con el que contábamos, tal y como se muestra en los resultados de las frecuencias generadas por el arreglo de capacitores y bobinas realizadas es importante tomar en cuenta algunas factores que afectan la frecuencia de resonancia de este circuito, aunque la ecuación característica del circuito nos aproxima al valor de la frecuencia de resonancia real, existe

una desviación debido a factores como el diseño de la placa, capacitancias parásitas y el cambio de impedancia con respecto a la frecuencia.

- La frecuencia de la señal acústica generada mediante la inducción de campo magnético a las nanopartículas magnéticas se aproxima a lo descrito en otros trabajos, en que la frecuencia de esta señal acústica es dos veces la frecuencia del campo magnético, aunque existen componentes de menor frecuencia debido a otros efectos que deben ser tomados en cuenta como el calentamiento, los movimientos brownianos y el fenómeno de magnetostricción.
- Al aplicar un campo magnético a los ferrofluidos, la composición del ferrofluido y su susceptibilidad magnética son factores que afectan a las presiones acústicas generadas por este, esto se puede apreciar al ver los resultados obtenidos de las señales acústicas en los ferrofluidos emg-607 y emg-707 los cuales cuentan con diferentes propiedades.
- Las señales acústicas presentan armónicos de la frecuencia con mayor potencia de la señal, los cuales pueden ser detectados mediante la herramienta de autocorrelación de la PSD, p.e. la señal generada de 957 kHz con un campo magnético de 450 kHz presenta armónicos en 1.377 MHz y 1.797 MHz. Esto conllevaría la posible ventaja de detectar una gran variedad de frecuencias de la señal ultrasónica generada que, aunque no se encuentren localizadas en el ancho de banda del hidrófono, podrían ser detectables mediante el análisis de sus armónicos, los cuales si estarían localizados dentro del ancho de banda del hidrófono.

7.2 Perspectivas y trabajo a futuro

El estudio de las diferentes aplicaciones de las nanopartículas en la biomedicina es de gran importancia, estas nanopartículas pueden ofrecer un amplio rango de aplicaciones en diferentes áreas, por lo que es necesario mejorar algunos de los aspectos mencionados en este trabajo, de manera especial en los puntos mencionados a continuación:

- Ampliar el estudio de los modelos computacionales: el modelo de la guía de ondas presentado en este trabajo es funcional para una frecuencia de 1 MHz, es importante incrementar el rango de frecuencias del estudio, así como la geometría del tubo de vidrio, es posible que al cambiar el diámetro del tubo existan otros modos de propagación que nos den otras longitudes óptimas.
- Caracterización del campo magnético: Es importante caracterizar el campo magnético de cada una de las bobinas realizadas, para poder realizar un análisis entre la densidad de flujo magnético inducida y las presiones acústicas generadas por las nanopartículas magnéticas.
- Protocolo de medición de la señal acústica: Agregar otras variables a las mediciones de la señal acústica, como el cambio de concentraciones de ferrofluidos y tamaño de las nanopartículas.
- Mejora del equipo de medición utilizado: el hidrófono utilizado para la obtención de la señal acústica tiene una respuesta lineal entre 1 MHz y 20 MHz por lo que aquellas mediciones fuera de este rango cuentan con un error de medición, es sustancial utilizar un hidrófono con un mayor ancho de banda o uno que permita medir señales acústicas por debajo de 1 MHz. O bien explorar a mayor profundidad el análisis de armónicos

asociados a la frecuencia de la señal ultrasónica para solventar la restricción del ancho de banda del hidrófono.

- Funcionalización de nanopartículas magnéticas con la finalidad de unir las a antígenos o anticuerpos y poder enviarlas a distintos tejidos del cuerpo.

8. REFERENCIAS

- [1] C. Rosado Rodríguez, *Acústica I*. México, 1974.
- [2] M. Á. Granados Ruíz, *Principios básicos de ecografía*. Asociación española de Pediatría, 2016.
- [3] S. K. Nune, P. Gunda, P. K. Thallapally, Y. Lin, M. Laird, and C. J. Berkland, “Nanoparticles for biomedical imaging,” vol. 6, no. 11, pp. 1175–1194, 2011.
- [4] J. A. Zagzebski, *Essentials of ultrasound Physics*. Mosby, 1996.
- [5] J. R. Frederick, *Ultrasonic Engineering*. University of Michigan: John Wiley & Sons, Inc, 1965.
- [6] M. I. Gutiérrez Velasco, “Modelado del calentamiento por radiaciones acústicas de equipos de fisioterapia ultrasónica: diseño de la instrumentación y validación experimental en medios homogéneos,” Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, 2011.
- [7] L. E. Kinsler, A. R. Frey, A. B. Coppens, and J. V. Sanders, *Fundamentals of Acoustics*, Fourth Edi. John Wiley & Sons, Inc, 2000.
- [8] L. Rezzolla and O. Zanotti, *Relativistic Hydrodynamics*. 2013.
- [9] N. Díez Bru, “Principios básicos de la ecografía .,” *Patol. Anim.*, vol. 12, no. 3, p. 9, 1992.
- [10] M. N.O. Sadiku, *Elementos De Electromagnetismo*. OXFORD, 2003.
- [11] W. . HAYT and J. . BUCK, *Teoría electromagnética*, Séptima ed. McGrawHill, 2006.
- [12] G. C. F. P. Montes Martos Juan Manuel, *Ciencia e Ingeniería De Los Materiales*. Ediciones paraninfo, 1998.
- [13] P. R. Briones and D. A. Navarrete, “Nanopartículas Magnéticas para Tratamiento y Diagnóstico de Cáncer,” p. 20, 2016.

- [14] N. S. Satoshi Horikoshi, *Microwaves in Nanoparticle Synthesis: Fundamental and applications*. WILEY-VCH, 2013.
- [15] W. Wei, "Investigation of Magnetic Nanoparticle Motion under a Gradient Magnetic Field by an Electromagnet," *J. Nanomater.*, vol. 2018, 2018.
- [16] A. Hameed, H. M. Mushtaq, and M. Hussain, "Magnetite (Fe₃O₄) - Synthesis, Functionalization and its Application," *Int. J. Food Allied Sci.*, vol. 3, no. 2, p. 64, 2018.
- [17] L. a García-Cerda, O. S. Rodríguez-Fernández, R. Betancourt-Galindo, R. Saldívar-Guerrero, and M. a Torres-Torres, "Síntesis y propiedades de ferrofluidos de magnetita," *Superf. y Vacío*, vol. 16, no. 1, pp. 28–31, 2003.
- [18] P. Soto Rodriguez, "Propiedades magnéticas de ferrofluidos," Universidad de Santiago de Chile, 2006.
- [19] V. E. Noval, C. Ochoa Puentes, and J. G. Carriazo, "Magnetita (Fe₃O₄): Una estructura inorgánica con múltiples aplicaciones en catálisis heterogénea," *Rev. Colomb. Química*, vol. 44, no. 3, pp. 18–23, 2015.
- [20] G. Hu and B. He, "Magnetoacoustic imaging of magnetic iron oxide nanoparticles embedded in biological tissues with microsecond magnetic stimulation," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 100, no. 1, pp. 2010–2013, 2012.
- [21] F. Bertoncini, G. Giunta, M. Raugi, and F. Turcu, "Overview and Experimental Evaluation of Magnetostrictive Transducers for Guided Wave Inspection," *J. Intell. Mater. Syst. Struct.*, no. SEPTEMBER 2012, 2016.
- [22] G. V. Podaru, V. Chikan, and P. Prakash, "Magnetic Field Induced Ultrasound from Colloidal Superparamagnetic Nanoparticles," *J. Phys. Chem. C*, vol. 120, no. 4, pp. 2386–2391, 2016.
- [23] R. Nannapaneni Narayana, *Elements of Engineering Electromagnetics*, 3rd editio. 1997.
- [24] Q. Cao, X. Han, and L. Li, "Numerical analysis of magnetic nanoparticle transport in microfluidic systems under the influence of permanent

