

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

Escuela de Posgrado



DISEÑO DE PROTOTIPO ESTIMULADOR MAGNÉTICO NO INVASIVO DE PULSADO UNIFORME Y PRUEBA FUNCIONAL CON FANTOMA ORIENTADO A RÁPIDA CICATRIZACIÓN ÓSEA

Tesis para obtener el grado académico de Magíster en
Ingeniería Biomédica que presenta:

Gonzalo Suárez Sánchez

Asesor

Ph. D. Luis Alberto Vilcahuamán Cajacuri

Lima, 2022

AGRADECIMIENTOS

A mis queridos padres:
Grimaldo Suárez Ibarra
Santusa Sánchez Huaman
por su comprensión, amor y apoyo permanente.



RESUMEN

El objeto de estudio de la presente tesis es el desarrollo de un prototipo de equipo biomédico terapéutico de regeneración de tejido óseo, el cual genera un campo magnético pulsado en tres dimensiones de extrema baja frecuencia.

El prototipo es de naturaleza no invasiva y está conformado por un circuito electrónico generador de pulso, que será amplificado por una fuente de potencia de 1500 W. El pulso eléctrico de potencia alimentará a 3 pares de bobinas de Helmholtz en disposición triaxial. Estas bobinas producirán un campo magnético uniforme cruzado sobre un volumen definido que interactuará con la fractura para conseguir la regeneración de tejido óseo.

El aporte y la innovación del equipo radica en que produce un campo magnético uniforme cruzado en tres dimensiones, mejorando la terapia considerablemente ya que el campo magnético se distribuirá e interactuará en todo el volumen del hueso fracturado.

Para la construcción, primero se revisó la bibliografía y se estudiaron las diferentes disposiciones de como se genera el campo magnético, la forma del pulso, la frecuencia y las normas que regulan el uso de la magnetoterapia.

En segunda instancia se desarrolló el modelo matemático del comportamiento del campo magnético, se encontraron las ecuaciones que rigen el campo magnético en las bobinas de Helmholtz, y a partir de dicha ecuación se determinó el error de la homogeneidad del campo magnético. Luego se simuló el comportamiento del campo magnético en todo el volumen que separa a las dos bobinas de Helmholtz, es decir la parte donde el paciente recibirá el campo magnético como terapia.

Como parte de este trabajo de investigación se construyeron los tres pares de las bobinas de Helmholtz, previamente se hizo un estudio y simulación de la disposición triaxial de las bobinas con el software Solid Work. Teniendo el tamaño de las bobinas se procedió a determinar el ancho y espesor del carril para tener finalmente los planos de construcción. Tres masas de aluminio se llevaron al horno de fundición, luego se tornearon de acuerdo a los planos. A partir del radio de las bobinas se determinó el número de vueltas de cable eléctrico esmaltado para cada bobina.

El modulador de ancho de pulso PWM con un rango de ajuste de frecuencia de 1 Hz a 100 kHz y la fuente eléctrica conmutada (switching) de 1500 W de potencia, se conectaron a un transistor de potencia para amplificar la potencia del pulso.

Con el campo magnético estacionario se estudió la homogeneidad del campo en cada bobina de Helmholtz, conocida la homogeneidad del campo magnético en los tres pares de las bobinas se realizaron estudios en disposición triaxial de la homogeneidad del campo magnético sobre la cabeza de un fémur, de un fantoma de acrílico relleno con agua y en el plastinado de una pierna con la finalidad de estudiar el comportamiento del campo sobre un tejido humano y con las características de éste. Finalmente procesamos los datos con el software Matlab para evaluar la homogeneidad del campo magnético.

Este trabajo de tesis fue apoyado en su inicio por el Programa de Apoyo a la Iniciación en la Investigación (PAIN) de la Pontificia Universidad Católica del Perú (PUCP), y para su culminación por el programa Yachayninchis Wiñarinanpaq, en el marco del convenio específico de cooperación interinstitucional entre el Consejo Nacional de Ciencia, Tecnología e Innovación Tecnológica (CONCYTEC) y la Universidad Nacional de San Antonio Abad del Cusco (UNSAAC).

Palabras claves: campo magnético pulsado, disposición triaxial, fantoma, plastinado, fuente switching, PWM.

Índice general

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. PROBLEMA	1
1.2. RETROSPECTIVA Y ESTADO DEL ARTE	2
1.3. JUSTIFICACIÓN	8
1.4. OBJETIVOS	10
2. FUNDAMENTOS DEL CAMPO MAGNÉTICO Y APLICACIONES EN MEDICINA	11
2.1. BOBINA DE HELMHOLTZ	14
2.2. ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA DEL HUESO	18
2.3. BIOELECTROMAGNETISMO	22
2.4. MAGNETOTERAPIA, TECNOLOGÍAS Y APLICACIONES CLÍNICAS . .	23
3. DISEÑO DEL PROTOTIPO ESTIMULADOR MAGNÉTICO PARA TRATAMIENTO DE FRACTURAS DE TEJIDO ÓSEO	30
3.1. RESULTADOS ESPERADOS, METODOLOGÍA Y PROCEDIMIENTOS . .	31
3.2. DIAGRAMA DE FLUJO DEL DISEÑO	33
3.3. MODELO MATEMÁTICO DE LA BOBINA DE HELMHOLTZ	34
3.4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ESTIMULADOR DE CRECIMIENTO ÓSEO	55
4. RESULTADOS	71
4.1. DISTRIBUCIÓN DE CAMPO MAGNÉTICO EN LA BOBINA GRANDE . .	72
4.2. DISTRIBUCIÓN DE CAMPO MAGNÉTICO EN LA BOBINA MEDIANA .	76
4.3. DISTRIBUCIÓN DE CAMPO MAGNÉTICO EN LA BOBINA PEQUEÑA .	80
4.4. ERROR RELATIVO	84
4.5. PRIMER CASO: PRUEBA FUNCIONAL CON CABEZA FEMORAL	85
4.6. SEGUNDO CASO: PRUEBA FUNCIONAL CON PLASTINADO	89
4.7. TERCER CASO: PRUEBA FUNCIONAL CON FANTOMA	92
4.8. COMPARACIÓN DE LAS DESVIACIONES ESTÁNDARES	96
4.9. HOMOGENEIDAD DEL CAMPO MAGNÉTICO	96
5. DISCUSIÓN	98
CONCLUSIONES	101
RECOMENDACIONES	103
Apéndice A: DERIVADAS DE LA INDUCCIÓN MAGNÉTICA $B(x)$	105
Apéndice B: HERRAMIENTAS MATEMÁTICAS	107
Apéndice C: CAMPO DE DIRECCIÓN Y COMANDOS EN MATLAB	109
Apéndice D: PROTOCOLO Y DATOS DE INDUCCIÓN MAGNÉTICA	115



Índice de figuras

1.1.	El PEMF en general consiste de un generador de señal y una bobina de Helmholtz, la forma de la onda es un pulso, modificado de Li [13]	3
1.2.	Diferentes equipos PEMF.	4
1.3.	Ilustración del PEMF sobre el pie humano y vista de la bobina, patentado con US 7601 114 B2, modificado de Goodwin [23]	8
2.1.	Si una corriente eléctrica atraviesa por un conductor, se genera un campo magnético alrededor de éste. Un elemento infinitesimal de corriente $i.d\vec{l}$ del conductor crea en P un campo magnético infinitesimal $d\vec{B}$. Modificada de Fisicalab [33]	11
2.2.	Las líneas de fuerza magnética salen del polo norte magnético y se orientan hacia el polo sur magnético, un vector tangente a esta curva es el vector inducción magnética (\vec{B}). Tomada de Brilliant [34]	12
2.3.	El vector inducción magnética \vec{B} es tangente a la línea de fuerza magnética	13
2.4.	El campo magnético entre los polos de dos piezas de un imán paralelas planas es casi uniforme, excepto en los bordes.	13
2.5.	La distribución espacial del campo magnético uniforme es debido a la superposición o suma de los campos individuales producidos por cada bobina generando así un campo magnético uniforme. Tomado de Rodriguez [39, pág 24]	14
2.6.	Bobina de Helmholtz cuyas bobinas están separadas a una distancia $a = \frac{d}{2}$ igual al radio de las bobinas, cada bobina está ubicada a lo largo de un eje común de simetría, una a cada lado de la zona experimental. (Figura elaborada con TikZ)	15
2.7.	Inducción magnética uniforme en una bobina de Helmholtz. Simulación realizada con el software Comsol. Campo vectorial de inducción magnética de color rojo en la zona de experimentación.	15
2.8.	Diferentes ondas PEMF, la onda unipolar cuadrada es el mejor resultado experimental sobre sistemas biológicos.	16
2.9.	Tipos de bobinas utilizadas como PEMF.	18
2.10.	Macroestructura y nanoestructura del tejido óseo. Tomado de Sadat [60]	19
2.11.	Tipos de células óseas y su ubicación en el tejido óseo. Modificado de Oregon University [61]	20
2.12.	Respuesta al estímulo de las células óseas. Modificado de Biophysical Bone Behavior [64]	21
2.13.	Etapas de la reparación ósea [151]	22
2.14.	Diferentes áreas multidisciplinarias relacionadas con el Bioelectromagnetismo. Tomada de la tesis de Guanuchi [149]	23
2.15.	Dispositivos PEMF in vivo para aplicaciones clínicas.	28
2.16.	Dispositivos PEMF in vitro para estudios biológicos.	29
3.1.	En una espira circular en el plano XZ de radio a, por la que circula una corriente I, el vector inducción magnética \vec{B} está en la dirección del eje Y.	34
3.2.	La cara por donde salen las líneas de fuerza es el polo magnético de la espira circular, mientras la otra cara es el polo sur magnético.	34

3.3. El vector inducción magnética \vec{B} debido a una espira circular de corriente está dirigido a lo largo del eje x	35
3.4. El módulo del vector inducción magnética \vec{B} en el centro de la espira esta dado por $B = \frac{\mu_0 i}{2a}$ y está orientado en la dirección del eje x	36
3.5. Los dos conductores circulares generan dos vectores de inducción magnética \vec{B}_1 y \vec{B}_2 en el punto P, ambos conductores están en paralelo y llevan la misma corriente en la misma dirección.	37
3.6. Se cambia los ejes coordenados por las coordenadas prima.	37
3.7. Si la función $f(x)$ se hace constante a medida que se acerca al origen de coordenadas entonces el campo magnético también se hace constante ya que tenemos $B(x) = \frac{\mu_0 i a^2}{2} f(x)$. Esto implica que el campo magnético en el centro de las bobinas es uniforme.[105]	38
3.8. En el gráfico se tiene el cambio de error relativo de la inducción magnética $\epsilon_r = y = 1.15x^4$ en función de la posición (x) en el eje central de la bobina de Helmholtz.	42
3.9. En la figura a) La inducción magnética en el punto P debido a un diferencial de longitud tiene dos componentes. En la figura b) se tiene el ángulo que hace el elemento diferencial.	43
3.10. Descomponiendo el vector radial \vec{a} en sus componentes rectangulares.	43
3.11. Si se toma dos elementos diferenciales dl simétricos se tendrá dos vectores opuestos \vec{B}_z que se anularán.	44
3.12. En Matlab se graficó el campo de dirección de la inducción magnética para una bobina circular en cualquier punto fuera del eje de la bobina. La imagen es de elaboración propia.	46
3.13. Las componentes del vector inducción magnética en un punto P generada por una bobina de Helmholtz fuera del eje de simetría de las bobinas.	47
3.14. Vectores de inducción magnética de color azul de la bobina de Helmholtz visto de frente, con la corriente saliendo de (0) y entrando en (X) en el plano del papel. La imagen es de elaboración propia.	50
3.15. Distribución de campo magnético visto en 3D de una bobina de Helmholtz, donde la uniformidad de campo se observa en el medio de los cuatro picos (los picos corresponden a la ubicación de las bobinas). La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.	51
3.16. Campo magnético de una bobina de Helmholtz visto desde arriba, donde la uniformidad de campo se observa en la zona de experimetación. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.	51
3.17. Simulación del modelo matemático en Matlab de la distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz grande y su homogeneidad en la zona de experimentación. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.	52
3.18. Distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz grande en el plano XY. Se puede ver que la homogeneidad del campo es en las cordenadas (0,0) de las bobinas. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.	52
3.19. Simulación del modelo matemático en Matlab de la distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz mediana y su homogeneidad en la zona de experimentación. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.	53
3.20. Distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz mediana en el plano XY. Se puede ver que la homogeneidad del campo es en las cordenadas (0,0) de las bobinas. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.	53
3.21. Simulación del modelo matemático en Matlab de la distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz pequeña y su homogeneidad en la zona de experimentación. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.	54
3.22. Distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz pequeña en el plano XY. Se puede ver que la homogeneidad del campo es en las coordenadas (0,0) de las bobinas. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.	54

3.23. Simulación en Matlab diagrama de bloque de Simulink	55
3.24. Simulación del pulso magnético en las bobinas de Helmholtz	55
3.25. Prototipo de estimulación magnética para reparación ósea y los componentes para su construcción y validación.	61
3.26. Efecto Hall sobre un conductor delgado y plano [152].	62
3.27. Los contactos en las caras laterales del cristal conductor no son paralelos, por tanto, el voltaje $V_H \neq 0$. Se pone a cero el voltaje V_H con un potenciómetro, a este procedimiento se denomina balanceo del sensor Hall	63
3.28. Diagrama esquemático del amplificador diferencial	64
3.29. Alimentación del sensor a 5 V	64
3.30. Plano general del circuito electrónico del sensor Hall	65
3.31. Sensores Hall reciclados y modificados para la medida de la intensidad de la inducción magnética y el estudio de la homogeneidad del campo magnético, cuyo tamaño es de 1 mm x 2 mm	65
3.32. Circuito electrónico PWM.	66
3.33. Circuito de potencia que entrega corriente pulsada a la bobina de Helmholtz.	67
3.34. Diagrama esquemático del circuito de potencia.	67
3.35. Diagrama de bloques del estimulador PEMF.	68
3.36. Pulso magnético generado por las bobinas de Helmholtz visualizado en un osciloscopio Tektronix	68
3.37. Longitud de los segmentos del cuerpo, relativos a la altura H. Tomada de Irving [118]	69
3.38. La figura de la izquierda es la base de acrílico donde se coloca el fémur, entre la superficie del hueso y la del acrílico se tienen espacios pequeños para colocar los sensores Hall. La figura de la derecha es la tapa del acrílico rellena con agua. La base y la tapa forman un fantoma en forma de una pierna humana. Dicho fantoma contiene agua en su interior para simular y asemejar la densidad de la musculatura humana.	69
3.39. Plastinado de la extremidad inferior.	70
4.1. Disposición experimental para la adquisición de los datos de inducción magnética en la zona de experimentación de la bobina de Helmholtz.	72
4.2. La inducción magnética B es uniforme en el centro de la bobinas de Helmholtz y va cambiando a medida que se aleja del centro. Se observa un rizado en la isosuperficie de la inducción magnética B debido al tamaño relativamente grande de la bobina.	73
4.3. Comparación de la distribución experimental y de la simulación de la inducción magnética en la bobina grande.	73
4.4. El 68 % de los datos medidos están en la desviación estándar de la medida estos datos se consideran como los mas confiables.	74
4.5. La inducción magnética B es uniforme en el centro de la bobinas de Helmholtz medianas y va cambiando a medida que se aleja del centro. Se observa un rizado en el eje Z debido al tamaño de la bobina.	76
4.6. Las superficies de nivel de la inducción magnética medida por el sensor F.W. Bell se proyectan sobre el plano YZ, siendo homogénea en el centro de las bobinas.	77
4.7. Comparación de la simulación y de los resultados de la inducción magnética en la bobina mediana.	78
4.8. La inducción magnética B es uniforme en el centro de la bobinas de Helmholtz	80
4.9. La inducción magnética B es proyectada sobre el plano XZ	81
4.10. Comparación de la simulación y de los resultados de la inducción magnética en la bobina pequeña.	82
4.11. Falta de uniformidad de la inducción magnética en la zona experimental de los tres pares de bobinas de Helmholtz en sus respectivos ejes de simetría (a) eje x , (b) eje y y (c) eje z	84

4.12. a) Sobre la superficie de la cabeza femoral se pintó una malla de puntos con coordenadas conocidas obteniendo así una nube de datos. b) Con el software Matlab se procesó la nube de datos para visualizar la forma de la cabeza femoral y también visualizar sobre cada punto la intensidad de la inducción magnética producida por las bobinas de Helmholtz en disposición triaxial	85
4.13. El campo magnético se distribuyó con uniformidad entre 9.5 G y 10.5 G sobre la superficie de la cabeza femoral y cuello femoral.	86
4.14. Disposición de la cabeza femoral se colocó un eje coordenado con papel milimetrado para luego ser retirado al momento de activar el campo magnético.	86
4.15. Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de todo el volumen de la cabeza femoral.	88
4.16. Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de todo el volumen de la cabeza femoral.	88
4.17. En la figura a se observa el plastinado completo y la malla de puntos sobre los epicóndilos, En la figura b se tiene una visión ampliada de los puntos sobre los epicóndilos, en la figura c se tiene la nube de puntos con su respectivo valor de intensidad de campo magnético en Gauss.	89
4.18. Se observa como el campo magnético se distribuye sobre la superficie de los epicóndilos.	90
4.19. Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de todo el volumen del plastinado.	91
4.20. Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de todo el volumen del plastinado.	91
4.21. En la figura (a) se tiene el hueso fémur con su respectiva malla de puntos para ubicar las coordenadas de dichos puntos sobre un eje de coordenadas. En la figura (b) se muestra los puntos en el espacio con sus respectiva intensidad de campo magnético.	92
4.22. Fantoma.	93
4.23. El campo magnético se distribuyó sobre la diáfisis del fémur el cual fue cubierto con el fantoma de agua.	93
4.24. Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de la diáfisis del fémur.	94
4.25. Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de la diáfisis del fémur.	94
5.1. La función $y = y(x)$ representa la curva solución e $y'(x) = f(x, y)$ la dirección de la tangente a la curva	109
5.2. El amperímetro se conecta en serie con el reóstato o resistencia variable	115
5.3. Disposición de la bobina de Helmholtz	116
5.4. Disposición final	116
5.5. Procedimiento de toma de datos.	117

Índice de tablas

1.1. Principales diagnósticos de egresos hospitalarios en el servicio de traumatología del Hospital Nacional Dos de Mayo (HNDM) - 2017 [7]	2
1.2. Primeros estimuladores de crecimiento óseo con PEMF aprobados por la FDA, modificado de Polk [14, pág 233]	3
1.3. Resumen de los estudios significantes utilizando PEMF en las escalas moleculares y celulares, en orden cronológico tomado de Daish [29]	6
1.4. Resumen de experimentos in vitro y en vivo de reparación de fractura utilizando PEMF tomado de Daish [29]	7
3.1. Herramientas, métodos y metodologías	32
3.2. Tamaño de las bobinas, especificaciones mecánicas y número de vueltas con cable esmaltado.	56
3.3. Especificaciones eléctricas de las bobinas de Helmholtz. Las cuales fueron obtenidas del fabricante y la autoinducción determinada por Coil Inductance Calculator.[107]	56
4.1. El color verde indica la ubicación de la bobina grande de Helmholtz y el color crema representa la uniformidad de la inducción magnética. Este gráfico también representa a las isosuperficies de la inducción magnética elaborado en Excel.	75
4.2. Datos de la bobina mediana de Helmholtz en el plano Y e Z. Los colores representan las isosuperficies de la inducción magnética como se puede ver en el capítulo 4.	79
4.3. Datos de la bobina de Helmholtz pequeña en el plano X y Z. Los colores representan las isosuperficies de la inducción magnética como se puede ver en el capítulo 4.	83
4.4. Los datos de la ubicación del hueso fueron tomados en el espacio, siendo una cuarta dimensión el valor del vector inducción magnética sobre la superficie del hueso.	87
4.5. Datos de inducción magnética obtenidos sobre el plastinado de rodilla.	90
4.6. Datos de inducción magnética obtenidos sobre el fantoma de agua y resina.	95
4.7. Comparación de las desviaciones estándares de las bobinas de Helmholtz.	96
4.8. Comparación de las desviaciones estándares en los tres casos de las pruebas funcionales.	96
4.9. Homogeneidad de la inducción magnética en la bobina grande.	96
4.10. Homogeneidad de la inducción magnética en la bobina mediana.	97
4.11. Homogeneidad de la inducción magnética en la bobina pequeña.	97
4.12. Homogeneidad de la inducción magnética en dos diferentes volúmenes sobre la cabeza femoral.	97
4.13. Homogeneidad de la inducción magnética en dos diferentes volúmenes sobre el plastinado.	97
4.14. Homogeneidad de la inducción magnética en dos diferentes volúmenes sobre el fantoma.	97

5.1. Primer cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina mediana de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética	118
5.2. Segundo cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina mediana de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética	119
5.3. Tercer cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina mediana de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética	120
5.4. Cuarto cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina mediana de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética	121
5.5. Datos de la bobina mediana de Helmholtz en el plano Y e Z. Los colores representan las isosuperficies de la inducción magnética.	122
5.6. Primer cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina pequeña de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética	123
5.7. Segundo cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina pequeña de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética	124
5.8. Tercer cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina pequeña de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética	125
5.9. Cuarto cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina pequeña de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética	126
5.10. Datos de la bobina de Helmholtz pequeña en el plano X e Z. Los colores representan las isosuperficies de la inducción magnética.	127
5.11. Primer cuadrante de la bobina grande de Helmholtz. El color verde indica la ubicación de la bobina y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética.	128
5.12. Segundo cuadrante de la bobina grande de Helmholtz. El color verde indica la ubicación de la bobina y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética.	129
5.13. Tercer cuadrante de la bobina grande de Helmholtz. El color verde indica la ubicación de la bobina y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética.	130
5.14. Cuarto cuadrante de la bobina grande de Helmholtz. El color verde indica la ubicación de la bobina y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética.	131
5.15. El color verde indica la ubicación de la bobina grande de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética.	132

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

El trabajo de investigación que se presenta en esta tesis recoge el modelamiento físico matemático, diseño y construcción de un dispositivo generador de campo magnético pulsado, siguiendo el proceso metodológico que consiste en modelar de manera física el comportamiento del campo magnético, simular en un ordenador el modelo físico matemático, diseñar y construir a partir de la simulación, recoger datos experimentales del campo magnético, procesar los datos experimentales en un ordenador, y por último analizar dichos datos.

En este capítulo se plantea la problemática referida al uso recurrente de técnicas invasivas en el tratamiento de las fracturas óseas, teniendo un abanico de métodos no invasivos para ayudar al paciente. Se plantea el uso de un equipo de magnetoterapia, el cual puede ser construido en nuestro país con algunas mejoras como la distribución homogénea del campo magnético sobre la fractura, que es el objeto de investigación del presente trabajo de tesis, como un aporte al estado del conocimiento en la materia.

Se hizo una recolección de información bibliográfica del tratamiento con campo magnético pulsado, la cual es presentada en el estado de arte.

La reflexión que constituye este primer capítulo, se completa con la definición de los objetivos que se pretenden alcanzar y una justificación de la resolución del problema que se plantea, el cual será abordado detalladamente en los siguientes capítulos.

1.1. PROBLEMA

Las fracturas óseas son un problema de salud pública mundial en el 2019 hubo 178 millones de fracturas a nivel mundial [1]. Se estima que aproximadamente el 5 % de las fracturas óseas no consiguen soldarse en condiciones normales en los seis meses siguientes al momento en los que se han producido. Este tipo de fracturas acaba en complicaciones debidas a la destrucción del aporte sanguíneo, la infección y la invasión de tejido blando entre los fragmentos de la fractura, siendo muchas veces la amputación el resultado final [2, pág 198]. De cada 100 mujeres con osteoporosis, 20 se fracturan la cadera en algún momento de su vida. De estas 20, el 4 % mueren el primer año y las demás presentan algún grado de invalidez [3]. El 30 % de personas mayores de 65 años sufre caídas al menos una vez al año y el 50 % de este grupo se cae más de dos veces. De esta población, el 70 % se fractura, tiene heridas, esguinces y contusiones. La mayoría presenta secuelas y no recupera sus funciones totalmente [4].

En el Perú la incidencia es de 150 fracturas de cadera por cada cien mil adultos mayores y este problema conlleva a la postración y a la aparición de otras enfermedades degenerativas que desencadenan en la muerte [5]. Entre las principales causas de morbilidad de hospitalización por sexo en el año 2019 en nuestro país se estima que 8409 casos son de traumatismo de cabeza y 7826 son casos de traumatismo de rodilla y de pierna, entre varones y mujeres de un total de 238 150 casos [6] estos datos indican que se debe tener servicios de salud orientados a la atención de traumatología. En la Tabla 1.1 se muestran los casos por fracturas en el Hospital Dos de Mayo. Podemos observar que se tiene una mayor frecuencia de casos en la extremidades inferiores lo que conlleva al paciente a permanecer en cama, en silla de ruedas o con muletas durante su proceso de recuperación, que normalmente es de 3 meses, disminuyendo en este

tiempo la calidad de vida del paciente en todos los aspectos como bienestar físico, mental y social.

La Terapia de Campo Electromagnético Pulsado (PEMFT, por sus siglas en inglés) es una alternativa para acelerar el proceso de curación de las fracturas y también para disminuir el dolor y mejorar la calidad de vida de los pacientes. El Campo Electromagnético Pulsado (PEMF, por sus siglas en inglés) proporciona una alternativa segura en la terapia del paciente y no utiliza medicamentos. Los dispositivos con PEMF cuestan menos que muchas cirugías, lo que las convierte en una forma asequible y eficaz de promover la recuperación, mantener el bienestar y mejorar la calidad de vida del paciente.

Tabla 1.1: Principales diagnósticos de egresos hospitalarios en el servicio de traumatología del Hospital Nacional Dos de Mayo (HNDM) - 2017 [7]

N° orden	Código CIEIX	Diagnóstico	Frecuencia absoluta	Frecuencia relativa
1	S82	Fractura de la pierna, inclusive tobillo	201	25.90 %
2	S72	Fractura del fémur	153	19.72 %
3	S52	Fractura del antebrazo	56	7.22 %
4	S42	Fractura del hombro y brazo	51	6.57 %
5	M84	Transtornos de la continuidad del hueso	29	3.74 %
6	S62	Fractura a nivel de la muñeca y mano	24	3.09 %
7	S92	Fractura del pie, excepto del tobillo	19	2.45 %
8	M86	Osteomielitis	15	1.93 %
9	S32	Fractura de la columna lumbar y de la pelvis	15	1.93 %
10	S86	Traumatismo de tendón y músculo a nivel de la pierna	14	1.80 %

Una de las principales aplicaciones clínicas de los PEMF se centra en las fracturas tardías de consolidación o pseudoartrosis, el 5 – 10 % de las fracturas pueden desarrollar consolidación tardía o pseudoartrosis con el tratamiento habitual. Estas fracturas óseas sin consolidación no solo traerán consigo dolor prolongado y discapacidad para los pacientes, sino que también resultarán en una pesada carga social y económica [8]. La cirugía es actualmente el tratamiento preferido para las uniones tardías y las fracturas por pseudoartrosis, pero probablemente puede provocar complicaciones graves, como daño neurovascular, infección o problemas relacionados con los implantes [9]. Como alternativa, la terapia PEMF, ha atraído la atención de los médicos en los últimos años ya que tiene el potencial de reducir el riesgo de estas complicaciones [10]. Con base en los hallazgos actualmente positivos de los estudios publicados emergentes, los PEMF muestran un gran potencial para convertirse en una modalidad de tratamiento independiente o complementario para tratar los trastornos musculoesqueléticos, debido a su no invasividad, seguridad y eficacia. Numerosos estudios han explorado los mecanismos celulares [11] y subcelulares subyacentes de la estimulación PEMF en diversas enfermedades musculoesqueléticas, proporcionando una base molecular para extender su aplicación clínica [9].

A pesar de esto, los dispositivos de terapia electromagnética de pulso no son muy populares en el Perú. Nuestro país no cuenta con nuevas alternativas para el tratamiento de fracturas óseas, en algunos casos se recurre a tratamientos invasivos cuando la fractura no ha podido sanar después de un tratamiento estándar de ajuste y estabilización con yeso, este es el caso de la inserción de clavos para ayudar a la cicatrización del tejido óseo. Ante esta problemática, este trabajo tiene como objetivo construir un prototipo de equipo terapéutico con campo magnético uniforme pulsado en disposición triaxial que ayude de manera muy significativa y acelere el proceso de cicatrización de tejido óseo fracturado del paciente.

1.2. RETROSPECTIVA Y ESTADO DEL ARTE

La PEMFT utiliza campos electromagnéticos pulsados para curar fracturas sin unión. Estudios recientes sobre la estimulación de los PEMF en arquitecturas óseas deterioradas encontraron

que éstos mejoran la arquitectura ósea esponjosa, las propiedades mecánicas y la osteointegración porosa. Dichos estudios, se realizaron también sobre implantes de titanio [12]. Estudios realizados en el 2017 por el Scientific Reports Nature mostraron que la exposición a PEMF durante 12 semanas mejoró significativamente la microarquitectura ósea tanto esponjosa como cortical en ratones diabéticos [13].

En el año 1979 fue aprobado el primer dispositivo PEMF para el tratamiento de fracturas tardías por el Food and Drug Administration (FDA) ¹ dando así inicio a los tratamientos con PEMF y sus beneficios. Millones de personas en todo el mundo han recibido ayuda para el tratamiento del sistema musculoesquelético, así como para aliviar el dolor [10]. Polk en el Handbook Biological Effects of Electromagnetic Fields presenta los primeros estimuladores de crecimiento óseo aprobados por la FDA de los EE. UU [14, pág 233]. La figura 1.1 es una representación esquemática del PEMF con su respectivo pulso.

Tabla 1.2: Primeros estimuladores de crecimiento óseo con PEMF aprobados por la FDA, modificado de Polk [14, pág 233]

Fabricante	Dispositivo	Aprobado para	Tecnología	Fecha
Electro - Biology, Inc	EBI Bone Healing System	Falta de unión congénita pseudoartrosis, fusiones fallidas	No invasiva campos electromagnéticos pulsados PEMF	Noviembre. 1979
American Medical Electronics, Inc	Physio - Stim	Falta de unión (excluye vértebras y huesos planos)	No invasiva campos electromagnéticos pulsados PEMF	Febrero. 1986
American Medical Electronics, Inc	Spinal - Stim	Promover fusión espinal como un complemento a la cirugía o como tratamiento no quirúrgico ha transcurrido 9 meses desde la última cirugía	No invasiva campos electromagnéticos pulsados PEMF	Febrero. 1990

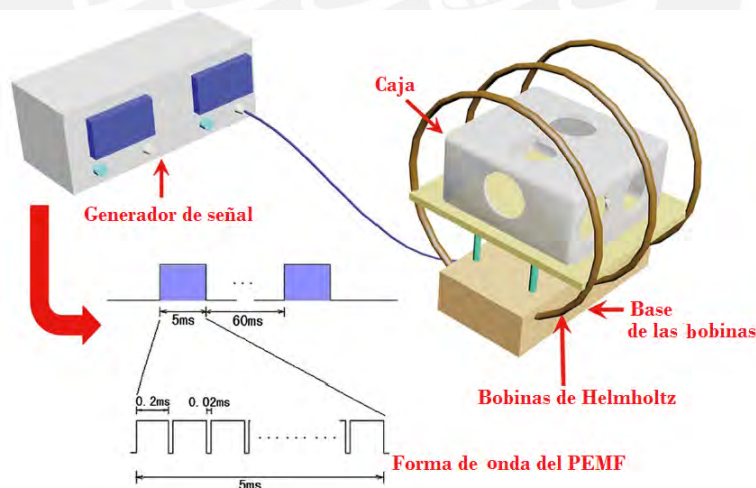


Figura 1.1: El PEMF en general consiste de un generador de señal y una bobina de Helmholtz, la forma de la onda es un pulso, modificado de Li [13]

La utilización de los PEMF no es un tratamiento nuevo en la terapia del tejido óseo, en el congreso de la Asociación de Bioelectromagnetismo Europeo (EBEA), celebrado en Zagreb a finales de 1998, el Dr. Pilla señala que la respuesta clínica a los campos electromagnéticos pulsados PEMF no suele ser inmediata, sino que requiere de un tratamiento diario durante

¹Es la agencia del gobierno de los Estados Unidos responsable de la regulación de alimentos, aparatos médicos, medicamentos, cosméticos, productos biológicos y derivados sanguíneos.

varios meses, especialmente en el caso de las fracturas óseas con soldadura retardada [2, pág 197].

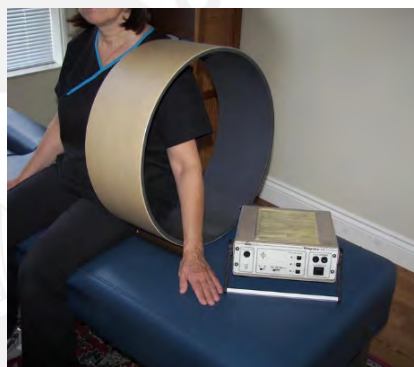
La mayoría de los PEMF que se utilizan en magnetoterapia trabajan entre frecuencias de 1-100 Hz con una inducción magnética de 1-100 Gauss [15, pág 60] esto depende de la patología a tratarse, estos equipos trabajan con un solenoide alimentado por una corriente alterna.

Se han hecho estudios si los campos magnéticos pulsados afectan el ADN en dichos estudios los datos generales sugirieron que en 8 semanas de exposición continua a PEMF no indujeron genotoxicidad y citotoxicidad significativamente en ratones experimentales [16].

Se han desarrollado diferentes disposiciones de bobinas para la exposición, el estudio y experimentación de los PEMF [17], uno de los más utilizados para diferentes estudios son los diseñados en la conocida disposición de las bobinas de Merritt² estas bobinas están aisladas con acrílico e incorporan todas las características actualmente reconocidas que implican la exposición de sistemas biológicos a sistemas magnéticos [18]. También se utilizan equipos que proporcionan un buen control de la temperatura de la cámara de exposición magnética, construidas con bobinas de Helmholtz [19]. Los equipos actuales pulsan el campo magnético en una sola dirección en la zona dañada como se muestran en la Figura 1.2, el presente trabajo de tesis propone un prototipo cuyo pulso de tratamiento sea en tres direcciones con la finalidad de cubrir todo el volumen de una fractura ya que el pulso en una sola dirección no cubre el volumen total de la fractura.



(a) PEMF de una sola bobina en tratamiento de extremidades. Tomada de hazenclinic [20]



(b) El campo magnético aplicado es en una sola dirección. Tomada de hazenclinic [20]



(c) PEMF de un sola bobina, la uniformidad de campo magnético no es uniforme en toda la region de tratamiento. Tomada de Enciclopedia [21]

Figura 1.2: Diferentes equipos PEMF.

A un futuro se piensa en aplicar los PEMF en el tratamiento de la osteoporosis posmenopáusica

²Es una disposición de bobinas cuadradas en serie que producen campos magnéticos uniformes [26]

(PMOP) ya que se tienen ensayos clínicos, estudios celulares y pruebas en animales [22].

Los PEMFT es una alternativa no invasiva para el tratamiento de fracturas, en nuestro país poco se conoce de su aplicación. Según información del Ministerio de Salud la osteoporosis está considerada como la causa principal de las roturas de huesos, especialmente de cadera, de vértebras o de muñecas, que producen un gran número de hospitalizaciones e invalidez, registrándose un promedio de 10 fracturas mensuales en los hospitales del Ministerio de Salud. Según datos del Ministerio de Salud, la osteoporosis en nuestro país se ha incrementado de manera progresiva durante esta última década y actualmente constituye un problema de salud pública en el Perú.

La NASA ha estado probando el efecto de PEMF como una contra medida para la pérdida ósea y la degeneración muscular encontrada por los astronautas en misiones espaciales largas y se ha observado la rápida regeneración del tejido a una velocidad superior a la velocidad normal de regeneración del tejido. Por tal razón los científicos de la NASA tienen una patente de un dispositivo PEMF que utiliza campos magnéticos de onda cuadrada para mejorar la tasa de regeneración de tejidos del cuerpo humano [23].

Durante los últimos 50 años se ha hecho paulatinamente más claro que diferentes tipos de células no excitables modifican su comportamiento cuando ocurren cambios apropiados en su micro ambiente eléctrico. Existe una gran cantidad de evidencia que demuestran que los PEMF tiene influencia sobre los diferentes tipos de células no excitables [24] tanto a nivel de laboratorio como a nivel clínico [25].

Los efectos de los PEMF en escalas moleculares y celulares se realizaron en estudios in vitro, sobre Células Madre Mesenquimales de la Médula Ósea (bone marrow mesenchymal stem cells BM-MS) y sobre células madre derivadas de tejido adiposo (adipose-derived stem cells ASCs) se ha demostrado que tanto los estímulos de los campos magnéticos, y el medio ambiente biológico (presencia de factores de crecimiento) influyen en la proliferación de inhibición y diferenciación de ciertos tipos de células, aunque la vía de acción no se entiende todavía completamente. La tabla 1.3 muestra estos estudios a nivel molecular y celular.

En un estudio de casos y controles de 40 pacientes con artrosis cervical atendidos en el Servicio de Rehabilitación Integral del Hospital Provincial Docente "Dr. Joaquín Castillo Duany" de Santiago de Cuba, a fin de evaluar la efectividad de la magnetoterapia para aliviar el dolor. El uso de la magnetoterapia combinada garantizó mejores niveles de recuperación en la escala del dolor, incluso más rápidos que en el grupo tratado convencionalmente [27].

En un estudio con 34 pacientes con diagnóstico de osteoartrosis que fueron atendidos en el Centro Nacional de Control del Dolor y Cuidados Paliativos. En el estudio un elevado porcentaje de pacientes con osteoartrosis disminuyeron su nivel de dolor con el tratamiento de campos magnéticos pulsados. Otro dato de importancia fue que luego de iniciado el régimen, los pacientes alegaron mejorar su patrón de sueño [28].

Diferentes configuraciones de PEMF se han utilizado para demostrar su eficacia en la reparación de fracturas óseas [29]. La tabla 1.4 muestran los estudios a nivel de tejido y a nivel celular. También presentan la exposición total en unidades de *Teslas · Hertz · hora*.

Tabla 1.3: Resumen de los estudios significativos utilizando PEMF en las escalas moleculares y celulares, en orden cronológico tomado de Daish [29]

Modelo	Intensidad	Frecuencia	Duración	Resultados Principales	autores
BM-MSC, condrocitos	$35\mu T$	30 Hz	8 min, 48 h	Impacto sobre el metabolismo celular y la estructura de la matriz celular	Walther
BM-MSC	1.6 mT	15 Hz	8 h / día, 24 días	Aumento de la ALP (fosfatasa alcalina) la actividad y la mejora de efecto estimulador de la BMP-2 sobre los osteoclastos	Schwartz
BM-MSC	1,8 mT	15 Hz	8 h / día, 3 días	Aumento de la tasa de proliferación celular y el aumento de las densidades de células	Dom
BM-MSC	1,8 mT	15 Hz	8 h / día, 7 días	Aumento significantes en RUNX2 y expresión ALP, mejorado la mineralización, y las alteraciones dependientes del tiempo de la expresión del marcador osteogénico	Dom
BM-MSC	0,1 mT	15 Hz	24 h / día, 21 días	El aumento de BMP2, TGF-beta2, osteopontina (OP) y la osteocalcina expresión (OC), pero ningún efecto sobre la actividad de ALP	Jansen
BM-MSC	1.1 mT	5-150 Hz	30 min / día, 21 días	Mejora de la mineralización, el aumento de ALP, osteocalcina, colágeno I y Ca^{2+} expresión, y la estimulación de la diferenciación osteogénica	Luo
BM-MSC	2 mT	75 Hz	De 1 - 8 h / día	Aumento de hueso deposición de la matriz de los osteoblastos	Ceccarelli
ASC	2 mT	15 Hz	8 h / día	Mejora de la expresión génica condrogénica (SOX-9, Colágeno 2 y Aggrecan)	Chen
BM-MSC, ASC	1.6 mT	75 Hz	24 h / día, 28 días	Aumento de la actividad de ALP, aumento en la expresión OC, y la inducción de la diferenciación osteogénica	Ongaro
BM-MSC	2 mT	15 Hz	30 min / día, 21 días	Aumento de la neovascularización, aumento de la diferenciación osteogénica y aumento de la concentración ALP	Fu
BM-MSC	2 mT	75 Hz	10 min / día, 27 días	Aumento en el nivel basal de intracelular de Ca^{2+} , aumento de la concentración ALP, colágeno I y OP	Petecchia
BM-MSC, osteoblastos	0,1 mT	15 Hz	24 h / día, 1 día	El aumento de expresión de los marcadores de osteogénicas (RUNX2, OP, OC y ALP)	Kaivosoja

Tabla 1.4: Resumen de experimentos in vitro y en vivo de reparación de fractura utilizando PEMF tomado de Daish [29]

Tipo de Experimento	Exposición total calculada ($T \times Hz \times h$)	Duración del tratamiento	autores
Escala celular (BM-MSC, condrocitos)	6.72×10^{-5}	8 min/h, 48 h	Walther
Escala celular (BM-MSC)	4.61×10^{-2}	8 h/días, 24 días	Schwartz
Escala celular (BM-MSC)	6.48×10^{-3}	8 h/días, 3 días	Sun
Escala celular (BM-MSC)	1.51×10^{-2}	8 h/días, 7 días	Sun
Escala celular (BM-MSC)	7.56×10^{-3}	24 h/días, 21 días	Jansen
Escala celular (BM-MSC)	8.37×10^{-3}	0.5 h/días, 21 días	Luo
Escala celular (BM-MSC)	1.26×10^{-1}	1-8 h/día	Ceccarelli
Escala celular (ASC)	2.52×10^{-2}	8 h/día	Chen
Escala celular (BM-MSC,ASC)	8.06×10^{-1}	24 h/días, 28 días	Ongaro
Escala celular (BM-MSC)	3.15×10^{-3}	0.5 h/días, 21 días	Fu
Escala celular (BM-MSC)	6.75×10^{-3}	10 min/días, 27 días	Petecchia
Escala celular (BM-MSC, osteoblastos)	3.60×10^{-4}	24 h/días, 1 día	Kaivosoja
Tejido (conejo)	2.93×10^{-1}	6 h/días, 5 días/semana, 4 semanas	De Haas
Tejido (ratas)	4.84×10^{-2}	8 semanas	Grace
Tejido (canino)	9.66×10^{-3}	1 h/días, 8 semanas	Inoue
Tejido (ratas)	2.10×10^{-2}	10 semanas	Ibiwoye
Tejido (ratas)	7.98	3 h/días, 5 semanas	Midura
Tejido (ratas)	1.32	3 h/días, 5 semanas	Midura
Tejido (ratas)	4.91×10^{-3}	3 h/días	Androjna
Tejido (ratas)	1.35×10^{-1}	6 h/días, 30 días	Atalay

1.3. JUSTIFICACIÓN

Los campos magnéticos pulsados se usan como tecnología quirúrgica no invasiva, su primera aplicación en el campo clínico fue en la restauración del tejido óseo, la cual fue aprobada en los Estados Unidos por la FDA (Food and drug Administration) en el campo clínico, lo que demuestra su eficacia en la terapia de restauración de tejido óseo. La terapia con campos magnéticos está protocolizado y normado por la FDA [30] se demostró en varios estudios experimentales que los campos magnéticos pulsados tienen efectos sobre los procesos metabólicos del tejido óseo, como promover la activación y proliferación celular a través de la membrana celular. Más de 100 000 pacientes con fracturas no unidas, artrodesis, osteonecrosis y tendinitis severas crónica, han sido tratados con estos campos [25]. Estudiar la interacción de los campos magnéticos sobre el tejido óseo ayudará a los pacientes con fracturas graves a rehabilitarse en un menor tiempo. Todo este estudio de investigación puede derivar en investigar la interacción de los campos magnéticos sobre otros tejidos como músculos, nervios, piel, etc. Así estudiar a futuro la rehabilitación de otros tejidos. Revisando la base bibliográfica hay estudios terapéuticos en distintos tejidos [14].