- magnets,” *Journal of Physics D: Applied Physics*, 2012.
- [25] Y. Peres, “Brownian Motion,” *Colloids Surfaces A Physicochem. Eng. Asp.*, vol. 106, p. 230601, 2008.
- [26] M. S.R, Groot, P, *Non-equilibrium thermodynamics.pdf*. North-holland publishing co., Amsterdam, 1962.
- [27] L. D. Lafleur and F. D. Shields, “Low-frequency propagation modes in a liquid-filled elastic tube waveguide,” *J. Acoust. Soc. Am.*, vol. 97, no. 3, pp. 1435–1445, 2005.
- [28] A. Bubulis, V. Minchenia, V. Veikutis, and J. Navickas, “Design and the main parameters of tube-shaped ultrasound wave guide wire,” vol. 1, no. c, pp. 1383–1392, 2017.
- [29] D. Tuozzo and T. Echarri, “Caracterización de una Guía de Onda Acústica,” *Mecánica Comput.*, vol. 36, no. 4, pp. 89–98, 2018.
- [30] S. Igarashi, T. Morishita, T. Uchida, and S. Takeuchi, “Experimental evaluation of high-intensity ultrasound source system using acoustic waveguide for calibration of hydrophone.”
- [31] A. Skumiel, “The effect of temperature on the anisotropy of ultrasound attenuation in a ferrofluid,” *J. Phys. D. Appl. Phys.*, vol. 37, no. 22, pp. 3073–3079, 2004.
- [32] J. Carrey, V. Connord, M. Respaud, J. Carrey, V. Connord, and M. Respaud, “Ultrasound generation and high-frequency motion of magnetic nanoparticles in an alternating magnetic field: Toward intracellular ultrasound therapy ?,” vol. 232404, no. 2013, 2016.
- [33] F. Xie, M. D. Boska, J. Lof, M. G. Uberti, J. M. Tsutsui, and T. R. Porter, “Effects of Transcranial Ultrasound and Intravenous Microbubbles on Blood Brain Barrier Permeability in a Large Animal Model,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 34, no. 12, pp. 2028–2034, 2008.
- [34] Miguel Ortuño Ortin, *Física para biología, medicina, veterinaria y farmacia*.

CRITICA, 1996.

- [35] R. Martínez-Valdez *et al.*, “Feasibility of the microwave and ultrasound ablation as alternatives to treat bone tumors,” *Pan Am. Heal. Care Exch. PAHCE*, vol. 2017-March, pp. 2–7, 2017.
- [36] D. A. Hernández, V. H. Contreras, L. Leija, A. Vera, and M. I. Gutiérrez, “Acoustic Field Simulation for Focused Ultrasound on Skull with Craniotomy for Drug Delivery in Rat Brain .,” *Pan Am. Heal. Care Exch. PAHCE*, 2017.
- [37] T. L. Floyd, *Principios de Circuitos eléctricos*, 8a edición. México: PEARSON EDUCACIÓN, 2007.

9. APENDICE 1

Señales adquiridas

Como se mencionó en la sección 5.6 las mediciones realizadas de la inducción de campo magnético a nanopartículas magnéticas para la generación de ondas ultrasónicas se hicieron variando condiciones como la frecuencia del campo magnético y el ferrofluido al que fue aplicado el campo magnético. La sección 6.6 muestra los resultados obtenidos al aplicar el campo magnético de 450 kHz.

A continuación, en las siguientes figuras se muestran las señales obtenidas normalizadas y su espectro de frecuencia.

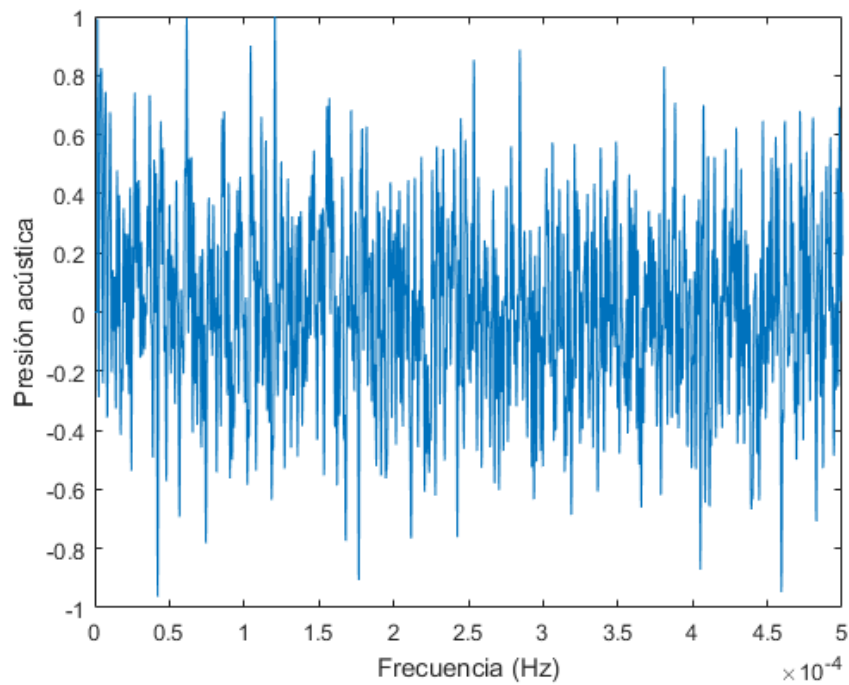


Fig. 9.1. Señal acústica normalizada obtenida de la inducción del campo magnético de 350 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-607.

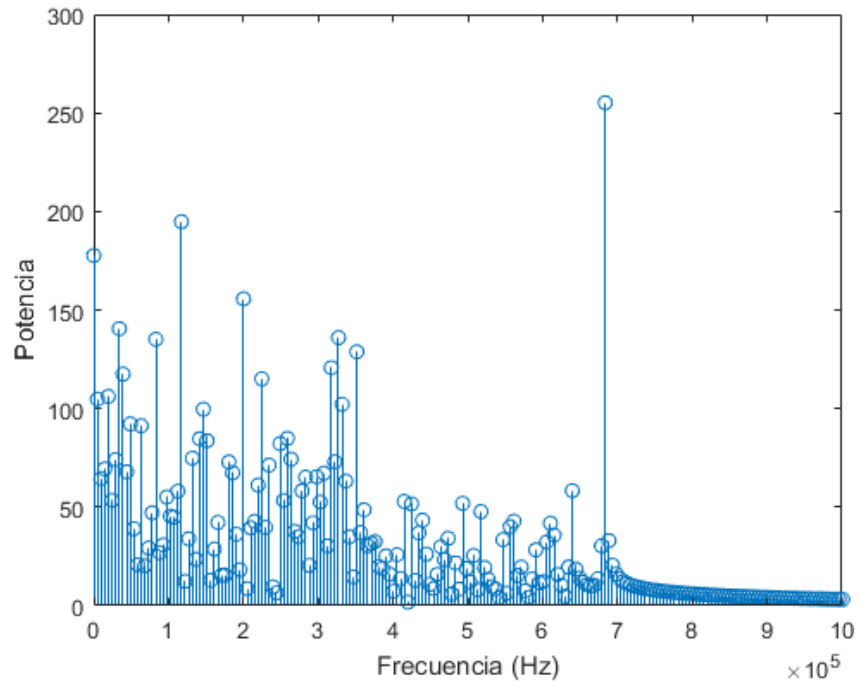


Fig. 9.2. Espectro de frecuencia de la señal acústica obtenida de la inducción del campo magnético de 350 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-607.