Los PEMF inducen al fibrocartilago blando, presente en la fractura a que calcifique al mismo tiempo que facilitan el riesgo sanguíneo, para que aporte los elementos necesarios para que pueda realizar una unión ósea sólida. Aunque se desconocen los mecanismos íntimos que subyacen en estos procesos, parece que estaría implicada la forma en la que aparecen ordenados en fase los osteocitos, como resultante del acoplamiento de cada uno de ellos con sus vecinos. Dicha ordenación es mucho más sensible a las señales débiles de lo que lo es cada célula tomada individualmente y permite explicar cómo pueden detectarse estímulos tan débiles que de otro modo serían enmascarados [2, pág 200].

Las razones que justifican la ejecución de la presente tesis son:

1. La de contar con otras alternativas para el tratamiento de fracturas.
2. El de estudiar nuevas aplicaciones médicas en el campo de la Salud.
3. Estudiar la interacción de los campo magnéticos en los sistemas biológicos.
4. El estudio de los mecanismos que aceleran a la calcificación de los huesos debido a los PEMFT.
5. El estudio de la homogeneidad de campo magnético sobre una estructura ósea.

La terapia electromagnética pulsada envuelve al paciente con un campo magnético uniforme pulsado con una frecuencia prescrita por el médico. Bajo auspicios de la NASA se han realizado diferentes investigaciones con los PEMF para tratamientos del hueso de los astronautas teniendo como resultado el dispositivo patentado de la Figura 1.3

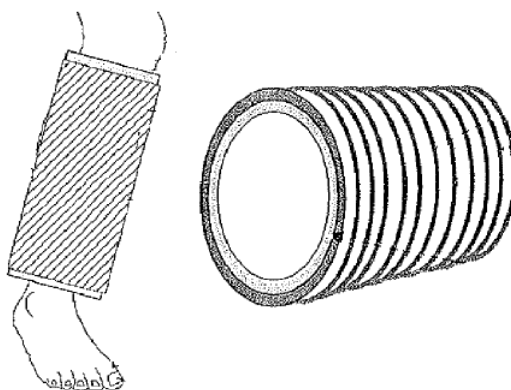


Figura 1.3: Ilustración del PEMF sobre el pie humano y vista de la bobina, patentado con US 7601 114 B2, modificado de Goodwin [23]

En el mercado existe varios equipos PEMF con costos muy elevados que esta dentro de los 4 440 hasta 10 000 dólares, el prototipo del presente trabajo es de bajo costo.

ALCANCES

El proyecto sitúa su ámbito de aplicación en el estudio de los efectos biológicos de los campos electromagnéticos, específicamente en el campo de la magnetoterapia que estudia la aplicación de los campos magnéticos a determinadas patologías y en especial a las fracturas óseas. Se ha elegido el ámbito de estudio de las fracturas óseas por la importancia de la cantidad de información y la evidencia de resultados experimentales sobre los efectos de los campos magnéticos.

En el presente trabajo de tesis se espera alcanzar un prototipo de estimulación magnética uniforme en tres direcciones es decir tres campos de tratamiento y que dicho campo magnético total producido por los tres pares de bobinas de Helmholtz cubra todo el volumen de una fractura para lograr la efectividad del prototipo se realizaron tres pruebas funcionales. Los tres campos de tratamiento tienen como fin de que las tres direcciones del vector inducción magnética interactúen con todo el volumen de la fractura ya que un solo campo de tratamiento no actúa con todo el volumen de la fractura. Con un solo campo de tratamiento el vector inducción magnética solo interacciona con la superficie perpendicular a dicho vector de inducción más no en las demás superficies ya que la inducción magnética se va atenuando a medida que atraviesa el tejido óseo [31].

Con este proyecto se busca implementar en un futuro próximo: La aplicación de los PEMF en pacientes que sufren fracturas con retraso en las soldaduras, en estudios a nivel celular, en evaluación de los PEMF en la osteoporosis y osteoartritis.

LIMITACIONES

Como todo proyecto de investigación el presente proyecto presenta las siguientes limitaciones:

1. **Clínico:** El presente trabajo de tesis no realiza pruebas clínicas en humanos, dejándolo para una futura investigación.
2. **Mecánico:** El tamaño para torneear estructuras metálicas grandes requiere de un torno de mayor dimensión y con mayor gasto para el proyecto. Ya que requerimos que las bobinas sean grandes para el tratamiento de extremidades, necesitamos buscar el mayor diámetro que un torno puede torneear y si se quisiera hacer un estudio de cadera se complicaría ya que se necesitaría bobinas más grandes y un torno más grande.
3. **Administrativas:** Ya que el proyecto está subvencionado por la UNSAAC - CONCYTEC se requiere hacer informes de los hitos logrados esto implica que necesitamos un tiempo extra para presentar dichos informes y los correspondientes trámites administrativos esto puede perjudicar en el avance de la investigación.

VIABILIDAD

Para determinar la viabilidad de la investigación se tomó en cuenta tanto la viabilidad técnica como la viabilidad económica.

1. **Viabilidad técnica:** El estudio tiene como fin construir un prototipo de estimulación con campo magnético uniforme pulsado de baja frecuencia para el tratamiento de fracturas en el tejido óseo. Es viable por las siguientes razones:
 - a) Para el desarrollo del modelo matemático de las bobinas de Helmholtz, se tiene mucha información sobre la teoría electromagnética como también diferentes artículos sobre el estudio de las bobinas de Helmholtz.
 - b) Para el desarrollo de la simulación, se tiene diferentes software siendo uno de ellos el Matlab que tiene una ventaja sobre la visualización de los gráficos.

- c) Para la Construcción de las Bobinas, se tiene experiencia sobre la construcción de las bobinas, previamente a la tesis en el curso de proyecto de tesis se construyó una pequeña bobina de Helmholtz.
 - d) Para la disposición triaxial: Se tiene el software SolidWork muy utilizado para el modelado mecánico en 2D y 3D
 - e) Para implementar el circuito pulsador, también se tiene experiencia ya que se construyó un circuito electrónico pulsador.
2. **Viabilidad Económica:** Con el apoyo económico del programa Yachayninchis convenio entre la UNSAAC y el Concytec, se logró diseñar y construir los tres pares de bobinas de Helmholtz como también el fantoma de prueba. Finalmente se concluyó el trabajo de tesis lo que es viable en la parte económica.

1.4. OBJETIVOS

OBJETIVO GENERAL

Diseñar un prototipo no invasivo de estimulación con campo magnético uniforme pulsado de baja frecuencia orientado al tratamiento de fracturas en el tejido óseo para una recuperación más rápida mediante aceleración del proceso de cicatrización ósea. El dispositivo combina bobinas según la disposición de Helmholtz. Se estudiará la homogeneidad y el error de la homogeneidad del campo magnética haciendo uso de un fantoma de prueba. La verificación clínica se realizará en un estudio posterior. Con rango de frecuencia de 1 a 100 Hz e Intensidad de Inducción magnética de 1 a 20 Gauss.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Diseñar y construir 3 pares de bobinas de Helmholtz en disposición triaxial. Cada par de bobinas de Helmholtz producirá campo magnético en una dirección dada y al ser colocadas en disposición triaxial estas producirán un campo magnético uniforme en el espacio, capaz de cubrir todo el volumen de una fractura de un hueso ya que los campos de tratamiento en una sola dirección se atenúan a medida que atraviesan el tejido óseo.
2. Medir y estudiar la homogeneidad del campo magnético con un magnetómetro en la región central de las bobinas de Helmholtz, las bobinas generan campo magnético en una pequeña región de su eje simétrico y es necesario conocer esta región donde el campo magnético es homogéneo, midiendo la inducción magnética en la bobina de Helmholtz.
3. Implementar un circuito electrónico pulsador de campo magnético. La estimulación terapéutica que se requiere es de un campo magnético pulsado, para esto se requiere un circuito electrónico que genere un pulso cuya frecuencia sea variable entre 1 - 100 Hz.
4. Elaborar un fantoma que tenga las características del músculo humano, el cual en su interior tendrá un hueso fémur. Se requiere saber cómo se distribuye el campo magnético sobre el tejido óseo para cumplir con esto se requiere un fantoma removible que tenga las características del músculo.
5. Estudiar la distribución espacial de campo magnético uniforme sobre un volumen del hueso fémur, fantoma y un plastinado. Una vez realizado los demás objetivos específicos se desea estudiar el campo magnético uniforme como objetivo específico final.

Capítulo 2

FUNDAMENTOS DEL CAMPO MAGNÉTICO Y APLICACIONES EN MEDICINA

El estudio y la investigación de la aplicación de los campos magnéticos pulsados como medio de terapia clínica alternativa para la regeneración de tejido óseo requiere del conocimiento de los principios físicos del magnetismo para establecer su comportamiento y su generación. Es necesario, para este fin, conocer al tejido óseo ya que es la muestra en estudio de como se va a distribuir el campo magnético pulsado sobre éste. También es necesario revisar los conceptos del bioelectromagnetismo para conocer los estudios y las investigaciones realizadas sobre los campos magnéticos pulsados y su interacción con el tejido óseo.

LEY DE BIOT-SAVART

Es la expresión general para determinar el campo magnético o inducción magnética \vec{B} en un punto cualquiera producido por una corriente i cerrada de cualquier forma.

$$\vec{B} = \frac{i\mu_o}{4\pi} \int \frac{d\vec{l} \times \vec{r}}{r^3} \quad (2.1)$$

Donde:

μ_o : permeabilidad del vacío

$$\mu_o = 4\pi \times 10^{-7} \frac{N}{A^2}$$

\vec{r} : es el radio vector trazado desde el elemento del conductor $d\vec{l}$ hasta el punto P donde se desea calcular el campo magnético.

$d\vec{l}$: es el vector de la longitud elemental del conductor que es tangente al conductor.

r : es el modulo del radio vector \vec{r} .

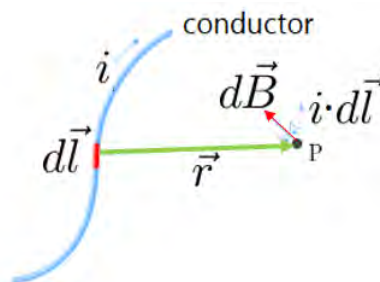


Figura 2.1: Si una corriente eléctrica atraviesa por un conductor, se genera un campo magnético alrededor de éste. Un elemento infinitesimal de corriente $i \cdot d\vec{l}$ del conductor crea en P un campo magnético infinitesimal $d\vec{B}$. Modificada de Fisicalab [33]

LÍNEAS DE FUERZA DE INDUCCIÓN MAGNÉTICA

Conocidas también como líneas de flujo o líneas de fuerza de campo magnético, son líneas imaginarias y sirven para describir cómo varía el campo magnético en una región del espacio. La tangente a una de las líneas de fuerza, proporciona la dirección del vector inducción magnética (\vec{B}).

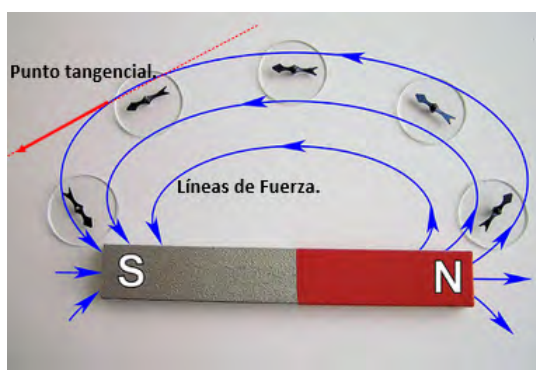


Figura 2.2: Las líneas de fuerza magnética salen del polo norte magnético y se orientan hacia el polo sur magnético, un vector tangente a esta curva es el vector inducción magnética (\vec{B}). Tomada de Brilliant [34]

CARACTERÍSTICAS DE LAS LÍNEAS DE INDUCCIÓN

1. Las líneas de fuerza de inducción magnética siempre salen del polo norte magnético e ingresan al polo sur magnético. Son líneas cerradas.
2. Las líneas de fuerza de inducción magnética nunca se cortan porque si así fuera se anularía el campo magnético en dicho punto.
3. Las líneas de fuerza de inducción magnética convergen donde la fuerza magnética es mayor y se separan donde es más débil.
4. A mayor densidad de las líneas de fuerza de inducción mayor es la intensidad del campo magnético.

TRAZO DE LAS LÍNEAS DE FUERZA DE CAMPO MAGNÉTICO

Para representar el campo de fuerza magnético usamos las líneas de fuerza. Las líneas de fuerza pueden trazarse en base a la ley de Biot – Savart. Para trazar las líneas de fuerza de un campo magnético se siguen los pasos:

1. Se selecciona un punto de partida en la línea de fuerza.
2. Se calcula B_x y B_y en ese punto mediante la ley de Biot – Savart.
3. Se avanza una corta distancia a lo largo de la línea de fuerza hacia un nuevo punto en el plano [35]. Un movimiento Δl a lo largo de la línea de fuerza implica un desplazamiento en Δx y Δy a lo largo de las direcciones x e y. como se muestra en la Figura 2.3. Como el campo es tangente a las líneas de fuerza, entonces podemos escribir:

$$\frac{dx}{\Delta l} = \frac{B_x}{B} \quad (2.2)$$

también podemos escribir:

$$\frac{dy}{dx} = \frac{B_y}{B_x} \quad (2.3)$$

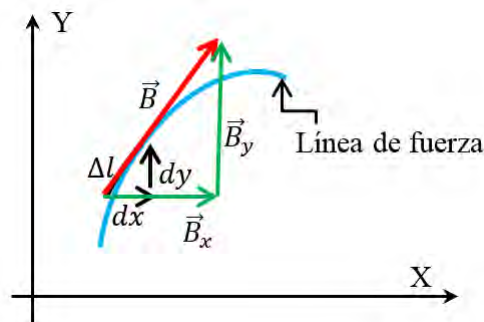


Figura 2.3: El vector inducción magnética \vec{B} es tangente a la línea de fuerza magnética

4. A partir de la ecuación anterior obtenemos la ecuación diferencial de la línea de fuerza.

La intensidad de campo magnético (\vec{H}) es una magnitud auxiliar análoga a las características del desplazamiento eléctrico (\vec{D}) del campo eléctrico, que usualmente es confundida con la inducción magnética.

La permeabilidad magnética es la capacidad que tiene una sustancia para atraer y dejar pasar a las líneas de fuerza magnética. Está dada por la relación entre la inducción magnética (\vec{B}) existente y la intensidad de campo magnético (\vec{H}) que aparece en el interior de dicho material.

CAMPO MAGNÉTICO UNIFORME

El campo magnético es uniforme u homogéneo si el vector (\vec{B}) no cambia en magnitud ni en dirección de un punto a otro, es decir, permanece constante en todos sus puntos.

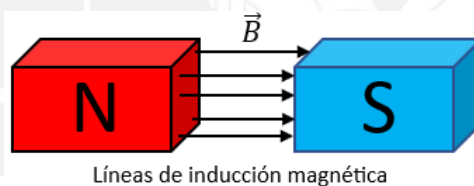


Figura 2.4: El campo magnético entre los polos de dos piezas de un imán paralelas planas es casi uniforme, excepto en los bordes.

HOMOGENEIDAD DEL CAMPO MAGNÉTICO (U)

La homogeneidad del campo magnético, U , es una medida de la variabilidad del campo magnético dentro de una región definida del espacio. Se cuentan con diferentes enfoques para cuantificar este parámetro, siendo una de las formas más comunes definir la no homogeneidad del campo magnético en términos de la variación relativa de la inducción magnética en un punto del espacio dentro del volumen de interés en relación al valor de la inducción magnética en el punto central del sistema de bobinas [36]. Esta definición considera a U como un índice que depende de la posición del punto del espacio considerado y no suministra información global acerca de la homogeneidad dentro de un volumen de interés [37].

Por lo tanto, para el análisis de U , se consideró la ecuación 2.4 [38], ya que provee un solo índice global que resume la máxima variación de la magnitud de la inducción magnética, B , dentro del volumen de interés, V , con respecto al valor promedio de la inducción, \bar{B} . Este hecho es importante en la experimentación biomagnética, ya que permite controlar las dosis y los tratamientos aplicados a las muestras que están siendo evaluadas.

$$U = 1 - \frac{B_{max} - B_{min}}{\bar{B}} \quad (2.4)$$

Donde B_{max} y B_{min} son los valores máximo y mínimo respectivamente, tomados de la inducción magnética dentro del volumen de trabajo. Así, U se mide como la desviación máxima de la inducción magnética en relación al promedio de la inducción, \bar{B} , dentro del volumen V .

2.1. BOBINA DE HELMHOLTZ

Es un dispositivo utilizado en ciencias e ingeniería para generar un campo magnético uniforme en una pequeña región, muy utilizada en los laboratorios de experimentación. Las bobinas de Helmholtz consisten en dos bobinas circulares planas, cada bobina tienen N espiras y transportan una misma cantidad de corriente eléctrica fluyendo en el mismo sentido como se puede observar en la Figura 2.5.

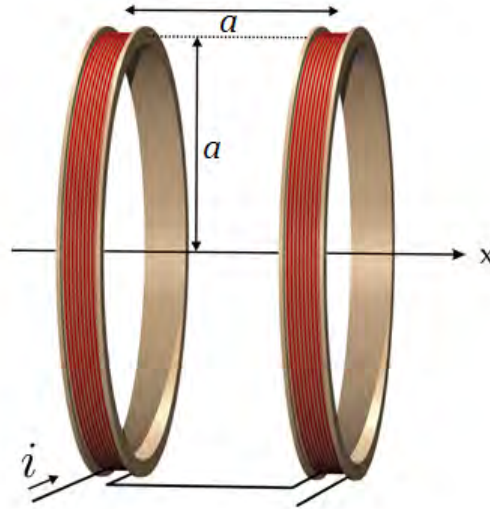


Figura 2.5: La distribución espacial del campo magnético uniforme es debido a la superposición o suma de los campos individuales producidos por cada bobina generando así un campo magnético uniforme. Tomado de Rodriguez [39, pág 24]

El módulo de la inducción magnética en el eje de simetría de la bobina de Helmholtz está dado por:

$$B = \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_0 i}{a} \quad (2.5)$$

Para mayor detalle sobre esta ecuación podemos ver el capítulo 3 donde demostramos y desarrollamos su origen a partir de la ley de Biot - Savart como parte del desarrollo físico matemático. Las bobinas de Helmholtz están dispuestas coaxialmente y paralelas entre sí de manera que sus vectores de inducción magnética son aditivos en la región entre las bobinas o zona de experimentación. La separación entre estas bobinas es igual al radio a común entre ambas bobinas como podemos ver en la Figura 2.6.

La disposición de las bobinas de Helmholtz permite realizar experimentos que requieren un campo magnético central uniforme. Decimos que el campo magnético es uniforme cuando el vector inducción magnética \vec{B} es el mismo en toda la zona de experimentación tanto en módulo, dirección y sentido. Como podemos ver en la simulación con el software Comsol en la Figura 2.7, donde se aprecia que todos los vectores inducción magnética en la zona de experimentación tienen la misma dirección, el mismo sentido y el mismo módulo. La homogeneidad del campo magnético se da cuando el vector inducción magnética es el mismo en toda la zona de experimentación.

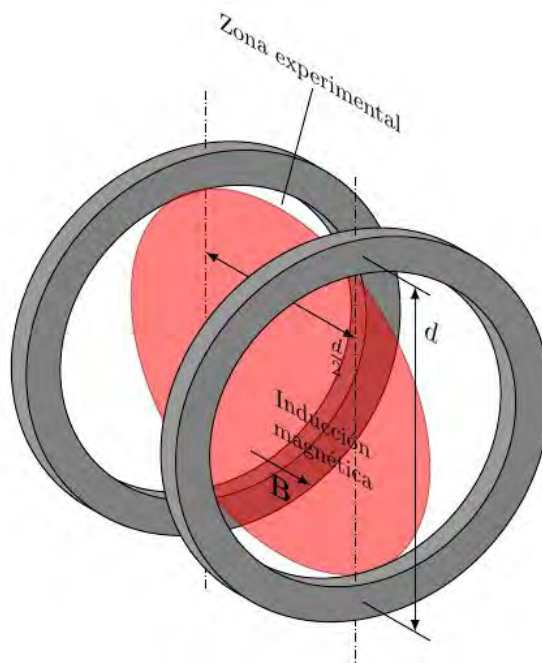


Figura 2.6: Bobina de Helmholtz cuyas bobinas están separadas a una distancia $a = \frac{d}{2}$ igual al radio de las bobinas, cada bobina está ubicada a lo largo de un eje común de simetría, una a cada lado de la zona experimental. (Figura elaborada con TikZ)

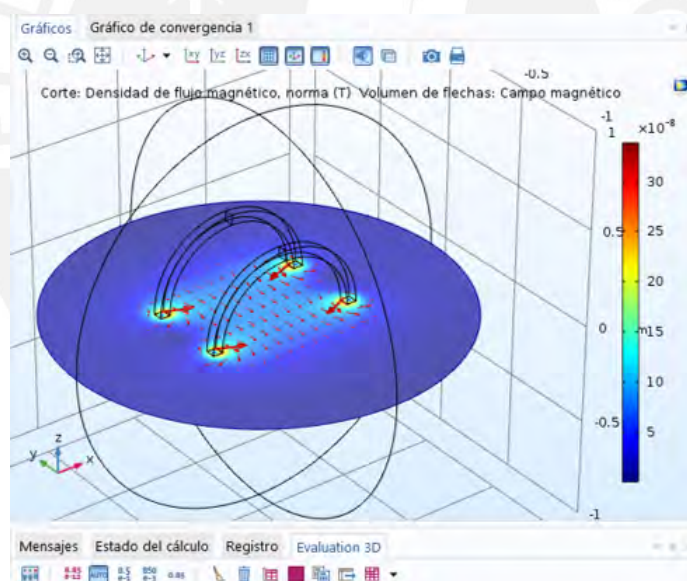
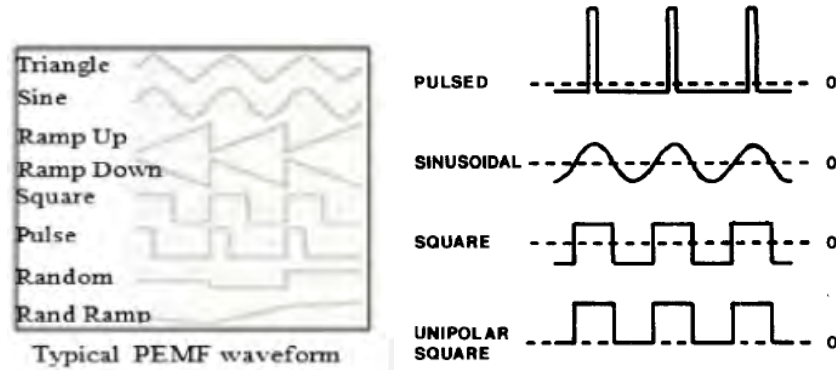


Figura 2.7: Inducción magnética uniforme en una bobina de Helmholtz. Simulación realizada con el software Comsol. Campo vectorial de inducción magnética de color rojo en la zona de experimentación.

La generación de campo magnético en las bobinas de Helmholtz puede ser estática o variable en el tiempo dependiendo de la corriente que transporta cada bobina en conjunto. Las bobinas de Helmholtz se utilizan con frecuencia para el estudio de la exposición de los campos magnéticos sobre los sistemas biológicos, tales como células, plantas y seres humanos, considerando de que el campo magnético en la región ocupada por el sistema biológico es relativamente uniforme [40]. Los PEMF utilizan un solenoide en magnetoterapia trabajan con frecuencias comprendidas entre 1-100 Hz con una intensidad de inducción magnética de 1-100 Gauss [15, pág 60]. Esto depende de la patología a tratarse.

FORMA DE ONDA DEL PEMF

Las formas de onda PEMF son producidas generalmente por un circuito electrónico que activa al circuito controlador de las bobinas de tratamiento, dando como resultado un campo magnético variable en el tiempo con la forma de onda seleccionada, que luego se usa para exponer muestras biológicas de interés generalmente colocadas en el centro del sistema de bobinas. Las formas de onda PEMF típicas se muestran en la Figura 2.8



(a) Formas de onda PEMF típica, (b) Ondas PEMF utilizadas en modo de modificada de [41] prueba[42]

Figura 2.8: Diferentes ondas PEMF, la onda unipolar cuadrada es el mejor resultado experimental sobre sistemas biológicos.

En investigaciones de diferentes autores se utilizaron variedad de formas de onda y frecuencias, sin embargo, no existen resultados que muestren que los efectos reportados son específicos a las frecuencias o a la forma de onda utilizada. Por lo tanto, existe la necesidad de experimentar con una forma de onda PEMF estándar de modo que pueda replicarse fácilmente en otros entornos de laboratorio para lograr la estandarización.

En ese sentido, un experimento comparó la forma de onda sinusoidal, cuadrada, unipolar cuadrada y pulsada para distinguir la efectividad biológica en el desarrollo de embriones de pollo durante sus 52 horas de desarrollo a campos magnéticos de 100 Hz. Los resultados del estudio experimental mostraron que solo la onda unipolar cuadrada podría demostrar un cambio efectivo en la etapa de desarrollo del embrión mientras que los campos producidos como respuesta a las otras ondas fueron aparentemente, ineficaces [42].

FRECUENCIA DE LA ONDA DEL PEMF

El bioelectromagnetismo es el estudio de la interacción entre los campos electromagnéticos no ionizantes y los sistemas biológicos. Con frecuencias extremadamente bajas ($ELF, \leq 300Hz$) del espectro electromagnético, surgen terapias experimentales para una variedad de afecciones médicas, como fracturas óseas no consolidadas, úlceras cutáneas, etc [43]. Según otra literatura, los campos electromagnéticos que ocupan la banda de frecuencia entre 3 Hz y 3 KHz se denominan frecuencia extremadamente baja (ELF) [44]. Persinger y colaboradores, desde un punto de referencia más psicofisiológico, han indicado que los campos magnéticos y eléctricos variables en el tiempo y ondas electromagnéticas de frecuencia extremadamente baja (ELF), ocupan la banda de frecuencia de 0,01 a 100Hz[45].

INTENSIDAD DE LA ONDA DEL PEMF

Desde el punto de vista de la salud y la seguridad, la Organización Mundial de la Salud (OMS) ha elaborado directrices de seguridad sobre la densidad de flujo magnético que produciría densidades de corriente potencialmente peligrosas en los tejidos [46]. A partir de los datos disponibles sobre exposición humana a campos magnéticos variables en el tiempo, en el rango de $10 - 100 \frac{mA}{m^2}$ (de campos superiores a $5 - 50mT$ a $50 - 60Hz$), se superan varios umbrales de estimulación que conducen a riesgos para la salud.

DURACIÓN DE LA ONDA DEL PEMF

Se ha observado que la duración de la exposición es un factor de control importante en experimentos con campos magnéticos para que el efecto sea significativo y que las exposiciones a largo plazo se asocien con resultados más positivos. Los tiempos de tratamiento varían de 20 minutos a 8-10 horas por día, dependiendo de la condición a tratar y los parámetros de campo utilizados [47].

OPTIMIZACIÓN DE LA VENTANA FÍSICA Y BIOLÓGICA

La ventana física constituye los parámetros de campo, como frecuencia, intensidad, duración, forma de onda y geometría de exposición, mientras que la ventana biológica incluye el modelo experimental o el tipo de célula utilizado, el estímulo, la edad y el período de estudio. La réplica de los experimentos debe tomar en cuenta estas variables principales, pero es importante considerar que se obtendrán diferentes resultados mediante diferentes combinaciones de variables físicas o biológicas [48]. La terapia de campo electromagnético pulsante (PEMF) puede ser una forma viable de medicina complementaria y alternativa. Las aplicaciones clínicas incluyen el tratamiento de fracturas, heridas y enfermedades cardíacas y las aplicaciones recientes implican el tratamiento de trastornos de dolor de cabeza recurrentes [49]. Se ha informado el uso de PEMF para el manejo de problemas resistentes al tratamiento del sistema musculoesquelético [50] y se ha demostrado su eficacia para el tratamiento de la artritis crónica de rodilla y esclerosis múltiple. Estudios previos han demostrado de manera concluyente que la optimización de la frecuencia, la intensidad y la duración podrían ayudar a lograr resultados beneficiosos constantes en la artritis experimental en ratas [51].

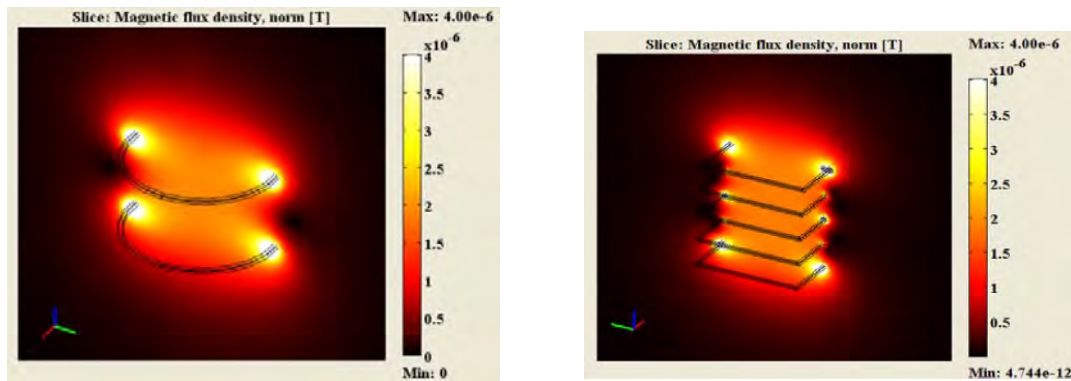
ESTÍMULO MAGNÉTICO

La terapia que usa estimulación PEMF se puede dividir en términos generales en dos bandas de frecuencia: banda de radiofrecuencia que opera en la región de MHz que usa acoplamiento capacitivo o energía inductiva sobre el tejido y el campo magnético de baja frecuencia que está en un rango de $1Hz - 10kHz$. Hay dos métodos mediante los cuales la estimulación PEMF se puede aplicar a los sistemas biológicos: acoplamiento capacitivo e inductivo. El acoplamiento capacitivo requiere la colocación de electrodos opuestos en contacto directo con la superficie de la piel que rodea el tejido de interés [56]. Por el contrario, el acoplamiento inductivo no requiere que los electrodos estén en contacto directo con la piel. Más bien, el campo magnético variable en el tiempo del PEMF induce un campo eléctrico que, a su vez, produce una corriente en el tejido de interés.

SISTEMA DE EXPOSICIÓN PEMF

Esselle y colaboradores [52] mostraron resultados que el efecto del campo eléctrico inducido en bobinas estimulantes de diferentes formas (cuadrada, circular, cuadrada doble, circulares dobles y cuadradas cuádruples) dependen del tamaño de la bobina, la forma de onda y la duración. Los principales parámetros de campo son la frecuencia, la forma de onda, la intensidad del campo y la duración de la exposición. Siendo que la entrega de campo eléctrico inducido en el sitio de estímulo es muy importante, por lo que se reconoce que la forma y el tamaño de la espiral son parámetros importantes para un estímulo eficaz. Las bobinas con formas diferentes inducen campos eléctricos con diferentes características por lo que están diseñadas para estimulación focal y un campo uniforme. Con el fin de obtener una respuesta en un sitio específico, varios autores han empleado diferentes técnicas en el diseño de la bobina para proporcionar estimulación magnética focal [53]. Un inconveniente importante de la estimulación con campos magnéticos es que no se limita a una pequeña región objetivo y, como resultado, es difícil predecir el lugar preciso del estímulo. Cuando se van a estimular áreas amplias, es necesario que el campo sea uniforme sobre el área. En tales condiciones, es deseable tener un sistema de bobinas (como el de Helmholtz y el de Ruben) que proporcione un campo magnético uniforme sobre un volumen considerable y que también sea fácilmente

accesible desde el exterior de la bobina [54]. La Figura 2.9 muestra los tipos más comunes de bobinas estimuladoras.



(a) Bobina de Helmholtz simulación con Comsol de la uniformidad de campo magnético. Tomada de Adame [55]

(b) Bobina de Ruben simulación con Comsol de la uniformidad de campo magnético. Tomada de Adame [55]

Figura 2.9: Tipos de bobinas utilizadas como PEMF.

UBICACIÓN DE LAS BOBINAS

Los detalles de la forma, la orientación y ubicación de la bobina o bobinas de aplicación también son importantes, ya que estos parámetros, junto con la amplitud del pulso y su forma, determinan la naturaleza de interacción de la onda magnética con el tejido lesionado. Si la amplitud de la inducción magnética está dirigida axialmente en alguna región de la sección transversal de un cilindro circular, el campo eléctrico inducido es [57]:

$$\vec{E} = -\left(\frac{\partial B}{\partial t}\right)\frac{r}{2}\hat{\phi} \quad (2.6)$$

2.2. ANATOMÍA Y FISIOLÓGÍA DEL HUESO

El hueso es el órgano del sistema esquelético. Por su naturaleza anisotrópica es el tercer tejido más duro, es una unidad fisiológica y está compuesto por tejido óseo. Está constituido por células vivas embutidas en una estructura sólida compuesta en gran parte por una mezcla de fibras de colágeno y cristales de hidroxiapatita. El colágeno es una proteína que se encuentra en todos los tejidos conjuntivos y la hidroxiapatita es una sal inorgánica compuesta por calcio y fosfatos. Los cristales de hidroxiapatita enlazan a las fibras de colágeno.

La hidroxiapatita del hueso hace al tejido duro y rígido, mientras que el componente orgánico proporciona al hueso su flexibilidad y elasticidad [58].

En la composición bioquímica del hueso intervienen un 35 % de sustancias orgánicas, un 45 % de sustancias inorgánicas y un 20 % de agua [59]. La proporción de sustancia orgánica es de 35 % y la inorgánica en el hueso es de 65 %. La parte orgánica del hueso es aproximadamente de 95 % de colágeno, el componente orgánico a menudo se llama osteoide y este consiste en proteínas y carbohidratos. El colágeno óseo es un polímero que se diferencia de otros colágenos del tejido corporal por una extensa red de enlaces cruzados intermoleculares. Por lo que el hueso es considerado como un polímero bifásico lleno de minerales. Las características macroscópicas y microscópicas del hueso se pueden ver en la Figura 2.10.

Los huesos proporcionan rigidez al organismo y son un conjunto de palancas, mientras que los músculos esqueléticos son los que proporcionan el movimiento a los huesos. Ambos funcionan como sistemas de protección para los órganos como los pulmones, el corazón, el cerebro, etc. El hueso sirve de reservorio para los minerales esenciales para el cuerpo particularmente el calcio [58].

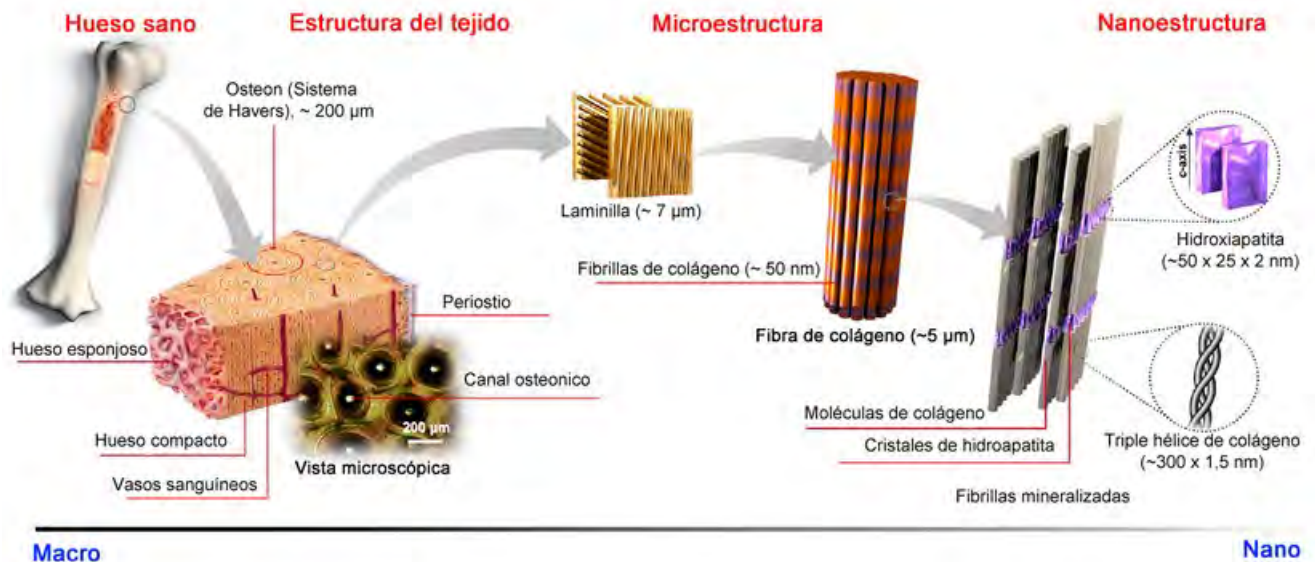


Figura 2.10: Macroestructura y nanoestructura del tejido óseo. Tomado de Sadat [60]

CÉLULAS DEL HUESO

El hueso se compone de cinco tipos de células: células osteoprogenitoras, osteoblastos, osteocitos, células de revestimiento óseo y osteoclastos. Las cuatro primeras son una forma diferenciada del mismo tipo de célula básica, el osteoclasto se origina de una célula diferente y actúa en la resorción ósea.

Células osteoprogenitoras: se encuentran en las superficies externa e interna de los huesos. Son células sensibles a los estímulos moleculares que las transforman en células formadoras de tejido óseo. Las células osteoprogenitoras derivan de la médula ósea. La célula osteoprogenitora es una célula en reposo que puede transformarse en un osteoblasto y secretar matriz ósea. Estudios clínicos demuestran que la estimulación con pulsos electromagnéticos han sido benéficos en la curación de fracturas óseas debido al aumento en la regeneración del tejido óseo, este efecto está relacionado con las células osteoprogenitoras [63].

Células osteoblastos: éstas carecen de membrana son muy alargadas, se llaman células de revestimiento del hueso. La función de estas células es de formar el hueso. Los osteoblastos responden a estímulos mecánicos para mediar los cambios en el crecimiento óseo y el remodelado de los huesos, los osteoblastos intervienen en la calcificación de la matriz.

Células osteocitos: los osteoblastos se convierten en osteocitos. El osteocito es una célula ósea madura y está rodeada por la matriz ósea que secretó previamente como osteoblasto, los osteocitos responden a las fuerzas mecánicas aplicadas al hueso, es decir, intervienen en el proceso de mecanotransducción.

Células osteogénicas: éstas tienen la capacidad de proliferar y diferenciarse en osteoblastos. Son muy activas durante la fase de crecimiento de los huesos y también durante la reparación de las lesiones óseas.