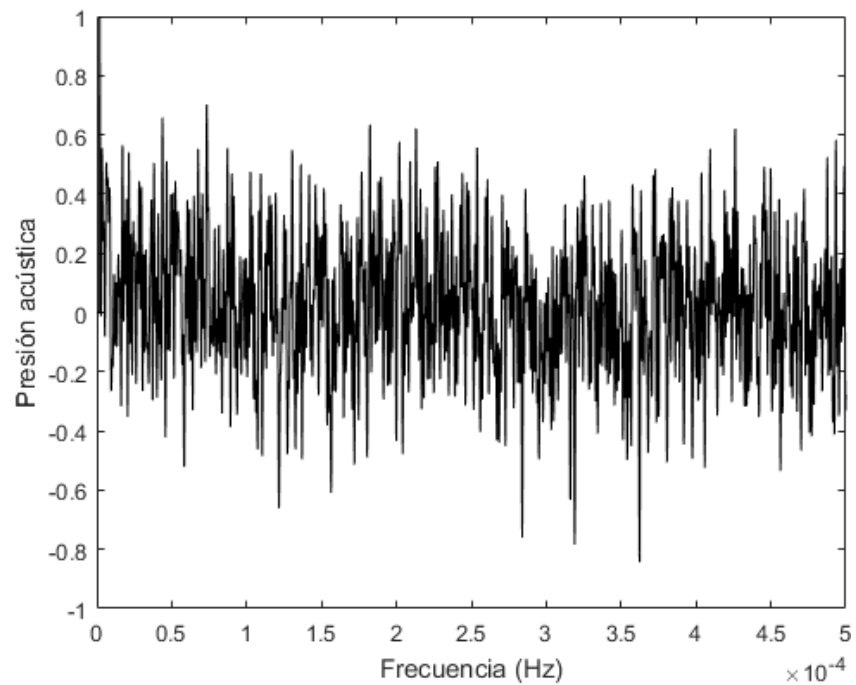


Fig. 9.3. Señal acústica normalizada obtenida de la inducción del campo magnético de 350 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-707.

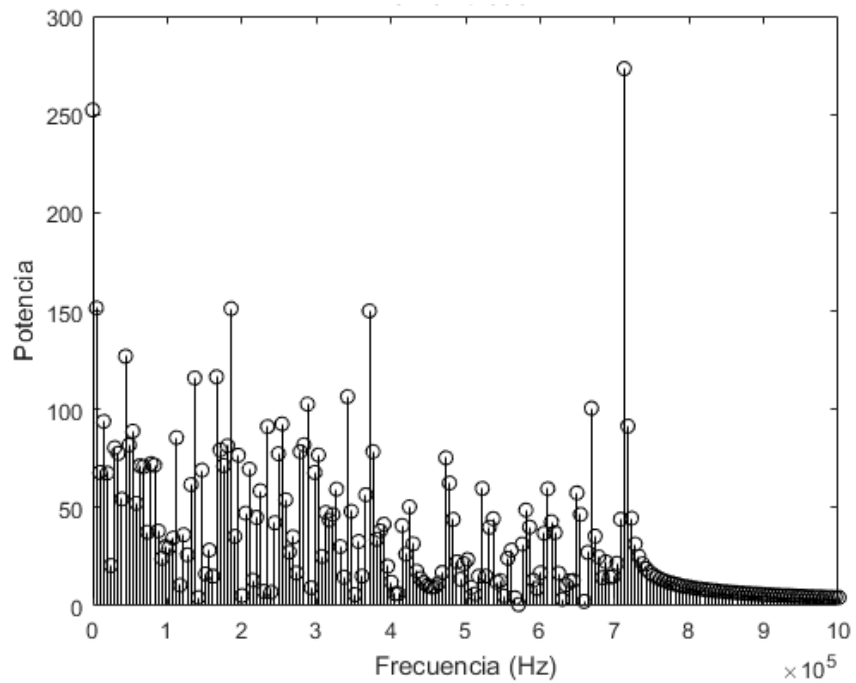


Fig. 9.4. Espectro de frecuencia de la señal acústica obtenida de la inducción del campo magnético de 350 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-707.

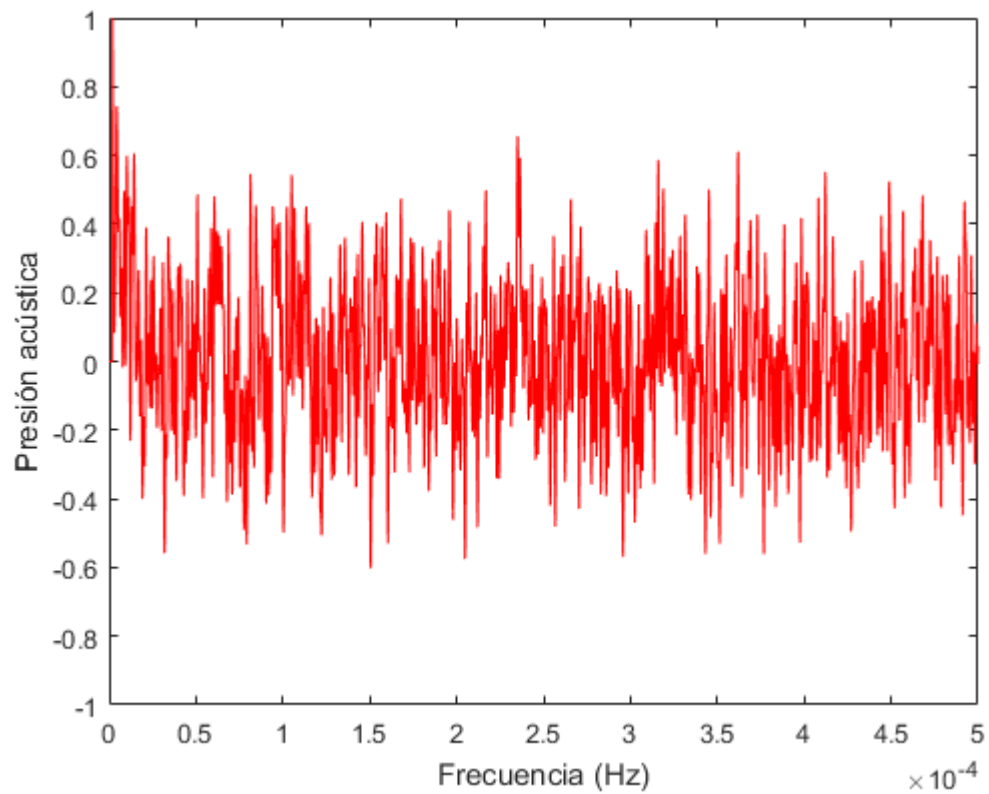


Fig. 9.5. Señal acústica normalizada obtenida de la inducción del campo magnético de 380 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-607.

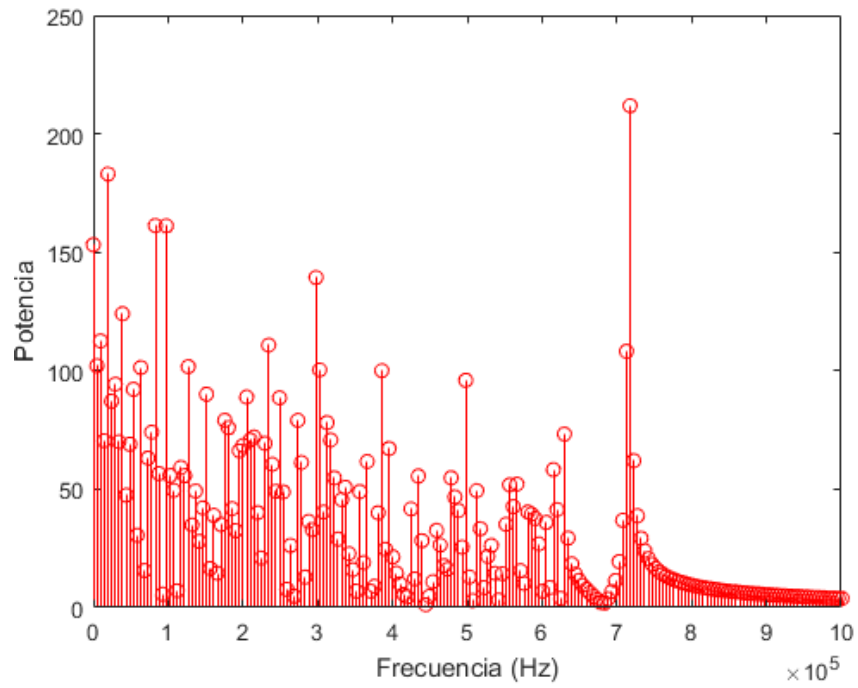


Fig. 9.6. Espectro de frecuencia de la señal acústica obtenida de la inducción del campo magnético de 380 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-607.

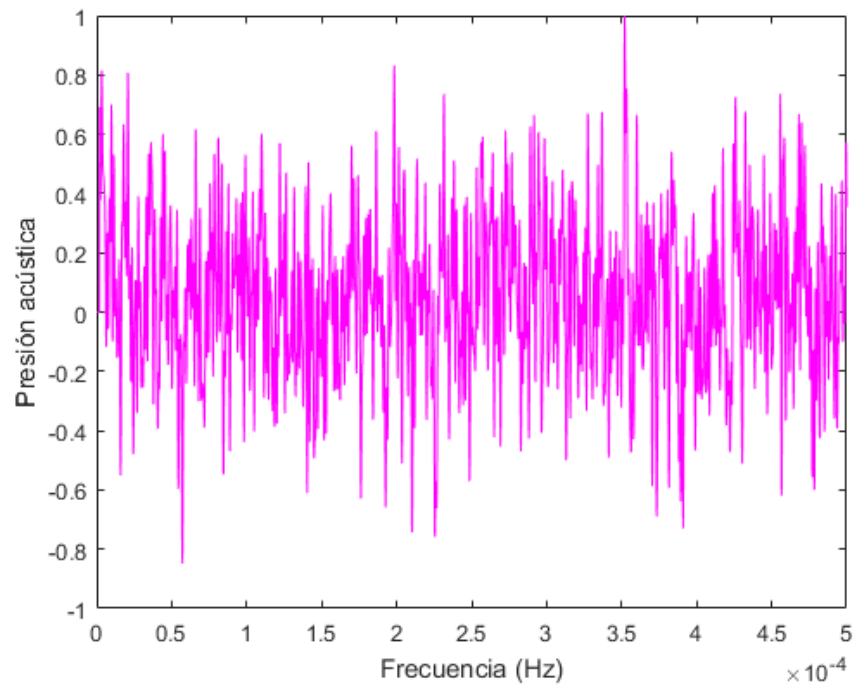


Fig. 9.7. Señal acústica normalizada obtenida de la inducción del campo magnético de 380 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-707.

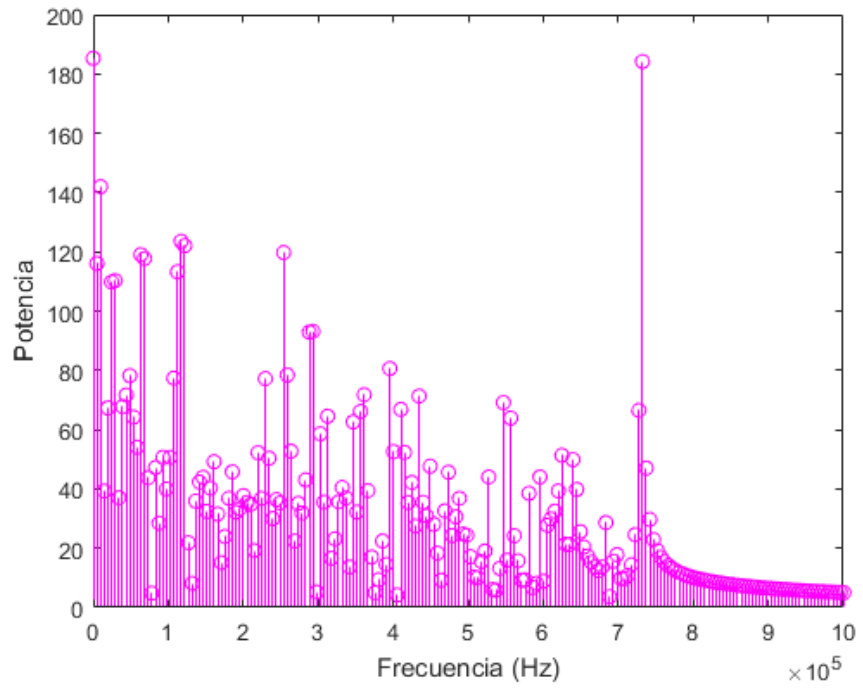


Fig. 9.8. Espectro de frecuencia de la señal acústica obtenida de la inducción del campo magnético de 380 kHz a nanopartículas magnéticas de la serie emg-707.

10. APÉNDICE 2

Artículos en extenso de congresos

Temperature Increase in Magnetic Nanoparticles by Magnetic Field Induction for Hyperthermia Treatment

J. D. Courtois¹, I. Bazán², A. Vera¹, L. Leija¹

¹Department of Electrical Engineering/Bioelectronics, CINVESTAV-IPN, Ciudad de México, México

²Department of Biomedical Engineering, UAA, Aguascalientes, México²

E-mail: joel.courtoisp@cinvestav.mx; ibazan@correo.uaa.mx; arvera@cinvestav.mx; lleija@cinvestav.mx

Abstract — The magnetic hyperthermia is a kind of cancer treatment based on heat, induced by magnetic nanoparticles (MNPs). It is considered that the increase of temperature in a range between 42°C to 45°C leads to the suppression of growth of cancer cells and the decrease of tumor. In this work, iron oxide nanoparticles are placed in a glass test tube and their heating efficiency was studied. A solution of MNPs are exposed to an alternating magnetic field of 84.86 μ T/ 113 kHz to evaluate experimentally their heating efficiency. The temperature from the MNPs dispersion exhibits strong magnetic susceptibility dependence, with the increase of the magnetic susceptibility of the nanoparticle, the temperature increase is higher, also a dependence of the volume on the increase of temperature was observed.

Keywords — Hyperthermia, magnetic field, magnetic nanoparticles, ferrofluids.

I. INTRODUCTION

Ferrofluids are part of a new class of magnetic materials; They are small magnetic particles. These consist of colloidal magnetic nanoparticles dispersed and stabilized in a carrier liquid and having fluid and magnetic properties [1]. The particles have an average diameter of 10 nm and are covered by a surfactant that prevent an agglomeration because the magnetic and Van der Waals Forces. At the nanometric level, each particle consists of a nucleus that behaves like a magnetic monodomain, and therefore have a magnetic moment proportional to its volume. Although each particle is a ferromagnet, the system behaves like a paramagnet; However, the magnetic moment of each particle is higher than the moments in a paramagnet [2].

According to the law of Curie of low magnetic fields, paramagnetic materials exhibit a magnetization M in the same reaction of the external field [3], and whose magnitude is described by (1).

$$M = xH = \frac{C}{T} H, \quad (1)$$

where x is the magnetic susceptibility, H is the magnetic flux density of the applied field, T is the absolute temperature and C is the Curie constant of the material.

In magnetic hyperthermia experiments or treatments, MNPs are placed in an alternating magnetic field (MF) in a frequency range between 50 kHz to 500 kHz and flux density in a range between 5mT to 70 mT [4].

The moderate application of hyperthermia, which heats the cells in the range of 40°C to 42°C, damages the cells directly, besides making the cells sensitive to radiation and increasing the size of the pores to improve the administration of large molecules of chemotherapeutic and immunotherapeutic agents [5].

When a MNPs is under a MF there are two main forces that act on the MNPs: (1) the magnetic force and (2) the fluidic force [6]. The magnetic force F_m that a spherical particle experiences due to solvent drag forces, for a low MF is described by (2) [7].

$$F_m = \frac{V_m}{\mu_0} \frac{3x}{x+3} \left(\vec{H}_a \cdot \nabla \right) \vec{H}_a, \quad (2)$$

where μ_0 is the vacuum permeability, V_m is the particle volume and H_a is the MF.

MNPs used in several studies are among the best methods for biomedical applications [8]. Until now only some studies assess the MNPs thermal behavior, into the biological tissue. The quantification of MNPs heating effectivity has been studied through different theoretical models, depending on their magnetic properties [9].

II. MATERIALS AND METHODS

In the experiments to produce the MF, a prototype of the Cybernetics company (Fig. 1B) was used; this equipment generates a sine wave through a Royer type oscillator (Fig. 1A), like the circuits used in the supply of fluorescent lights. One of the characteristics of this circuit is that it needs a central threaded coil to be able to create the AC field from one DC source and two N-type transistors. The center of the coil is connected to the positive of the power supply and each end

of the coil is grounded by the transistors, so that the current flows in both directions.