Células osteoclastos: la función principal de estas células es la resorción ósea y se ubican en la superficie ósea. Son células de gran tamaño, su diámetro es aproximadamente de $150\mu\text{m}$. Los osteoclastos resorben el tejido óseo mediante la liberación de protones e hidrolasas lisosómicas hacia el microambiente restringido del espacio extracelular [63].

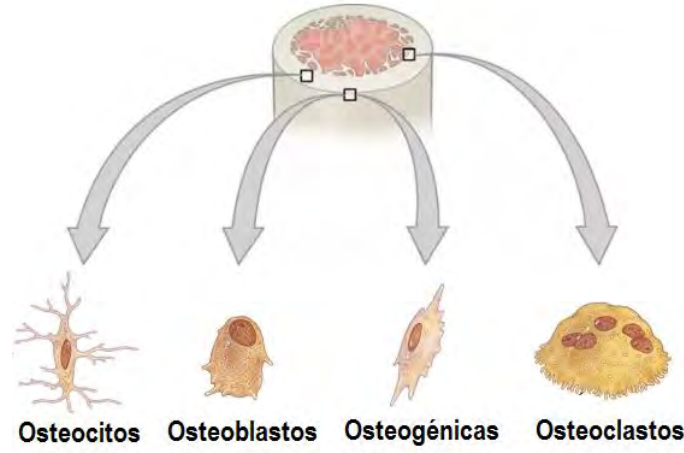


Figura 2.11: Tipos de células óseas y su ubicación en el tejido óseo. Modificado de Oregon University [61]

RAZÓN DE CAMBIO DE LA MASA ÓSEA

La formulación matemática del cambio en la masa ósea en una determinada superficie trabecular con ubicación x en el tiempo t se determina por:

$$\frac{dm_{Tot}(x, t)}{dt} = \frac{dm_{Bl}(x, t)}{dt} - \frac{dm_{Cl}(x, t)}{dt} \quad (2.7)$$

La formación del hueso debido a los osteoblastos está dada por: $\frac{dm_{Bl}(x, t)}{dt}$. La resorción del hueso debido a los osteoclastos está dada por: $\frac{dm_{Cl}(x, t)}{dt}$.

La actividad de los osteoblastos en la superficie trabecular está controlada por los estímulos de la formación ósea de los osteocitos. Para un estímulo total P ($\frac{mol}{mm^2 dia}$) que excede un cierto valor umbral, k_{tr} ($\frac{mol}{mm^2 dia}$) la tasa de formación del tejido osteoblástico se convierte:

$$\frac{dm_{Bl}(x, t)}{dt} = \tau [P(x, t) - k_{tr}] \quad (2.8)$$

donde τ ($\frac{mm^5}{mol}$) es un factor de proporcionalidad que regula la tasa de formación relativa al estímulo de formación. La formación del estímulo P en la superficie trabecular en la ubicación x depende de su mecanosensibilidad μ_i , su distancia d a la superficie de ubicación x y de la señal R (tasa SED) de cada osteocito a una ubicación x_i tendremos:

$$P(x, t) = \sum_{i=1}^n f(x, x_i) \mu_i R(x, t) \quad (2.9)$$

$$f(x, x_i) = e^{-\frac{d(x, x_i)}{D}} \quad (2.10)$$

donde $f(x, x_i)$ es una función exponencial que describe la intensidad de la señal relativa a la distancia d y un parámetro de disminución D .

La resorción total del osteoclasto se describe por:

$$\frac{dm_{Cl}(x, t)}{dt} = r_{cl} \quad (2.11)$$

donde r_{cl} ($\frac{mm^3}{dia}$) representa una función estocástica que describe las porciones de tejido que se retiran al azar de la superficie. El hueso es una estructura dinámica ya que recibe su nutrición a través de un extenso sistema vascular y los osteocitos que no reciben estos nutrientes mueren rápidamente modificando el plano arquitectónico.

El hueso sufre cambios sustanciales en la estructura, forma y composición de acuerdo con el entorno mecánico y fisiológico [64].

PROPIEDADES FÍSICAS DEL HUESO

El hueso posee propiedades físicas del tipo mecánico, eléctrico y electromecánico. Estas propiedades son características del hueso y se modifican bajo la acción de estímulos externos y los cambios en su metabolismo debido a los iones de calcio y fósforo; pero todavía no se ha estudiado por completo. Las propiedades mecánicas del hueso está determinadas por su densidad, su arquitectura y sus propiedades intrínsecas. Bioeléctricamente se acepta que la remodelación ósea depende de los voltajes inducidos por la carga que soporta el hueso.



Figura 2.12: Respuesta al estímulo de las células óseas. Modificado de Biophysical Bone Behavior [64]

REPARACIÓN ÓSEA

El hueso se auto repara después de una lesión por un proceso de curación directa o indirecta. La curación directa se realiza quirúrgicamente con placas de compresión y se restringe por completo el movimiento entre los fragmentos fracturados. La curación indirecta se produce en las fracturas que son tratadas con fijación ósea no rígida o semirrígida, es decir, el tratamiento con escayolas, aparatos ortopédicos de fractura, fijación externa, enclavado intramedular o aplicación de placas de metal [63]. Para la consolidación de los huesos o reparación ósea directa tenemos primero una etapa denominada proliferación ósea que tiene un intervalo de duración desde el momento de la lesión hasta aproximadamente dos a tres semanas. El hueso comienza a sangrar debido a la fractura que ha sufrido y se forma la fibrina debido a la combinación de la sangre con el oxígeno.

Después de la producción de fibrina se inicia el proceso de alcalosis, durante este proceso la sangre se vuelve alcalina y como consecuencia el paciente experimenta dolor, calambres y edema. La alcalosis es un proceso importante ya que favorece al proceso de coagulación de la sangre, en la proliferación ocurre la vasoconstricción, es decir, los vasos sanguíneos se hacen más pequeños. Se contraen los vasos que se encuentran cercanos a la fractura con la finalidad de evitar que el hueso se contamine con algún agente infeccioso. También ocurre la vasodilatación con la finalidad de que al foco de la fractura lleguen más rápido los tres factores que permiten la consolidación del hueso estos son: los macrófagos que eliminan las células muertas y el tejido muerto y preparan la llegada de los leucocitos y los linfocitos que son los encargados de proteger la región de la fractura de infecciones y aumentar las defensas. Luego de esta etapa de proliferación desaparece el coágulo de sangre y se forma sobre la fractura el callo blando con la finalidad de que no se contamine, en este proceso se presentan

los osteoblastos y los osteoclastos, los cuales son los constructores del nuevo hueso que se va a formar sobre la fractura. Después tenemos la etapa del callo duro, en este proceso se sintetizan todos los minerales, principalmente el calcio para osificar el callo. Finalmente tenemos la etapa de remodelación donde el hueso termina de remodelarse y consolidarse. En la Figura 2.13 podemos ver las etapas de consolidación del tejido óseo.



Figura 2.13: Etapas de la reparación ósea [151]

2.3. BIOELECTROMAGNETISMO

La comunidad científica internacional ha adoptado el término bioelectromagnetismo como la ciencia que estudia el fenómeno consistente en la producción de campos magnéticos o eléctricos producidos por los seres vivos y la forma en que los organismos vivos interactúan con los campos electromagnéticos (EM).

El bioelectromagnetismo es una ciencia multidisciplinaria donde biólogos, médicos, veterinarios, químicos, farmacéuticos, matemáticos, físicos, ingenieros, etc., aportan sus conocimientos. De acuerdo a la comunidad europea de bioelectromagnetismo es una ciencia [2] que comprende:

1. Efectos biológicos y posibles efectos perjudiciales para la salud de los campos electromagnéticos.
2. Mecanismos de interacción de los campos electromagnéticos.
3. Uso biomédico de los campos electromagnéticos.

Para explorar estas áreas, se emprenden varios enfoques:

1. Estudios teóricos.
2. Mediciones de campo magnético para dosimetría y evaluación de exposición.
3. Experimentos in vivo e in vitro.
4. Estudios de laboratorio en seres humanos.
5. Estudios epidemiológicos.

Podemos ver en la Figura 2.14 algunas de las áreas que están estrechamente relacionadas con el bioelectromagnetismo.

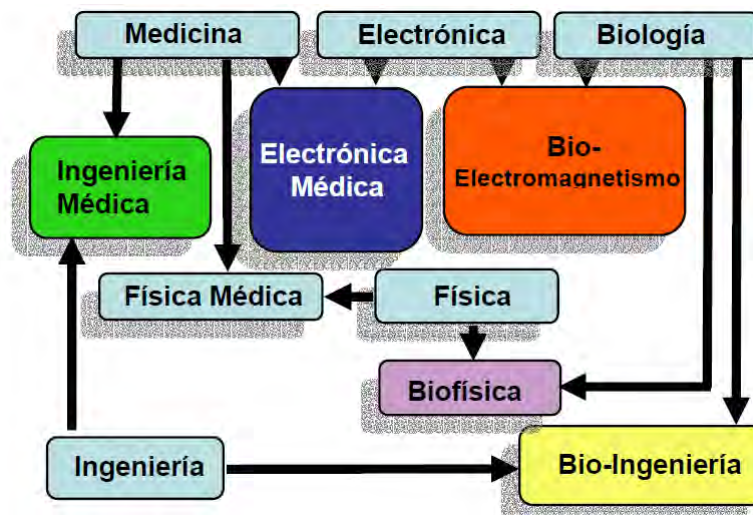


Figura 2.14: Diferentes áreas multidisciplinares relacionadas con el Bioelectromagnetismo. Tomada de la tesis de Guanuchi [149]

2.4. MAGNETOTERAPIA, TECNOLOGÍAS Y APLICACIONES CLÍNICAS

Es una disciplina que utiliza campos magnéticos artificiales con fines terapéuticos. Los campos magnéticos utilizados son pulsos con frecuencias comprendidos en los rangos de 0 - 100 Hz cuya inducción magnética es inferior a los 100 Gauss, cada tratamiento con campos magnéticos sobre una zona del cuerpo humano aquejada de una patología está protocolizado[2]. La terapia con PEMF en el tejido óseo mejora la arquitectura ósea esponjosa y las propiedades mecánicas. La exposición del PEMF durante 12 semanas mejoró significativamente la microarquitectura ósea tanto esponjosa como cortical en ratones [22]. El primer dispositivo PEMF aprobado por la FDA fue para el tratamiento de fracturas tardías, se utilizó en gran medida en los Estados Unidos. En un estudio de pseudoartrosis de fracturas se observó que los pacientes que usaron el dispositivo menos de un promedio de tres horas al día tuvieron una tasa de éxito del 35,7%, mientras que aquellos que usaron el dispositivo más de tres horas diarias tuvieron una tasa de éxito del 80 % [65]. Este hecho es aún más importante a la luz del hecho de que la terapia convencional no pudo curar estas fracturas durante meses. El desarrollo de la terapia con PEMF tiene una gran cantidad de estudios científicos y clínicos que afirman que el PEMF ayuda en la unificación ósea, la reducción del dolor, edema e inflamación, el aumento de circulación de sangre y estimula los sistemas inmunitarios y endocrinos [14].

Los efectos de los campos electromagnéticos en los seres vivos son complejos. Los organismos están compuestos de células, que poseen una membrana cargada eléctricamente y regulan la concentración de iones Ca^{2+} o Na^{+} , que utilizan como potentes mediadores de señal eléctrica. Por lo tanto, es probable que la mayoría de los efectos de los PEMF en las células ocurran o se activen a nivel de la membrana. Existe abundante evidencia que sugiere que los PEMF pueden actuar sobre la concentración de Ca^{2+} , las principales evidencias de estas son las de Zhang y de Tong [24] y [66]. Se realizó un cultivo celular para monitorear el movimiento de los iones de calcio con un microscopio de fluorescencia, se recogieron emisiones fluorescentes de 520 nm de longitud de onda y se registró un aumento de 10 veces la intensidad de fluorescencia cuando las células fueron expuestas a 0.8 mT y a una frecuencia de 50 Hz [24]. La calcitonina interviene en la regulación del metabolismo del calcio y del fósforo, los osteoclastos son células que intervienen en la reparación del tejido óseo y la calcitonina actúa directamente sobre los osteoclastos interfiriendo con los mecanismos de transporte a través de la membrana del fosfato y del calcio.

La mayoría de las investigaciones biomédicas y de ciencias de la vida se han centrado en

los efectos biológicos de los PEMF de diferentes formas de onda, frecuencia e intensidad en diferentes tejidos y en diferentes situaciones clínicas. El hueso ha sido reconocido durante mucho tiempo como un objetivo adecuado para el tratamiento de los PEMF. Las fracturas óseas son una de las lesiones más frecuentes del sistema músculo esquelético, y su curación es un proceso fisiológico muy complejo que se ha estudiado ampliamente. Datos de in vivo, in vitro y estudios clínicos, han demostrado que los campos electromagnéticos pulsados (PEMF) son muy influyentes en el proceso de reparación de fracturas. Se hizo un estudio en el que se seleccionaron 10 pacientes con fracturas estables pero con retraso en la consolidación, o que directamente no habían consolidado, y se dividieron en dos grupos de 5 pacientes cada uno: grupo experimental (el cual se sometió a magnetoterapia 20 Hz, a un 50 % de la intensidad, durante un tiempo de 20 minutos/día, 3 meses) y un grupo control (al cual se le puso calor local durante 20 minutos y se le pautaron ejercicios isométricos que realizaron durante 10 minutos). Los resultados sugieren mejores resultados en el grupo experimental que en el grupo control, por lo que la magnetoterapia estaría indicada en este caso [67]. Si bien los mecanismos subyacentes que actúan para inhibir o hacer avanzar los procesos fisiológicos aún no se han definido de manera concluyente, se han desarrollado varios dispositivos de punto de uso no invasivos para el tratamiento clínico de las fracturas [29].

Los PEMF también tienen una larga historia clínica como una ayuda para reducir la pérdida ósea en la osteoporosis como se puede ver en el trabajo de Tabrah que estudió el efecto de un campo electromagnético pulsante (PEMF) de 72 Hz sobre la densidad ósea del hueso radio de 20 mujeres [68].

En diferentes patologías se aplican los campos magnéticos ya sean estos estáticos o variables en el tiempo, dentro de estas patologías tenemos:

1. Reparación de fracturas óseas.
2. Enfermedades pulmonares.
3. Problemas gastrointestinales.
4. Hipertensión y cardiopatías.
5. Enfermedades vasculares periféricas.
6. Enfermedades neurológicas.
7. Dermatología.

MECANISMOS DE RESPUESTA SOBRE LOS EFECTOS TERAPÉUTICOS DE LOS PEMF

Se ha demostrado que las células y los tejidos son afectados por el campo magnético ELF. Sin embargo, no todas las exposiciones a ELF conducen a un altercado al nivel celular. Algunos efectos solo se notan en frecuencias discretas y amplitud del campo magnético otros dependen de la fuerza, orientación y duración del campo expuesto.

Una muestra biológica reacciona a la estimulación externa a través de una serie compleja de reacciones específicas y respuestas no específicas. La respuesta específica está determinada por la naturaleza física de la estimulación, mientras que la respuesta no específica depende de las características intrínsecas del organismo [69]. Las señales eléctricas forman la base del transporte de información en el sistema nervioso estas señales que son pequeñas corrientes eléctricas fluyen alrededor y dentro de las células y son de importancia crítica para su funcionamiento normal por lo que pueden acelerar la función celular normal, como la endocitosis.¹ El PEMF perturba estas corrientes y cargas e influye positivamente en el proceso de funcionamiento celular [70]. Se ha sugerido que los PEMF, al alterar o aumentar los campos eléctricos endógenos preexistentes, pueden desencadenar respuestas celulares específicas

¹Término general para los distintos tipos de transporte activo que introducen partículas en una célula encerrándolas en vesículas de membrana plasmática.

y medibles, como la síntesis del ADN ²[71]. Las propiedades físicas fundamentales del PEMF y el mecanismo a través del cual estos campos interactúan con el cuerpo humano están en el nivel microscópico. La evidencia sugiere que la membrana celular juega un papel importante en la transducción de las señales ELF [72]. De la literatura disponible se pueden sugerir los siguientes eventos lógicos: la señal PEMF induce una señal eléctrica alterna para dirigir una serie de pulsos magnéticos a través de tejidos y células lesionadas donde cada pulso magnético induce una pequeña señal eléctrica que se inicia como una cascada de reacciones bioquímicas que en última instancia, juega un papel en el proceso de cicatrización de heridas.

RESPUESTA BIOLÓGICA DE LOS PEMF

Una de las observaciones importantes que se ha extraído es que existen en la naturaleza fenómenos electromagnéticos cuyas propiedades variables en el tiempo se superponen con las frecuencias electromagnéticas fundamentales generadas por los organismos vivos. Dado que las frecuencias e intensidades de los campos electromagnéticos ELF están dentro del rango de los campos generados por los organismos vivos, pueden ser estímulos biológicos importantes. La frecuencia del campo aplicado sería teóricamente importante para comprender el efecto, ya que en las regiones ELF más bajas (por debajo de 20 Hz), probablemente haya un cambio en la naturaleza del dominio del componente electromagnético al magnético [73]. Se ha demostrado que en esta banda están incluidos la mayoría de las correlaciones del comportamiento bioeléctrico. Si el campo ELF aplicado influye en la estructura biológica con biofrecuencias similares, entonces diferentes frecuencias aplicadas influirían en diferentes estructuras [45]. El lugar y los mecanismos biofísicos de detección de EMF no se conocen en humanos, pero en animales, los experimentos han mostrado la presencia de un detector sensorial. Se ha demostrado que las aves migratorias poseen agujas de brújula magnéticas en miniatura hechas de magnetita que se utilizan en la migración de norte a sur y hacia atrás [74]. En humanos, evidencia y análisis sugieren que este mecanismo ocurre en el sistema nervioso [75]. Una de las hipótesis en el mecanismo de detección es que la permeabilidad iónica de las proteínas de los canales de membrana puede aumentar durante la aplicación del CEM, lo que da como resultado la iniciación de segundos mensajeros que finalmente conducen a efectos biológicos [76]. La respuesta de los sistemas biológicos a los campos electromagnéticos potencialmente efectivos depende de su estado de equilibrio fisiológico [77]. Los animales supuestamente infectados constituyen sistemas en un estado de transición y, por lo tanto, pueden responder a la exposición a los CEM, mientras que los animales sanos actuarían como sistemas relativamente estables, exhibiendo menos o ninguna sensibilidad a los mismos parámetros de campo [78]. Esto se evidencia en estudios sobre la artritis inducida por adyuvante en ratas [79], donde se observa que los animales artríticos expuestos a PEMF tienen niveles reducidos de marcadores inflamatorios y un estado antioxidante mejorado, mientras que las ratas normales expuestas a los mismos parámetros de campo no han mostrado ningún cambio en los parámetros estudiados. La misma observación también ha sido reportada anteriormente por Eraslan y colaboradores [80].

SEÑALIZACIÓN DE CALCIO POR PEMF

La interacción entre la membrana celular y el PEMF modula eventos críticos en los mecanismos de transducción de las señales como la afluencia y movilización del calcio Ca^{+2} , redistribución del receptor de superficie y la actividad de la proteína quinasa C. Se examinaron los efectos de dos campos electromagnéticos pulsados utilizados clínicamente en cultivos de la línea de células óseas de ratón similar a osteoblastos MMB-1. Ambos campos redujeron significativamente la producción celular de AMPc (Adenosín monofosfato cíclico) en respuesta a la hormona paratiroidea y al factor activador de los osteoclastos. Los campos bloquearon los efectos inhibitorios de la hormona sobre la síntesis de colágeno por parte de las células MMB-1. No se observaron diferencias significativas entre los efectos de los dos campos, uno

²Denominado también proceso de Transcripción este consiste en hacer una copia complementaria de un trozo de ADN.

generando trenes de pulsos continuos (72 Hz) y el otro generando ráfagas recurrentes (15 Hz) de pulsos más cortos. Estos efectos de campo están mediados principalmente en la membrana plasmática de los osteoblastos [81].

Se propone que los procesos de señalización del calcio Ca^{+2} mediados por la membrana están involucrados en la mediación de los efectos de campo magnético en el sistema inmunitario [82]. Los campos electromagnéticos alteran el flujo de iones de calcio y, por lo tanto, influyen en los eventos celulares posteriores en la cascada de transducción de señales, como la activación de genes. La entrada de calcio aumentó durante la transducción de señales activada por mitógeno en linfocitos T expuestos a un campo magnético de 22 mT, 60 Hz ($E_{inducida} = 1,7mV/cm$, $37^{\circ}C$, 60 min). Para distinguir entre la dependencia de un campo eléctrico o magnético, se empleó una placa de cultivo celular anular multianillo especial basada en la Ley de inducción de Faraday. Los estudios muestran una dependencia de la fuerza del campo eléctrico inducido a una densidad de flujo magnético constante. Además, la exposición a un campo eléctrico puro de 60 Hz o a un campo eléctrico inducido magnéticamente de fuerza idéntica dio como resultado cambios similares en el transporte de calcio [83]. Se expusieron células linfoides B humanas durante 72 horas a un campo magnético sinusoidal de 50 Hz a una inducción magnética 2 mT, la exposición al campo resultó en una reorganización de los componentes del citoesqueleto. La microscopía electrónica de barrido (SEM) reveló una pérdida de microvellosidades en las células expuestas. Este cambio en la morfología de la membrana plasmática estuvo acompañado por una distribución diferente de actina. Nuestras observaciones confirman la hipótesis de que los campos eléctricos y magnéticos pueden modificar la estructura de la membrana plasmática [84]. Selvam y su colaboradores demostraron que, en la artritis inducida por adyuvante en ratas, el PEMF de baja frecuencia de 5 Hz y baja intensidad $4\mu T$ aplicado durante 90 minutos por día durante 52 días ejerce su efecto antiinflamatorio a través de la restauración de la actividad ATPasa de calcio de la membrana plasmática de los linfocitos [79].

PROLIFERACIÓN Y DIFERENCIACIÓN DE OSTEÓBLASTOS

El EMF débil y pulsante tiene la capacidad de estimular la curación ósea. La síntesis de ADN en células V79 de hámster chino mejoró significativamente cuando se expusieron a campos electromagnéticos pulsantes débiles generados por combinaciones específicas de ancho de pulso (25 microsegundos), frecuencia (10, 100 Hz) e intensidad magnética (2×10^{-5} , $8 \times 10^{-5} T$). Por el contrario, la síntesis de ADN de las células en los campos a $4 \times 10^{-4} T$ se reprimió al 80 % de los controles no expuestos a los campos [85]. Se muestra consistentemente que la estimulación electromagnética promueve la osteogénesis y esto se encuentra principalmente como resultado de los efectos de los campos electromagnéticos en los osteoblastos. Los fibroblastos humanos han mostrado una síntesis de ADN mejorada cuando se exponen a campos magnéticos que varían sinusoidalmente para una amplia gama de frecuencias (15 Hz a 4 kHz) y amplitudes ($2,3 \times 10^{-6}$ a $5,6 \times 10^{-4} T$). Este efecto, que es máximo durante la mitad de la fase S del ciclo celular, parece ser independiente de la derivada temporal del campo magnético, lo que sugiere un mecanismo subyacente distinto de la ley de Faraday [86]. Se informa que la estimulación PEMF mejora la diferenciación de osteoblastos y aumenta la formación de hueso [87]. así como diferentes vías de transducción a través de las cuales el PEMF afecta la proliferación de osteoblastos. Un estudio reciente informa que el PEMF induce la proliferación de osteoblastos parcialmente a través de las vías de la proteína quinasa A, la proteína quinasa C o la proteína quinasa G [88]. Si examinamos los efectos del PEMF en la osteogénesis in vitro mediante la formación de nódulos óseos y en la expresión de ARNm de las proteínas morfogenéticas óseas 2 y 4 mediante la reacción en cadena de la polimerasa con transcriptasa inversa (RT-PCR) en osteoblastos de bóveda craneal de rata cultivados. La exposición a PEMF indujo un aumento significativo tanto en el número (39 % sobre los controles no expuestos) como en el tamaño (70 % más grande en comparación con los controles no expuestos) de los nódulos de tipo óseo formados. El PEMF también indujo un aumento en los niveles de ARNm de BMP-2 y BMP-4 en comparación con los controles. Este efecto estaba directamente relacionado con la duración de la exposición PEMF mostrando que al aplicarse clínicamente tiene un efecto osteogénico

reproducibile in vitro y simultáneamente induce la transcripción de ARNm de BMP-2 y BMP-4, esto apoya el concepto de que los dos efectos están relacionados. Los efectos estimulantes del PEMF sobre la proliferación y diferenciación de los osteoblastos también están mediados por el aumento de la síntesis de óxido nítrico (NO) [89]. El efecto clínicamente beneficioso de los campos electromagnéticos pulsados de baja frecuencia (ELF-PEMF) en la cicatrización ósea se ha descrito a través de osteoblastos estimulados con campos electromagnéticos pulsados, como lo demuestra el aumento de la proliferación de células endoteliales de la vena umbilical humana (HUVEC) [90].

EFFECTOS SOBRE LOS OSTEOCLASTOS

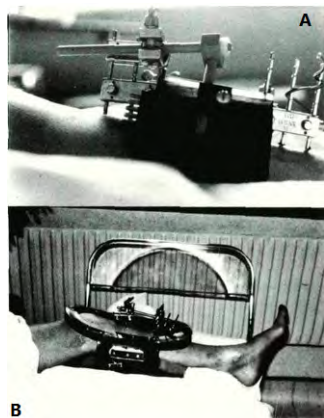
Los PEMF podrían mejorar la actividad de los osteoblastos pero provoca una reducción significativa en la formación de osteoclastos [91]. El tratamiento con PEMF podría cambiar el equilibrio hacia la osteogénesis. Chang y colaboradores [50] han descubierto que la formación de osteoclastos se reduce significativamente en las células de la médula ósea de ratas ovariectomizadas tratadas con PEMF en comparación con las células aisladas de ratas operadas. Los campos electromagnéticos pulsados (PEMFs) aplicados para la integración de autoinjertos osteocondrales en ovejas limitan la reabsorción ósea en el hueso subcondral; además, la reducción del perfil de citocinas en el líquido sinovial siendo un entorno articular más favorable para el injerto [92].

EFFECTOS GENOTÓXICOS

Se ha demostrado que los campos electromagnéticos no producen efectos genotóxicos. No se observaron diferencias estadísticamente significativas, de los efectos de los campos electromagnéticos sinusoidales, entre las células tratadas y las de control con respecto a la frecuencia de intercambio de cromátidas hermanas (SCE) en la progresión del ciclo celular o la rotura de cromosomas [93]. Las exposiciones a EMF no aumentan los niveles espontáneos de citocinas ni inducen un estado activo en las células mononucleares normales de sangre periférica, los resultados indican que los campos electromagnéticos pulsados aplicados continuamente durante un máximo de 24 horas a las células estimuladas con fitohemaglutinina mejoran sus respuestas biológicas [94]. La exposición de cultivos de linfocitos humanos con un campo electromagnético pulsante de 50Hz y $1,05\text{mT}$ durante varias horas (24, 48 y 72 h) dio como resultado una supresión estadísticamente significativa de la actividad mitótica y una mayor incidencia de aberraciones cromosómicas [95]. Varios investigadores han utilizado linfocitos humanos para investigar el efecto biológico de los campos electromagnéticos (CEM) ya que estos modulan la respuesta de los linfocitos a la estimulación con lectina. El tamaño y la dirección del efecto dependen tanto de la fisiología de los linfocitos como de los parámetros físicos que caracterizan a los campos electromagnéticos [96]. Las razones de estas discrepancias podrían deberse al tipo de campo utilizado y la duración de la exposición. Por lo tanto, se debe hacer un esfuerzo internacional para estandarizar estrictamente el sistema de exposición utilizado.

DISPOSITIVOS PEMF PARA APLICACIONES CLÍNICAS

En la práctica clínica, las aplicaciones de los PEMF ofrecen terapias no invasivas más económicas y eficaces para problemas médicos. Los PEMF han sido utilizados como una opción de tratamiento adyuvante para estimular la curación normal de la fractura, uniones retrasadas y no uniones. El tratamiento del dolor postoperatorio y los dolores crónicos también son aplicaciones de dispositivos PEMF y su aplicación en lesiones traumáticas permite que el tejido se repare más rápidamente. La gran cantidad de dispositivos PEMF disponibles en el mercado hacen más difícil hacer una comparación entre ellos y, por lo tanto, hacen más difícil categorizar sus resultado tanto en entornos personalizados como de laboratorio. Algunas de las diversas aplicaciones de los dispositivos PEMF se muestran en la Figura 2.15.



(a) Aplicación clínica de la estimulación electromagnética en pseudoartrosis y fracturas recientes, combinación de estimulación electromagnética y fijación externa. [97]



(b) Ossatec Orthopulse II estimulador de crecimiento óseo portátil para todo tipo de fractura [98]



(c) PULSATRON dispositivo PEMF de tratamiento de cuerpo entero, las características y beneficios de la terapia PMF que se encuentran en todo el mundo se han empaquetado en un solo dispositivo. [99]



(d) Terapia PEMF utilizado con éxito en el tratamiento del dolor y el edema posquirúrgicos, el tratamiento de heridas crónicas y para facilitar la vasodilatación y la angiogénesis.. [100]

Figura 2.15: Dispositivos PEMF in vivo para aplicaciones clínicas.

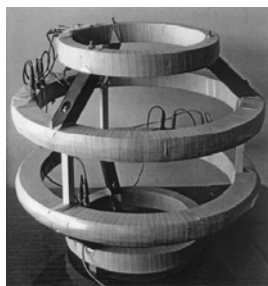
DISPOSITIVOS PEMF PARA APLICACIONES IN VITRO

Aún son bastante escasos los estudios in vitro (estudios de células y tejidos aislados). En el estudio del cáncer se estudiaron in vitro las interacciones entre la hormona melatonina y los campos electromagnéticos pulsados de 2Hz y $0,3\text{mT}$ sobre la proliferación e invasión de células de cáncer de mama humano, estos estudios generales sugieren que los PEMF a 2Hz y $0,3\text{mT}$ no influye en la metástasis del cáncer demostrando que no tienen influencia en las células cancerosas como lo han hecho los campos de línea eléctrica de 60Hz [101]. Existe aún una necesidad de tener mayores estudios in vitro con la finalidad de determinar los mecanismos de la cicatrización de las heridas debido a los PEMF. Los mecanismos subyacentes aún no están claros en el tratamiento de fracturas y los resultados clínicos del tratamiento PEMF se contrastan con los informes sobre experimentos in vitro.

Se sabe que estas células osteoblásticas son sensibles a los cambios en temperatura, clima y estimulación mecánica, especialmente vibraciones como ultrasonido. Los estudios son propuestos por diferentes grupos que evaluarán el efecto potencial de la señal PEMF en la diferenciación y proliferación de estas líneas celulares. En consecuencia, una configuración de PEMF para exponer una gran cantidad de muestras en condiciones controladas es el de la Figura 2.16.a. Otro dispositivo que tiene características de maximizar la región de uniformidad de campo magnético en comparación con otros sistemas de exposición a campos magnéticos más utiliza-



(a) PEMF para exponer una gran cantidad de muestras en condiciones controladas, sistema de exposición PEMF doble ciego. La configuración proporciona un campo magnético uniforme de hasta $2mT$ en un rango de frecuencia de CC a $20kHz$. [102]



(b) sistema de exposición de campo magnético (tetrabobina) para experimentos in vitro e in vivo, compuesto por dos pares de bobinas circulares que satisfacen una restricción esférica, se puede maximizar la región de uniformidad del campo magnético [103]



(c) bobina Helmholtz de un solo eje con porta muestras en el centro de trabajo y con alta homogeneidad de campo magnético. [104]

Figura 2.16: Dispositivos PEMF in vitro para estudios biológicos.

dos, presenta una óptima uniformidad de campo y accesibilidad para experimentos biológicos como se observa en la Figura 2.16.b presentada por el autor G. Gottardi y colaboradores. El sistema de bobina Helmholtz modelo 6402 para estudios biológicos tiene bobinas gemelas de 0,6 metros de diámetro. Las dos bobinas producen un campo magnético que es esencialmente homogéneo en todo el volumen entre la cara de las bobinas y un tercio del diámetro de estas bobinas y un pedestal giratorio para las muestras de altura ajustable como puede verse en la Figura 2.16.c. Es evidente que in vitro los sistemas PEMF están diseñados para satisfacer la necesidad de experimentos particulares y, por lo tanto, están estrictamente contruidos para adaptarse a estas necesidades. Un ejemplo de sistema PEMF diseñado para una necesidad específica se muestra en la Figura 2.16.a, donde la cámara de exposición PEMF está construida para acomodar 14 placas de cultivo celular al mismo tiempo. Sin embargo, las características de los dispositivos PEMF in vitro poseen algunos deficiencias:

- La mayoría de estos dispositivos son de naturaleza voluminosa y tienen un diseño estructural rígido (Figura 2.16 (a) - (c)) que impide en gran medida la optimización de la bobina (forma y posicionamiento). Esto compromete el uso de la cámara de exposición PEMF al restringir su uso y, por lo tanto, compromete la eficacia de todo el sistema PEMF.
- No es escalable, ya que instancias donde se requiere un pequeño volumen de muestra, no serán factibles en términos de consumo de energía.
- El portacubetas es una parte esencial para exponer muestras biológicas en medios líquidos como solución enzimática y cultivos bacterianos. La muestra que contiene los medios biológicos debe colocarse exactamente en el centro de la cámara PEMF donde luego puede ser expuesto a un campo magnético uniforme. Sin embargo, la mayoría de los sistemas PEMF in vitro actuales no cuentan con la plataforma para contener la muestra, por lo tanto, no es suficiente para diferentes tipos de experimentos. Los soportes de cubetas convencionales tienen dos deficiencias importantes mientras realizamos los experimentos con muestras biológicas en un medio líquido. Estos son:
 - Solo son adecuados para la experimentación con radiación de luz.
 - La estructura interactúa con el campo magnético.

Capítulo 3

DISEÑO DEL PROTOTIPO ESTIMULADOR MAGNÉTICO PARA TRATAMIENTO DE FRACTURAS DE TEJIDO ÓSEO

En este capítulo se presenta el desarrollo del estimulador de reparación y crecimiento óseo mediante campo magnético pulsado. Primero, se estudia el campo magnético y sus líneas de fuerza que genera una bobina o conductor circular en el eje de su simetría, luego acoplamos dos bobinas de manera paralela que viene a ser la disposición de Helmholtz, sumamos de manera vectorial los campos magnéticos producidos por ambas bobinas y obtenemos la ecuación del campo magnético en el eje de simetría de la bobina de Helmholtz. A partir de este resultado se estudió la homogeneidad y el error relativo de la homogeneidad del campo magnético.

Para estudiar el campo magnético en un punto fuera del eje de simetría de la bobina se eligió un punto P (ver Figura 3.5) y de manera vectorial sumamos el campo generado independientemente por cada bobina, previamente se calcula el campo magnético en cada bobina sobre el punto P con la ley de Biot - Savart. Teniendo el campo magnético resultante, simulamos en Matlab para visualizar el comportamiento del campo magnético entre ambas bobinas para poder evaluar las regiones con mayor uniformidad de campo magnético. Para estudiar la homogeneidad evaluamos la intensidad de la inducción magnética con las isosuperficies de colores que presentan la misma intensidad de inducción magnética y que podemos visualizar con la ayuda del software Matlab, el cual grafica dichas isosuperficies teniendo el modelo matemático de la inducción magnética. Para determinar el éxito de la homogeneidad debemos evaluar que la intensidad de la inducción magnética sea igual en toda la zona de experimentación de la bobina de Helmholtz.

Teniendo los resultados de simulación, con la ayuda del software Solid Work, se dispone de tres pares de bobinas de Helmholtz en disposición triaxial, teniendo la disposición triaxial las medidas del tamaño de la bobinas son evaluadas con el software Autocad para realizar los planos mecánicos de los tres pares de bobinas en disposición triaxial. Se compró masas de aluminio (10.5 kilos de aluminio) para luego ser fundidas en un horno de fundición y luego torneadas de acuerdo a los planos mecánicos que elaboramos en el Autocad. Se realizó el devanado eléctrico de las tres bobinas de Helmholtz y luego se construyeron las bases con las respectivas instalaciones eléctricas y los soportes de las bobinas. Finalmente se colocaron las tres bobinas de Helmholtz en disposición triaxial. El número de vueltas N sobre los carriles de los tres pares de bobinas de Helmholtz fue determinado por la ecuación:

$$B = \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_0 i N}{a} \quad (3.1)$$

Se conectó la fuente switching de 1500 W de potencia (fuente que proporciona una corriente mayor de 5 A corriente necesaria para la alimentación de las bobinas de Helmholtz) y el circuito de modulación de ancho de pulso (PWM, por sus siglas en inglés Pulse Width Modulation)

a un circuito electrónico fundamentalmente conformado por un transistor. Teniendo esta disposición las tres bobinas generan un campo magnético pulsado en el espacio que encierran las bobinas en disposición triaxial. Se construyó un magnetómetro para visualizar mediante un osciloscopio la señal pulsada. En el apéndice **D** se tiene la disposición y funcionamiento del equipo.

En estado estacionario, es decir alimentando a las bobinas de Helmholtz con corriente continua y con un magnetómetro, se midió la intensidad de la inducción magnética y se verificó la uniformidad y la distribución del campo magnético en la zona de experimentación producida por cada bobina de Helmholtz, se evaluó la uniformidad y la distribución del campo magnético en los planos XY, XZ y YZ.

Finalmente se midió la intensidad de inducción magnética y se evaluó la uniformidad y la distribución del campo magnético en tres casos diferentes:

1. Sobre la cabeza femoral de un hueso con la finalidad de evaluar en tres dimensiones la distribución de la inducción magnética sobre la superficie de la cabeza femoral.
2. Sobre la diáfisis de un fémur humano rodeado por un fantoma relleno con agua con el fin de evaluar la atenuación de la intensidad de inducción magnética.
3. Sobre los epicóndilos de un plastinado de una pierna humana.

Para medir la inducción magnética de forma simultánea sobre los fantomas, se diseñaron 20 sensores de efecto Hall de materiales reciclados de lectoras de CD y DVD como se puede ver en la Figura 3.31. A dichos sensores se instaló una etapa de amplificación, un acondicionamiento electrónico y finalmente fueron calibrados con el sensor Hall F.W. Bell 5180 para tener una misma lectura de los 20 sensores Hall. El estudio de los datos tomados por el sensor Bell, los sensores Hall y los casos se verán en el siguiente capítulo.

3.1. RESULTADOS ESPERADOS, METODOLOGÍA Y PROCEDIMIENTOS

RESULTADOS ESPERADOS

Cada objetivo específico tendrá un resultado esperado que el trabajo de tesis pretende alcanzar. Siguiendo la numeración de los objetivos específicos, los resultados esperados son:

1. Equipo funcionando y generando campo magnético por 3 pares de bobinas de Helmholtz en disposición triaxial.
2. Tabla de datos de la inducción magnética de cada bobina de Helmholtz sobre los planos XY, YZ y ZX.
3. Fuente de alimentación, adquisición de un circuito impreso PWM y diseño de un circuito electrónico de potencia impreso que tendrá la función de unir la corriente de las fuentes switching y el PWM.
4. Descripción de la elaboración y fotos del fantoma.
5. Colección de datos de la intensidad de inducción magnética y distribución del campo magnético uniforme sobre la cabeza femoral.

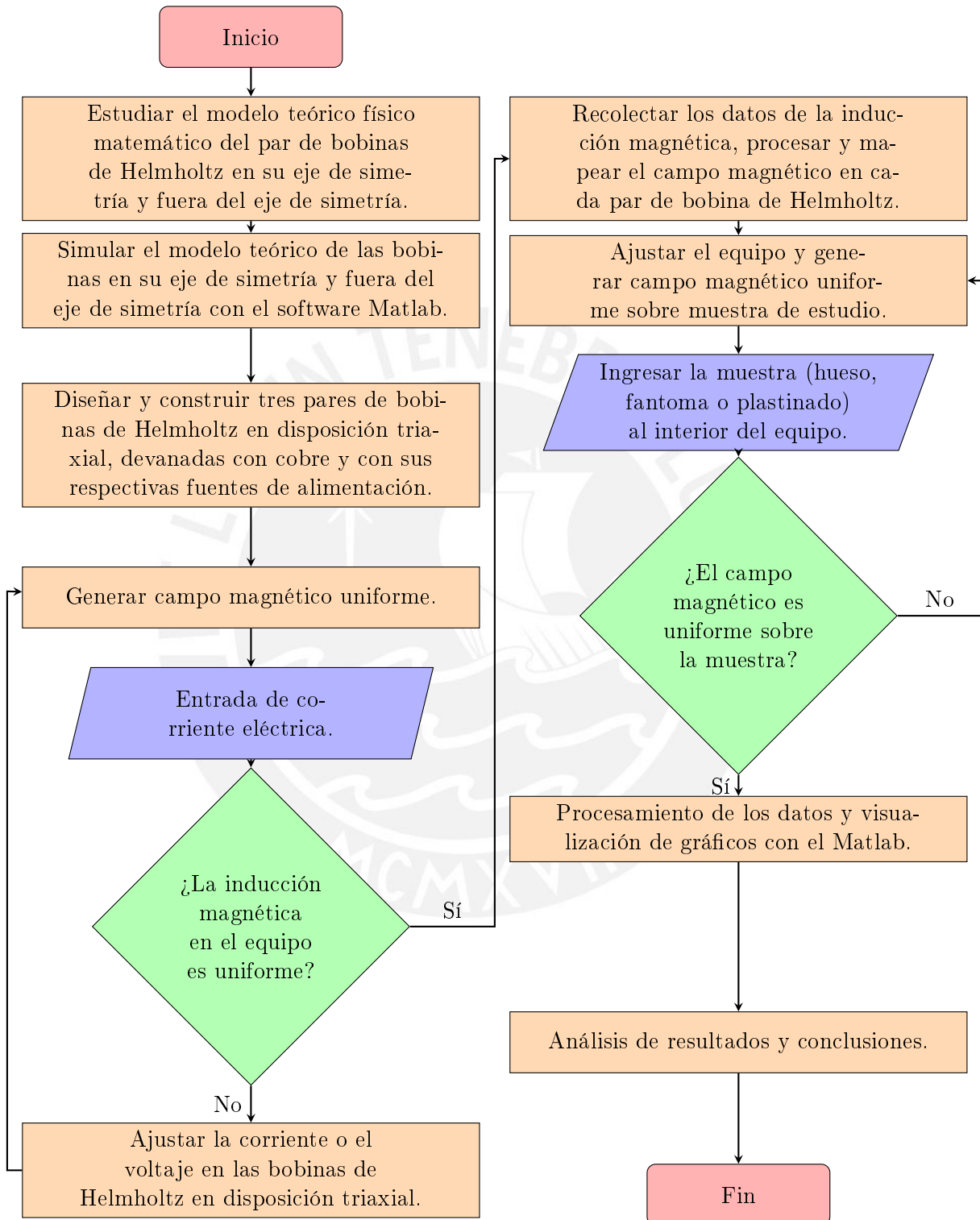
Con el fin de alcanzar los resultados esperados se presentan las diferentes herramientas como los métodos, metodologías y procedimientos.