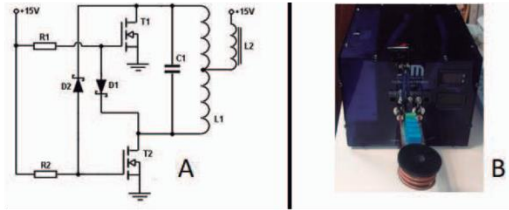


Fig. 1. A) Schematic diagram of the prototype. B) Cybernetics induction prototype.

For the characterization of the magnetic field produced by this equipment an ETS-EMCO model 7405 sensor with a 60 mm diameter coil (Fig. 2) connected to an oscilloscope model WaveRunner 6100A was used. The measurements with the sensor were carried out in air and it was obtained that the frequency of the MF produced by the prototype is 113 kHz. The antenna factor given by the sensor manufacturer at that frequency is 65 dB. With Eq. 3 the magnetic flux density was calculated where U_H is the measured voltage, PF is the antenna factor and IV is the vacuum impedance.

$$H \left[\frac{dB \mu A}{m} \right] = U_H [dB \mu V] + PF \left[\frac{dB1}{m} \right] - IV \quad (3)$$

The results obtained from the measurements shown in Fig. 3 are interpolated because with the magnetic field sensor, the magnetic flux density at the center of the coil could not be measured, the magnetic flux densities at different distances from the center of the coil are shown in Fig. 4 and at the center of the coil is 84.86 μT .



Fig. 2. Magnetic field sensor ETS-EMCO 7405

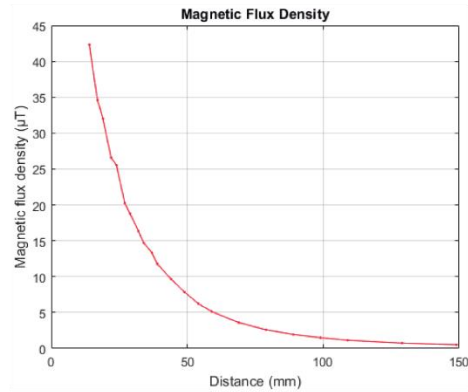


Fig. 3. Magnetic flux density of the Cybernetics prototype.

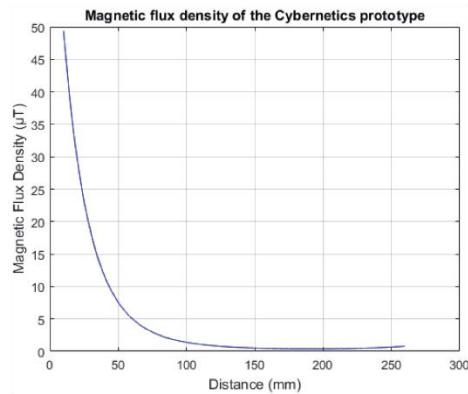


Fig. 4. Magnetic flux density obtained from the equation by interpolation of the data from the Cybernetics prototype measurements.

Temperature measurements were made on Ferrotec iron oxide water-based ferrofluids of the series EMG 607, 707 and 1111 with properties shown in Table 1. For these measurements, a glass test tube was used, which was filled with 1 ml and 2 ml of ferrofluid; after that, the tube was placed in the center of the coil of the Cybernetics prototype and the magnetic field produced by the prototype was applied for a period of 120 s. The temperature was measured with a fiber optic sensor (Fig. 5). The first measurement was made in bidistilled water to calibrate the sensor and then the temperature measurements were made in the ferrofluids.

TABLE 1.
PROPERTIES OF THE FERROFLUIDS USED IN THE EXPERIMENTATION.

Ferrofluid	EMG-607	EMG-707	EMG-1111
Size	10 nm	10 nm	10 nm
Viscosity	5 mPa·s	5 mPa·s	5 mPa·s
Density	$1.1 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$	$1.1 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$	$1.18 \times 10^3 \text{ Kg/m}^3$
Magnetic moment	11 mT	11 mT	6.6 mT
Magnetic susceptibility	1.63	1.51	0.88
Composition	Iron oxide: 10.5% Dispersant: 8.5% Water: 81%	Iron oxide: 10.05% Dispersant: 6.75% Water: 83.2%	Iron Oxide: 21% Water: 79%

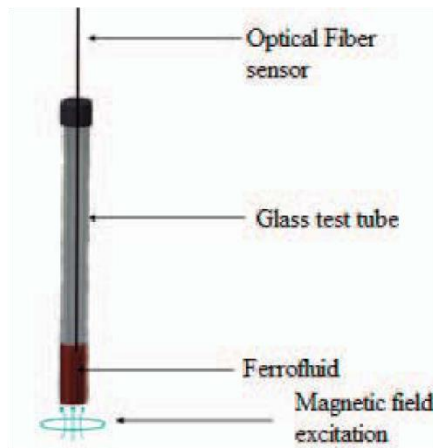


Fig. 5. Schematic diagram of temperature measurements in ferrofluids.

In a second part of the experimentation the MF was applied until reaching the 42°C ; the time to reach the temperature was measured and compared between the different ferrofluids.

III. RESULTS

In this study, the temperature increase generated from MNPs is studied in presence of MF. A glass test tube is filled with different ferrofluids and exposed during 120 s to magnetic field. Temperature in the magnetic fluid was measured using an optical fiber sensor during 180 s. The measurements are carried out at a room temperature, 26°C .

Fig. 6 show the optical fiber sensor signal in the presence of magnetic field when 1 ml of the dispersion of iron oxide is placed in the glass test tube.

The temperature from the MNPs dispersion exhibits strong magnetic susceptibility dependence. The EMG-607 ferrofluid reached a maximum temperature of 56.57°C after 120 s, on the other hand the maximum temperature reached for EMG-707 and EMG-1111 was 47°C and 29.6°C respectively. After stopping the MF induction, the temperature from EMG-607 and EMG-707 started to decrease, while the EMG-1111 ferrofluid increase its temperature up to the 32°C .

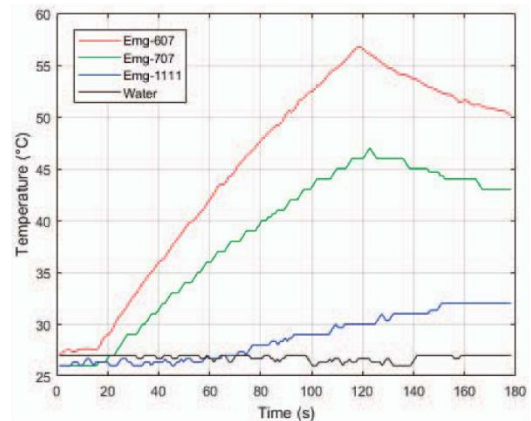


Fig. 6. Temperature measurements in 1 ml of ferrofluids Ferrotec of EMG 607, 707 and 1111 series after applying a magnetic field during 120 s.

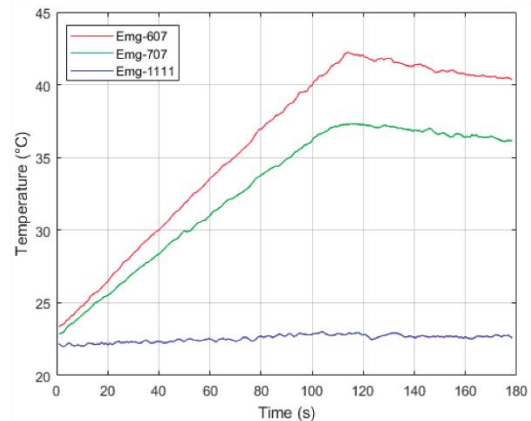


Fig. 7. Temperature measurements in 2 ml of ferrofluids Ferrotec of EMG 607, 707 and 1111 series after applying a magnetic field during 120 s.