Resultados esperados (RE)	Métodos, metodologías y procedimientos
<p>RE1: Equipo funcionando y generando campo magnético por 3 pares de bobinas de Helmholtz en disposición triaxial</p>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Teoría electromagnética: estudia el comportamiento físico de los campos eléctricos y magnéticos mediante modelos matemáticos. ▪ Simulación: con el software Matlab se puede simular y visualizar el comportamiento de un sistema físico conociendo su modelo físico matemático. ▪ SolidWorks es un software para modelado mecánico en 2D y 3D. ▪ Experimentación: experimentar con bobinas de Helmholtz ya que estas generan campo magnético uniforme.
<p>RE2: Tabla de datos de la inducción magnética de cada Bobina de Helmholtz sobre los planos XY, YZ y ZX</p>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Gaussímetro: dispositivo que recolecta datos de inducción magnética ▪ Mapeo: recolección de datos de inducción magnética en una malla de puntos. ▪ Matlab: software que procesa datos y presenta una visualización amigable de datos.
<p>RE3: Fuente de alimentación, adquisición de un circuito impreso PWM y circuito electrónico de potencia impreso que tendrá la función de unir la corriente de la fuente Switching y el PWM.</p>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Fuente switching: fuente de alimentación que transforma energía eléctrica mediante transistores en conmutación magnética. Disponible para comprar. ▪ PWM: circuito electrónico de modulación por ancho de pulsos. Disponible para comprar. ▪ Transistor de potencia: es idéntico a los transistores normales, teniendo como características especiales las altas tensiones e intensidades que tienen que soportar.
<p>RE4: Descripción de la elaboración y fotos del fantoma.</p>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Fantomas de acrílico: la mayoría de los fantomas se elaboran en base a acrílico y agua. ▪ Maniquí: figura con forma humana y con los tamaños del cuerpo humano.
<p>RE4: Colección de datos de la distribución de campo magnético uniforme sobre el hueso fémur.</p>	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Plastinación: es un procedimiento técnico de preservación de material biológico. ▪ Fantoma: dispositivo médico con características similares a los del organismo del cuerpo humano.

Tabla 3.1: Herramientas, métodos y metodologías

3.2. DIAGRAMA DE FLUJO DEL DISEÑO

El diagrama de flujo muestra las secuencias, las actividades y los procesos como la relación entre éstos. El diagrama de flujo tiene los siguientes procesos: modelo matemático, simulación, diseño, construcción, recolección, procesamiento, visualización de datos y finalmente los resultados como las conclusiones.



3.3. MODELO MATEMÁTICO DE LA BOBINA DE HELMHOLTZ

Se presenta el modelo teórico matemático de la inducción magnética \vec{B} que genera una bobina de Helmholtz. A partir de los principios físicos de los campos electromagnéticos, se calcula el campo magnético \vec{B} de una espira en el eje de simetría, se determina el campo magnético de dos espiras en serie en el eje de simetría (bobina de Helmholtz), se determina el error relativo de la uniformidad de campo magnético, luego se determina el campo magnético \vec{B} en cualquier punto fuera del eje de simetría para conocer cómo se distribuye todo el campo magnético entre las dos bobinas y luego el modelo matemático se lleva al software Matlab para la simulación y visualización.

DIRECCIÓN DEL VECTOR INDUCCIÓN MAGNÉTICA \vec{B} EN UN CONDUCTOR CIRCULAR

Para determinar la dirección del vector inducción magnética \vec{B} en un conductor circular se emplea la regla de la mano derecha. El sentido de la corriente i lo indica los dedos y el pulgar extendido el sentido del vector inducción magnética \vec{B} , como se muestra en la Figura 3.1.

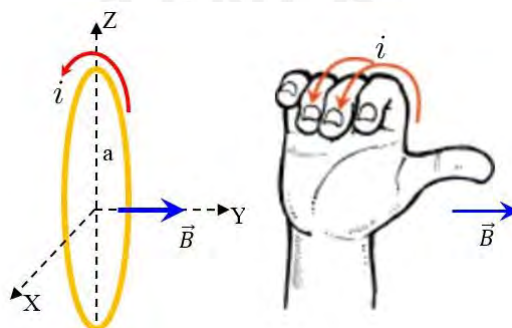


Figura 3.1: En una espira circular en el plano XZ de radio a , por la que circula una corriente I , el vector inducción magnética \vec{B} está en la dirección del eje Y.

LÍNEAS DE FUERZA MAGNÉTICA EN UN CONDUCTOR CIRCULAR

Las líneas de fuerza magnética que rodean a un conductor circular, se determinan a partir de la dirección del vector inducción magnética \vec{B} , ya que éste es tangente a la línea de fuerza magnética.

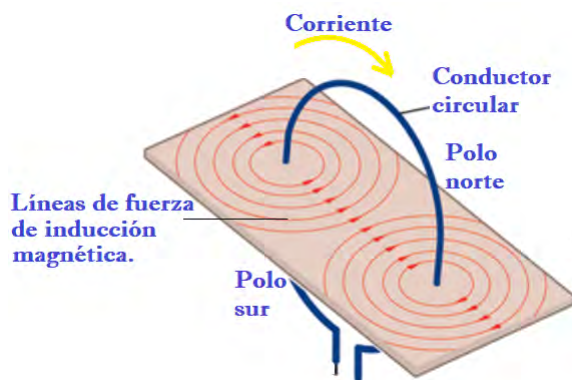


Figura 3.2: La cara por donde salen las líneas de fuerza es el polo magnético de la espira circular, mientras la otra cara es el polo sur magnético.

INDUCCIÓN MAGNÉTICA EN UN PUNTO DEL EJE DE SIMETRÍA DE UN CONDUCTOR CIRCULAR

El vector inducción magnética \vec{B} producido por una espira circular en un punto a lo largo del eje de simetría a la distancia x del centro de la espira circular se determinó a partir de la ley Biot - Savart.

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 i}{4\pi} \int \frac{d\vec{l} \times \vec{r}}{r^3} \quad (3.2)$$

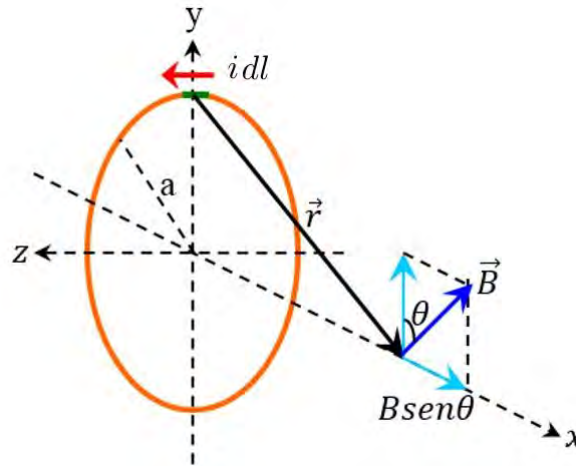


Figura 3.3: El vector inducción magnética \vec{B} debido a una espira circular de corriente está dirigido a lo largo del eje x .

Utilizando la definición geométrica del producto cruz $|d\vec{l} \times \vec{r}| = |dl| |r| \text{sen}\phi$ y como se puede observar en la Figura 3.3 el vector \vec{r} y el vector $d\vec{l}$ son perpendiculares, entonces $|d\vec{l} \times \vec{r}| = dl \cdot r$. El módulo de la inducción magnética será:

$$B = \frac{\mu_0 i}{4\pi} \int \frac{dl}{r^2} \quad (3.3)$$

El módulo de r es:

$r^2 = a^2 + x^2$ además las componentes verticales del vector inducción magnética \vec{B} se anulan y solo queda la componente horizontal, entonces:

$$B = B_x = \frac{\mu_0 i}{4\pi} \int \frac{\text{sen}\theta dl}{a^2 + x^2} \quad (3.4)$$

De la Figura 3.3 el $\text{sen}\theta = \frac{a}{\sqrt{a^2 + x^2}}$ reemplazando en la ecuación anterior se tiene:

$$B = \frac{\mu_0 i}{4\pi} \int \frac{a dl}{(a^2 + x^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3.5)$$

integrado alrededor de la espira se tiene:

$$B = \frac{\mu_0 i}{4\pi} \frac{2\pi a^2}{(a^2 + x^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3.6)$$

simplificando se tendrá la inducción magnética \vec{B} producida por un lazo de corriente circular en un punto a lo largo del eje de simetría de la espira:

$$B = \frac{\mu_0 i a^2}{2(a^2 + x^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3.7)$$

La inducción magnética \vec{B} en el centro de la espira, donde $x = 0$, será:

$$B = \frac{\mu_0 i}{2a} \quad (3.8)$$

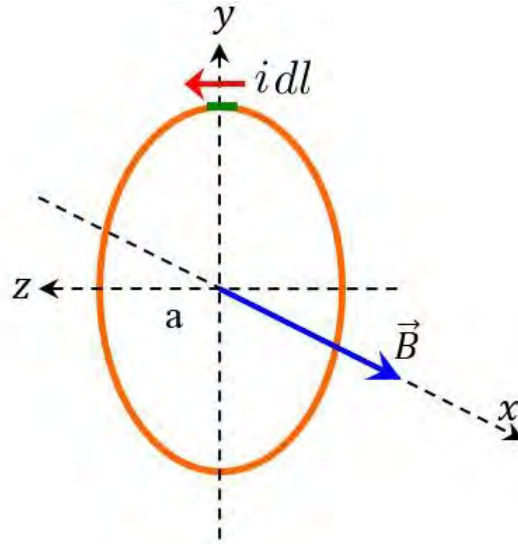


Figura 3.4: El módulo del vector inducción magnética \vec{B} en el centro de la espira está dado por $B = \frac{\mu_0 i}{2a}$ y está orientado en la dirección del eje x .

INDUCCIÓN MAGNÉTICA EN EL EJE DE SIMETRÍA DE LA BOBINA DE HELMHOLTZ

La disposición de la bobina de Helmholtz consiste en colocar en planos paralelos dos conductores circulares en serie; pero con arrollamientos opuestos. Tomamos como base la inducción magnética:

$$B = \frac{\mu_0 i a^2}{2(a^2 + x^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3.9)$$

En el eje de simetría de un solo conductor circular, al sumar las dos inducciones magnéticas que produce el par de bobinas, se podrá obtener la inducción magnética en el eje de simetría de la bobina de Helmholtz.

Entonces, por el principio de superposición, la inducción magnética total \vec{B}_T , será la suma vectorial de las dos inducciones magnéticas de ambos conductores circulares como se observa en la Figura 3.5.

$$\vec{B}_T = \vec{B}_1 + \vec{B}_2 \quad (3.10)$$

Los módulos de las inducciones magnéticas de cada conductor circular en el punto P de la Figura 3.5 serán:

$$B_1 = \frac{\mu_0 i a^2}{2(a^2 + (b+x)^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3.11)$$

$$B_2 = \frac{\mu_0 i a^2}{2(a^2 + (b-x)^2)^{\frac{3}{2}}} \quad (3.12)$$

La inducción magnética total en cualquier punto sobre el eje de simetría de la bobina de Helmholtz estará dada por:

$$\vec{B}_T = \frac{\mu_0 i a^2}{2} \left(\frac{1}{(a^2 + (b+x)^2)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(a^2 + (b-x)^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \vec{i} \quad (3.13)$$

Si la separación entre ambos conductores circulares es $a = 2b$. El módulo de la inducción magnética total en el punto medio (cuando $x = 0$) de la bobina de Helmholtz, será:

$$B = \left(\frac{4}{5} \right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_0 i}{a} \quad (3.14)$$

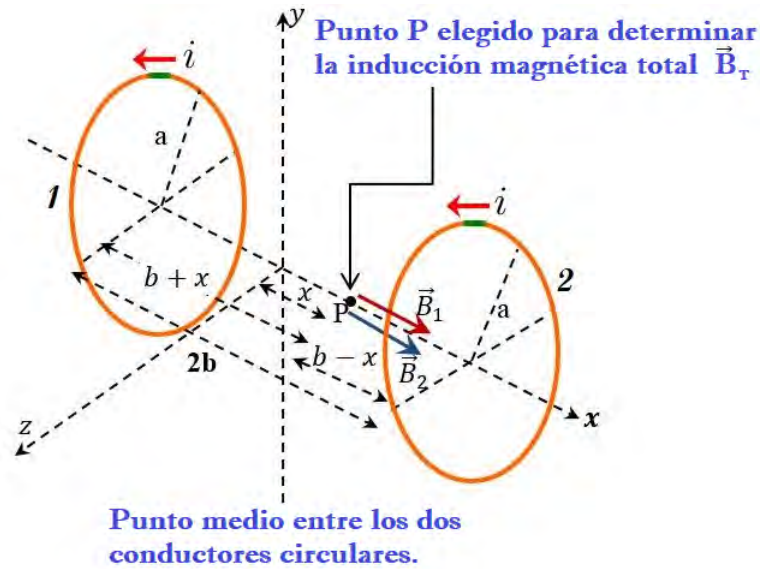


Figura 3.5: Los dos conductores circulares generan dos vectores de inducción magnética \vec{B}_1 y \vec{B}_2 en el punto P, ambos conductores están en paralelo y llevan la misma corriente en la misma dirección.

CAMPO MAGNÉTICO UNIFORME EN EL EJE DE SIMETRÍA DE LA BOBINA DE HELMHOLTZ

Se determina cómo varía la inducción magnética (campo magnético \vec{B}) en el eje de simetría dentro del cilindro que forman los dos conductores circulares tomando interés en el punto medio de las bobinas de Helmholtz.[106] Para esto se trabaja con los ejes coordenados x' , y' y z' como se muestra en la Figura 3.6.

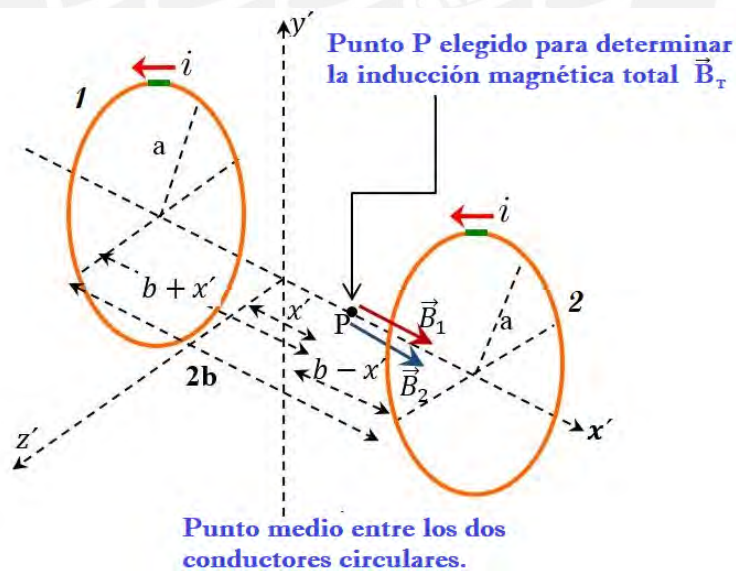


Figura 3.6: Se cambia los ejes coordenados por las coordenadas prima.

La inducción magnética \vec{B} en el eje de simetría de las bobinas de Helmholtz en las coordenadas prima (x' , y' y z') estará dado por:

$$\vec{B}(x) = \frac{\mu_0 i a^2}{2} \left(\frac{1}{(a^2 + (b+x')^2)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(a^2 + (b-x')^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \vec{i} \quad (3.15)$$

Se hace el siguiente cambio de variable $x' = ax$, $y' = y$ y $b = \frac{a}{2}$. Para tener la inducción magnética en función de x $B(x) = f(x)$

$$\vec{B} = \frac{\mu_0 i a^2}{2} \left(\frac{1}{(a^2 + (\frac{a}{2} + ax)^2)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(a^2 + (\frac{a}{2} - ax)^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \vec{i} \quad (3.16)$$

Ordenando adecuadamente y se tiene:

$$\vec{B}(x) = \frac{\mu_0 i}{2a} \left(\frac{1}{(\frac{5}{4} + x(x+1))^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(\frac{5}{4} + x(x-1))^{\frac{3}{2}}} \right) \vec{i} \quad (3.17)$$

Se determina el módulo y se puede escribir:

$$B(x) = \frac{\mu_0 i}{2a} f(x) \quad (3.18)$$

$$f(x) = y = \left(\frac{1}{(\frac{5}{4} + x(x+1))^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(\frac{5}{4} + x(x-1))^{\frac{3}{2}}} \right) \quad (3.19)$$

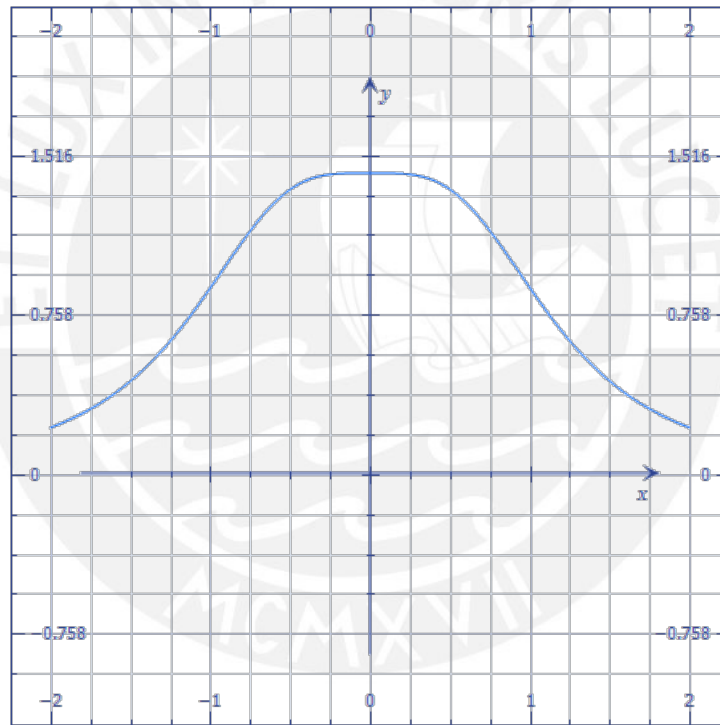


Figura 3.7: Si la función $f(x)$ se hace constante a medida que se acerca al origen de coordenadas entonces el campo magnético también se hace constante ya que tenemos $B(x) = \frac{\mu_0 i a^2}{2} f(x)$. Esto implica que el campo magnético en el centro de las bobinas es uniforme.[105]

Se grafica y se observa que la función es constante a medida que ésta se acerca al origen de coordenadas (centro de las bobinas de Helmholtz) entonces, el campo magnético también se hace constante en el centro de las bobinas como se observa en la Figura 3.7. Se concluye que el campo magnético o inducción magnética B es altamente uniforme en la región central (cuando $x = 0$), en el medio de los dos conductores circulares (centro de la bobina de Helmholtz).

ERROR RELATIVO DE LA UNIFORMIDAD DE CAMPO MAGNÉTICO EN EL EJE DE SIMETRÍA DE LA BOBINA DE HELMHOLTZ

El error relativo ϵ_r es un índice de la precisión de la medida, **cuanto menor es dicho error, mayor es la precisión**. Se define como el cociente entre el error absoluto de la inducción magnética (ΔB) y la cantidad medida de la inducción magnética (B).

$$\epsilon_r = \frac{\Delta B}{B} \quad (3.20)$$

Para determinar el error relativo [131] [105] en el centro de la bobina de Helmholtz se tiene:

$$\epsilon_r = \frac{B(0) - B(x)}{B(0)} \quad (3.21)$$

El módulo de la inducción magnética B es una función de x se puede escribir $B = f(x)$. Los valores de x se miden directamente y conviene acotar el límite de error con que se calculará la inducción magnética B , partiendo del límite del error con que se mide x . Se trata de averiguar ΔB en función de Δx .

$$\Delta B = f(x + \Delta x) - f(x) \quad (3.22)$$

El módulo de la inducción magnética B en cualquier punto sobre el eje de la bobina de Helmholtz en función de x' está expresada por:

$$B = \frac{\mu_0 i a^2}{2} \left(\frac{1}{(a^2 + (b + x')^2)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(a^2 + (b - x')^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \quad (3.23)$$

se hace el cambio de variables donde $k = \frac{b}{a}$; $a = 2b$ y $x' = ax$ y tendremos:

$$B = \frac{\mu_0 i}{2a} \left(\frac{1}{(1 + (k + x)^2)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(1 + (k - x)^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \quad (3.24)$$

se ordena de la siguiente manera:

$$B(x) = B(k + x) + B(k - x) \quad (3.25)$$

donde:

$$B(k + x) = \frac{\mu_0 i}{2a} \left(\frac{1}{(1 + (k + x)^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \quad (3.26)$$

$$B(k - x) = \frac{\mu_0 i}{2a} \left(\frac{1}{(1 + (k - x)^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \quad (3.27)$$

Se observa que $B(x)$ es una función par.

La función $B(x)$ se expresa como una serie de Taylor alrededor del punto c (ver apéndice B).

$$B(x) = B(c) + (x - c)B'(c) + \frac{(x - c)^2}{2!} B''(c) + \frac{(x - c)^3}{3!} B'''(c) + \frac{(x - c)^4}{4!} B^{iv}(c) + \dots + \frac{(x - c)^n}{n!} B^n(c) \quad (3.28)$$

Como se quiere determinar la mínima variación de B en el origen de coordenadas $(0,0)$, entonces la serie de Taylor estará alrededor del punto $c = 0$. Entonces $B(x)$ será expresada como una serie de Maclaurin.

$$B(x) = B(0) + (x)B'(0) + \frac{(x)^2}{2!} B''(0) + \frac{(x)^3}{3!} B'''(0) + \frac{(x)^4}{4!} B^{iv}(0) + \dots + \frac{(x)^n}{n!} B^n(0) \quad (3.29)$$

Se procede a determinar los términos de la serie de Maclaurin, utilizando la ecuación:

$$B(x) = B(k + x) + B(k - x) \quad (3.30)$$

Para $B(0)$:

$$B(0) = B(k + 0) + B(k - 0) \quad (3.31)$$

$$B(0) = 2B(k) \quad (3.32)$$

Para $B'(0)$ derivando $B(x) = B(k + x) + B(k - x)$ se tiene:

$$B'(x) = B'(k + x) - B'(k - x) \quad (3.33)$$

$$B'(0) = B'(k) - B'(k) = 0 \quad (3.34)$$

$$B'(0) = 0 \quad (3.35)$$

Para $B''(0)$ derivando $B'(x) = B'(k + x) - B'(k - x)$ se tiene:

$$B''(x) = B''(k + x) + B''(k - x) \quad (3.36)$$

entonces se tendrá:

$$B''(0) = 2B''(k) \quad (3.37)$$

para determinar el valor $B''(k)$ se utilizó la ecuación:

$$B''(k + x) = \frac{-3\mu_0 i}{2a} \left(\frac{(1 + (k + x)^2)^{\frac{5}{2}} - 5(k + x)^2(1 + (k + x)^2)^{\frac{3}{2}}}{(1 + (k + x)^2)^5} \right) \quad (3.38)$$

resuelta en el apéndice **A**, entonces se tiene: $B''(0) = 0$; $B''(k) = 0$; si $k = \frac{1}{2}$ entonces:

$$B''\left(\frac{1}{2}\right) = 0 \quad (3.39)$$

$$B''(0) = 0 \quad (3.40)$$

Se observa que en la segunda derivada es cero si la separación entre los conductores circulares es igual al radio, es decir, si $k = \frac{1}{2}$ o sea $a = 2b$. Entonces, para obtener un campo magnético uniforme, la separación entre las bobinas deberá ser igual al radio de las bobinas.[106]

Para $B'''(0)$ derivamos $B''(x) = B''(k + x) + B''(k - x)$ se tiene:

$$B'''(x) = B'''(k + x) - B'''(k - x) \quad (3.41)$$

evaluamos $B'''(0)$ y se tiene:

$$B'''(0) = 0 \quad (3.42)$$

Para $B^{iv}(0)$ derivando $B'''(x) = B'''(k + x) - B'''(k - x)$ se obtiene:

$$B^{iv}(x) = B^{iv}(k + x) + B^{iv}(k - x) \quad (3.43)$$

se tiene:

$$B^{iv}(0) = 2B^{iv}(k) \quad (3.44)$$

Con estos términos se reemplaza en la serie de Maclaurin y se tiene:

$$B(x) = 2B(k) + (x)(0) + \frac{(x)^2}{2!}(0) + \frac{(x)^3}{3!}(0) + \frac{(x)^4}{4!}2B^{iv}(k) \quad (3.45)$$

se reduce los términos:

$$B(x) = 2B(k) + \frac{(x)^4}{4!}2B^{iv}(k) \quad (3.46)$$

Ahora se puede evaluar el error relativo:

$$\epsilon_r = \frac{B(0) - B(x)}{B(0)} \quad (3.47)$$

ya que se conocen los valores $B(0)$ y $B(x)$, entonces se tendrá:

$$\epsilon_r = \frac{2B(k) - 2B(k) - \frac{(x)^4}{4!} 2B^{iv}(k)}{2B(k)} \quad (3.48)$$

simplificando:

$$\epsilon_r = \frac{-\frac{(x)^4}{4!} 2B^{iv}(k)}{2B(k)} \quad (3.49)$$

En el punto medio de la bobina de Helmholtz se tiene que $k = \frac{1}{2}$ entonces:

$$\epsilon_r = \frac{-\frac{(x)^4}{4!} 2B^{iv}(\frac{1}{2})}{2B(\frac{1}{2})} \quad (3.50)$$

Utilizando las ecuaciones del apéndice **A** de la inducción magnética se tiene:

$$B(k+x) = \frac{\mu_o i}{2a} \left(\frac{1}{(1+(k+x)^2)^{\frac{3}{2}}} \right) \quad (3.51)$$

$$B^{iv}(k+x) = \frac{\mu_o i}{2a} \left(\frac{945(k+x)^4}{(1+(k+x)^2)^{\frac{11}{2}}} - \frac{630(k+x)^2}{(1+(k+x)^2)^{\frac{9}{2}}} + \frac{45}{(1+(k+x)^2)^{\frac{7}{2}}} \right) \quad (3.52)$$

En estas dos funciones se determina los valores de $B^{iv}(\frac{1}{2})$ y $B(\frac{1}{2})$ y se tiene:

$$B(\frac{1}{2}) = \frac{\mu_o i}{2a} \left(\frac{4}{5} \right)^{\frac{3}{2}} \quad (3.53)$$

$$B^{iv}(\frac{1}{2}) = \frac{-135\mu_o i}{4a} \left(\frac{4}{5} \right)^{\frac{11}{2}} \quad (3.54)$$

El valor del ϵ_r en función de x es:

$$\epsilon_r = \frac{-\frac{(x)^4}{4!} \left(\frac{-135\mu_o i}{4a} \left(\frac{4}{5} \right)^{\frac{11}{2}} \right)}{\frac{\mu_o i}{2a} \left(\frac{4}{5} \right)^{\frac{3}{2}}} \quad (3.55)$$

simplificando se tiene:

$$\epsilon_r = \frac{\Delta B}{B} = 1.15x^4 \quad (3.56)$$

Graficamos esta función, para esto cambiamos de variable $y = \epsilon_r$ se tiene:

$$y = 1.15x^4 \quad (3.57)$$

En la Figura 3.8 se observa que a medida de que el valor de x tiende a cero, el error relativo de la inducción magnética ϵ_r es menor a la unidad. Lo que confirma la precisión de la medida de la inducción magnética B , es decir, el campo magnético es más uniforme a medida que x tienda a cero. Estos resultados se representan en la siguiente tabla:

x	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{5}$	$\frac{1}{6}$
$\epsilon_r \% = \left(\frac{\Delta B}{B} \right) 100 \%$	7 %	1.42 %	0.73 %	0.18 %	0.09 %

De la tabla anterior, se puede señalar que a medida de que el valor de x tiende a cero, la precisión de la uniformidad del campo magnético es mayor, ya que el error relativo tiende a cero.

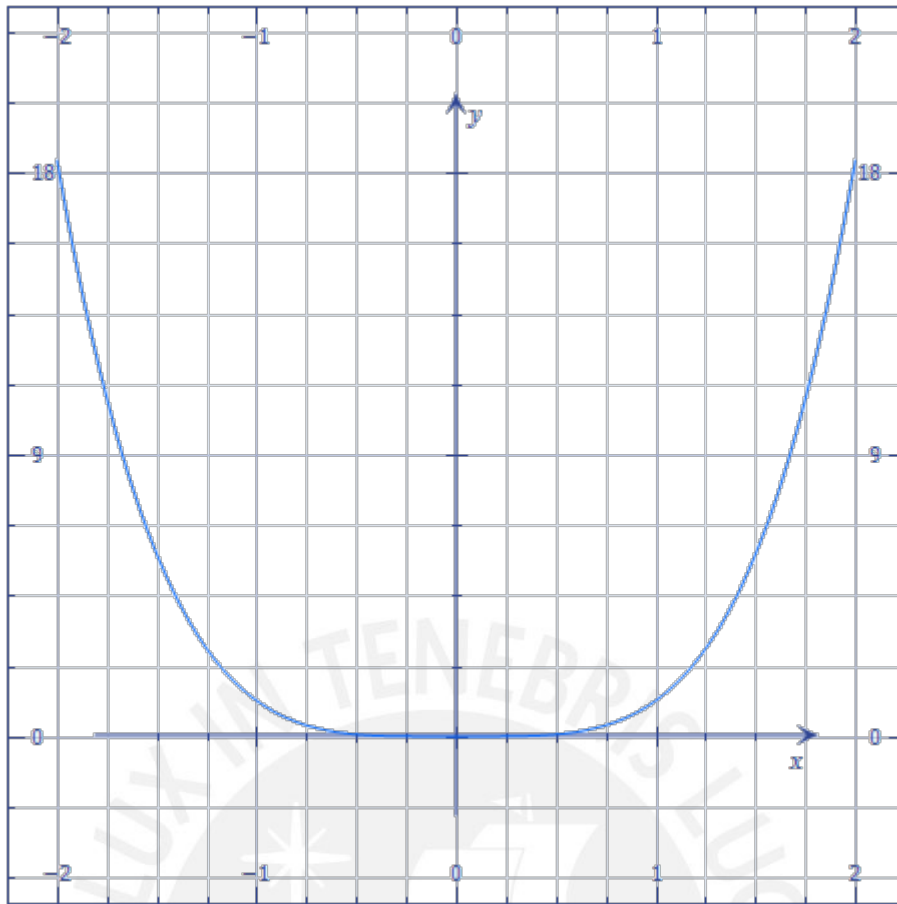


Figura 3.8: En el gráfico se tiene el cambio de error relativo de la inducción magnética $\epsilon_r = y = 1.15x^4$ en función de la posición (x) en el eje central de la bobina de Helmholtz.

INDUCCIÓN MAGNÉTICA EN UN PUNTO FUERA DEL EJE DE SIMETRÍA DE UN CONDUCTOR CIRCULAR

Para determinar la inducción magnética producida por una espira circular en un punto fuera del eje de simetría de la espira, como se tiene en la Figura 3.9, se parte nuevamente de la ley de Biot - Savart.

$$\vec{B} = \frac{i\mu_o}{4\pi} \int \frac{d\vec{l} \times \vec{r}}{r^3} \quad (3.58)$$

El campo que genera una espira circular tiene simetría axial, entonces solo tendremos componentes B_x y B_y en un punto P con coordenadas ($x, y, 0$) del plano xy. De la Figura 3.9.b el vector de longitud elemental $d\vec{l}$ estará expresado por:

$$d\vec{l} = -dl\sin\phi\hat{k} + dl\cos\phi\hat{j} \quad (3.59)$$

Su módulo será:

$$dl = a d\phi \quad (3.60)$$

A partir de la Figura 3.10, el vector \vec{r} en función de las componentes rectangulares del vector radial \vec{a} , es:

$$\vec{r} = x\hat{i} + (y - a\sin\phi)\hat{j} + a\cos\phi\hat{k} \quad (3.61)$$

cuyo módulo sera.

$$r = \sqrt{a^2 + x^2 + y^2 - 2aysen\phi} \quad (3.62)$$

Reemplazando los vectores $d\vec{l}$ y \vec{r} en la ecuación de Biot - Savart se tendrá:

$$d\vec{l} \times \vec{r} = \begin{pmatrix} \hat{i} & \hat{j} & \hat{k} \\ 0 & dl\cos\phi & -dl\sin\phi \\ x & (y - a\sin\phi) & -a\cos\phi \end{pmatrix} \quad (3.63)$$

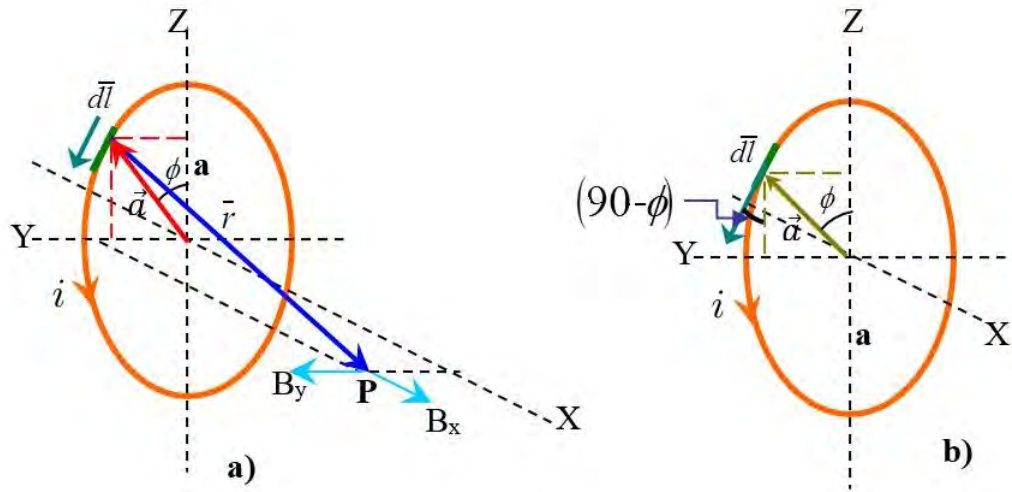


Figura 3.9: En la figura a) La inducción magnética en el punto P debido a un diferencial de longitud tiene dos componentes. En la figura b) se tiene el ángulo que hace el elemento diferencial.

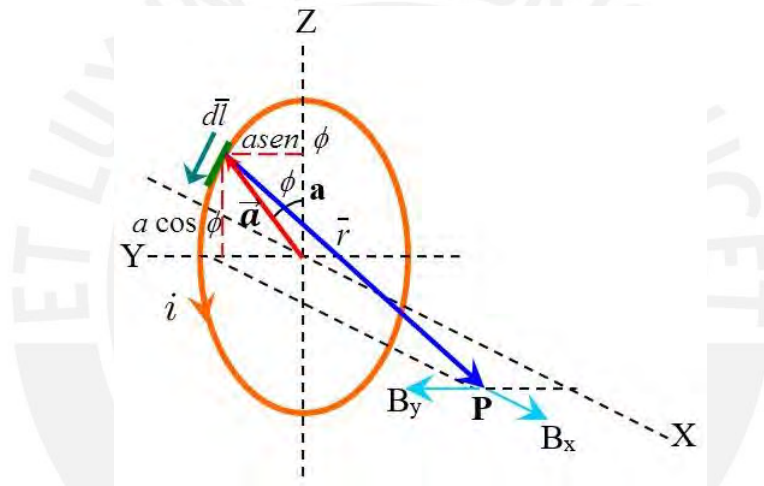


Figura 3.10: Descomponiendo el vector radial \vec{a} en sus componentes rectangulares.

resolviendo la matriz se tiene:

$$\vec{dl} \times \vec{r} = (y \text{sen} \phi - a) dl \hat{i} - x dl \text{sen} \phi \hat{j} - x dl \text{cos} \phi \hat{k} \quad (3.64)$$

Reemplazando dl por $dl = a d\phi$ y teniendo en cuenta que ϕ varía de $0 \rightarrow 2\pi$

$$\vec{dl} \times \vec{r} = (y \text{sen} \phi - a) a d\phi \hat{i} - a x \text{sen} \phi d\phi \hat{j} - a x \text{cos} \phi d\phi \hat{k} \quad (3.65)$$

Este producto cruz reemplazamos en la ecuación de Biot - Savart y se tiene:

$$\vec{B} = \frac{i\mu_o}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{((y \text{sen} \phi - a) a d\phi \hat{i} - a x \text{sen} \phi d\phi \hat{j} - a x \text{cos} \phi d\phi \hat{k})}{r^3} \quad (3.66)$$

Escribiendo las componentes del vector inducción magnético \vec{B} en función de sus vectores unitarios.

$$\vec{B}_x = \frac{-ia\mu_o}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(a - y \text{sen} \phi)}{r^3} d\phi \hat{i} \quad (3.67)$$

$$\vec{B}_y = \frac{-iax\mu_o}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\text{sen} \phi}{r^3} d\phi \hat{j} \quad (3.68)$$

$$\vec{B}_z = \frac{-iax\mu_o}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\cos\phi}{r^3} d\phi \hat{k} \quad (3.69)$$

su respectivos módulos serán:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{(a - y\text{sen}\phi)}{r^3} d\phi \quad (3.70)$$

$$B_y = \frac{iax\mu_o}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\text{sen}\phi}{r^3} d\phi \quad (3.71)$$

$$B_z = \frac{iax\mu_o}{4\pi} \int_0^{2\pi} \frac{\cos\phi}{r^3} d\phi \quad (3.72)$$

La tercera integral vale cero $B_z = 0$ ya que para cada longitud elemental dl de corriente existe otro simétrico al plano yx lo que hace que se anule la componente B_z del campo magnético. Ver la Figura 3.11.

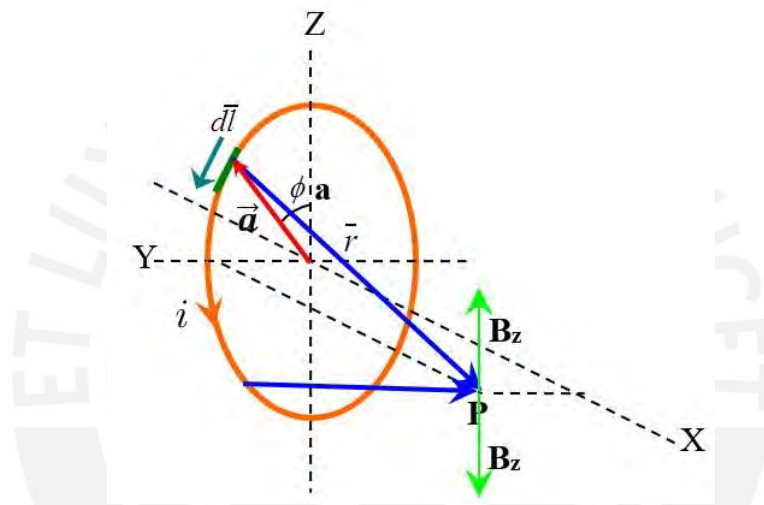


Figura 3.11: Si se toma dos elementos diferenciales dl simétricos se tendrá dos vectores opuestos \vec{B}_z que se anularán.

Considerando dos cuadrantes podemos cambiar los límites de integración y las componentes del vector inducción magnética \vec{B} serán.

$$B_x = \frac{2ia\mu_o}{4\pi} \int_{-\pi/2}^{\pi/2} \frac{(a - y\text{sen}\phi)}{r^3} d\phi \quad (3.73)$$

$$B_y = \frac{2iax\mu_o}{4\pi} \int_{-\pi/2}^{\pi/2} \frac{\text{sen}\phi}{r^3} d\phi \quad (3.74)$$

Reemplazando el módulo del vector \vec{r} en las anteriores ecuaciones se tiene.