Subsequently, temperature measurements were carried out in a suspension of 2 ml of ferrofluid, when increasing the volume of ferrofluid, the temperature increase was not higher,

reaching 42°C, which is the temperature used in hyperthermia therapies, for EMG-607.

In a second part of the experiment the MF was applied until reaching 42°C. The results obtained from this experiment are summarized in Table 2.

TABLE 2
SUMMARY OF TEMPERATURE MEASUREMENTS DURING THE EXPERIMENTATION.

Ferrofluid	EMG 607	EMG 707	EMG 1111
Time to reach 42°C in 1 ml of ferrofluid	71 s	106 s	-
Temperature reached in 120 seconds applying magnetic field in 1 ml of ferrofluid	56.75°C	47°C	32°C
Time to reach 42°C in 2 ml of ferrofluid	129 s	218 s	-
Temperature reached in 120 seconds applying magnetic field in 2 ml of ferrofluid	41.17°C	37.2°C	23.8°C

IV. DISCUSSION

An experimentally similar pattern of the dependence of the magnetic susceptibility is described in some papers, for example [10] and [11].

The concentration of MNPs is an important parameter in this study because with a decrease in the concentration of particles, the intensity of particle interaction should decrease. On the contrary, the measurements made in this experiment show different behavior with a decrease of MNPS concentration, the intensity of particles interaction increase similar to experiments realized in [11], this due to the agglomeration of the particles and the loss of the homogeneity in the solution.

It is necessary to consider the mechanisms that occur in the interaction between the magnetic field and magnetic nanoparticles. The first mechanism is the translation movement of MNPs in a MF produced by magnetic forces as described by Hu et al. [12] The second mechanism is the magnetostriction phenomenon [13]. Other mechanisms such as Brownian particle movement should also be considered. Recent studies have shown that it is possible to generate ultrasonic waves from the magnetic field induction to magnetic nanoparticles as described in [7][4][12] which would also influence the increase of the temperature in ferrofluids.

V. CONCLUSION

The magnetic susceptibility is an important factor that modifies the heating of the MNPs. In the experiments carried out in this work, the necessary temperatures used in the treatments of hyperthermia are reached by the ferrofluids EMG 607 and 707 with magnetic susceptibilities of 1.63 and 1.51 respectively, it is also important to consider the volume of ferrofluid, because the magnetic susceptibility is proportional to its volume, it was observed that a greater volume the heating is lower. A deeper study varying conditions such as the frequency of the magnetic field and the concentration of nanoparticles is necessary to be able to detect the viability of these nanoparticles of iron oxide in hyperthermia treatments.

ACKNOWLEDGMENT

We appreciate the funding for the development of the work presented project: ERAnet-EMHE 200022, CYTED-DITECROD-218RT0545 and Proyecto IV-8 call Amexcid-Auci 2018-2020. Special thanks to M. C. José Hugo Zepeda for their support during temperature measurements and M. C. Ruben Pérez Valladares for give me the necessary information to carry out this work.

REFERENCES

- [1] L. a García-Cerda, O. S. Rodríguez-Fernández, R. Betancourt-Galindo, R. Saldívar-Guerrero, and M. a Torres-Torres, "Síntesis y propiedades de ferrofluidos de magnetita," *Superf. y Vacío*, vol. 16, no. 1, pp. 28–31, 2003.
- [2] P. Soto Rodriguez, "Propiedades magnéticas de ferrofluidos," Universidad de Santiago de Chile, 2006.
- [3] G. C. F. P. Montes Martos Juan Manuel, *Ciencia e Ingeniería De Los Materiales*. Ediciones paraninfo, 1998.
- [4] J. Carrey, V. Connord, M. Respaud, J. Carrey, V. Connord, and M. Respaud, "Ultrasound generation and high-frequency motion of magnetic nanoparticles in an alternating magnetic field : Toward intracellular ultrasound therapy?," vol. 232404, no. 2013, 2016.
- [5] D. E. Halperin, Edward C., Brady, Luther W., Perez, Carlos A., Wazer, *Perez & Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*, Sixth edit. Lippincott Williams & Wilkins, 2013.
- [6] W. Wei, "Investigation of Magnetic Nanoparticle Motion under a Gradient Magnetic Field by an Electromagnet," *J. Nanomater.*, vol. 2018, 2018.
- [7] G. V. Podaru, V. Chikan, and P. Prakash, "Magnetic Field Induced Ultrasound from Colloidal

- Superparamagnetic Nanoparticles,” *J. Phys. Chem. C*, vol. 120, no. 4, pp. 2386–2391, 2016.
- [8] P. R. Briones and D. A. Navarrete, “Nanopartículas Magnéticas para Tratamiento y Diagnóstico de Cáncer,” p. 20, 2016.
- [9] N. Maniotis, E. Myrovali, Z. Kalpaxidou, C. Iliaskou, M. Angelakeris, and T. Samaras, “Ex-vivo evaluation of magnetite magnetic nanoparticles as magnetic hyperthermia carriers,” *2018 EMF-Med 1st World Conf. Biomed. Appl. Electromagn. Fields*, no. 2, pp. 1–2, 2018.
- [10] A. F. Pshenichnikov, “Equilibrium magnetization of concentrated ferrocolloids,” *J. Magn. Magn. Mater.*, vol. 145, no. 3, pp. 319–326, 1995.
- [11] K. Nishinari and S. Koide, “On the temperature dependence of ferrofluid susceptibility,” *Polymer (Guildf)*, vol. 46, no. May, pp. 793–797, 2000.
- [12] G. Hu and B. He, “Magnetoacoustic imaging of magnetic iron oxide nanoparticles embedded in biological tissues with microsecond magnetic stimulation,” *Appl. Phys. Lett.*, vol. 100, no. 1, pp. 2010–2013, 2012.
- [13] F. Bertocini, G. Giunta, M. Raugi, and F. Turcu, “Overview and Experimental Evaluation of Magnetostrictive Transducers for Guided Wave Inspection,” *J. Intell. Mater. Syst. Struct.*, no. SEPTEMBER 2012, 2016.

Optimal Length Determination of a Glass Waveguide to Maximize Ultrasound Transmission

J. D. Courtois¹, I. Bazán², A. Vera¹, L. Leija¹, C. J. Trujillo³, M. I. Gutierrez⁴

¹Department of Electrical Engineering/Bioelectronics, CINVESTAV-IPN, Mexico City, México

²Department of Biomedical Engineering, UAA Aguascalientes, México

³Division of Medical Engineering Research, National Institute of Rehabilitation, Mexico City, Mexico

⁴Subdirección de Investigación en Biotecnología, DIIM, CONACYT-INR, México City, Mexico

Email: joel.courtoisp@cinvestav.mx

Abstract — The generation of ultrasonic waves by a remote way, inducing magnetic fields to magnetic nanoparticles, is an important scientific advance that has been demonstrated in other works. With this technique, it could be avoided some problems of conventional ultrasound related to attenuation. In this work, a glass tube waveguide to transmit 1 MHz ultrasound was studied in order to find an optimal length in which ultrasonic waves are transmitted with the minimum losses. The length of the waveguide is an important factor that modifies the transmission of a signal through it; some optimal tube lengths can be used to obtain the best ultrasonic transmission with the proposed waveguide were found.

Keywords — Waveguide, ultrasound, glass tube, magnetic field, magnetic nanoparticles, ferrofluids.

I. INTRODUCTION

Ferrofluids are part of a new class of magnetic materials. These are composed of small colloidal magnetic particles dispersed and stabilized in a carrier liquid having in combination both fluid and magnetic properties [1]. The magnetic nanoparticles contained in the ferrofluid are stabilized by the coating with a long chain surfactant, whose objective is to avoid the precipitation of the particles due to the Vander-Waals forces [2]. The particles act as a magnetic monodominium, so they have a superparamagnetic behavior [3]. At the present time, ferrofluids have some applications in medicine, such as contrast agents in biomedical imaging (MRI and X-Ray CT) and drug carriers [4][5].