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi} \int_{-\pi/2}^{\pi/2} \frac{(a - y\text{sen}\phi)}{(a^2 + x^2 + y^2 - 2a\text{y}\text{sen}\phi)^{3/2}} d\phi \quad (3.75)$$

$$B_y = \frac{iax\mu_o}{2\pi} \int_{-\pi/2}^{\pi/2} \frac{\text{sen}\phi}{(a^2 + x^2 + y^2 - 2a\text{y}\text{sen}\phi)^{3/2}} d\phi \quad (3.76)$$

Estas últimas ecuaciones se expresan en términos de las integrales elípticas completas de primera y segunda especie (ver apéndice **B**) haciendo los siguientes cambios de variables.

$$\theta = \frac{\pi}{2} - \phi$$

y

$$b = \frac{a^2 + x^2 + y^2}{2ay} \quad (3.77)$$

Y cambiando el límite de integración donde θ varia de $\pi \rightarrow 0$ se tiene:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \int_{\pi}^0 \frac{(a - y\cos\theta)}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} (-d\theta) \quad (3.78)$$

Cambiando el orden del límite de integración al positivizar el diferencial θ se tiene:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \int_0^{\pi} \frac{(a - y\cos\theta)}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} d\theta \quad (3.79)$$

ordenando adecuadamente:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(a \int_0^{\pi} \frac{d\theta}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} + y \int_0^{\pi} \frac{-\cos\theta}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} d\theta \right) \quad (3.80)$$

De igual forma se procede para la componente B_y

$$B_y = \frac{-xia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \int_{\pi}^0 \frac{-\cos\theta}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} (-d\theta) \quad (3.81)$$

cambiando el orden de integración:

$$B_y = \frac{-xia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \int_0^{\pi} \frac{-\cos\theta}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} d\theta \quad (3.82)$$

Entonces las componentes de la inducción magnética quedan expresadas por:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(a \int_0^{\pi} \frac{d\theta}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} + y \int_0^{\pi} \frac{-\cos\theta}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} d\theta \right) \quad (3.83)$$

$$B_y = \frac{-xia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \int_0^{\pi} \frac{-\cos\theta}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} d\theta \quad (3.84)$$

Utilizando las siguientes equivalencias de las tablas de las integrales elípticas de primera especie $K(m)$ y segunda especie $E(m)$ del apéndice **B** se tendrá:

$$\int_0^{\pi} \frac{d\theta}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} = \frac{m}{2 - 2m} \sqrt{2m} E(m) \quad (3.85)$$

donde:

$$E(m) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \sqrt{1 - m\text{sen}^2\phi} d\phi \quad (3.86)$$

$$m = \frac{2}{1 + b} \quad (3.87)$$

$$\int_0^{\pi} \frac{-\cos\theta}{(b - \cos\theta)^{\frac{3}{2}}} d\theta = \sqrt{2m} K(m) - \frac{2 - m}{2 - 2m} \sqrt{2m} E(m) \quad (3.88)$$

donde:

$$K(m) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{d\phi}{\sqrt{1 - m\text{sen}^2\phi}} \quad (3.89)$$

$$m = \frac{4ay}{a^2 + x^2 + y^2 + 2ay} \quad (3.90)$$

Reemplazando se tendrán las componentes de la inducción magnética.

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(a \frac{m}{2-2m} \sqrt{2m} E(m) + y \sqrt{2m} K(m) - y \frac{2-m}{2-2m} \sqrt{2m} E(m) \right) \quad (3.91)$$

$$B_y = \frac{-xia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(-\sqrt{2m} K(m) + \frac{2-m}{2-2m} \sqrt{2m} E(m) \right) \quad (3.92)$$

A partir de estas ecuaciones se grafica el campo de dirección de la inducción magnética en el plano XY para un conductor circular. Para esto usamos el programa Matlab el cual muestra el campo de direcciones como se puede ver en la Figura 3.12.

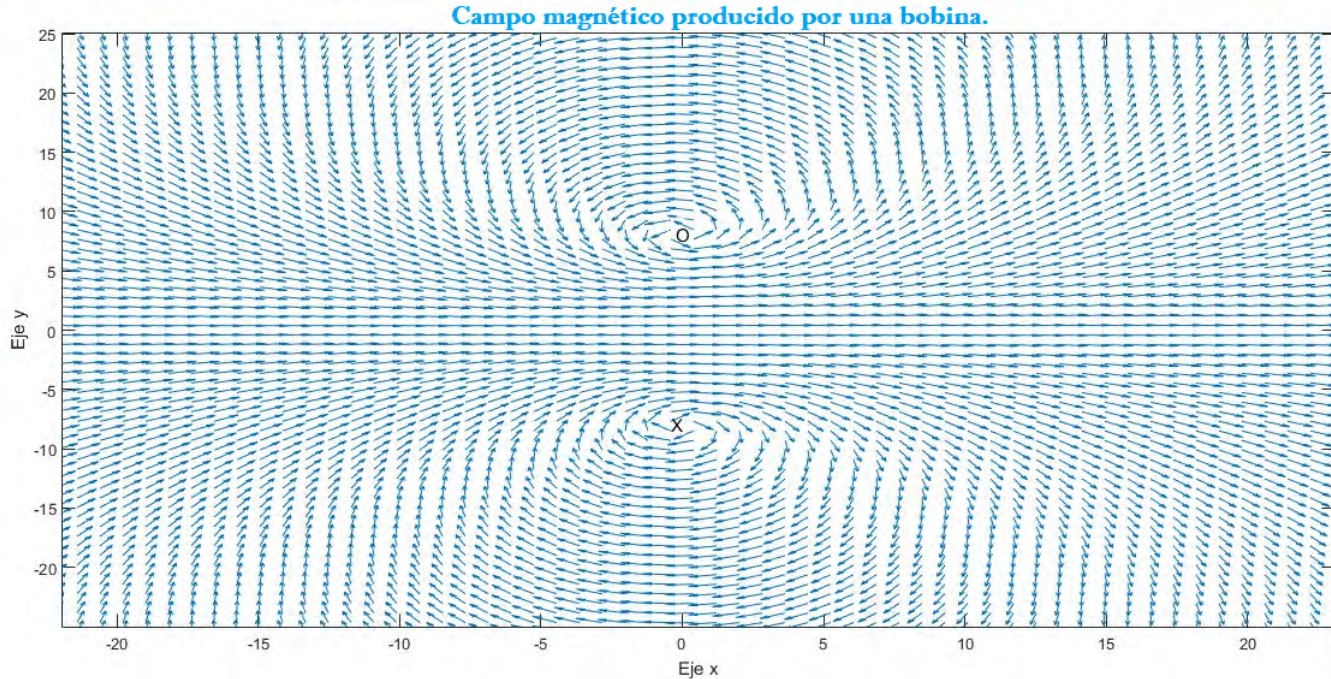


Figura 3.12: En Matlab se graficó el campo de dirección de la inducción magnética para una bobina circular en cualquier punto fuera del eje de la bobina. La imagen es de elaboración propia.

La bobina está ubicada en los puntos que corta el plano, en la Figura 3.12 las coordenadas de sus extremos son (0,1) y (0,-1). En la región comprendida en el eje de la bobina, el campo magnético es más intenso y uniforme. A medida que nos alejamos del eje de la bobina el campo se hace menos intenso y menos uniforme. Las líneas de campo magnético o inducción magnética que aparecen en la Figura 3.12 se elaboraron en base a la definición de trazo de líneas de campo magnético y utilizando los comandos y librerías de Matlab que se describen a detalle en el apéndice C.

INDUCCIÓN MAGNÉTICA EN UN PUNTO FUERA DEL EJE DE UNA BOBINA DE HELMHOLTZ

Para determinar la inducción magnética en un punto fuera del eje de la bobina de Helmholtz se parte de la Figura 3.13.

y de las siguientes ecuaciones:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \frac{(a - y \operatorname{sen}\phi)}{(a^2 + x^2 + y^2 - 2ay \operatorname{sen}\phi)^{\frac{3}{2}}} d\phi \quad (3.93)$$

$$B_y = \frac{iax\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \frac{\operatorname{sen}\phi}{(a^2 + x^2 + y^2 - 2ay \operatorname{sen}\phi)^{\frac{3}{2}}} d\phi \quad (3.94)$$

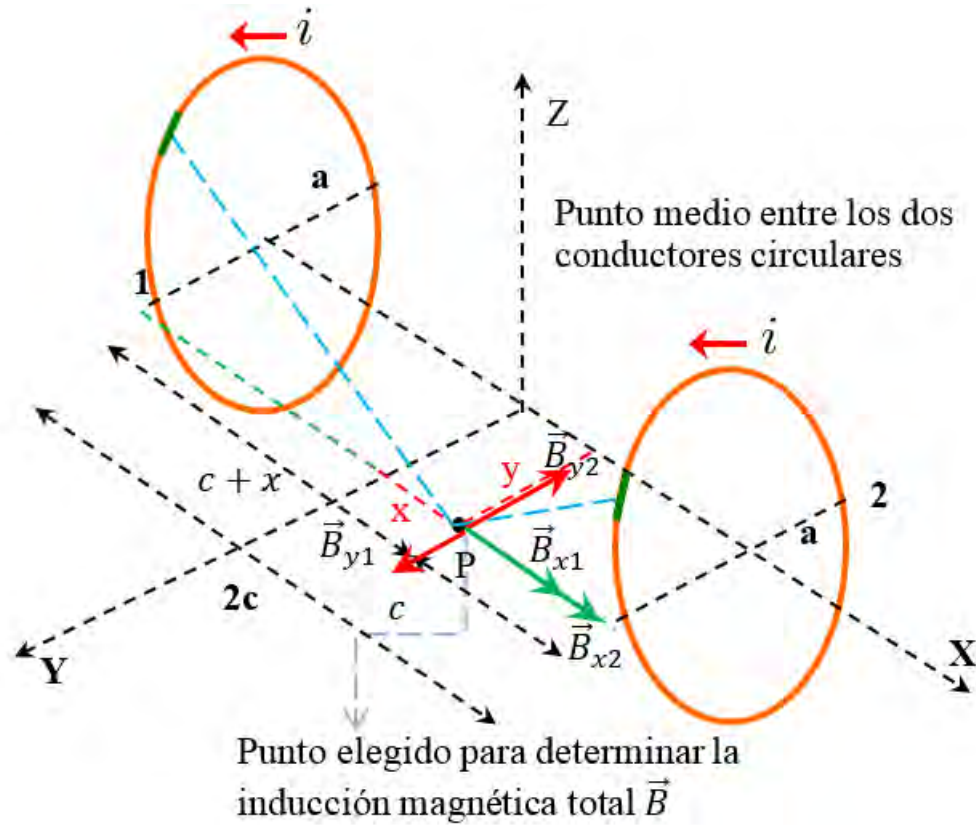


Figura 3.13: Las componentes del vector inducción magnética en un punto P generada por una bobina de Helmholtz fuera del eje de simetría de las bobinas.

La inducción magnética generada por las dos bobinas en el punto P será:

$$\vec{B} = (B_x, B_y) \quad (3.95)$$

El vector componente \vec{B}_x de la inducción magnética será la suma vectorial de las componentes de inducción magnética en el eje x de cada bobina.

$$\vec{B}_x = \vec{B}_{x1} + \vec{B}_{x2} \quad (3.96)$$

el módulo de la componente \vec{B}_x de acuerdo a la Figura 3.13 será:

$$B_x = B_{x1} + B_{x2} \quad (3.97)$$

Utilizando la ecuación:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \frac{(a - y\text{sen}\phi)}{(a^2 + x^2 + y^2 - 2a\text{y}\text{sen}\phi)^{\frac{3}{2}}} d\phi \quad (3.98)$$

las contribuciones de inducción magnética de ambas bobinas en el punto P en el eje x serán:

$$B_{x1} = \frac{ia\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \frac{(a - y\text{sen}\phi)}{(a^2 + (x+c)^2 + y^2 - 2a\text{y}\text{sen}\phi)^{\frac{3}{2}}} d\phi \quad (3.99)$$

$$B_{x2} = \frac{ia\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \frac{(a - y\text{sen}\phi)}{(a^2 + (c-x)^2 + y^2 - 2a\text{y}\text{sen}\phi)^{\frac{3}{2}}} d\phi \quad (3.100)$$

Entonces la componente B_x será:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \left(\frac{(a - y\text{sen}\phi)}{(a^2 + (x+c)^2 + y^2 - 2a\text{y}\text{sen}\phi)^{\frac{3}{2}}} + \frac{(a - y\text{sen}\phi)}{(a^2 + (c-x)^2 + y^2 - 2a\text{y}\text{sen}\phi)^{\frac{3}{2}}} \right) d\phi \quad (3.101)$$

La componente B_y de la inducción magnética será también la suma vectorial de las contribuciones de cada bobina y de acuerdo a la Figura 3.13. se tiene:

$$\vec{B}_y = \vec{B}_{y1} - \vec{B}_{y2} \quad (3.102)$$

El módulo de la componente B_y será:

$$B_y = B_{y1} - B_{y2} \quad (3.103)$$

Utilizando la ecuación:

$$B_y = \frac{iax\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \frac{\text{sen}\phi}{(a^2 + x^2 + y^2 - 2aysen\phi)^{\frac{3}{2}}} d\phi \quad (3.104)$$

las contribuciones de inducción magnética de ambas bobinas en el punto P en el eje y serán:

$$B_{y1} = \frac{ia(x+c)\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \frac{\text{sen}\phi}{(a^2 + (x+c)^2 + y^2 - 2aysen\phi)^{\frac{3}{2}}} d\phi \quad (3.105)$$

$$B_{y2} = \frac{ia(c-x)\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \frac{\text{sen}\phi}{(a^2 + (c-x)^2 + y^2 - 2aysen\phi)^{\frac{3}{2}}} d\phi \quad (3.106)$$

Entonces la componente B_y será:

$$B_y = \frac{ia\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \left(\frac{(x+c)\text{sen}\phi}{(a^2 + (x+c)^2 + y^2 - 2aysen\phi)^{\frac{3}{2}}} - \frac{(c-x)\text{sen}\phi}{(a^2 + (c-x)^2 + y^2 - 2aysen\phi)^{\frac{3}{2}}} \right) d\phi \quad (3.107)$$

Haciendo un cambio de variable con el fin de reducir las integrales

$$\theta = \frac{\pi}{2} - \phi \quad (3.108)$$

Diferenciando se tiene $d\phi = -d\theta$. También se tiene: $\text{sen}\phi = \text{cos}\theta$, haciendo el cambio de variable:

$$b_1 = \frac{a^2 + (x+c)^2 + y^2}{2ay} \quad (3.109)$$

$$b_2 = \frac{a^2 + (c-x)^2 + y^2}{2ay} \quad (3.110)$$

Reemplazando los cambios de variables en las ecuaciones de las componentes de la inducción magnética:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \left(\frac{(a-y\text{sen}\phi)}{(a^2 + (x+c)^2 + y^2 - 2aysen\phi)^{\frac{3}{2}}} + \frac{(a-y\text{sen}\phi)}{(a^2 + (c-x)^2 + y^2 - 2aysen\phi)^{\frac{3}{2}}} \right) d\phi \quad (3.111)$$

$$B_y = \frac{ia\mu_o}{2\pi} \int_{-\frac{\pi}{2}}^{\frac{\pi}{2}} \left(\frac{(x+c)\text{sen}\phi}{(a^2 + (x+c)^2 + y^2 - 2aysen\phi)^{\frac{3}{2}}} - \frac{(c-x)\text{sen}\phi}{(a^2 + (c-x)^2 + y^2 - 2aysen\phi)^{\frac{3}{2}}} \right) d\phi \quad (3.112)$$

se tiene:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \int_0^\pi \left(\frac{(a-y\text{cos}\theta)}{(b_1 - \text{cos}\theta)^{\frac{3}{2}}} + \frac{(a-y\text{cos}\theta)}{(b_2 - \text{cos}\theta)^{\frac{3}{2}}} \right) d\theta \quad (3.113)$$

De igual forma para la componente en y :

$$B_y = \frac{-(x+c)ia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \int_0^\pi \frac{-\text{cos}\theta}{(b_1 - \text{cos}\theta)^{\frac{3}{2}}} d\theta - \frac{(c-x)ia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \int_0^\pi \frac{-\text{cos}\theta}{(b_2 - \text{cos}\theta)^{\frac{3}{2}}} d\theta \quad (3.114)$$

Estas dos últimas ecuaciones se acomodan de forma que se puedan reemplazar con las integrales elípticas del apéndice D. Para la componente en B_x se tiene:

$$B_x = \frac{ia^2\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\frac{m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) + \frac{m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right) + \frac{ia y \mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_1} K(m_1) + \sqrt{2m_2} K(m_2) - \frac{2-m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) + \frac{2-m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right)$$

Para la componente en B_y se tiene:

$$B_y = \frac{-ia(x+c)\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_1} K(m_1) + \frac{2-m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) \right) - \frac{-ia(c-x)\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_2} K(m_2) + \frac{2-m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right)$$

Las integrales elípticas y las constantes son:

$$K(m_1) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{d\phi}{\sqrt{1-m_1 \text{sen}^2\phi}} \quad (3.115)$$

$$E(m_1) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \sqrt{1-m_1 \text{sen}^2\phi} d\phi \quad (3.116)$$

$$m_1 = \frac{4ay}{a^2 + (x+c)^2 + y^2 + 2ay} \quad (3.117)$$

$$K(m_2) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{d\phi}{\sqrt{1-m_2 \text{sen}^2\phi}} \quad (3.118)$$

$$E(m_2) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \sqrt{1-m_2 \text{sen}^2\phi} d\phi \quad (3.119)$$

$$m_2 = \frac{4ay}{a^2 + (c-x)^2 + y^2 + 2ay} \quad (3.120)$$

Finalmente, podemos escribir las componentes B_x y B_y de la inducción magnética total en función del número de vueltas N y tendremos las siguientes ecuaciones para las componentes:

$$B_x = \frac{iNa^2\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\frac{m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) + \frac{m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right) + \frac{iNay\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_1} K(m_1) + \sqrt{2m_2} K(m_2) - \frac{2-m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) \right) + \frac{iNay\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\frac{2-m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right) \quad (3.121)$$

$$B_y = \frac{-iNa(x+c)\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_1} K(m_1) + \frac{2-m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) \right) - \frac{-iNa(c-x)\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_2} K(m_2) + \frac{2-m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right) \quad (3.122)$$

Teniendo las componentes de la inducción magnética en cualquier punto fuera del eje de la bobina de Helmholtz, se trazan las líneas de inducción magnética en el plano XY. Utilizando el software Matlab tendremos de manera visual la disposición de los vectores inducción magnética (color azul) en toda la zona de experimentación y en las proximidades de las bobinas como se muestra en la Figura 3.14

Campo magnético producido por una bobina de Helmholtz

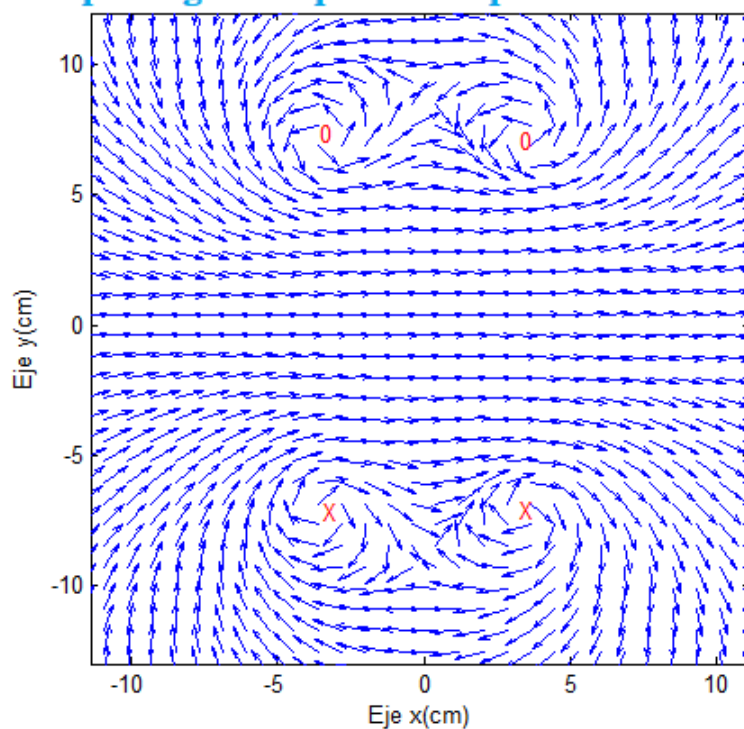


Figura 3.14: Vectores de inducción magnética de color azul de la bobina de Helmholtz visto de frente, con la corriente saliendo de (0) y entrando en (X) en el plano del papel. La imagen es de elaboración propia.

Las líneas de campo magnético que forman los vectores de inducción magnética son uniformes en el eje de la bobina y en la zona de experimentación. En el punto medio del eje de simetría de la bobina de Helmholtz el campo magnético es intenso, mientras que en las regiones alejadas de las espiras el campo magnético es débil. Ambas espiras llevan la corriente en la misma dirección. La simulación, la programación y el análisis numérico se realizó en el software Matlab.

Los comandos en Matlab del modelo matemático de las bobinas de Helmholtz para obtener las figuras de los vectores de inducción magnética y las isosuperficies se pueden ver en el apéndice C. La superficie del campo magnético total se puede graficar en 3D y observar la intensidad y uniformidad del campo magnético en la zona de experimentación de las bobinas de Helmholtz, como se puede ver en la figura 3.15.

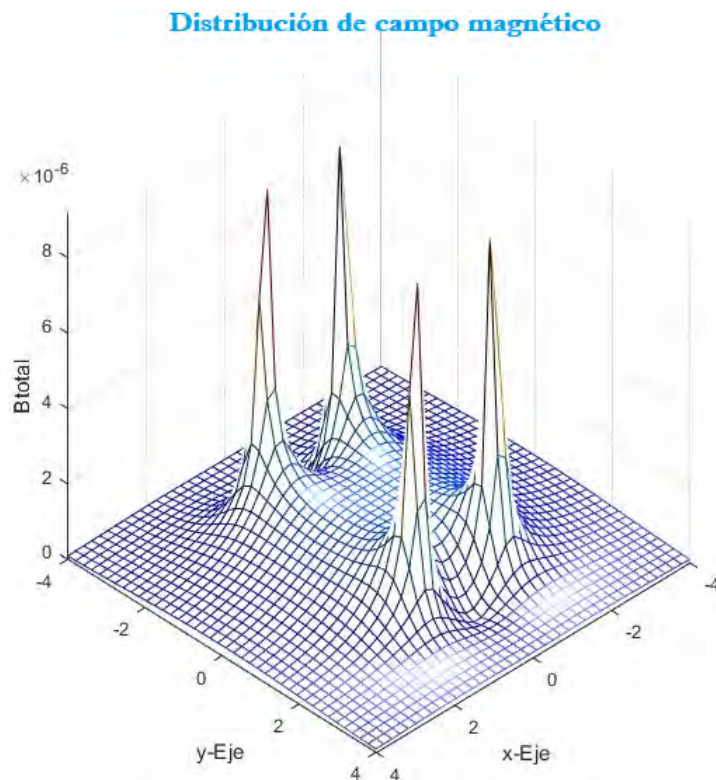


Figura 3.15: Distribución de campo magnético visto en 3D de una bobina de Helmholtz, donde la uniformidad de campo se observa en el medio de los cuatro picos (los picos corresponden a la ubicación de las bobinas). La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.

Girando el gráfico 3D podemos tener una vista superior, es decir, proyectando toda las superficies al plano x - y , las superficies de color turquesa representan la homogeneidad del campo magnético de la bobina de Helmholtz como se ve en la figura 3.16.

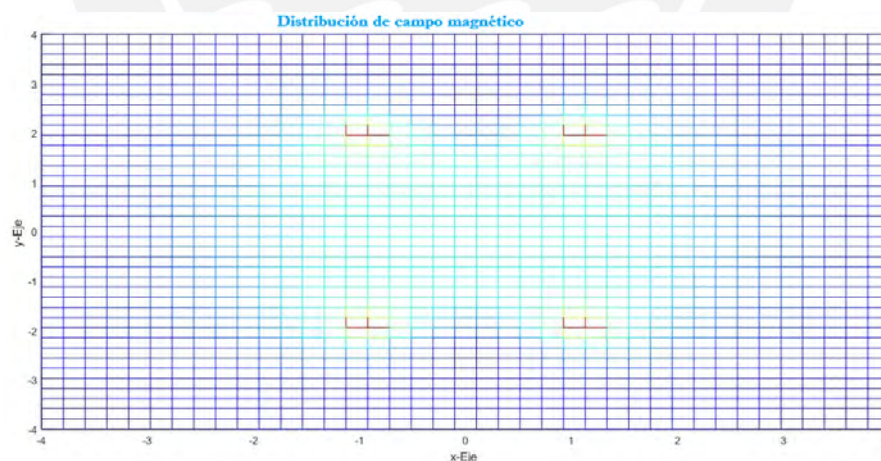


Figura 3.16: Campo magnético de una bobina de Helmholtz visto desde arriba, donde la uniformidad de campo se observa en la zona de experimentación. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.

Para el análisis numérico, escribiremos los comandos en el Matlab para simular la distribución de la inducción magnética de una bobina de Helmholtz teniendo como variables la corriente eléctrica i , el número de espiras N y el radio de la bobina a . La Figura 3.17 es el resultado de la simulación del modelo matemático de las ecuaciones 3.121 y 3.122 de la distribución del campo magnético para la bobina grande de Helmholtz (así denominaremos en todo el trabajo

de tesis a la bobina de mayor radio). Son tres pares de bobinas de Helmholtz que se colocarán en disposición triaxial. La bobina grande tiene como radio $a = 35.8\text{cm}$, número de vueltas de las espiras $N = 179$ y corriente eléctrica máxima $i = 3.7\text{A}$.

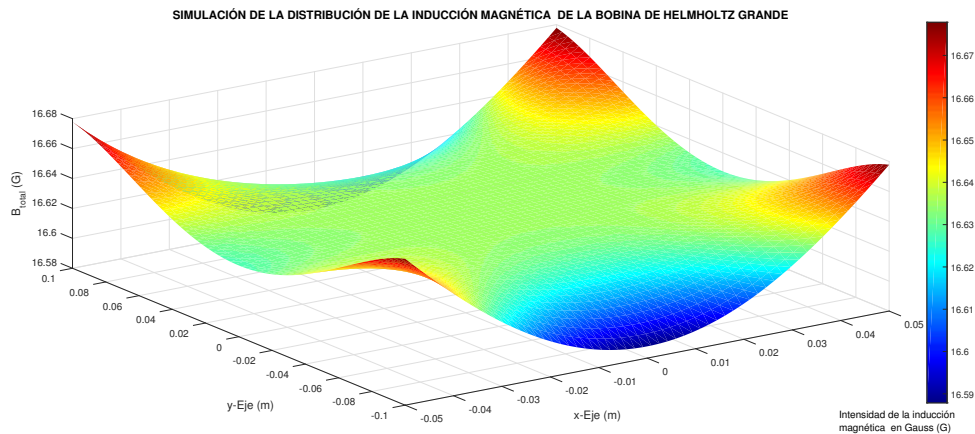


Figura 3.17: Simulación del modelo matemático en Matlab de la distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz grande y su homogeneidad en la zona de experimentación. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.

Todas las isosuperficies las proyectamos en el plano x-y para ver la distribución de la inducción magnética en la zona de experimentación de la bobina de Helmholtz. Como se ve el campo magnético en la figura 3.18 es homogéneo en la región central de experimentación donde las isosuperficies están en color verde limón. El mayor valor de intensidad de inducción magnética cuyas isosuperficies de color marrón se encuentran alrededor de las bobinas de Helmholtz como podemos ver en la figura 3.18.

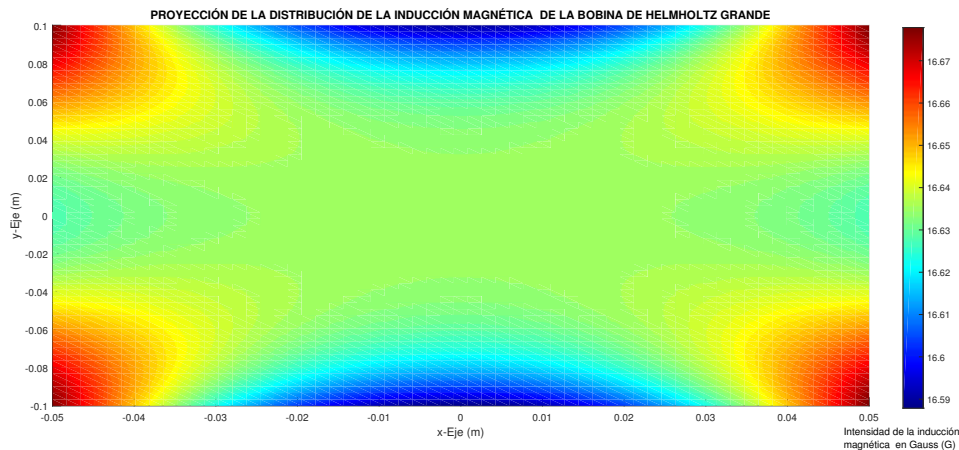


Figura 3.18: Distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz grande en el plano XY. Se puede ver que la homogeneidad del campo es en las coordenadas (0,0) de las bobinas. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.

De la misma forma, simulamos para la bobina de Helmholtz mediana (segundo par de bobinas) la cual tendrá como radio $a = 32.75\text{cm}$, número de vueltas de las espiras $N = 164$ y corriente eléctrica máxima $i = 3.7\text{A}$. En la Figura 3.19 tenemos las isosuperficies y la distribución de las intensidades de la inducción magnética en unidades de Gauss.

Proyectamos las isosuperficies en el plano x-y. Se observó que la intensidad de la inducción magnética es homogénea en toda la zona de experimentación alcanzando niveles de homogeneidad en el intervalo de 16.66 G y 16.68 G como se ve en la figura 3.20.

Por último, simulamos para la bobina de Helmholtz pequeña (tercer par de bobinas) la cual tendrá como radio $a = 28.75\text{cm}$, número de vueltas de las espiras $N = 144$ y corriente

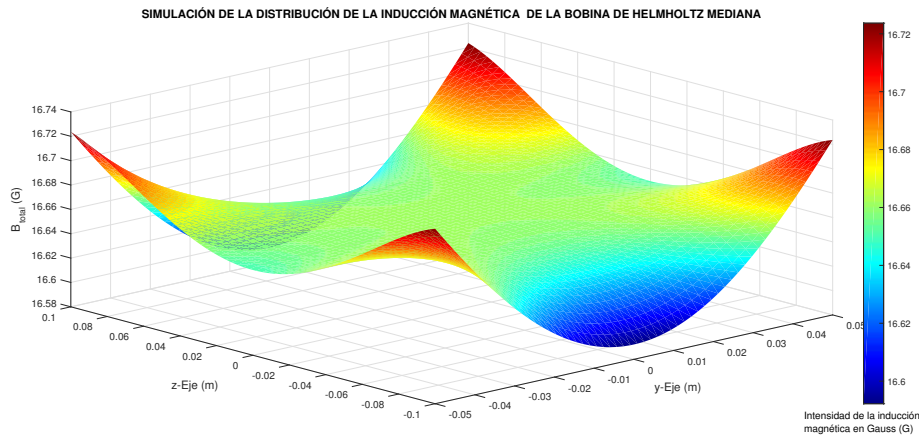


Figura 3.19: Simulación del modelo matemático en Matlab de la distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz mediana y su homogeneidad en la zona de experimentación. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.

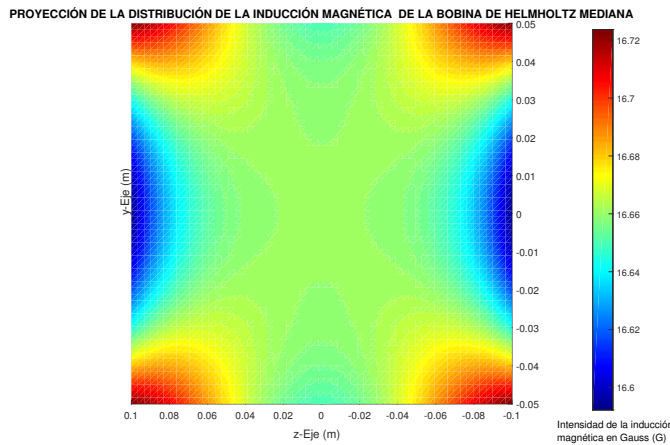


Figura 3.20: Distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz mediana en el plano XY. Se puede ver que la homogeneidad del campo es en las coordenadas (0,0) de las bobinas. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.

eléctrica máxima $i = 3.7A$. En la Figura 3.21 tenemos las isosuperficies y la distribución de las intensidades de la inducción magnética en unidades de Gauss.

Proyectamos las isosuperficies en el plano x-y. Se observó que la intensidad de la inducción magnética es homogénea en toda la zona de experimentación alcanzando niveles de homogeneidad en el intervalo de 16.66 G y 16.68 G como se ve en la Figura 3.22.

Los comandos en el Matlab para visualizar los gráficos se pueden obtener del apéndice C.

SIMULACIÓN DEL CAMPO MAGNÉTICO PULSADO

La simulación en Simulink de Matlab en las bobinas de Helmholtz de la respuesta de la inducción magnética ante una corriente pulsada, está dada a partir de la ecuación de la inducción magnética de la bobina de Helmholtz en estado estacionario, es decir, con una corriente constante. Si la corriente eléctrica es una función del tiempo, entonces la inducción magnética en las bobinas de Helmholtz también será una función del tiempo, entonces la ecuación:

$$B = \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_0 i N}{a} \quad (3.123)$$

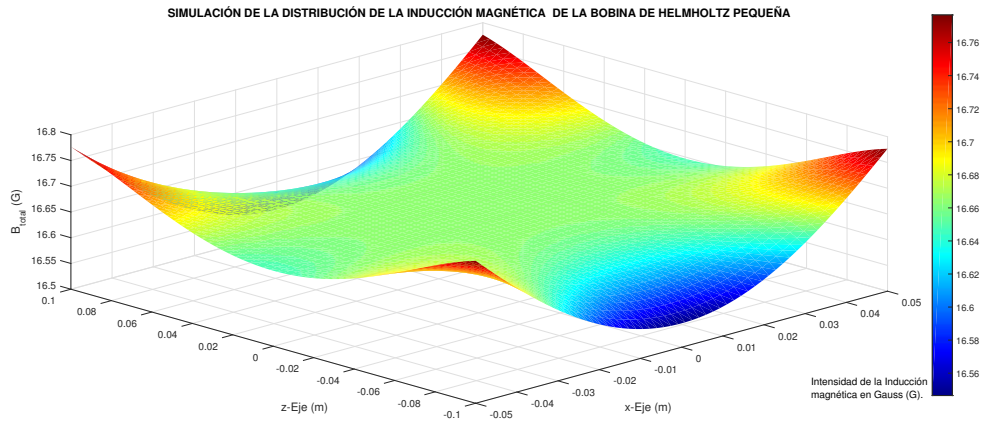


Figura 3.21: Simulación del modelo matemático en Matlab de la distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz pequeña y su homogeneidad en la zona de experimentación. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.

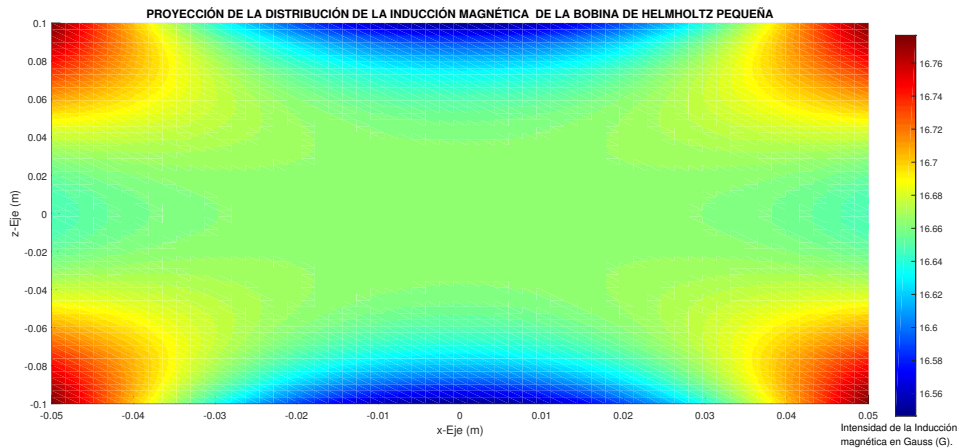


Figura 3.22: Distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz pequeña en el plano XY. Se puede ver que la homogeneidad del campo es en las coordenadas (0,0) de las bobinas. La imagen es elaboración propia, resultado de la simulación.

Será una función del tiempo:

$$B(t) = \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_o N}{a} i(t) \quad (3.124)$$

Esta última ecuación en función del voltaje $\varepsilon(t)$ estará dado por:

$$B(t) = \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_o N}{aR} \varepsilon(t) + \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_o N}{aL} \int \varepsilon(t) dt \quad (3.125)$$

Donde R es la resistencia eléctrica del cable conductor y L es la Inductancia de la bobina. Entonces se realiza una transformada de Laplace con la finalidad de encontrar la función de transferencia.

$$B(s) = G(s)\varepsilon(s) \quad (3.126)$$

La función de transferencia será.

$$G(s) = \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \frac{\mu_o N}{a} \left(\frac{1}{R} + \frac{1}{Ls}\right) \quad (3.127)$$

Reemplazamos los valores de permeabilidad magnética μ_o y a partir de la geometría obtenida en la simulación del Solid Work damos valores del radio de las bobinas a , el número de vueltas

N que se obtienen a partir del tamaño del carril de la bobina. También podemos dar valores para la resistencia eléctrica R y la inductancia magnética L a partir de la longitud del cable enrollado. Todos estos valores de la bobina de Helmholtz fueron reemplazados en la función de transferencia y tenemos:

$$G(s) = \frac{1 + 14s}{50s} \quad (3.128)$$

El diagrama de bloques se puede ver en la Figura 3.20:

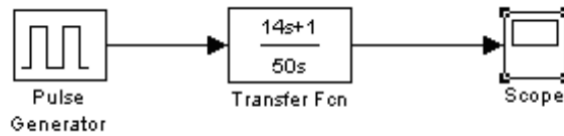


Figura 3.23: Simulación en Matlab diagrama de bloque de Simulink

Como lo esperado, la respuesta ante una señal de corriente de pulsada en las bobinas de Helmholtz, genera una inducción magnética pulsada incluyendo los aspectos de inducción entre las bobinas.

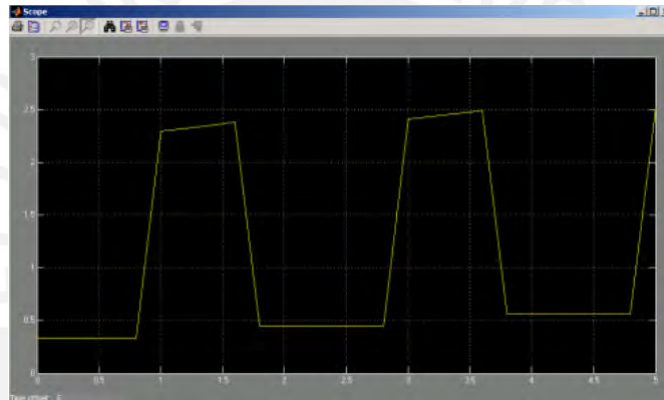


Figura 3.24: Simulación del pulso magnético en las bobinas de Helmholtz

La respuesta transitoria de la figura 3.24 es el esperado, ya que los tratamientos terapéuticos con los PEMF requieren que el campo magnético sea pulsado.

3.4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL ESTIMULADOR DE CRECIMIENTO ÓSEO

DISEÑO DE LAS BOBINAS DE HELMHOLTZ

Las bobinas generan un campo magnético uniforme sobre una región del espacio, con una geometría específica donde el radio es igual al espaciado entre las bobinas. La generación del campo magnético puede ser estática o variable en el tiempo. La intensidad del campo magnético generado es proporcional al número de vueltas del conductor y a la corriente aplicada; pero inversamente proporcional al espaciado entre las bobinas.

Se desarrolló un conjunto de tres pares de bobinas de Helmholtz (grande, mediana y pequeña), las cuales primero se desarrollaron sobre una masa de aluminio y luego se procedió a tornearse con las especificaciones del programa Solid Work las bobinas presentan las siguientes características técnicas:

Tipo de bobina	Número de vueltas	Diámetro de las bobinas	Dimensiones exteriores del carril	Dimensiones internas del carril
Grande	179	71.6	2.5 cm x 2.5 cm	2 cm x 2 cm
Mediana	164	65.5	2.5 cm x 2.5 cm	2 cm x 2 cm
Pequeña	144	57.5	2.5 cm x 2.5 cm	2 cm x 2 cm

Tabla 3.2: Tamaño de las bobinas, especificaciones mecánicas y número de vueltas con cable esmaltado.

El número de vueltas se determinó a partir de las dimensiones de los carriles y de la corriente eléctrica que circula por ellas. La distancia entre las bobinas es igual al radio a de las bobinas ya que en esta disposición se tiene la mejor uniformidad, es decir, el vector de inducción magnética en la zona de experimentación de las bobinas de Helmholtz es constante.

Las bobinas fueron devanadas con cobre esmaltado en la tabla 3.3 presentamos sus características eléctricas.

Tipo de bobina	Resistencia eléctrica a $20^{\circ}C$ ($\frac{\Omega}{kg}$)	Corriente máxima Eléctrica (A)	Temperatura máxima ($^{\circ}C$) que soporta el cable esmaltado al paso de la corriente	Autoinductancia (μH)
Grande	1.12	3.7	200	40
Mediana	1.12	3.7	200	33
Pequeña	1.12	3.7	200	32

Tabla 3.3: Especificaciones eléctricas de las bobinas de Helmholtz. Las cuales fueron obtenidas del fabricante y la autoinducción determinada por Coil Inductance Calculator.[107]

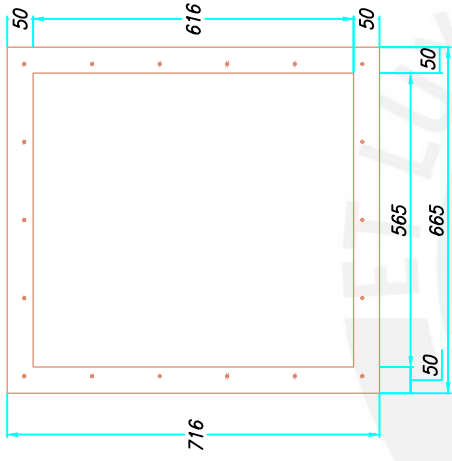
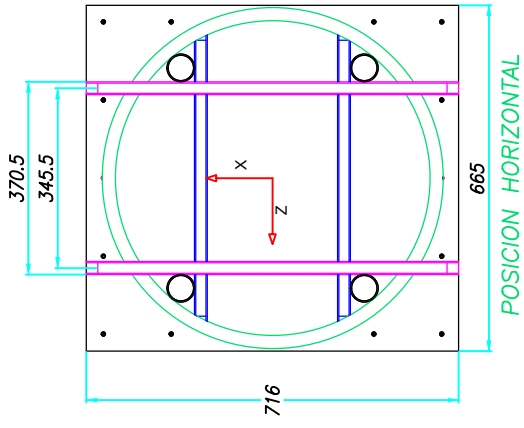
Las especificaciones técnicas que utilizamos para la construcción de las bobinas de Helmholtz son:

1. The calculation and measurement of Helmholtz coil fields of Army Research laboratory (1994) [108].
2. ANSI/ASTM A698-74, American National Standard, Standard Test Method for Magnetic Shield Efficiency in Attenuating Alternating Magnetic Fields (1974).

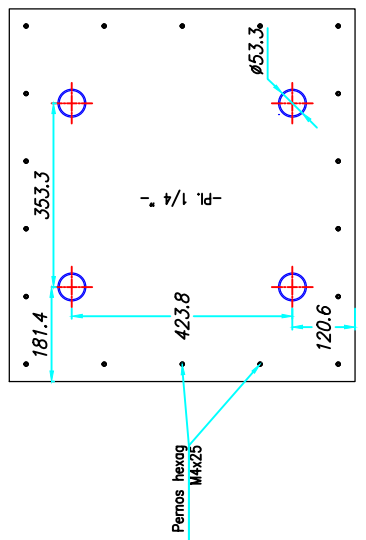
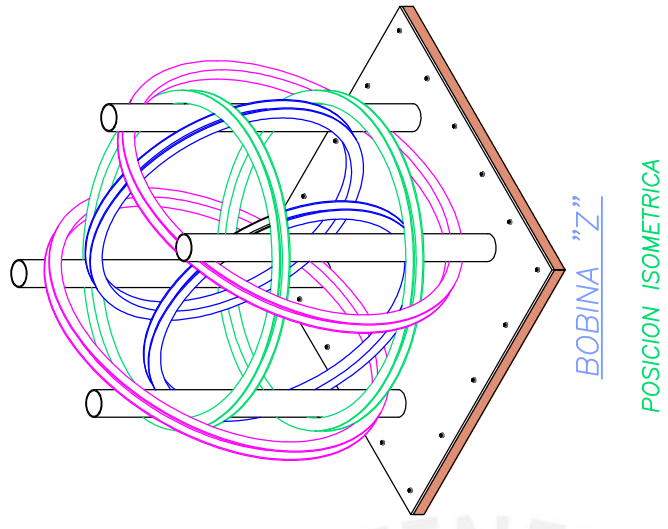
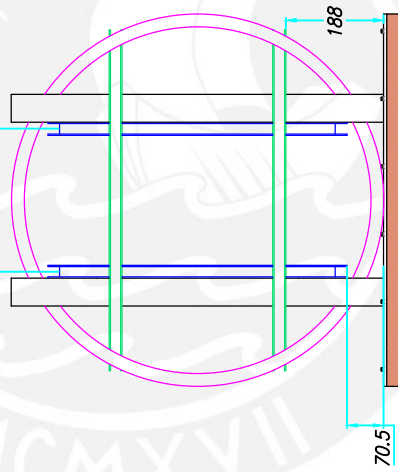
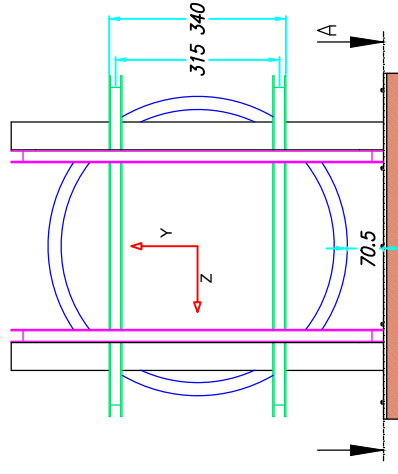
Para el diseño y la construcción de las bobinas de Helmholtz se hizo una revisión minuciosa de la bibliografía tomando las siguientes citaciones como Ruark [109], Cacak [110], Franzen [111], Wang [112] y McKeehan [113] de las más importantes.

PLANOS DE LAS BOBINAS DE HELMHOLTZ

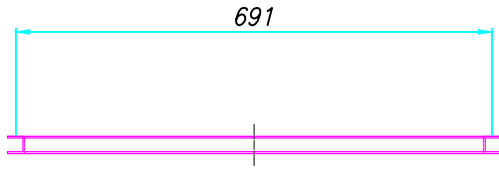
Los planos corresponden a los tres pares de bobinas de Helmholtz en disposición triaxial y de forma individual. La que se denominó bobina grande es aquella que tiene mayor diámetro. La bobina pequeña es la de diámetro menor, y la bobina mediana es la que está comprendida entre el diámetro mayor y el diámetro menor. Las bobinas fueron diseñadas con la ayuda del software Solid Work.



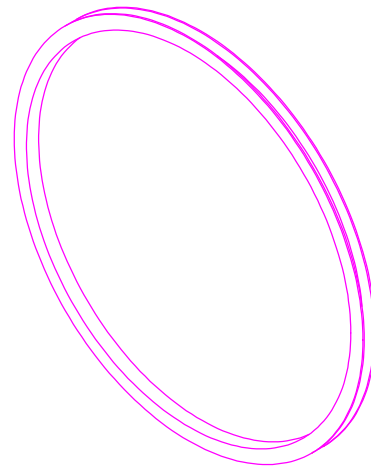
—bastidor marco de madera (los agujero son en la misma disposicion que los del plano del bastidor del ensamble(bobina—unsaac—004)



MAESTRIA EN INGENIERIA BIOMEDICA		PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATOLICA DEL PERÚ	
DISEÑADO POR : GONZALO SUAREZ		BOBINA DE HELMHOLTZ	
DIBUJADO POR : GONZALO SUAREZ		DISPOSICION GENERAL	
REVISADO POR : LUIS VILCAHUAMAN		PLANO NUMERO : BOBINA-PUCP-005	HOJA : 5 DE 5
APROBADO POR : LUIS VILCAHUAMAN		ESCALA : 1/1	UNIDADES : mm
FECHA : NOVIEMBRE-2017		REV. : -	
ESTE PLANO Y SU CONTENIDO SON PROPIEDAD INTELECTUAL		PROHIBIDA SU REPRODUCCION SIN PREVIA AUTORIZACION	

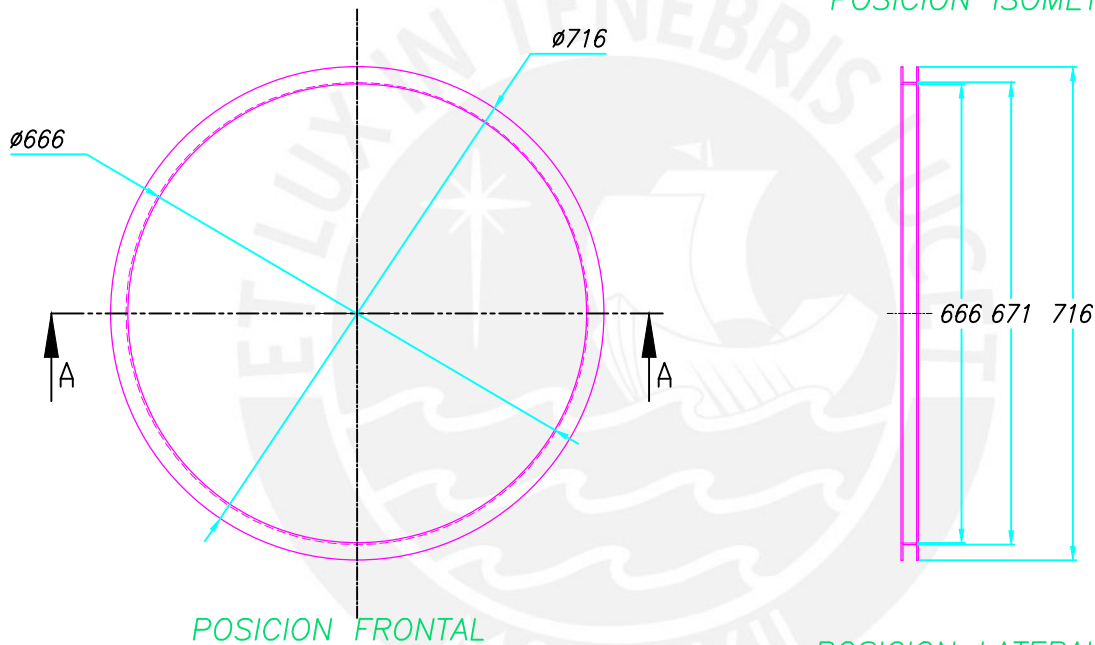


POSICION HORIZONTAL



BOBINA "Z"

POSICION ISOMETRICA



POSICION FRONTAL

POSICION LATERAL



SECCION A-A

MAESTRIA EN INGENIERIA BIOMEDICA

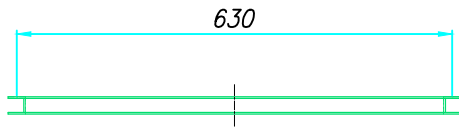
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

BOBINA DE HELMHOLTZ

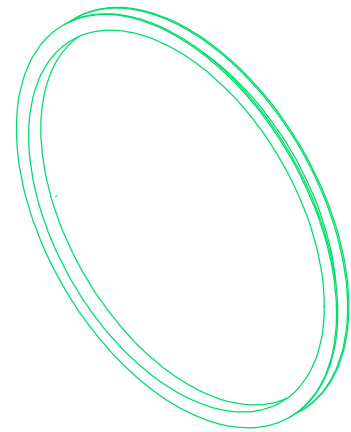
BOBINA "Z"

DISEÑADO POR :	GONZALO SUAREZ
DIBUJADO POR :	GONZALO SUAREZ
REVISADO POR :	LUIS VILCAHUAMAN
APROBADO POR :	LUIS VILCAHUAMAN

PLANO NUMERO :	HOJA :	REV. :
	1 DE 5	-
FECHA :	ESCALA :	UNIDADES :
NOVIEMBRE-2017	1/1	mm
Nro. PROYECTO :		

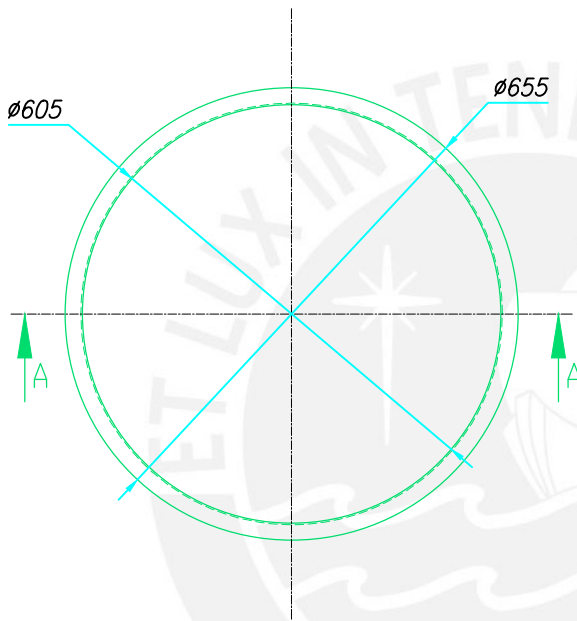


POSICION HORIZONTAL

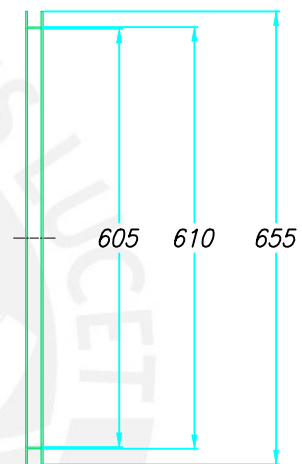


BOBINA "Y"

POSICION ISOMETRICA




POSICION FRONTAL

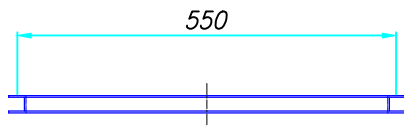


POSICION LATERAL

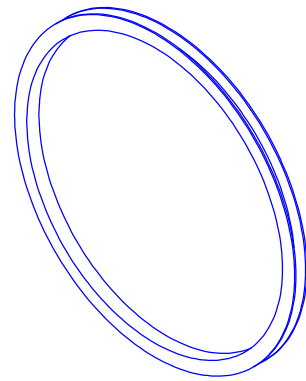


SECCION A-A

	MAESTRIA EN INGENIERIA BIOMEDICA	PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ			
		BOBINA DE HELMHOLTZ			
BOBINA "Y"					
DISEÑADO POR : GONZALO SUAREZ		PLANO NUMERO : BOBINA-PUCP-001	HOJA : 2 DE : 5	REV. : -	
DIBUJADO POR : GONZALO SUAREZ		APROBADO POR : LUIS VILCAHUAMAN	FECHA : NOVIEMBRE-2017	ESCALA : 1/1	UNIDADES : mm
ESTE PLANO Y SU CONTENIDO SON PROPIEDAD INTELECTUAL		PROHIBIDA SU REPRODUCCION SIN PREVIA AUTORIZACION			

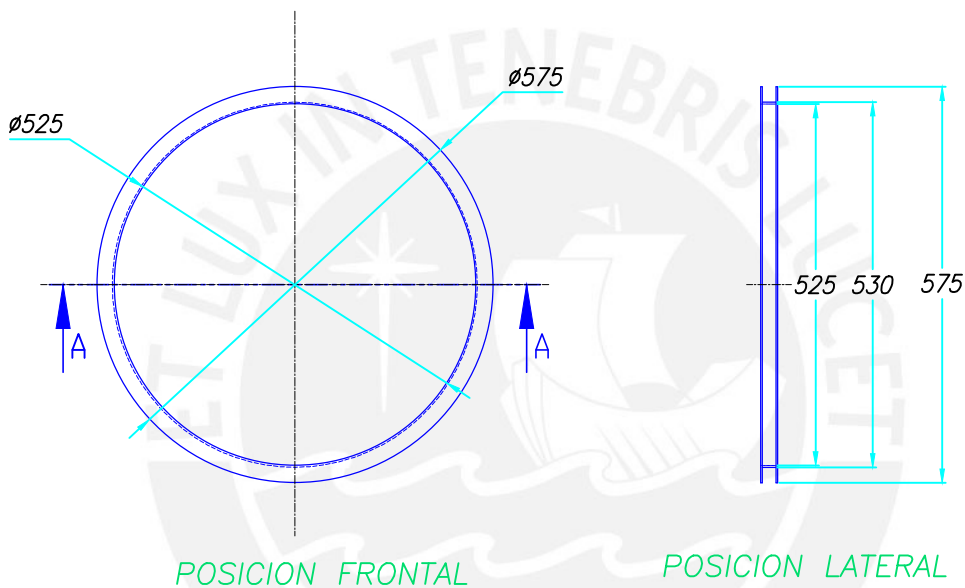


POSICION HORIZONTAL



BOBINA "X"

POSICION ISOMETRICA

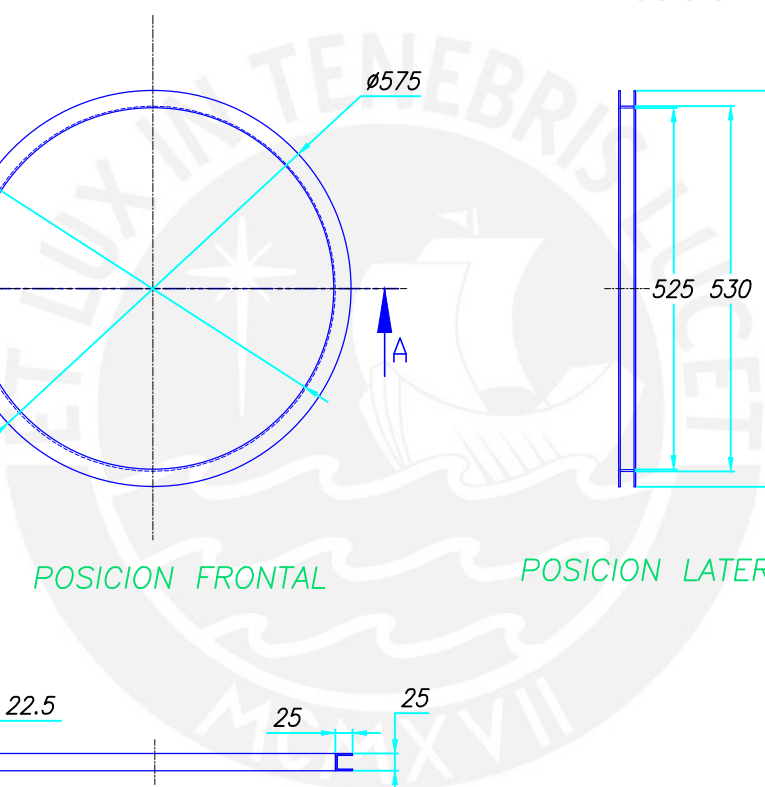


POSICION FRONTAL

POSICION LATERAL



SECCION A-A

	MAESTRIA EN INGENIERIA BIOMEDICA	PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ			
		BOBINA DE HELMHOLTZ			
BOBINA "X"					
DISEÑADO POR : GONZALO SUAREZ		PLANO NUMERO : BOBINA-PUCP-001	HOJA : 3 DE : 5	REV. : -	
DIBUJADO POR : GONZALO SUAREZ		APROBADO POR : LUIS VILCAHUAMAN	FECHA : NOVIEMBRE-2017	ESCALA : 1/1	UNIDADES : mm
ESTE PLANO Y SU CONTENIDO SON PROPIEDAD INTELECTUAL		PROHIBIDA SU REPRODUCCION SIN PREVIA AUTORIZACION			

DISEÑO DE LAS BOBINAS DE HELMHOLTZ PARA APLICACIÓN CLÍNICA

La terapia electromagnética de pulso electromagnético es referida por los médicos para el manejo clínico del hueso y su curación, reparación del tejido dañado y como remedio rápido para el dolor. El PEMF es una de las técnicas de reparación común utilizadas por la ortopedia para tratar la fractura sin unión y pseudoartrosis congénita. En el caso de la curación del hueso se utilizan pulsos magnéticos (PEMF) a través del tejido lesionado. Cada pulso magnético induce una pequeña señal eléctrica que estimula la reparación celular [114].



(a) Extremidades del maniqui dentro del estimulador (b) Estimulador clínico con todos los materiales para su construcción



(c) Magnetómetro FW Bell y el Xplore GLX utilizados para calibrar y medir la inducción magnética

Figura 3.25: Prototipo de estimulación magnética para reparación ósea y los componentes para su construcción y validación.

En la literatura que se revisó no se encontró el mecanismo de la regeneración debido a la interacción de la inducción magnética pulsada. Por este motivo se decidió orientar el trabajo al estudio de los PEMF para en un futuro estudiar los mecanismos de interacción siendo el primer paso la construcción de un primer prototipo de PEMF. Las bobinas generan un campo magnético uniforme sobre una región del espacio, con una geometría específica donde el radio es igual al espaciamiento entre bobinas. La generación del campo magnético puede ser

estática o variable en el tiempo. La intensidad del campo magnético generado es proporcional al número de vueltas del conductor y a la corriente aplicada; pero inversamente proporcional al espaciamiento entre las bobinas.

Se dispusieron las bobinas de manera triaxial de manera que pueda ingresar una extremidad completa para un tratamiento clínico. El prototipo de estimulación de reparación y crecimiento óseo se diseñó en base a las medidas del modelo estándar de un hombre siguiendo la referencia del Handbook of Mathematical Scientific and Engineering, capítulo 26 Biomedical Technology, página 933. Se debe considerar los detalles geométricos de las bobinas de Helmholtz, las propiedades magnéticas de la forma y de los devanados, los efectos de aislamiento del conductor y las diferentes imperfecciones del devanado [115]. El sistema de exposición PEMF tiene tres componentes: el generador de señal, el amplificador y el generador de campo electromagnético. Para determinar la uniformidad del campo magnético se utilizaron los magnetómetros más sensibles para calibrar a los Gaussímetros diseñados y construidos como parte de la presente tesis. Los rangos sugeridos para la regeneración celular y con efectos antiinflamatorios son de 0 - 50 Hz y una intensidad de 0.2 a 2.6 Gauss [116].

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL GAUSSÍMETRO

EFEECTO HALL Y SENSOR DE EFECTO HALL

Si una corriente eléctrica fluye a través de un conductor plano y delgado situado en un campo magnético, el campo ejerce una fuerza magnética que desplaza a los portadores de carga móviles hacia un extremo del conductor. Esto dará como resultado un voltaje V_H medible entre los dos lados del conductor debido a que el conductor se carga negativamente en un extremo y en el extremo opuesto se carga positivamente, como se muestra en la figura 3.26. La presencia de este voltaje trasversal medible se llama efecto Hall.

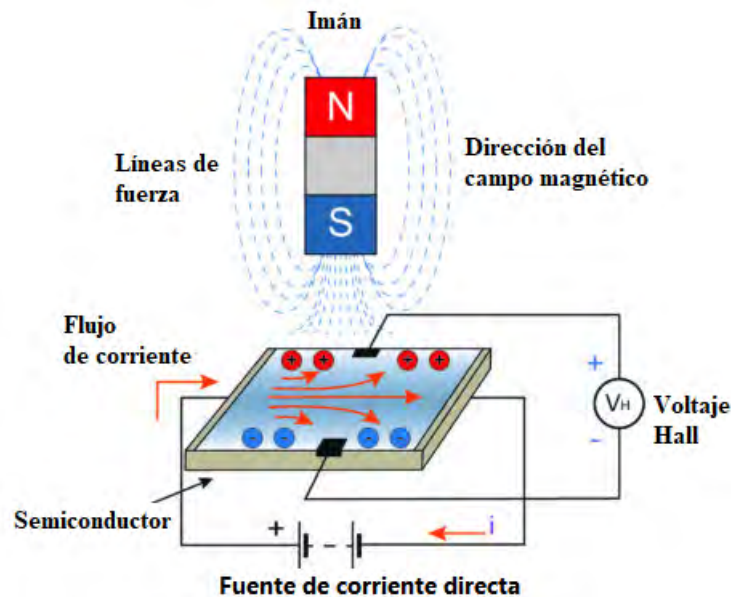


Figura 3.26: Efecto Hall sobre un conductor delgado y plano [152].

El sensor de efecto Hall, o simplemente sensor Hall o sonda Hall, es usado para las medidas de inducción magnética haciendo uso del efecto Hall. Se coloca una sonda Hall de película fina en el campo magnético y se mide el voltaje transversal V_H (del orden de microvoltios).

ACONDICIONAMIENTO ELECTRÓNICO DEL SENSOR HALL

El acondicionamiento del circuito electrónico para obtener la señal de campo magnético pulsado requiere de conocer factores de respuestas eléctricas del sensor Hall como también los factores electrónicos de los componentes que se van a usar en el acondicionamiento del circuito electrónico. A continuación describimos todas las etapas que se siguió en el acondicionamiento del circuito electrónico:

1. **Balaneo del sensor Hall:** también denominado puesta a cero del sensor Hall. En la práctica existe un voltaje a través de los dos contactos sobre el cristal conductor del sensor de Hall aún cuando el campo magnético es cero, debido a que no es posible colocar los contactos exactamente al frente de cada uno en el cristal conductor. Así que el voltaje de alimentación está superpuesto en un fragmento de los contactos, para superar este problema se utiliza un potenciómetro paralelamente con el sensor para contrarrestar este voltaje, mostrando una lectura de cero voltios o de campo magnético de cero Teslas. Para tal fin, instalamos un potenciómetro de $25k\Omega$ paralelo al sensor Hall y conectamos un voltímetro, como se muestra en la Figura 3.27, hasta que se ponga a cero.

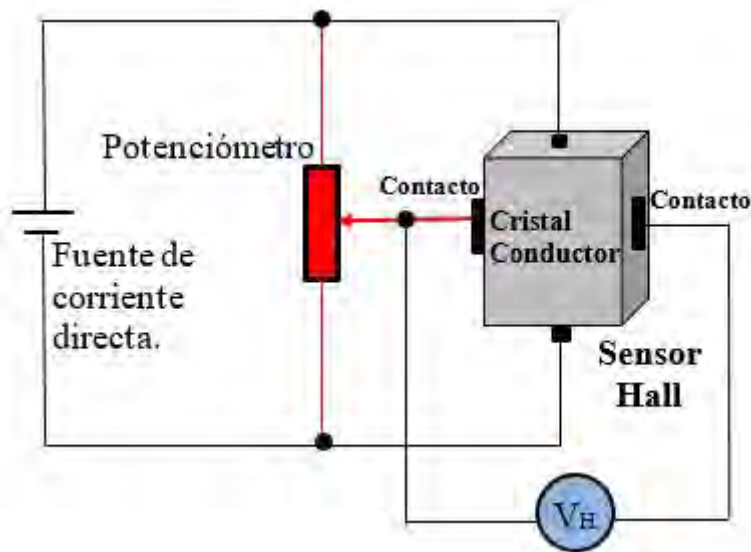


Figura 3.27: Los contactos en las caras laterales del cristal conductor no son paralelos, por tanto, el voltaje $V_H \neq 0$. Se pone a cero el voltaje V_H con un potenciómetro, a este procedimiento se denomina balanceo del sensor Hall

La disposición del potenciómetro también puede ser utilizado para igualar el valor de la intensidad del campo magnético con el valor del voltaje de salida del sensor, por ejemplo si tenemos un campo magnético conocido como de 5 Gauss, utilizando el potenciómetro se puede poner el voltaje a 5 voltios.

2. **Etapas de amplificador diferencial:** para encontrar la respuesta eléctrica entre los dos pines del sensor Hall, fue necesario encontrar un voltaje de salida V en términos de los voltajes V_1 y V_2 de los pines del sensor Hall. Para tal objetivo se utilizó la disposición de amplificador diferencial tal como se muestra en la siguiente figura:

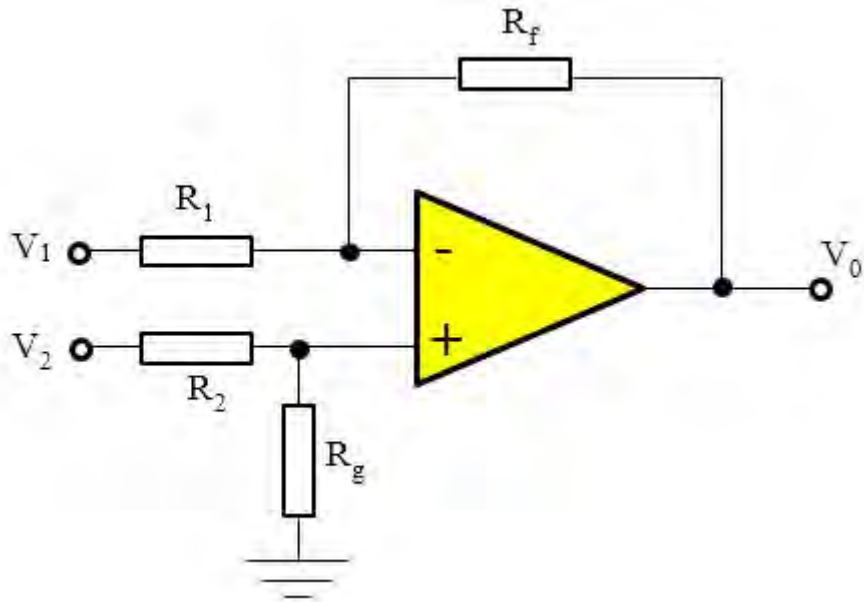


Figura 3.28: Diagrama esquemático del amplificador diferencial

La ganancia fue de 10 para visualizar el pulso con menos distorsión de acuerdo a la ficha del fabricante.

Se tomó esta consideración porque el campo magnético generado es pulsado y se requirió analizar la forma de onda.

3. **Etapas de alimentación del sensor:** la alimentación fue acondicionada por un par de reguladores L7805 para obtener una alimentación de +5 V y -5 V que requiere el sensor Hall como se muestra en la Figura 3.29.

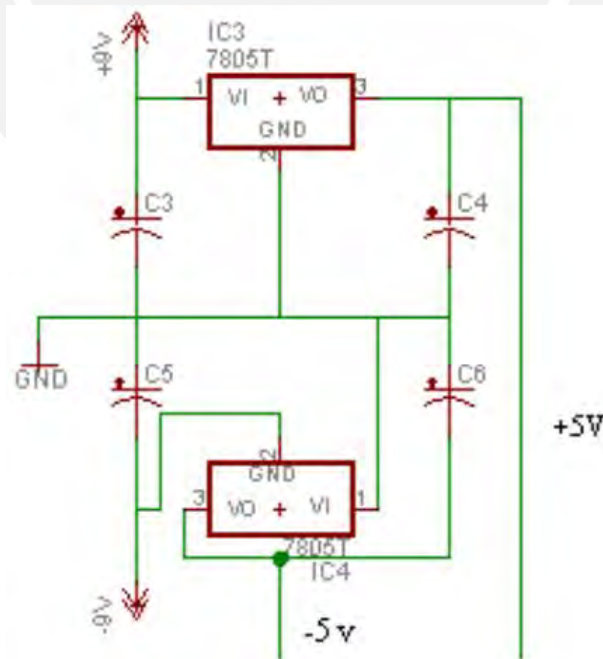


Figura 3.29: Alimentación del sensor a 5 V

4. **Diseño del circuito electrónico del sensor:** considerando todas las etapas señaladas

en los ítems anteriores, se procedió a implementar el circuito para el sensor como se muestra en la Figura 3.30.

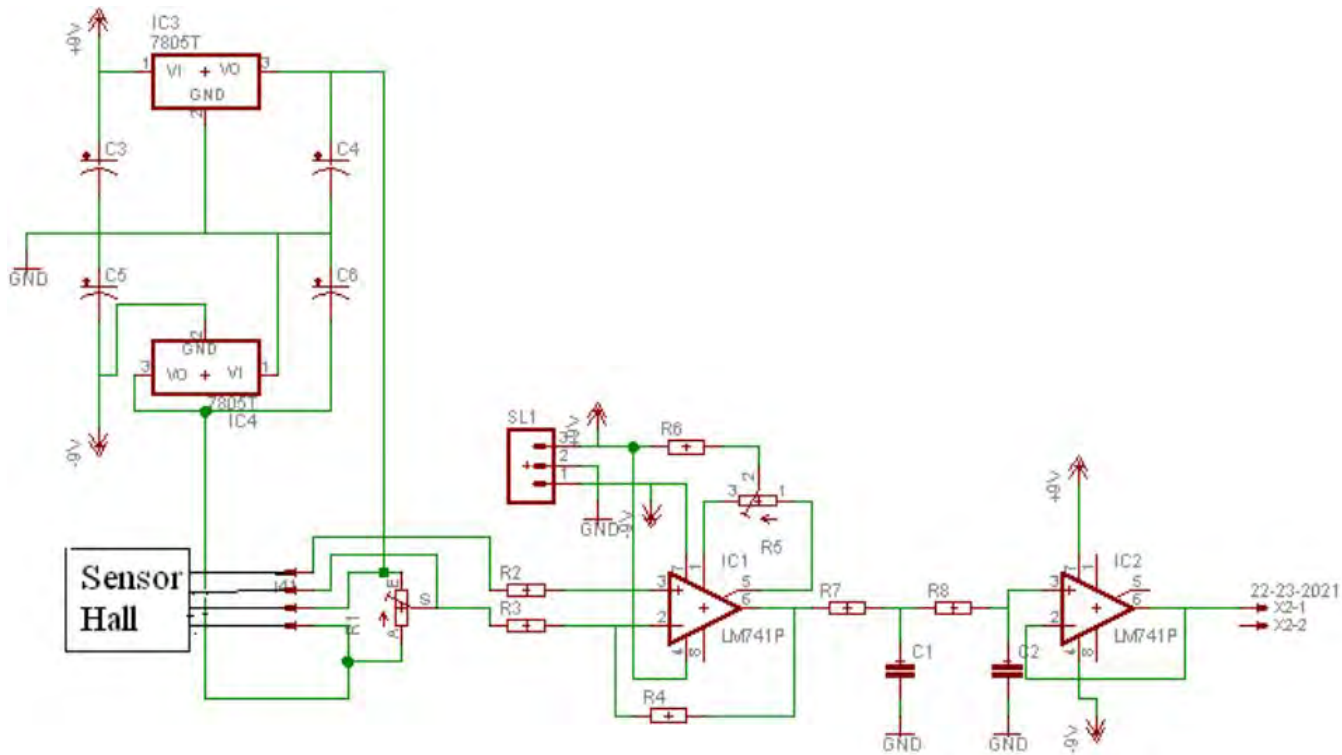


Figura 3.30: Plano general del circuito electrónico del sensor Hall

5. **Calibración del sensor:** para calibrar el sensor se utilizó el gaussímetro F.W. Bell modelo 5180. Se midió con ambos sensores en el eje de la bobina de Helmholtz más pequeña, luego se realizó una curva de regresión lineal.

Los sensores Hall utilizados, fueron obtenidos de los motores de unidades DVD, CD, impresoras, etc. Se eligió debido a su tamaño. Estos sensores Hall son de cuatro pines de corriente simétrica y facilitan los estados absolutos de accionamiento por polaridad norte y sur magnético.

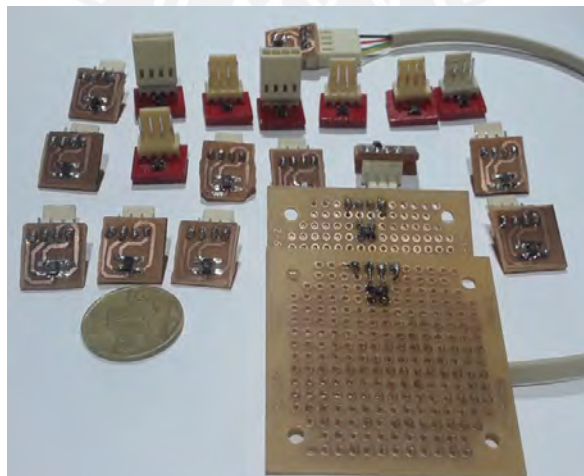


Figura 3.31: Sensores Hall reciclados y modificados para la medida de la intensidad de la inducción magnética y el estudio de la homogeneidad del campo magnético, cuyo tamaño es de 1 mm x 2 mm

CIRCUITO DE MODULACIÓN DE ANCHO DE PULSO (PULSE WIDTH MODULATION - PWM)

Es un tipo de señal periódica de voltaje que es utilizada para enviar información o para modificar la cantidad de energía que se envía a una carga. Tiene la característica de seleccionar diferentes frecuencias. Las características de nuestro circuito PWM son:

1. Fuente de alimentación: DC 5 -12 V. (Se acondicionó electrónicamente un regulador de voltaje de 12 V para su mejor funcionamiento)
2. Amplitud de la señal de salida de impulsos: 5 - 12 V_{pp} y 50mA
3. Rango de ajuste de frecuencia:
 - a) 1 Hz - 100 Hz (rango de frecuencias utilizadas en el estudio de la magnetoterapia)
 - b) 100 Hz - 10 kHz
 - c) 1 kHz - 100 kHz
4. Polaridad del pulso de salida:
 - a) Salida de pulso positivo (de baja a gran altura)
 - b) Salida de pulso negativo (caída de alta a baja)
5. Tamaño: 3.5 x 7 cm



(a) Vista posterior del PWM



(b) Partes del PWM



(c) Modulador de ancho de pulso de frecuencia variable

Figura 3.32: Circuito electrónico PWM.

Este circuito cumple el papel de cambiar la frecuencia y el ancho de pulso. Los equipos de magnetoterapia normalmente utilizan frecuencias comprendidas entre 1 Hz - 100 Hz. Este circuito es conectado conjuntamente con la fuente switching de 1500 W (se eligió esta fuente ya que proporciona corrientes superiores a 5 A, corriente necesaria para poner en funcionamiento las bobinas de Helmholtz) al circuito de potencia para alimentar a las bobinas con corriente pulsada. En la Figura 3.32 se observa el circuito electrónico y sus partes.

CIRCUITO DE POTENCIA

Controla la corriente pulsada que ingresa a la bobina de Helmholtz, está conformado por un circuito regulador de voltaje que alimenta con 12 V al circuito de modulación de ancho de pulso (PWM). La salida del módulo PWM está conectada al transistor de salida Mosfet de potencia (IRF640) el cual entrega una señal pulsada a las bobinas de Helmholtz en respuesta a una señal de entrada al transistor debido al circuito PWM. El cual consta de un regulador de voltaje de 12 V conformado principalmente por un integrado LM317 que alimentará al circuito PWM.

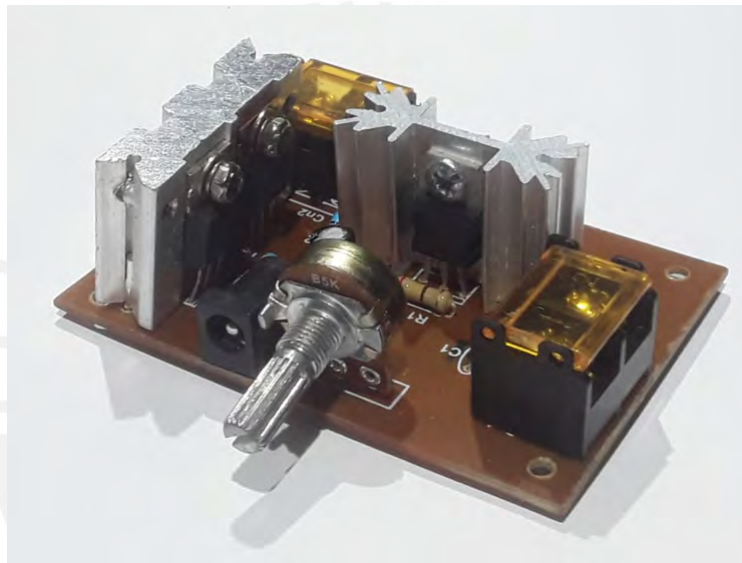


Figura 3.33: Circuito de potencia que entrega corriente pulsada a la bobina de Helmholtz.

En la Figura 3.34 se puede visualizar el diagrama esquemático del circuito de potencia para la bobina de Helmholtz.

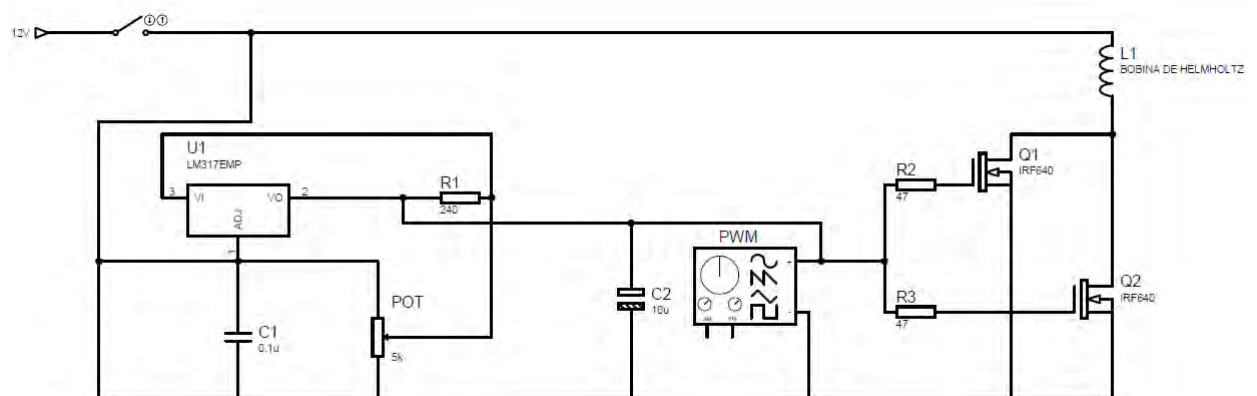


Figura 3.34: Diagrama esquemático del circuito de potencia.

DIAGRAMA DE BLOQUES DEL PEMF

El dispositivo PEMF de terapia adyuvante de consolidación de fractura no invasivo, consta de 4 módulos. Un circuito de potencia, una fuente switching, bobinas de Helmholtz, circuito generador de pulsos y de modulación de ancho de pulso (PWM).