Usually, gradient magnetic fields are used for manipulating these magnetic nanoparticles, which can be commonly generated by electromagnets or permanent magnets [6]. Recent studies have shown that it is possible to generate ultrasonic waves from the induction of a magnetic field to magnetic nanoparticles [7][8]; it has been proved that, the nanoparticles oscillate mechanically at a frequency $2f$, where f is the frequency of alternating magnetic field [9]. This oscillation produces measurable ultrasonic waves whose parameters are the

result of diverse phenomena occurring between the magnetic and the fluidic forces[10].

The use of ferrofluids to produce ultrasound when excited by a magnetic field could improve the ultrasound effects in deep structures. The main advantage of this application is that the ultrasound losses at the first layers of tissues can be avoided. Due to the complexity of biological tissues, ultrasonic losses are produced by different mechanisms, but mainly by absorption and scattering. This technique could solve some of the complications that conventional ultrasound techniques have nowadays [11], since the nanoparticles can be sent to any part of the body [12], and the magnetic field do not suffer important attenuation through air and bones [13].

Our group is working on the generation of ultrasonic waves by induction of magnetic field to magnetic nanoparticles, which is made by applying a magnetic field of 500 kHz to a ferrofluid placed in a glass tube. The produced ultrasonic signal is measured by a hydrophone placed at the other side of the glass tube. The objective of this paper is to study the ultrasound propagation through a glass tube in order to find an optimal length that permits the maximum ultrasound transmission. This will validate our approach and will permit to determine the usefulness of the glass tube as a waveguide, in which an ultrasound wave of 1 MHz is transmitted with the minimum losses.

II. METHODOLOGY

A. Waveguide design

The goal of this project is to produce ultrasonic waves with nanoparticles excited by a magnetic field. This is planned to be carried out using a ferrofluid into the bottom extreme of a glass tube, which will be introduced in the oscillating magnetic field of 500 kHz (RMCybernetics, UK). However, we would like to analyze the behavior of the glass tube as a waveguide in the range of the frequency of the produced ultrasound waves. To measure these waves, a hydrophone will be placed at the upper extreme of the tube

at a minimum distance of 113.9 mm, which was chosen to prevent the hydrophone being influenced by the magnetic field and reduce the heating due to magnetic induction.

To validate the glass tube as an ultrasound waveguide, we propose a setup in which an ultrasonic signal is produced with a planar transducer of 1 MHz commonly used for therapy. This was placed at 5 mm from a glass tube of 6 mm of inner diameter, 8 mm outer diameter and variable length. In both the model and the experiments different lengths were analyzed to find an optimal length in which we can obtain the largest acoustic pressure transmitted from one endpoint to the other.

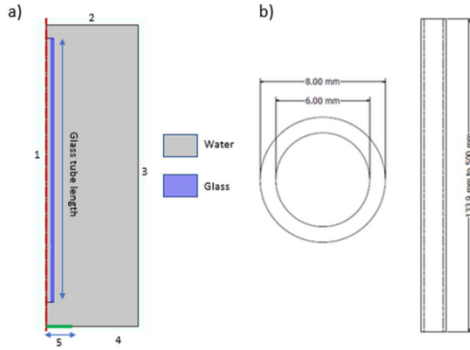


Fig. 1. a) Axisymmetric geometry used to obtain an optimal length of glass tube waveguide. b) glass tube dimensions.

B. Finite element acoustic model

The analysis of the acoustic behavior of the glass tube was made in COMSOL Multiphysics (COMSOL INC., USA) which is based on the finite element method (FEM). Figure 1 shows the 2D axisymmetric geometry of the model, in which the waveguide is submerged in water to transmit the ultrasound to the hydrophone that is planned to be inserted at the upper end of the glass tube.

The final mesh was determined by convergence of the solution after minimizing the error without considerable increase in the model solution time. For this, it was necessary to make preliminary tests with different values of wavelength (λ), which is given by

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad (1)$$

where c is the speed of sound (m/s) in the medium and f the frequency (Hz). For a glass tube waveguide length of 113.9 mm, simulations were carried out for different mesh sizes between $\lambda/4$ and $\lambda/20$ to find the smallest possible error with a larger mesh size to reduce the processing time. The optimal mesh size that permitted a solution in a tolerable solving time with an acceptable error (relative to the finest mesh) was $\lambda/8$; this mesh was used for the entire parametric study in which the length of

the glass tube was varied. The length of the waveguide is varied in steps of 0.1 mm up to 500mm.

The boundaries were configured in accordance with the experiments. Based on Fig. 1, boundary 1 is the symmetry axis; boundaries 2 and 3 were set to have the same acoustic impedance of water to decrease the reflection of waves at the external boundaries; boundary 4 was set as a rigid wall to simulate a rigid baffle condition; and boundary 5 represents the acoustic pressure source [14]. Material properties were set according to the manufacturer. Table 1 summarizes the properties of the materials used in this paper.

TABLE I.
ULTRASONIC PROPERTIES OF MATERIALS FOR ACOUSTIC MODELS.

Material	Density (kg/m ³)	Speed of sound (m/s)
Water	997	1500
Glass	2210	5190

The instantaneous pressure P at any point of the medium is given by (2)

$$P = P_0 + p \quad (2)$$

where P_0 is the static pressure and p the incremental variable of pressure, which propagates thanks to elasticity. Assuming the acoustic waves propagate in a medium without losses, the pressure at any point and time can be determined by:

$$\frac{1}{\rho c^2} \frac{\partial^2 p}{\partial t^2} + \nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho} (\nabla p) \right) = 0 \quad (3)$$

After assuming the pressure separable into spatial and time components, and considering an harmonic pressure source radiating during a very large time, the Eq. (3) can be simplified to the Helmholtz equation for harmonic conditions [15] given by

$$\nabla \cdot \left(-\frac{1}{\rho c} (\nabla p) \right) - k_{eq}^2 p = 0 \quad (4)$$

where the wave number $k_{eq} = \omega/c$, where ω is the angular frequency.

C. Experimental configuration

Experimentation was made using with the optimal lengths of the glass tube obtained from the simulation. It was performed using a 1 MHz transducer model ME7310 (Mettler Electronics, USA) with a nominal diameter of 40 mm, which emitted a 0.025 W/cm² sinusoidal ultrasound field of produced by a signal generator AFG3021B (Tektronix, USA); the emission transducer was placed 5 mm from the glass tube. The hydrophone used to perform the acoustic pressure measurements was an HNP-1000 (Onda Corp., USA) with a

sensitivity of 220 nV/Pa and maximum operating temperature of 50°C. This hydrophone is connected to an AH-2010 preamplifier (Onda Corp., USA) with a gain of 20 dB. Data was registered with an oscilloscope TDS2042B (Tektronix, USA).

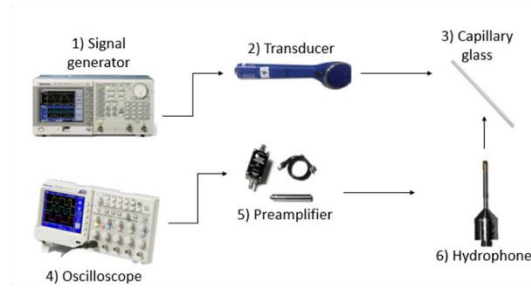


Fig. 2. Experimental setup. The hydrophone was inserted into the upper end of the glass tube, and the transducer was radiating from the bottom part of the tube.

III. RESULTS AND DISCUSSION

The study was conducted for a single frequency of 1 MHz. It is necessary to carry out a deeper study including the frequencies that are below the oscillation frequency of the nanoparticles, because the ultrasonic waves generated by the induction of the magnetic field to the nanoparticles include a wide range of frequencies of lower amplitude than the oscillation frequency. It would also be important to find other optimal tube lengths with different diameters, but also considering that it could be complicated to manufacture any diameter tube; some restrictions should be applied.

A. FEM model

The number of results of this study is relatively large (3861 results); so, it was necessary to export the data to MATLAB (Mathworks Inc., USA) in order to process them. Fig. 3 shows the average of absolute acoustic pressure at the output of the glass tube for different tube lengths. Figure 3 shows a maximum point in 273 mm (peak 3), corresponding to an acoustic pressure of 22.2 kPa; the 273 mm of length are equivalent to 182λ . Figure 4 shows the modeled acoustic pressure distribution along the glass tube obtained in this maximum peak of transmission

Other peaks we also found in the results of the simulation, these peaks were found with glass tube lengths of 115.5 mm (77λ), 196.5 mm (131λ), 376.5 mm (251λ) and 459 mm (306λ). The difference in the glass tube length between the peak 1 and 2 are similar to the difference between the peak 4 and 5, 54λ and 55λ respectively. In all cases of the highest peaks, the next glass tube length 0.1 mm greater than the previous one, also has a high peak compared to the rest. The peaks 1,5 and 2,4 they are also very similar in amplitude.

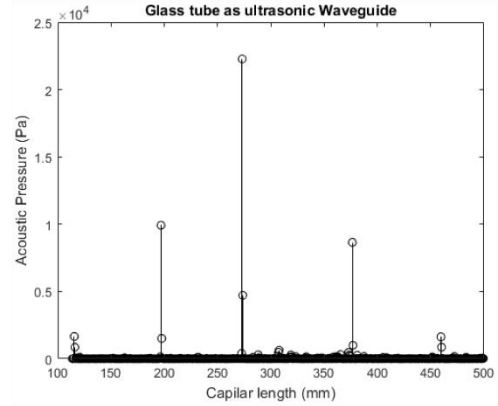


Fig. 3. Acoustic pressures obtained on the FEM model using a glass tube as ultrasonic waveguide varying the length between 113.9 mm to 500mm.

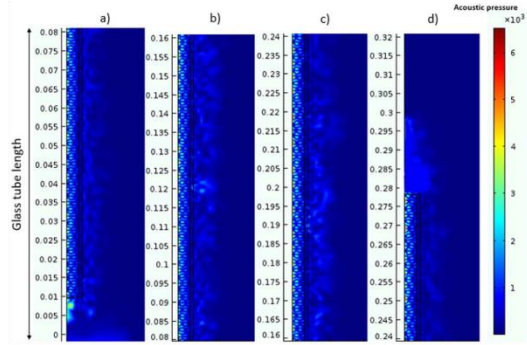


Fig. 4. Acoustic pressure distribution obtained on the FEM model using a glass tube of 273 mm (best case) as ultrasonic waveguide. The length of the glass tube was divided into four parts. a) from 0 mm to 80 mm, b) from 80 mm to 160 mm, c) from 160 mm to 240 mm and d) from 240 mm to 320 mm.

B. Experimentation

The waveguide length of 273 mm is the best option to transmit the ultrasonic waves with 1 MHz frequency through the glass tube. It is important to consider that all maximum peaks obtained in the simulation are multiples of λ . The other peaks found in the FEM model could be related to other less efficient (but still important) transmission modes, probably related to a harmonic behavior (to study in future). It is crucial to consider that in this work, we obtained these values with a single diameter; this means that by varying the tube diameter, we would obtain other values of optimal length, and probably other modes of transmission.

Table 2 summarizes and compares the results obtained by the FEM model and experimentation. The results obtained in the FEM model show good agreement with experimental measurements. The model can be considered a good representation of the glass tube as ultrasonic waveguide. However, it is required to implement corrections into the FEM

model to obtain a better match between FEM model and experimentation.

TABLE 2.
COMPARISON OF THE RESULTS OBTAINED IN THE SIMULATION AND EXPERIMENTATION

Capillary glass length	Experimentation	Simulation
115.5 mm	2.40 kPa	1.65 kPa
196.5 mm	7.36 kPa	9.91 kPa
273.0 mm	18.91 kPa	22.27 kPa
376.5 mm	6.18 kPa	8.64 kPa
459.0 mm	2.32 kPa	1.62 kPa

IV. CONCLUSION

The length of the waveguide is an important factor that modifies the transmission of a signal through it. It is necessary to carry out a deeper study in which some conditions would be varied, such as the frequency of the ultrasound transmitted, the waveguide material and its diameter.

ACKNOWLEDGMENT

We appreciate the funding for the development of the work presented project: ERANet-EMHE 200022, CYTED-DITECROD-218RT0545, CB2015-257966 and Proyecto IV-8 call Amexcid-Auci 2018-2020. Special thanks to M. C. José Hugo Zepeda and M. C. Ruben Pérez Valladares for their assistance in the experimental work.

REFERENCES

- [1] L. a García-Cerda, O. S. Rodríguez-Fernández, R. Betancourt-Galindo, R. Saldívar-Guerrero, and M. a Torres-Torres, "Síntesis y propiedades de ferrofluidos de magnetita," *Superf. y Vacío*, vol. 16, no. 1, pp. 28–31, 2003.
- [2] R. V Mehta, "Synthesis of magnetic nanoparticles and their dispersions with special reference to applications in biomedicine and biotechnology," *Mater. Sci. Eng. C*, vol. 79, pp. 901–916, 2017.
- [3] P. Soto Rodriguez, "Propiedades magnéticas de ferrofluidos," Universidad de Santiago de Chile, 2006.
- [4] S. K. Nune, P. Gunda, P. K. Thallapally, Y. Lin, M. Laird, and C. J. Berkland, "Nanoparticles for biomedical imaging," vol. 6, no. 11, pp. 1175–1194, 2011.
- [5] Q. Pankhurst, S. Jones, and J. Dobson, "Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine: The story so far," *J. Phys. D: Appl. Phys.*, vol. 49, no. 50, pp. 9–11, 2016.
- [6] W. Wei, "Investigation of Magnetic Nanoparticle Motion under a Gradient Magnetic Field by an Electromagnet," *J. Nanomater.*, vol. 2018, 2018.
- [7] G. V. Podaru, V. Chikan, and P. Prakash, "Magnetic Field Induced Ultrasound from Colloidal Superparamagnetic Nanoparticles," *J. Phys. Chem. C*, vol. 120, no. 4, pp. 2386–2391, 2016.
- [8] G. Hu and B. He, "Magnetoacoustic imaging of magnetic iron oxide nanoparticles embedded in biological tissues with microsecond magnetic stimulation," *Appl. Phys. Lett.*, vol. 100, no. 1, pp. 2010–2013, 2012.
- [9] J. Carrey, V. Connord, M. Respaud, J. Carrey, V. Connord, and M. Respaud, "Ultrasound generation and high-frequency motion of magnetic nanoparticles in an alternating magnetic field: Toward intracellular ultrasound therapy?," vol. 232404, no. 2013, 2016.
- [10] D. Himmelsbach, M. Neuss-Radu, and N. Neuf, "Mathematical modelling and analysis of nanoparticle gradients induced by magnetic fields," *J. Math. Anal. Appl.*, vol. 461, no. 2, pp. 1544–1560, 2017.
- [11] G. Pinton, M. Pernot, E. Bossy, J. Aubry, M. Muller, and M. Tanter,

- "Mechanisms of attenuation and heating dissipation of ultrasound in the skull bone: Comparison between simulation models and experiments," *2010 IEEE Int. Ultrason. Symp.*, pp. 225–228, 2010.
- [12] N. Hedayati, A. Ramiar, and M. M. Larimi, "Investigating the effect of external uniform magnetic field and temperature gradient on the uniformity of nanoparticles in drug delivery applications," *J. Mol. Liq.*, vol. 272, pp. 301–312, 2018.
 - [13] M. Bouhrara, G. Richard, and D. L. Parker, "RF magnetic field penetration, phase shift and power dissipation in biological tissue: implications for NMR imaging," *Phys. Med. Biol.*, vol. 23, no. 4, pp. 630–643, 1978.
 - [14] R. Martínez-Valdez *et al.*, "Feasibility of the microwave and ultrasound ablation as alternatives to treat bone tumors," *Pan Am. Heal. Care Exch. PAHCE*, vol. 2017-March, pp. 2–7, 2017.
 - [15] D. A. Hernández, V. H. Contreras, L. Leija, A. Vera, and M. I. Gutiérrez, "Acoustic Field Simulation for Focused Ultrasound on Skull with Craniotomy for Drug Delivery in Rat Brain .," *Pan Am. Heal. Care Exch. PAHCE*, 2017.