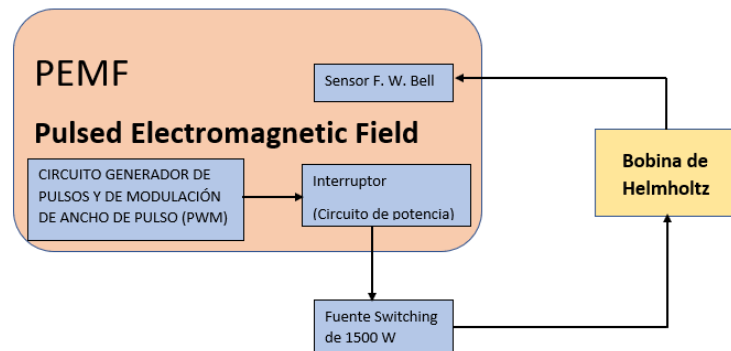


Figura 3.35: Diagrama de bloques del estimador PEMF.

PULSO DE INDUCCIÓN MAGNÉTICA

El prototipo genera un campo magnético pulsado con una intensidad de 22 gauss (ver Figura 3.36) con una resolución de 1 gauss a una frecuencia de 47 Hz con una modulación de ancho de pulso. Fue visualizado en un osciloscopio de marca Tektronix modelo TDS3012.

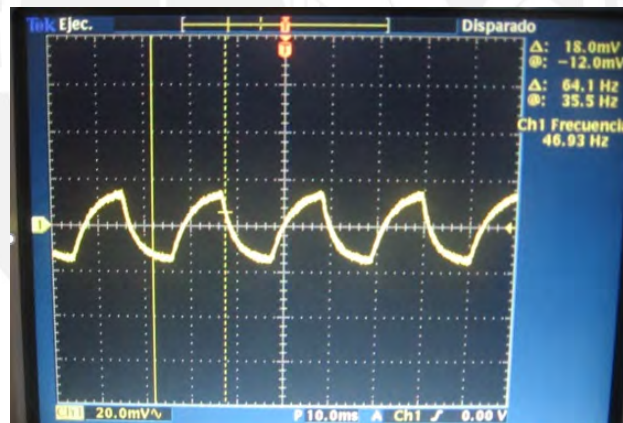


Figura 3.36: Pulso magnético generado por las bobinas de Helmholtz visualizado en un osciloscopio Tektronix

FANTOMA

Se elaboró un fantoma en base a la forma de un maniquí de ropa [117] con las dimensiones de un hombre peruano. Se eligió un maniquí tomando en cuenta las dimensiones de un hombre estándar de 1.72 metros. Para comprobar las dimensiones y elegir el maniquí correcto utilizamos los datos de proporcionalidad del tamaño relativo de la pierna de $0.530 - 0.285 = 0.245$ respecto a la altura H [118] como se puede ver en la Figura 3.37.

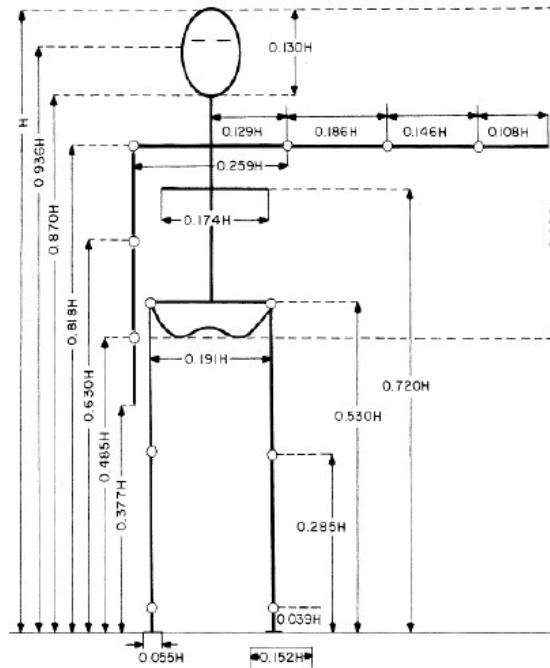


Figura 3.37: Longitud de los segmentos del cuerpo, relativos a la altura H . Tomada de Irving [118]

Si tendríamos un maniquí de un hombre de 1.72 m, la pierna tendría un tamaño de 0.4214 m. Luego se procedió a elaborar el molde tomando como base el maniquí. Para el molde, se mezcló alginato con agua en un recipiente luego se colocó sobre la pierna del maniquí. Teniendo el molde se procedió a echar la resina preparada previamente con una proporción de dos de resina y uno de endurecimiento para obtener el fantoma, como se muestra en la Figura 3.38.



Figura 3.38: La figura de la izquierda es la base de acrílico donde se coloca el fémur, entre la superficie del hueso y la del acrílico se tienen espacios pequeños para colocar los sensores Hall. La figura de la derecha es la tapa del acrílico rellena con agua. La base y la tapa forman un fantoma en forma de una pierna humana. Dicho fantoma contiene agua en su interior para simular y asemejar la densidad de la musculatura humana.

Se determinó que tenga la misma densidad de los músculos para que sea un tejido equivalente al del cuerpo humano. Esto se logró colocando la resina preparada en un recipiente de agua y esperando que la resina no se hunda ni flote, sino se mantenga entre dos aguas. De la misma forma se procedió sobre el fémur. El fantoma es una botella elaborada de resina y con forma de pierna, la cual se rellena con agua para que sea equivalente al tejido de una pierna humana. El motivo por el cual rellenas con agua, es para asemejar al cuerpo humano, ya que el porcentaje de agua en un cuerpo humano adulto es de 65 %. Además, se dejaron pequeños

espacios para colocar los electrodos, de manera que cuando el fantoma se abre en dos piezas podemos ubicar los electrodos y visualizar dónde se van a irradiar y marcar los campos.

PLASTINACIÓN

Para la plastinación de la extremidad inferior seguimos los pasos:[119]

1. Fijación: se prepara la muestra y se evita su descomposición utilizando formol.
2. Deshidratación: se extrae el agua de los tejidos mediante baños de acetona a -20°C .
3. Curado: en este proceso se endurece el polímero.



(a) Plastinado en el soporte uni- (b) Plastinado en el estimulador
versal para su ubicación espa- en disposición triaxial.
cial.



(c) Extremidad inferior después de los pasos de plastinación

Figura 3.39: Plastinado de la extremidad inferior.

Culminado el proceso de plastinación, se ubicaron los puntos en la muestra plastinada para determinar las isosuperficies de inducción magnética para ser llevada al estimulador de reparación y crecimiento óseo en su disposición triaxial.

Capítulo 4

RESULTADOS

Los resultados de la presente investigación permitieron establecer la homogeneidad de la distribución de la inducción magnética en disposición triaxial de tres pares de bobinas de Helmholtz. Como también la distribución de la homogeneidad de la inducción magnética sobre un hueso humano, sobre un fantoma que contiene un hueso y sobre el plastinado de un pie.

Para la recolección de los datos se utilizó el sensor de campo magnético F.W. Bell modelo 5180 de Pacific scientific, sensores Hall y una malla de puntos para determinar la variación espacial de la inducción magnética. La exactitud de las mediciones es de $\pm 1.1\%$ la cual es la exactitud del gaussímetro Bell.

Los datos se recogieron alimentando a las bobinas de Helmholtz con una corriente de 3.7 Amperios. Con el sensor F.W. Bell se recolectaron los datos de inducción magnética sobre los planos XY, XZ y YZ y luego estos datos se procesaron con el programa Matlab. Los resultados son similares a la simulación que se realizó en el capítulo 3. La disposición del montaje experimental de la toma de datos se puede ver en el apéndice **D** como también los datos recolectados de la inducción magnética.

Para observar los resultados de la distribución de la inducción magnética sobre el hueso fémur humano, se dispusieron los tres pares de las bobinas en disposición triaxial, se colocó el hueso en el punto medio de dicha disposición y simultáneamente se encendieron las tres bobinas obteniendo un volumen homogéneo de campo magnético que actúa sobre toda la cabeza femoral. Los sensores Hall se colocaron en la superficie de la cabeza femoral para medir simultáneamente la intensidad de la inducción magnética producida por los tres pares de bobinas de Helmholtz.

El estudio también se realizó sobre un fantoma hueco con la forma de una pierna, el cual fue rellenado con agua para evaluar la distribución de la intensidad de la inducción magnética sobre la superficie del hueso. En el medio del fantoma se colocó el hueso conjuntamente con el sensor de campo magnético F.W. Bell y los sensores Hall que se diseñaron para que estos puedan adquirir los datos de la intensidad de la inducción magnética de manera simultánea cuando los tres pares de bobinas de Helmholtz, en disposición triaxial, se enciendan. Con la finalidad de formar isosuperficies de inducción magnética sobre el hueso con el software Matlab, se elijen puntos sobre la superficie del cuerpo del hueso (diáfisis) para visualizar la distribución de campo magnético sobre éste y evaluar la homogeneidad de la distribución de campo magnético. se elije puntos sobre la superficie del cuerpo del hueso (diáfisis) con la finalidad de formar isosuperficies de induccion magnetica sobre el hueso con el software Matlab y luego para visualizar la distribución de campo magnético sobre la superficie de este y evaluar la homogeneidad de la distribucion de campo magnético.

Para tener más evidencia sobre la homogeneidad del campo magnético sobre el tejido óseo se realizaron las medidas sobre un plastinado de una pierna. Para completar el estudio se eligió la zona de los epicóndilos rodeada de un plastinado de músculos, tendones, etc. Primero se utilizó una malla de puntos donde se ubicaron las coordenadas de éstos, para colocar los sensores Hall, luego se colocó la zona de los epicóndilos en la parte central de las bobinas en disposición triaxial, teniendo finalmente los datos y los resultados de la distribución de la

inducción magnética.

Los resultados que presentamos en este capítulo corresponde a la homogeneidad de la distribución de las intensidades de la inducción magnética en los tres pares de las bobinas de Helmholtz (grande, mediano y pequeño) con la finalidad de tener un volumen de homogeneidad de campo magnético en la zona de experimentación y obtener la intensidad de la inducción magnética sobre diferentes casos de tejido óseo.

Las pruebas sobre los fantasmas tienen como finalidad mostrar la atenuación de la inducción magnética debido al tejido muscular o al medio que rodea al tejido óseo en estudio. El objetivo principal de las pruebas sobre los fantasmas radica en visualizar la distribución del campo magnético sobre la muestra y los cambios que experimenta ésta debido a la configuración de las bobinas en disposición triaxial.

4.1. DISTRIBUCIÓN DE CAMPO MAGNÉTICO EN LA BOBINA GRANDE

Se realizó la medición de la inducción magnética en la zona experimental de las bobinas de Helmholtz grande, el método utilizado fue el de mapeo con el fin de determinar la variación espacial de la inducción magnética. Se eligió una malla de puntos separados a una distancia de 1 cm en toda el área de la zona experimental, la sonda Hall del gaussímetro FW Bell 5180 se desplazó a lo largo y ancho, sobre cada punto de la malla, con el fin de identificar las zonas con los mismos valores de inducción magnética, se registro y se procesaron los datos.

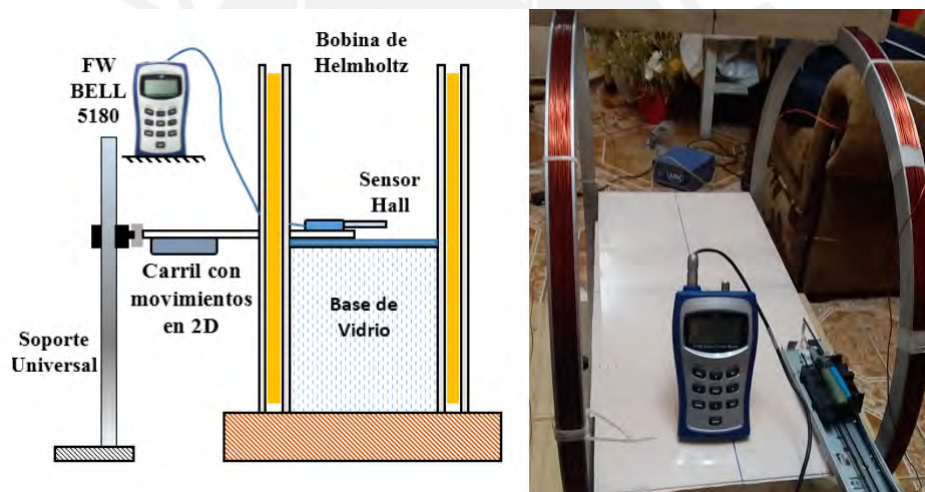


Figura 4.1: Disposición experimental para la adquisición de los datos de inducción magnética en la zona de experimentación de la bobina de Helmholtz.

La inducción magnética se midió sobre el plano XY. La distribución de los vectores de inducción magnética es homogénea en el centro de la zona experimental, es decir, los valores de la intensidad de la inducción magnética se encuentran en el intervalo de $[19\text{ G}, 19.4\text{ G}]$ este intervalo permite afirmar que la inducción magnética es homogénea sobre el eje de las bobinas. Se pueden observar la distribución de la inducción magnética en la Figura 4.2 como va cambiando la intensidad de la inducción magnética, teniendo puntos calientes en la cercanía de las bobinas donde la inducción alcanza hasta los 28 Gauss. A medida que se aleja del eje de la bobina se pierde la homogeneidad descendiendo la intensidad de inducción magnética hasta un valor de 8 Gauss. Se pierde la homogeneidad de inducción magnética a medida que se aleja del centro de la bobina de Helmholtz el sensor de campo magnético F.W. Bell y luego se vuelve más intenso a medida que el sensor se acerca a una de las bobinas.

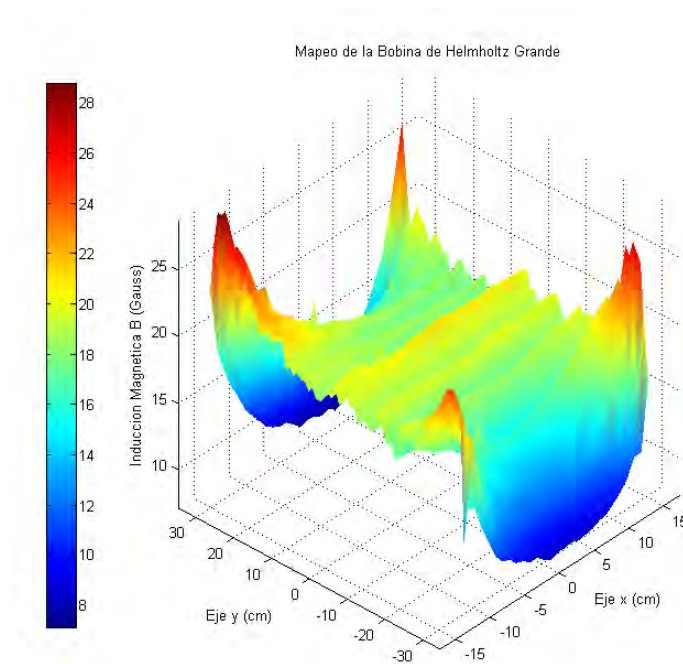
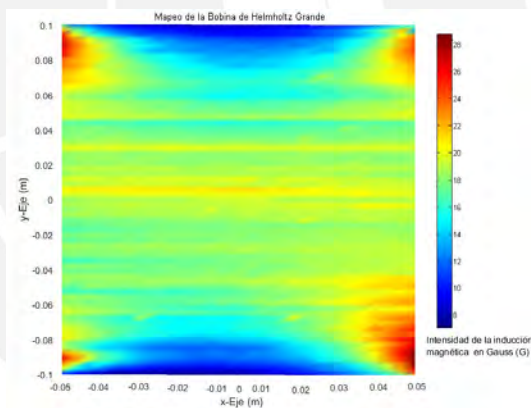
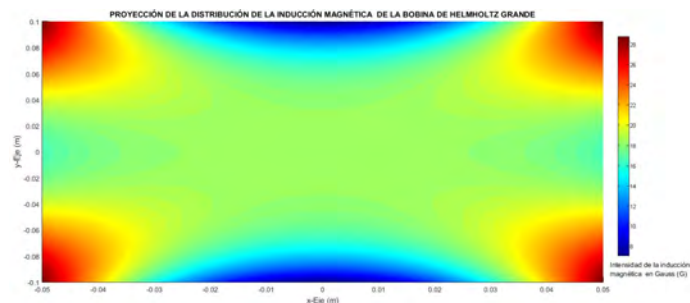


Figura 4.2: La inducción magnética B es uniforme en el centro de las bobinas de Helmholtz y va cambiando a medida que se aleja del centro. Se observa un rizado en la isosuperficie de la inducción magnética B debido al tamaño relativamente grande de la bobina.



(a) Distribución experimental de la intensidad de la inducción magnética de la bobina grande diseñada y construida



(b) Simulación de la intensidad de la inducción magnética de la bobina grande de acuerdo a los mismos parámetros físicos impuestos en la parte experimental

Figura 4.3: Comparación de la distribución experimental y de la simulación de la inducción magnética en la bobina grande.

La distribución de la inducción magnética de la Figura 4.2 fue proyectada sobre el plano XY como se puede ver en la Figura 4.3 con la finalidad de comparar con la simulación de la distribución de la inducción magnética con los mismos parámetros impuestos en la parte experimental como son: corriente eléctrica i , tamaño de campo, radio de la bobina a , etc. Concluimos que la distribución de campo magnético experimental coincide con la simulación, teniendo un campo magnético uniforme en la zona experimental o central.

La inducción magnética probable con mayor uniformidad sobre el eje simétrico común de la bobina es el promedio de los datos de la tabla 4.1 de la inducción magnética tomados sobre el eje simétrico cuyo valor es $\bar{B} = 18.90 \text{ G}$. Determinamos también el grado de dispersión o variabilidad usando la ecuación de la desviación estándar:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (B_i - \bar{B})^2}{n - 1}} \quad (4.1)$$

$$s = 0.27$$

El error probable es una forma estadística de estimar las posibilidades de errores aleatorios en un sistema de medición.

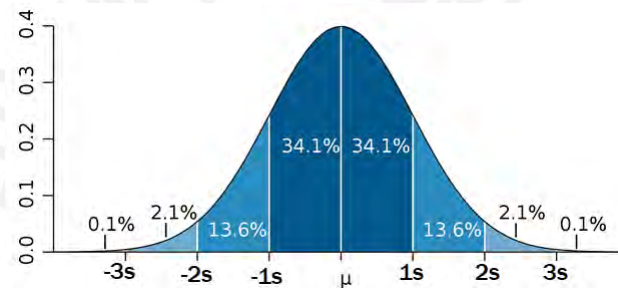


Figura 4.4: El 68 % de los datos medidos están en la desviación estándar de la medida estos datos se consideran como los mas confiables.

El error probable se define como el 68.2% de la desviación estándar entonces tenemos:

$$\epsilon_p = 0.682 \cdot s \quad (4.2)$$

$$\epsilon_p = 0.19 \approx 0.2$$

Por lo tanto, el resultado de la inducción magnética sobre el eje común es:

$$B = (18.90 \pm 0.2) \text{ G}$$

En conclusión todos los valores confiables de inducción magnética sobre el eje simétrico de la bobina de Helmholtz serán aquellos cuyo valor este comprendido entre $[18.7 \text{ G}, 19.1 \text{ G}]$ los demas corresponderan a errores aleatorios.

El uso de las bobinas en el campo clínico para el tratamiento de las fracturas está basado en aprovechar la homogeneidad del campo magnético en la region central de las bobinas. Esta es una de las principales características de las bobinas de Helmholtz que generan un campo magnético uniforme que es utilizado en el tratamiento de las fracturas óseas cuando ésta se encuentra dentro del volumen de homogeneidad del campo magnético. El campo de tratamiento clínico esperado es en el centro de la disposición triaxial del conjunto de las bobinas de Helmholtz.

		ISOSUPERFICIES DE LA BOBINA GRANDE																										
		Eje de coordenada X																										
		-13	-12	-11	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
Eje de coordenada Y	-34	16.1	15.8	14	12.6	11.2	10.5	10.3	9.7	9.5	9.1	9.1	8.6	8.3	8.5	8.5	8.6	8.4	8.5	8.6	8.9	9	9.5	10	10.7	12	12	16.9
	-33	13.4	21.4	18.2	15.9	14	12.7	11.8	11.3	10.8	10.3	10	10	9.6	9.5	9.3	9.4	9.4	9.6	9.8	10	10.2	10.7	11.3	12.6	14.8	17.3	21
	-32	23.2	20.5	17.4	15.3	13.8	12.6	11.8	11.2	10.7	10.3	10.3	9.9	10.1	9.9	9.9	10	10.2	10.6	11	11.3	11.3	12.3	13.4	14.9	17	20	25.6
	-31	24.2	22.1	19.5	17.2	15.7	14.6	13.5	12.8	12.2	12	11.5	11.4	11.3	11.2	11.6	11.6	11.7	12	12.8	12.5	14.2	15.3	16.6	18	20.1	22.8	26.2
	-30	24.5	22	19	17.8	16.1	15	14.1	13.2	12.8	12.4	12.2	12	12.2	12.2	12.2	12.2	12.5	12.9	13.4	14.2	15.2	16.2	17.5	19.4	21.2	23.7	26.9
	-29	24.4	22.7	20.6	18.9	17.2	15.9	14.1	13.4	14.1	13.4	13.1	13	12.7	12.3	12.5	12.5	12.6	13	13.2	13.4	14.2	16.2	17.7	19	21	23	25.7
	-28	23.9	22.4	20.6	19.1	17.5	16.5	15.8	14.9	14.3	13.9	13.6	13.4	13.3	13.2	13.3	13.5	13.9	14.3	15	15.4	16.2	17.2	18.1	20	21.1	23	26.3
	-27	23	21.9	20.4	19.2	18	17	16	15.4	14.9	14.6	14.1	14.2	13.7	13.9	13.7	13.8	14.3	14.7	15.2	15.7	16.5	17.6	18.4	19.6	21	22.2	23.3
	-26	22.5	21	19.9	19	17.9	16.9	16.2	15.7	15.2	14.7	14.2	14.1	14.1	13.8	14.1	14.6	14.9	15.2	15.8	16.5	17.3	18	19	18.8	21	22.4	23.4
	-25	22	21.1	20.3	19.4	18.6	17.8	17.2	16.7	16.2	15.7	15.4	15.4	15.1	15.1	15.1	15.2	15.6	15.8	16.2	16.8	17.4	18.1	18.8	19.5	20.5	21.7	22.6
	-24	21.4	20.5	20	19.6	18.7	17.9	17.3	18.8	16.2	15.9	15.8	15.6	15.5	15.5	15.7	15.6	15.8	16.2	16.4	17	17.7	18.4	19	19.8	20.5	21.2	21.6
	-23	21.2	20.4	20	19.3	18.7	18.1	17.8	17.4	17.1	16.6	16.2	16	16	16.1	16	16.2	16.6	16.8	17.1	17.9	18	18.6	19.3	20.1	20.7	21.2	21.7
	-22	19.5	19.1	18.3	18	17.5	17.4	16.8	16.4	16.2	15.9	15.8	15.7	15.7	15.6	15.9	16.2	16.4	16.7	17.1	17.4	17.8	18.3	18.9	19.3	19.8	20.3	20.7
	-21	18.9	18.3	18.1	17.5	17.2	16.9	16.3	16	15.9	15.5	15.6	15.3	15.4	15.4	15.7	15.8	16.1	16.2	16.4	16.8	17.1	17.8	18.3	18.7	19	19.5	19.8
	-20	18.2	18.1	17.5	17.1	17	16.7	16.2	15.9	15.4	15.4	15.4	15.3	15.1	15.2	15.1	15.6	15.8	16	16.3	16.5	17.3	17.2	17.9	18	18.4	18.8	
	-19	19.2	19	18.4	18.3	18.2	18	17.5	17.1	16.9	17.1	16.8	16.8	16.5	16.6	16.5	16.7	16.8	17.5	17.3	17.6	17.8	18.1	18.4	18.8	19.1	19.2	19.7
	-18	19.3	18.8	18.7	18.8	18.6	18.4	18	17.6	17.3	17.3	17	16.9	17	17.1	17.1	17.3	17.2	17.5	17.8	17.9	18.2	18.3	18.8	18.9	19.1	19.4	19.7
	-17	19.7	19.6	19.4	19	18.9	18.7	18.6	18.3	17.9	17.8	17.8	17.6	17.8	17.5	17.7	17.7	17.7	17.9	18	18.4	18.5	18.8	18.9	19	19.1	19.4	19.4
	-16	19.7	19.4	19.3	19.2	19	19	18.9	18.7	18.5	18.7	18.6	18.5	18.6	18.5	18.5	18.4	18.5	18.5	18.7	19	19	19.1	19.5	19.5	19.6	19.8	20
	-15	16.9	16.8	16.8	16.6	16.6	16.3	16.3	16	16	15.9	15.8	15.8	15.8	15.6	15.4	15.6	15.7	15.9	16.1	16.1	16.2	16.6	16.6	16.5	16.8	16.9	17.1
	-14	17.6	17.6	17.5	17.6	17.3	18.3	17.1	16.9	16.9	16.9	16.8	16.7	16.7	16.7	16.7	16.8	16.8	16.8	17.1	17	17	17.1	17.3	17.6	17.6	17.7	17.7
	-13	17.7	17.6	17.6	17.5	17.7	17.7	17.3	17.4	17.4	17.2	17.1	16.9	17	17.2	17.2	17.2	17.2	17.3	17.4	17.4	17.4	17.6	17.7	17.8	18	17.7	17.8
	-12	18	18.1	18.1	18.1	18.2	17.8	17.8	17.8	18.8	17.6	17.6	17.6	17.6	17.7	17.7	17.6	17.6	17.6	17.9	17.7	17.7	18.2	18.3	18.3	18	18.1	18
	-11	19	19.1	19.1	19.1	18.9	18.9	18.9	18.7	18.8	18.5	18.5	18.5	18.6	18.6	18.6	18.5	18.5	18.6	18.8	18.7	18.9	18.9	19	18.8	18.8	18.8	
	-10	19.7	19.7	19.8	19.8	19.7	19.8	19.7	19.7	19.7	19.6	19.6	19.8	19.6	19.6	19.7	19.9	20	20	20	20.2	19.9	19.9	20	19.9	20.2	20.2	19.9
	-9	18.1	18.2	18.1	18.1	18.2	18.2	18.3	18.2	18.3	18.2	18.2	18.2	18.1	18	18	18.1	18	18.2	18.3	18	18.1	18.1	18.3	18.3	18.4	18.5	18.4
	-8	18	18.2	18	18.2	18.3	18.1	18.2	18.2	18.3	18.3	18.4	18.3	18.2	18.2	18.1	18.2	18	18	18.2	18.3	18.4	18.2	18.3	18.4	18.5	18.4	18.2
	-7	18.4	18.5	18.3	18.4	18.6	18.6	18.5	18.5	18.5	18.4	18.2	18.2	18.2	18.4	18.4	18.4	18.2	18.2	18.2	18.2	18.4	18.3	18.3	18.2	18.3	18	18
	-6	18.8	19	19.1	19.1	19.1	19	19	19	19.2	19.1	19.1	19.1	19.1	18.9	18.9	18.9	18.9	19	19	19	19.1	19.1	19.1	19.1	19.1	19	18.8
	-5	18	18	18.2	18.2	18.6	18.5	18.5	18.6	18.7	18.7	18.7	18.7	18.7	18.7	18.7	18.8	18.8	18.6	18.7	18.6	18.7	18.7	18.7	18.6	18.7	18.7	18.2
	-4	19.1	19.2	19.4	19.4	19.4	19.5	19.5	19.7	19.7	19.7	19.8	19.2	20	20	19.8	19.9	19.9	19.7	19.6	19.7	19.5	19.6	19.5	19.5	19.6	19.7	19.3
	-3	19	19.3	19.3	19.3	19.3	19.2	19.6	19.4	19.2	19.1	19.3	19.1	19.2	19.4	19.2	19.3	19.2	19.3	19.3	19.3	19.3	19.5	19.5	19.1	19	18.9	18.8
	-2	19.7	19.7	19.8	19.8	20	20	20.2	20.4	20.4	20.9	20.9	20.9	21.1	21.1	21.1	20.9	20.9	20.9	20.9	20.9	20.7	20.9	20.9	20.8	20.8	20.8	20.5
	-1	19.7	19.7	20	20	20.4	20.2	20.1	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	19.9	19.9	19.9
0	18.7	18.7	18.8	18.8	18.9	18.9	18.9	18.9	18.9	18.9	18.9	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19	18.9	18.9	18.8	18.8	18.8	18.7	18.7	18.5	18.4	
1	20	20.2	20.3	20.4	20.3	19.7	19.8	19.6	19.7	19.6	19.4	19.5	19.5	19.4	19.2	19.2	19.2	19.2	19.2	19.2	19.2	19.3	19.1	19.1	18.9	18.8	18.7	
2	18.9	19	19	19.1	19	18.9	19.1	19.2	19.2	19	19.1	19.2	19.2	19	18.9	19.9	18.8	19	18.7	18.8	18.8	18.7	18.8	18.5	18.6	18.1	18	
3	19.1	19.1	19	19.2	19	19	19.1	19	19	19	18.7	18.8	19	18.8	18.8	18.9	18.9	18.7	18.6	18.9	18.7	18.9	18.8	18.5	18.7	18.6	18.3	
4	18.8	19	18.9	19	19.1	18.9	18.9	18.8	19.9	18.7	18.7	18.9	18.5	18.3	18.2	18.1	18.3	18.2	18.1	17.9	18	17.8	17.7	17.6	17.7	17.5	17.4	
5	18.2	18.3	18.2	18.1	18	18	18	17.9	17.8	17.6	17.6	17.6	17.7	18	17.6	17.6	17.7	17.7	17.7	17.6	17.6	17.6	17.5	17.5	17.5	17.3	17.3	
6	18.2	18.4	18.5	18.6	18.7	18.6	18.6	18.5	18.5	18.4	18.3	18.1	18.1	18.1	17.9	17.9	17.8	17.8	17.7	17.8	17.5	17.3	17.2	17.1	16.9	16.8	16.7	
7	18.9	18.8	18.8	18.9	18.9	18.9	18.4	18.5	18.4	18.2	18.2	18.1	17.9	18	18	18.1	18	18	18.2	18.1	17.8	17.8	17.9	18	18	17.9	18	
8	18.5	18.7	19	18.9	18.8	18.7	18.7	18.3	18.5	18.5	18.4	18.2	18.1	18.2	18.2	17.7	17.8	17.7	17.6	18	17.5	17.6	17.5	17.5	17.3	16.9	17	
9	19.1	19.3	19.1	19.1	19	19	19	18.9	18.8	18.6	18.5	18.8	18.7	18.8	18.5	18.6	18.6	18.5	18.5	18.5	18.6	18.5	18.4	18.1	18.3	18.5	18.4	
10	19.1	19	19.1	19	19.1	19	19.2	19	19	18.9	18.6	18.5	18.6	18.6	18.5	18.3	18.4	18.2	18.3	18.1	18	18.3	18.1	18	18.1	18.2	18.2	
11	19.4	19.2	19.1	19.1	19	18.9	18.7	18.4	18.4	18.1	18	18	17.8	17.7	17.9	17.8	17.9	17.6	17.8	17.8	17.7	17.9	17.8	17.6	17.8	17.6	17.8	
12	19.1	19.1	19	18.8	19	18.9	18.6	18.7	18.6	18.5	18.3	18	18.1	17.9	17.9	17.5	17.3	17.4	17.2	17.1	17.2	17	16.9	16.8	16.5	16.5		
13	19.6	19.4	19.2	19.2	19	19.1	18.8	18.8	18.3	18	17.9	17.8	18	17.7	17.6	17.6	17.7	17.5	17.7	17.6	17.5	17.6	17.7	17.9	18	18.1	18	

4.2. DISTRIBUCIÓN DE CAMPO MAGNÉTICO EN LA BOBINA MEDIANA

Esta bobina tiene un diámetro externo de 65.5 cm y una separación entre bobinas de 29 cm. Se siguió el mismo método de la bobina Grande de Helmholtz el del mapeo con el fin de determinar la variación espacial de la inducción magnética utilizando el sensor FW Bell 5180 se ubicaron los ejes de coordenadas Z e Y y también la intersección de éstos para el origen de coordenadas. Para revisar la disposición de las bobinas y los datos obtenidos se puede ver el apéndice **D** donde se tiene el detalle del montaje y la toma de datos.

Para esta bobina, la inducción magnética se midió sobre el plano YZ. La distribución de los vectores de inducción magnética es homogénea en el centro de la zona experimental, es decir, los valores de la intensidad de la inducción magnética se encuentran en el intervalo de $[20\text{ G}, 20.2\text{ G}]$ este intervalo permite que la inducción magnética sea homogénea sobre el eje de las bobinas.

Se pueden observar la distribución de la inducción magnética en la Figura 4.5 como va cambiando la intensidad de la inducción magnética, teniendo puntos calientes en la cercanía de las bobinas donde la inducción alcanza hasta los 33 Gauss. A medida que se aleja del eje de la bobina se pierde la homogeneidad descendiendo la intensidad de inducción magnética hasta un valor de 7.2 Gauss. Se pierde la homogeneidad de inducción magnética a medida que se aleja del centro de la bobina de Helmholtz el sensor de campo magnético F.W. Bell y luego se vuelve más intenso a medida que el sensor se acerca a una de las bobinas.

Se puede ver este comportamiento proyectando el gráfico de la Figura 4.5 al plano YZ como se puede ver en la Figura 4.6. Está bobina presenta mayor homogeneidad de campo magnético que la bobina grande cubriendo un mayor volumen de homogeneidad de campo magnético. Esto era de esperarse ya que a medida de que el radio de la bobina de Helmholtz disminuye mejora significativamente la homogeneidad del campo magnético. Los datos experimentales procesados con el Matlab nos proporciona la Figura 4.6 que es similar a la simulación.

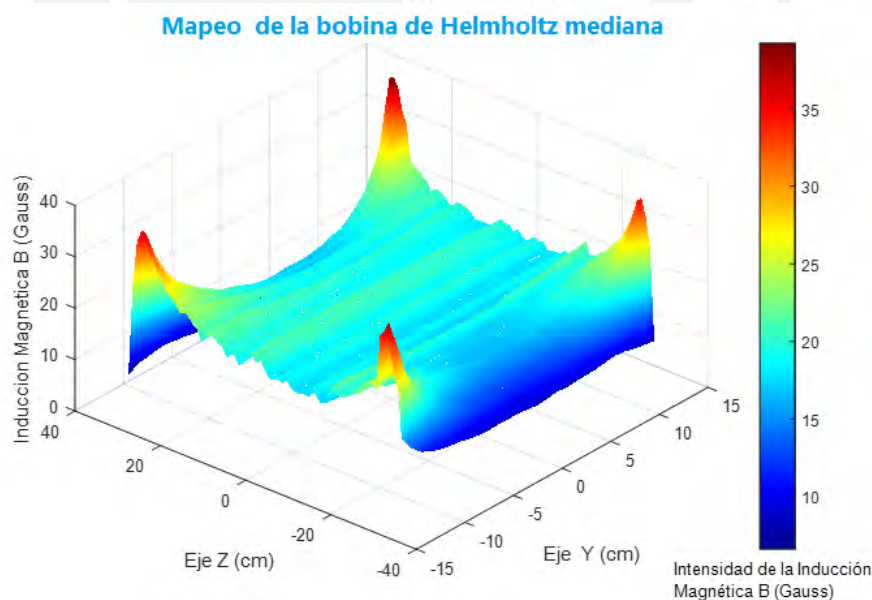


Figura 4.5: La inducción magnética B es uniforme en el centro de la bobinas de Helmholtz medianas y va cambiando a medida que se aleja del centro. Se observa un rizado en el eje Z debido al tamaño de la bobina.

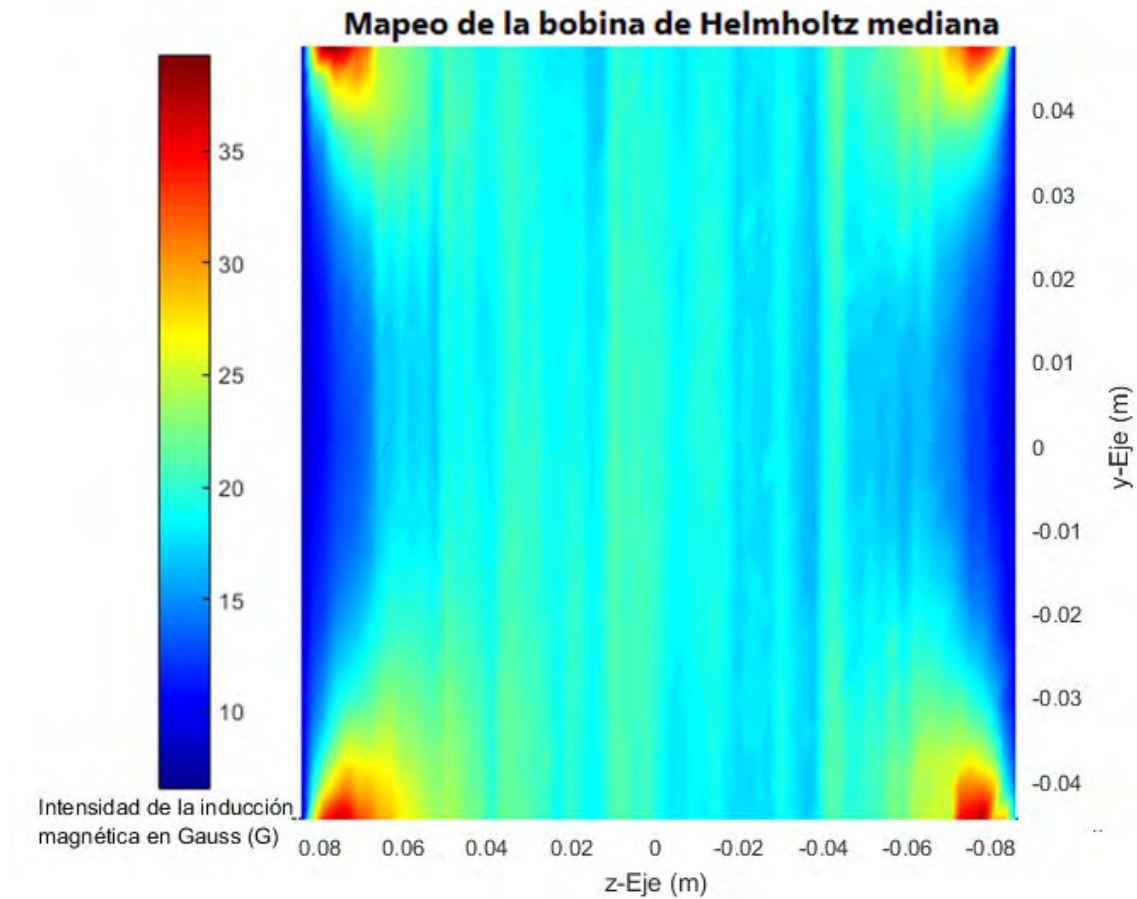


Figura 4.6: Las superficies de nivel de la inducción magnética medida por el sensor F.W. Bell se proyectan sobre el plano YZ, siendo homogénea en el centro de las bobinas.

La inducción magnética probable con mayor uniformidad sobre el eje simétrico común de la bobina mediana es el promedio de los datos de la tabla 4.2 de la inducción magnética sobre el eje simétrico cuyo valor es $\bar{B} = 19.74 \text{ G}$. Determinamos también el grado de dispersión o variabilidad usando la ecuación de la desviación estándar (4.1).

$$s = 0.27$$

El error probable de la inducción magnética se determino por la ecuación (4.2).

$$\epsilon_p = 0.22 \approx 0.2$$

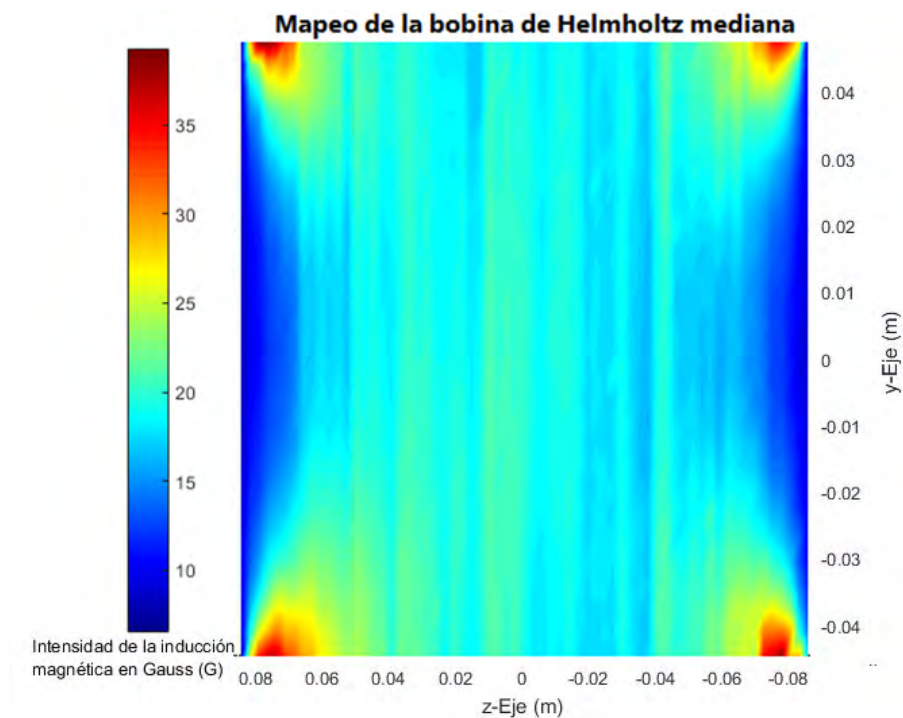
Por lo tanto, el resultado de la inducción magnética sobre el eje común de la bobina mediana es:

$$B = (19.74 \pm 0.2) \text{ G}$$

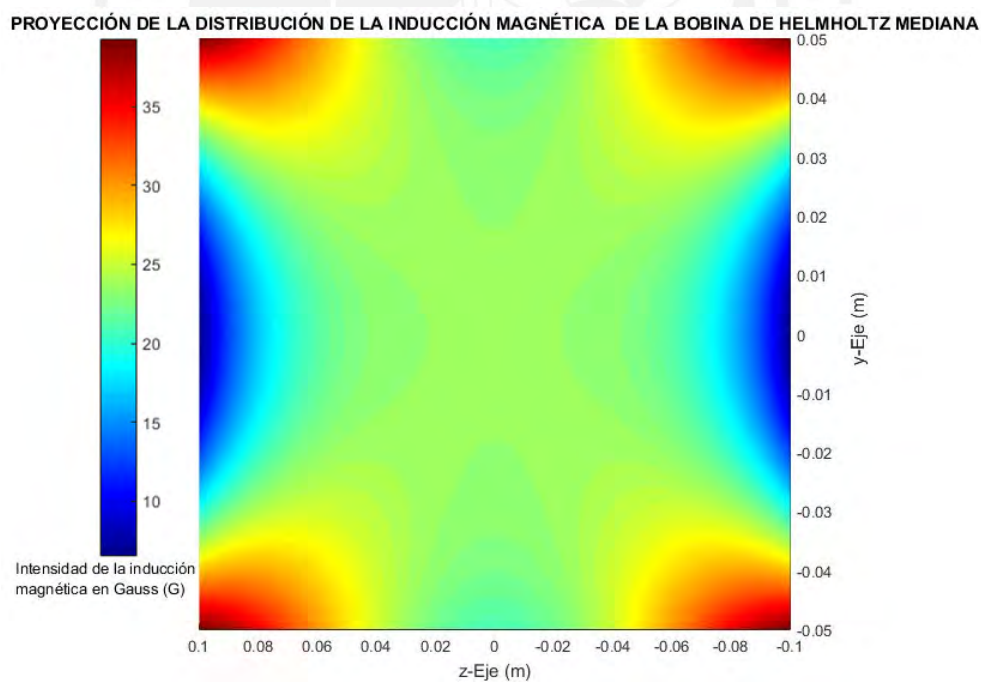
En conclusión todos los valores confiables de inducción magnética sobre el eje simétrico de la bobina mediana serán aquellos cuyo valor este comprendido entre $[19.54 \text{ G}, 19.94 \text{ G}]$ los demas corresponderan a errores aleatorios.

En la Figura 4.6, la falta de homogeneidad del campo magnético es dominante cerca de las bobinas donde las isosuperficies toman valores en el intervalo de $[15.2 \text{ G}, 31.7 \text{ G}]$. También es notorio los puntos fríos que se encuentran en los límites de la zona experimental comprendidas en el intervalo de $[7.2 \text{ G}, 12.8 \text{ G}]$. Los detalles cuantitativos de la homogeneidad de la bobina están detallados en la última sección.

Haciendo una comparación de las superficies de nivel obtenidas en la simulación con las obtenidas con el sensor F.W. Bell y procesadas con el Matlab, podemos observar que la inducción magnética es homogénea en la parte central de la zona experimental y se distribuye al igual que la simulación, como podemos ver en la Figura 4.7.



(a) Distribución experimental de la intensidad de la inducción magnética de la bobina mediana diseñada y construida.



(b) Simulación de la intensidad de la inducción magnética de la bobina mediana de acuerdo al modelo físico matemático.

Figura 4.7: Comparación de la simulación y de los resultados de la inducción magnética en la bobina mediana.

4.3. DISTRIBUCIÓN DE CAMPO MAGNÉTICO EN LA BOBINA PEQUEÑA

Esta bobina tiene 57.5 cm de diámetro con una separación de 25 cm entre bobinas. Se siguió el mismo método de las bobinas anteriores el del mapeo con el fin de determinar la variación espacial de la inducción magnética utilizando el sensor FW Bell 5180 Para el estudio de la distribución y homogeneidad del campo magnético, respetando la separación de las bobinas. Se procedió de acuerdo al apéndice **D**.

Para esta bobina, la inducción magnética se midió sobre el plano XZ. La distribución de los vectores de inducción magnética es homogénea en el centro de la zona experimental, es decir, los valores de la intensidad de la inducción magnética se encuentran en el intervalo de $[21\text{ G}, 21.7\text{ G}]$ este intervalo permite que la inducción magnética sea homogénea sobre el eje de las bobinas.

Se pueden observar los resultados de la inducción magnética en la Figura 4.8 como va cambiando la intensidad de la inducción magnética, teniendo puntos calientes en la cercanía de las bobinas donde la inducción alcanza hasta los 30.2 Gauss. A medida que se aleja del eje de la bobina se pierde la homogeneidad descendiendo la intensidad de inducción magnética hasta un valor de 7.8 Gauss. Se pierde la homogeneidad de inducción magnética a medida que se aleja del centro de la bobina de Helmholtz el sensor de campo magnético F.W. Bell y luego se vuelve más intenso a medida que el sensor se acerca a una de las bobinas.

Se puede ver este comportamiento proyectando el gráfico de la Figura 4.8 al plano YZ como se puede ver en la Figura 4.9. Está bobina también presenta mayor homogeneidad de campo magnético que la bobina grande cubriendo un mayor volumen de homogeneidad de campo magnético. Esto era de esperarse ya que a medida de que el radio de la bobina de Helmholtz disminuye mejora significativamente la homogeneidad del campo magnético.

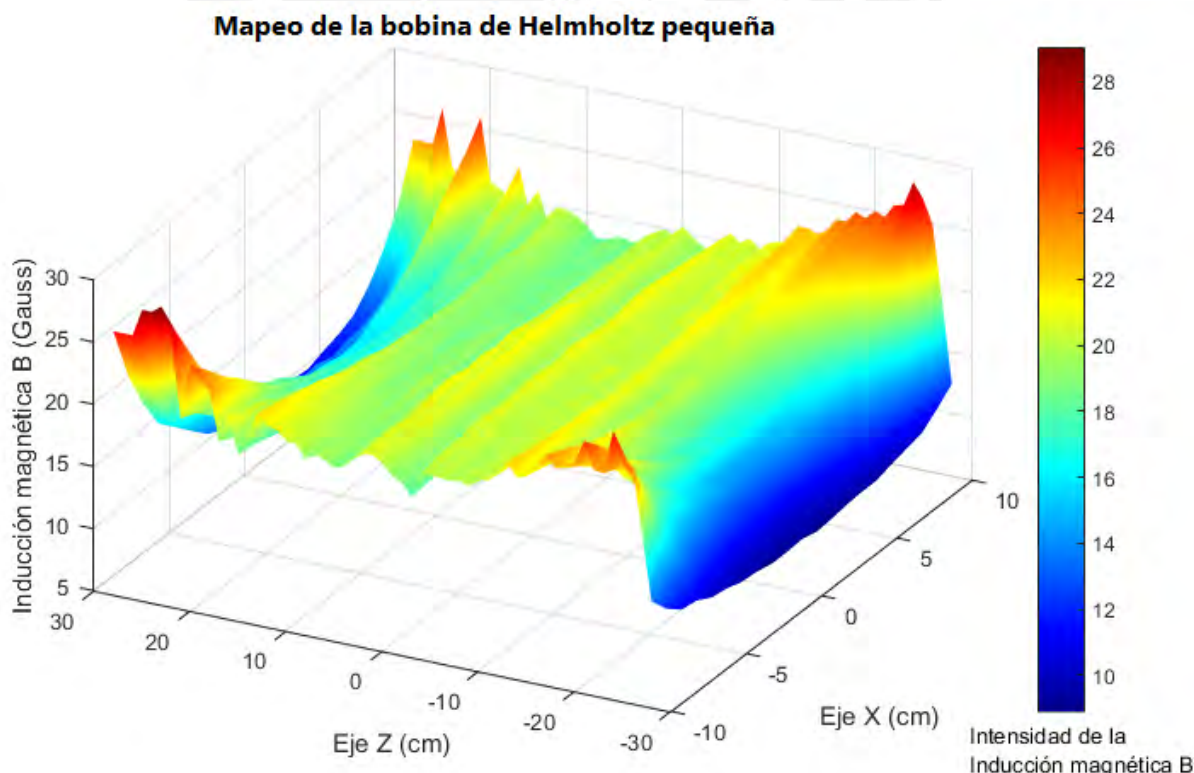


Figura 4.8: La inducción magnética B es uniforme en el centro de las bobinas de Helmholtz

Se proyectó el gráfico de la figura 4.8 sobre el plano XZ y obtenemos la proyección de la Figura 4.9. Se observa la homogeneidad del campo magnético siendo más intenso en el medio de las bobinas y disminuyendo a medida de que se aleja del centro.

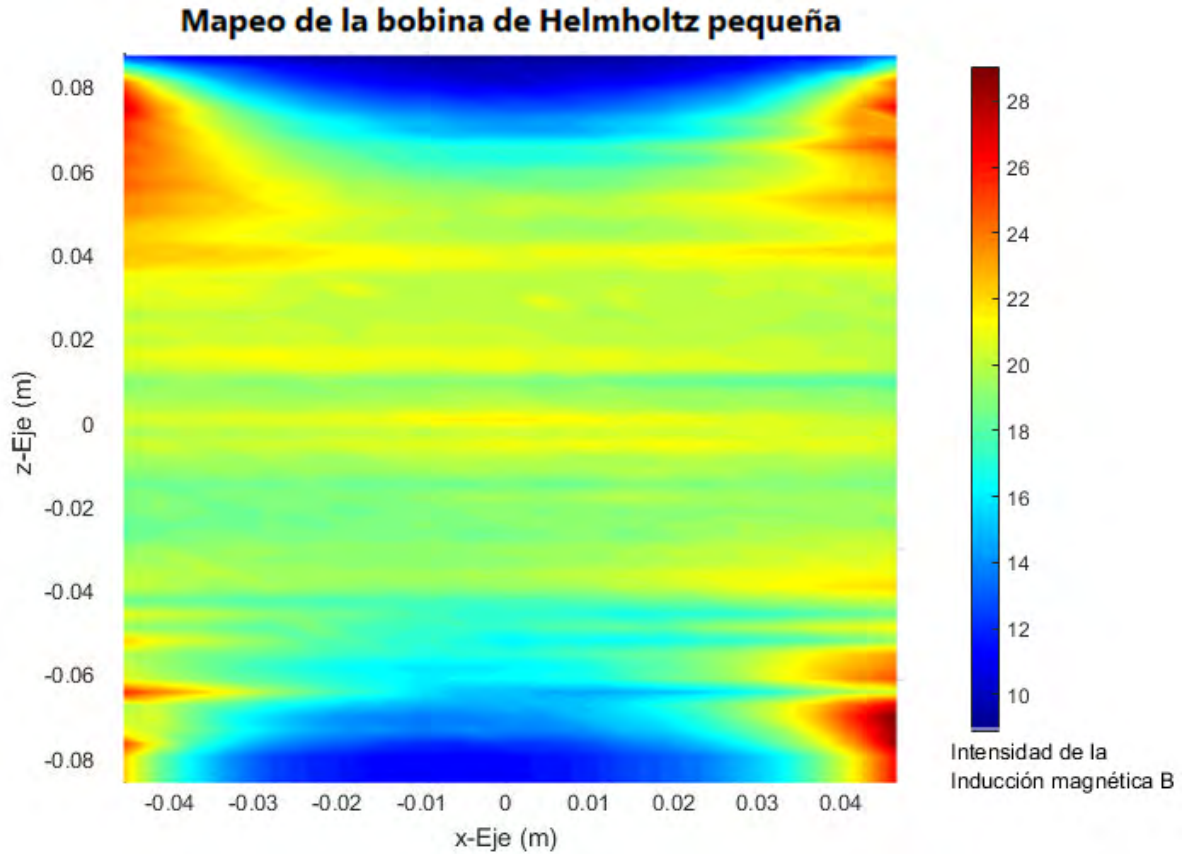


Figura 4.9: La inducción magnética B es proyectada sobre el plano XZ

La inducción magnética probable con mayor uniformidad sobre el eje simétrico común de la bobina pequeña es el promedio de los datos de la tabla 4.3 de la inducción magnética sobre el eje simétrico cuyo valor es $\bar{B} = 20.9 \text{ G}$. Determinamos también el grado de dispersión o variabilidad usando la ecuación de la desviación estándar (4.1).

$$s = 0.44$$

El error probable de la inducción magnética se determino por la ecuación (4.2).

$$\epsilon_p = 0.30$$

Por lo tanto, el resultado de la inducción magnética sobre el eje común de la bobina pequeña es:

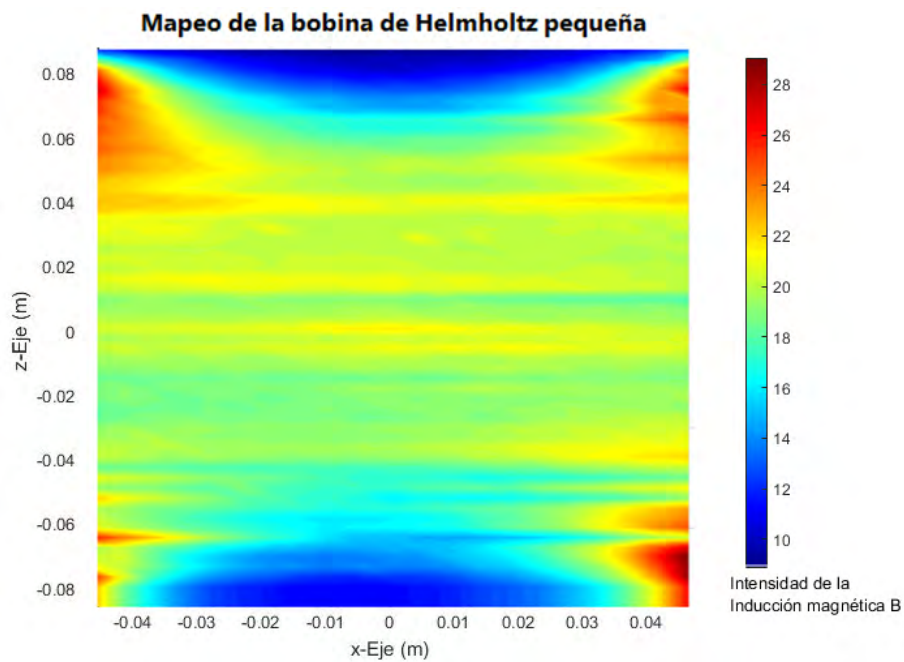
$$B = (20.9 \pm 0.3) \text{ G}$$

En conclusión todos los valores confiables de inducción magnética sobre el eje simétrico de la bobina mediana serán aquellos cuyo valor este comprendido entre $[20.6 \text{ G}, 21.2 \text{ G}]$ los demas corresponderan a errores aleatorios.

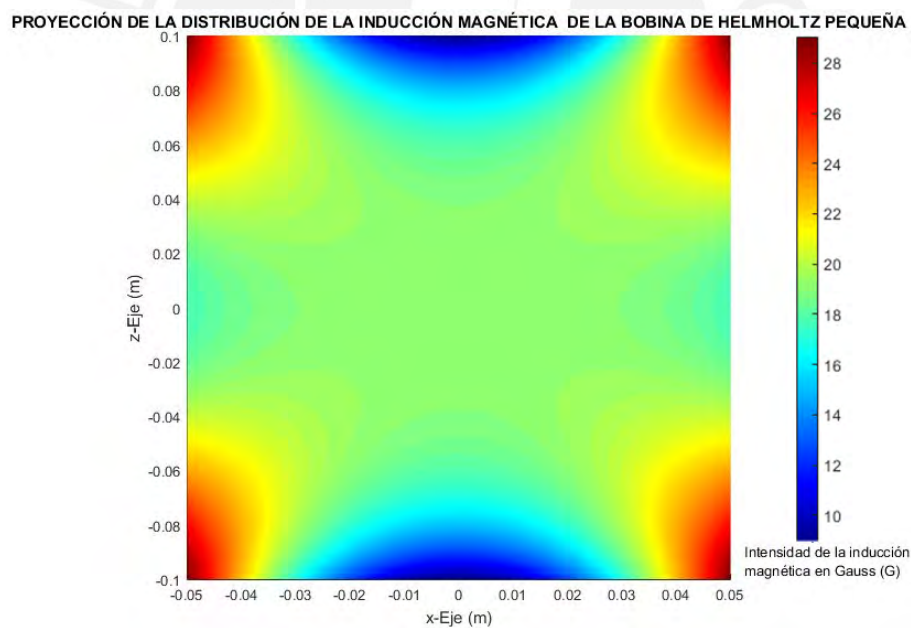
En la Figura 4.9, la falta de homogeneidad del campo magnético es dominante cerca de las bobinas donde las isosuperficies toma valores en el intervalo de $[19 \text{ G}, 30.2 \text{ G}]$. También es notorio los puntos fríos que se encuentran en los límites de la zona experimental comprendidas en el intervalo de $[7.8 \text{ G}, 12.8 \text{ G}]$. Los detalles cuantitativos de la homogeneidad de la bobina están detallados en la última sección.

Hacemos una comparación de las superficies de nivel obtenidas en la simulación con las superficies de nivel obtenidas con el sensor F.W. Bell y procesadas con el Matlab. Podemos observar que la inducción magnética es homogénea en toda la zona experimental y se distribuye igual que la simulación realizada en el Matlab, como podemos ver en la figura 4.10. Esto demuestra que el modelamiento matemático y el diseño de las bobinas están de acuerdo a lo

esperado y originan campo magnético uniforme en toda la zona experimental, para ser usado en el tratamiento de las fracturas y tener un equipo clínico que cubra todo el volumen de una fractura.



(a) Resultados de la distribución de la intensidad de la inducción magnética de la bobina pequeña diseñada y construida.



(b) Simulación de la intensidad de la inducción magnética de la bobina pequeña de acuerdo al modelo físico matemático.

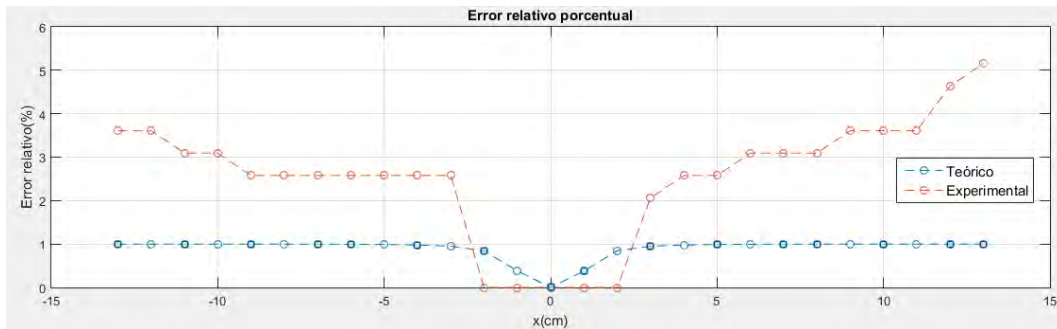
Figura 4.10: Comparación de la simulación y de los resultados de la inducción magnética en la bobina pequeña.

ISOSUPERFICIES DE LA BOBINA																					
Eje de coordenada X																					
-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
28	10.1	9.3	11	10.8	10.1	9.9	9.5	9.4	9.1	9.1	9.2	8.9	9	9.2	9.3	9.3	9.7	10	10.3	9.3	9.1
27	18.8	15	18.5	12.3	11.3	10.8	10.4	10	10.1	9.8	10	9.8	9.9	10.3	10.6	11	11.6	12.7	13.7	15.7	18.8
26	26.5	20	16.6	14.4	13	12	11.4	10.9	10.9	10.5	10.1	10.5	10.8	11	11.5	12	13	14.3	16.6	19.9	24.9
25	29.8	24	18.9	16.4	14.6	13.7	13	12.3	12	11.6	11.7	11.5	12	12.2	12.8	13.6	14.8	16.1	18.8	23	26.8
24	30.2	25.4	20.3	17.9	16	15.1	14.2	13.6	13	12.8	12.8	13	13.4	13.6	14.2	15	16.3	18.3	20.9	25.7	28
23	23	23.4	21.2	19.2	18	16.8	15.6	15.1	14.6	14.3	14.1	14.3	14.8	15	15.9	16.6	17.9	19.3	21	26.4	28.4
22	23.1	22.9	20.6	19	17.7	16.5	15.8	15.4	14.7	14.6	14.6	14.9	15	15.7	16.4	17.1	18.5	20	21.9	23.5	25.8
21	25.3	24	22.5	21	20	18.9	18.4	17.5	17.1	17	17	16.8	17.1	17.4	17.6	18.5	19.4	20.7	22	23.8	24.7
20	23.4	22.3	21.2	19.9	19.2	18.1	17.7	17.2	17	16.9	16.7	17.1	17.3	17.7	18.5	19	20.1	21.2	22.4	23.7	25
19	22.8	22	21	20.2	20	19.5	19	18.5	18.3	18.4	18.1	17.9	18.1	18.6	19	19.8	20.5	21.5	22.6	23.5	24.3
18	22.6	21.9	21.5	20.8	20.1	19.7	19.5	18.9	18.6	18.7	18.7	19	19.1	19.5	19.7	20.6	21.3	21.9	23	23.7	24.6
17	23.5	23	22.4	21.8	21.3	20.9	20.6	20	19.6	19.9	19.9	19.5	19.7	19.9	20.1	20.9	21.2	22.2	22.5	23.2	23.7
16	22.3	22	21.8	21.2	20.9	20.6	20.3	20.2	20.1	19.9	20.3	19.8	20.1	20.4	20.7	21.3	21.6	22	22.5	23.1	23.7
15	21.5	21.2	20.8	20.5	20.3	20	19.6	19.5	19.3	19.4	19.6	19.8	19.9	20.1	20.4	20.8	21.1	21.4	21.9	23	22.6
14	21.2	21.1	20.6	20.4	20.1	19.9	19.8	19.6	19.7	19.9	19.9	20.1	20.1	20.2	20.2	20.4	20.6	20.7	20.8	20.9	21
13	22.3	22.1	21.9	21.8	21.6	21.5	21.2	21.1	21.1	21.1	20.6	20.9	21	21.2	21.4	21.6	21.9	22	22.3	22.4	22.5
12	21.2	21.1	21	20.9	21	20.9	21	20.5	20.6	20.8	21	21.1	21.2	21.2	21.4	21.7	21.9	22	22.1	22.5	
11	20.5	20.3	20.2	20.2	20.4	20	20.1	19.8	19.9	20.1	20.1	20	20.1	20.2	20.2	20.4	20.6	20.7	20.8	20.9	21
10	20.4	20	20.4	20.2	20.3	20.2	20.2	20.1	20.1	20	19.9	20	20.2	20	20.2	20.5	21	21	20.8	20.9	
9	19.7	20	20	20.2	20.2	20	20.4	19.9	21	20	20	20.2	20	20	20.2	20.4	20.7	20.8	20.8	20.7	
8	20	19.9	19.8	20	20.2	19.9	20	19.8	19.9	20	20	19.9	20	20	20.1	20	19.9	20.2	20.1	20.2	20.1
7	19.8	19.9	19.7	19.8	19.9	20	19.9	20.1	20.2	20.1	20.3	20.5	20.3	20.4	20.1	20.4	20.3	20.4	20.5	20.6	20.7
6	19.9	20.2	20.2	20.3	20.2	20	20	20.1	20	20.3	20.4	20.2	20.3	20.4	20.2	20.5	20.4	20.3	20.5	20.1	20.2
5	20	20.2	20.2	20.3	20.4	20.6	20.5	20.9	20.9	20.7	21.1	21	21.1	21.1	21.1	21.2	21	21.4	21.3	21.1	21
4	20	20.3	20.4	20.5	20.7	20.6	20.6	20.8	20.8	20.7	20.9	20.8	20.6	20.7	20.9	21	20.7	20.6	20.5	20.3	20.2
3	20.6	20.8	20.7	21	20.7	20.9	21	20.9	21	20.9	21.1	21.2	21.1	21.3	21.1	21.1	21	21.1	21	20.9	
2	18.9	19.2	19	19.3	19.2	19.4	19.5	19.4	19.2	19.6	19.7	19.5	19.4	19.3	19.2	19.4	19.3	19.4	19.4	19.3	
1	19.2	19.5	19.5	19.6	19.7	19.4	19.6	19.7	19.8	20.1	20.2	20.1	20	20	19.9	19.8	19.7	19.9	19.8	19.9	
0	20.1	20.2	20.5	20.7	20.7	21	21.2	21	21.4	21.4	21.7	21.5	21.6	21	20.9	20.8	20.8	20.7	20.6	20.6	20.5
-1	20.5	20.8	20.9	20.7	21	21.2	21.3	21	21.2	20.9	21.2	20.9	21.2	20.9	21.2	20.4	20.4	20.3	20.3	20.1	20.5
2	19.2	19.3	19.6	19.4	19.6	19.8	19.9	19.9	19.5	19.6	19.5	19.7	19.5	19.3	19.3	19.4	19.2	19.4	19.2	19.2	19.1
3	19.4	19.4	19.5	19.5	19.6	19.3	19.3	19	19.3	19	19	18.8	19	18.9	18.8	18.4	18.7	18.5	18.5	18.4	18.4
4	19.5	19.5	19.5	19.6	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5
5	19.4	19.5	19.5	19.5	19.6	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5
6	19.4	19.5	19.5	19.5	19.6	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5	19.5
7	19.7	19.4	19.3	19.2	19.2	19.1	19	18.9	19	18.9	19	18.8	18.7	18.4	18.7	18.7	18.3	18.8	19	18.6	
8	19.1	19.4	19.5	19.5	19.6	19.3	19.3	19	19.3	19	19	18.8	19	18.9	18.8	18.4	18.7	18.5	18.5	18.5	18.2
9	20.2	20.1	20	19.8	19.6	19.5	19	18.8	19.1	18.9	18.6	18.5	18.9	18.7	18.8	18.8	18.7	19	18.8	18.6	18.2
10	20.3	20.4	20.2	20.3	20.2	20	19.9	19.6	19.5	19.4	19.4	19.2	19.3	19.2	19.2	19.1	19.3	19.4	19.2	19.5	19.1
11	21	20.6	20.8	20.4	20.2	20	19.8	19.6	19.5	19.3	19.1	19	18.9	19.1	19	19.2	19.2	19.3	19.9	19.5	19.6
12	21.2	21.3	21.2	21.1	21.1	20.9	20.6	20.3	20.1	20	19.6	19.7	19.5	19.6	19.4	19.9	19.9	19.9	20	19.9	
13	22	21.8	21.5	21.2	20.9	20.4	20	19.9	19.3	19.2	19.2	19	19.1	18.9	19.1	19.2	19.5	19.2	19.5	19.9	20
14	20.2	20.1	19.7	19.4	19.2	18.5	18.5	18.1	18	17.7	17.7	17.5	17.7	17.7	17.6	17.7	17.9	18	18.2	18.4	18.5
15	19.4	19.2	18.9	18.5	17.1	17	16.8	16.6	17	17.1	17.1	17.2	17.6	18	18.4	18.6	19	19.6	20.1	20.4	21
16	21.3	20.8	20.6	19.9	19.5	19	18	18.2	18	17.8	17.3	17.4	17.3	17.5	17.8	18.8	18	18.3	18.9	19	19.2
17	19.1	18.5	17.9	17.5	17.1	16.9	16.5	16.3	16.4	16.5	16	16.9	17.2	17.5	17.9	18	19	19.6	20.5	21.2	22.6
18	23	22.2	21.4	20.4	19.4	18.8	18.3	18	17.6	17.3	17	17.1	16.9	17.3	17.4	17.8	18.3	18.6	18.8	19.6	20
19	23.8	22.8	22	20.9	19.8	18.8	18	17.5	16.6	16.3	16.1	16	15.9	16.1	16.3	16.7	17.2	17.9	18.7	19.4	20.5
20	24.8	23.5	22	21	19.6	18.7	18.2	17.3	16.6	16.5	16.2	16.2	16.1	16.3	16.7	17.2	17.9	18.2	19.2	20.1	20.9
21	21.3	20.8	19.7	18.2	17.3	16.5	16.1	15.8	14.6	14.8	15	15.1	15.7	16.6	17.3	18.3	19.5	21	22.5	24	25.9
22	27	24.8	22.3	20.6	19.2	17.8	16.8	15.9	15.2	14.9	14.8	14.6	14.6	15	15.3	16	16.6	17.8	18.8	20.4	19.7
23	29	26	22.7	20.6	18.8	17.2	16	15.5	15	14.2	14.1	13.8	13.6	13.8	14	14.6	15.5	16.5	18.4	20.3	28.6
24	28.4	25	21.7	19.2	17.7	16.4	14.9	14.1	13.7	13.3	12.3	12	12	12.3	12.9	13.3	14.2	15.6	16.8	25.6	28.8
25	28.4	24	20.4	18.2	16.2	15	14.2	13.5	12.7	12.3	12.3	12	12	12.3	12.9	13.3	14.2	15.6	16.8	25.6	28.8
26	26.2	21.7	18.5	16	14.8	13.6	13	12.5	11.8	11.6	11.1	11.2	11.2	11.1	11.6	12	12.6	14	16	20.5	25.7
27	26.2	18.4	18.5	16	14.8	13.6	13	12.5	11.8	11.6	11.1	11.2	11.2	11.1	11.6	12	12.6	14	16	14.8	17.7
28	26.2	14.6	18.5	16	14.8	13.6	13	12.5	11.8	11.6	11.1	11.2	11.2	11.1	11.6	12	12.6	14	16	7.8	7.9

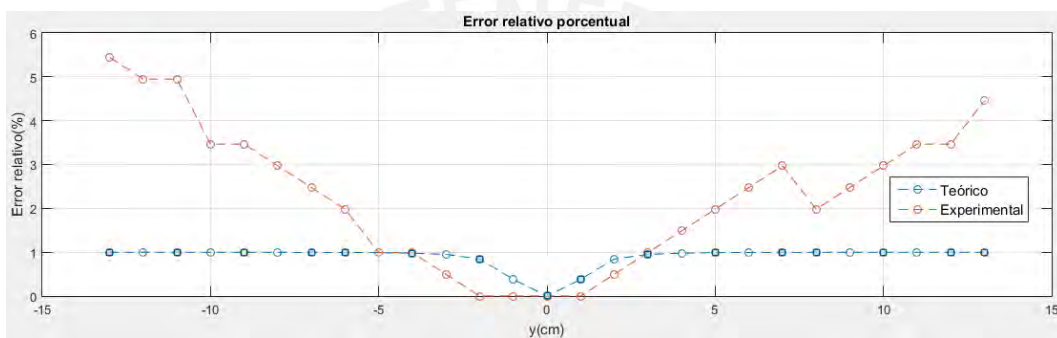
Tabla 4.3: Datos de la bobina de Helmholtz pequeña en el plano X y Z. Los colores representan las isosuperficies de la inducción magnética como se puede ver en el capítulo 4.

4.4. ERROR RELATIVO

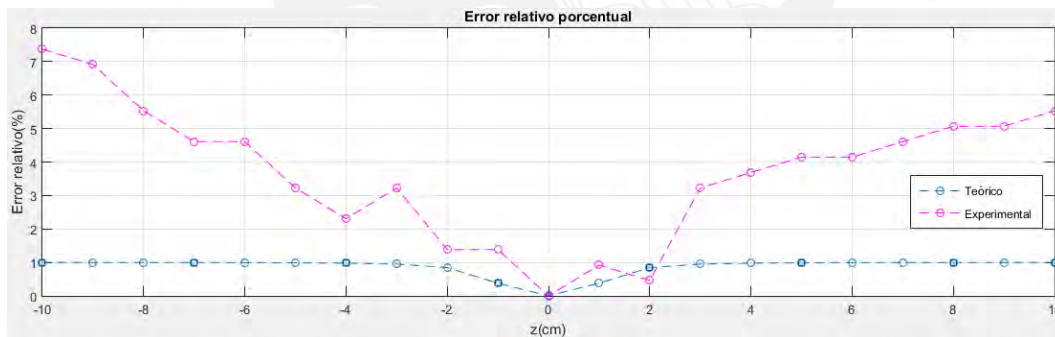
Una manera de evaluar la uniformidad de la inducción magnética medida a lo largo del eje simétrico de las bobinas es mediante el gráfico del error relativo porcentual $\epsilon_r \% = \left(\frac{\Delta B}{B}\right)100\%$ [120]. Para las tres bobinas del prototipo en estudio los errores relativos se pueden ver en la Figura 4.11.



(a) Error relativo en la bobina grande



(b) Error relativo en la bobina mediana



(c) Error relativo en la bobina pequeña

Figura 4.11: Falta de uniformidad de la inducción magnética en la zona experimental de los tres pares de bobinas de Helmholtz en sus respectivos ejes de simetría (a) eje x , (b) eje y y (c) eje z .

En la Figura 4.11 existen diferencias significativas entre los resultados experimentales y los resultados teóricos; pero se observa que en la parte central se tiene la homogeneidad esperada. Estas desviaciones entre los resultados experimentales y teóricos se deben al efecto de deformación de las bobinas[121] cuando están dispuestas de manera vertical debido a su propio peso. Debemos mencionar que se ha ignorado la distorsión del campo magnético de fondo. En la Figura 4.11 se observa la falta de uniformidad cerca del centro geométrico de las bobinas y una uniformidad en el centro de la zona experimental en los tres casos. La falta de uniformidad se debe a factores de desalineación, desajustes de fabricación, mal embobinado y los efectos de distorsión del campo magnético de fondo [121]. Todos estos factores se necesitan estudiar más a fondo.

4.5. PRIMER CASO: PRUEBA FUNCIONAL CON CABEZA FEMORAL

Se observó la distribución del campo magnético sobre los tres planos XY, XZ y YZ de manera independiente, con estos resultados se colocaron los tres pares de bobinas de Helmholtz en disposición triaxial para obtener la inducción magnética uniforme en los tres ejes coordenados X, Y y Z, es decir, en todo el espacio interior entre las bobinas en disposición triaxial se generará un campo magnético uniforme de manera que cubra toda la superficie de la cabeza femoral.

Sobre la superficie de la cabeza femoral se pintó una malla de puntos para tener las coordenadas espaciales en los ejes X, Y y Z para luego obtener las isosuperficies (superficies de nivel) de inducción magnética en la cabeza femoral como una nube de datos (ver Figura 4.12 (b)). Luego de obtener las coordenadas de dichos puntos se colocó la cabeza femoral dentro de las bobinas en disposición triaxial, se encendieron los tres pares de bobinas de Helmholtz alimentadas con la misma corriente eléctrica con la finalidad de tener el mismo valor de intensidad de inducción magnética en la zona interior de la disposición triaxial. Las bobinas triaxiales generaron un volumen uniforme de campo magnético en la dirección de los tres ejes coordenados X, Y y Z con la misma intensidad sobre la cabeza femoral. En cada punto pintado en la superficie de la cabeza femoral se determinó la intensidad de la inducción magnética, como se puede ver en la figura 4.12.

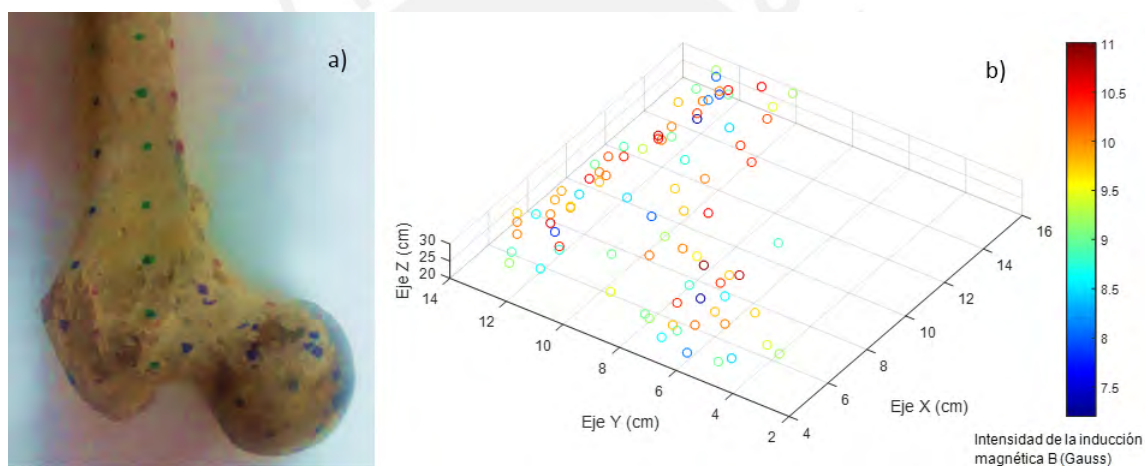


Figura 4.12: a) Sobre la superficie de la cabeza femoral se pintó una malla de puntos con coordenadas conocidas obteniendo así una nube de datos. b) Con el software Matlab se procesó la nube de datos para visualizar la forma de la cabeza femoral y también visualizar sobre cada punto la intensidad de la inducción magnética producida por las bobinas de Helmholtz en disposición triaxial

Los datos se procesaron con el software Matlab para visualizar la homogeneidad del campo magnético sobre la superficie de la cabeza femoral como se muestra en la Figura 4.13. Las isosuperficies de campo magnético sobre la cabeza femoral indican que el sistema triaxial es efectivo generando campo magnético uniforme sobre todo el volumen de la cabeza femoral. La intensidad del campo magnético se distribuyó sobre toda la superficie de la cabeza femoral con una ligera variación en la uniformidad en el intervalo de $[9.5\text{ G}, 10.5\text{ G}]$. En las isosuperficies de inducción magnética que se puede ver en la Figura 4.13. Se puede observar que las isosuperficies son constantes en la parte media del volumen de la cabeza femoral en un intervalo de $[9.5\text{ G}, 11\text{ G}]$ este volumen corresponde a la intersección de los tres ejes simétricos de las bobinas de Helmholtz es decir en la zona de uniformidad de campo magnético del prototipo. También observamos como las isosuperficies van cambiando de intensidad hasta llegar a puntos fríos sobre el volumen de la cabeza femoral.

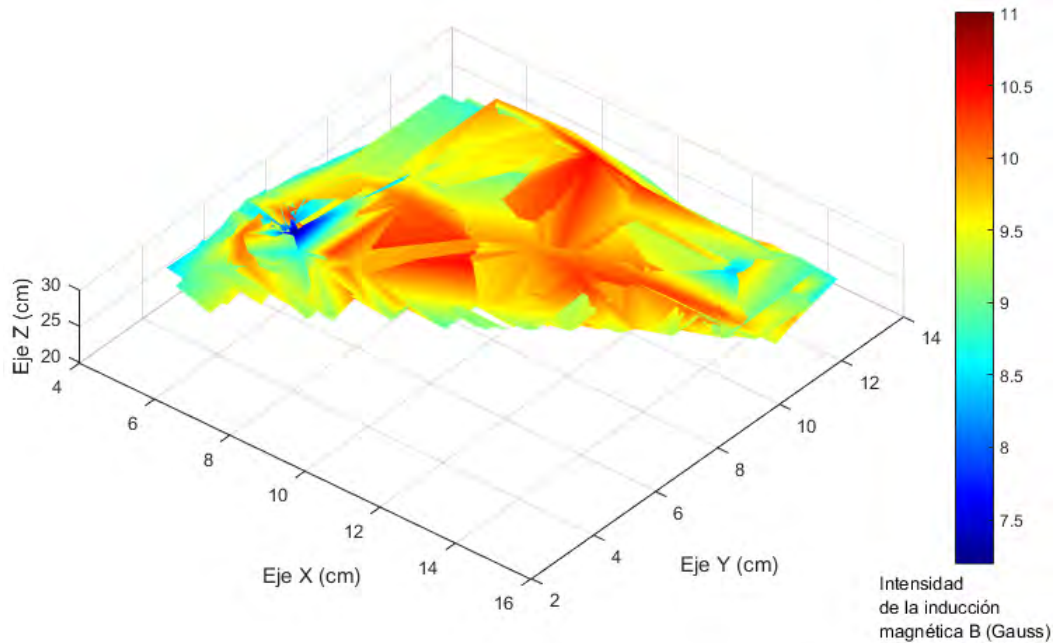


Figura 4.13: El campo magnético se distribuyó con uniformidad entre 9.5 G y 10.5 G sobre la superficie de la cabeza femoral y cuello femoral.

Para la adquisición de datos con el fin de determinar la variación espacial de la inducción magnética, previamente se construyó un eje de coordenadas con tres vidrios de 2 mm de espesor, perpendiculares entre sí, el origen de coordenadas fue la intersección de los tres planos de vidrios. (ver figura 4.14) Sobre un soporte universal se colocó el hueso previamente preparado, es decir, con puntos de diferentes colores. (con el fin de ubicar con facilidad la ubicación del sensor Hall o el sensor Bell) Los puntos fueron ubicados tomando como referencia las coordenadas cartesianas elaboradas por los tres vidrios. Sobre los puntos pintados en el hueso se colocaron los sensores Hall para medir el campo magnético (inducción magnética) producido por la tres bobinas dispuestas en forma triaxial.

Las bobinas de Helmholtz fueron alimentadas con la misma corriente sin pulso para determinar solamente el campo magnético uniforme sobre la superficie de la cabeza femoral. Cabe señalar que cada sensor Hall se puso a cero antes de experimentar con la superficie del hueso y se controló la intensidad de la corriente con una resistencia variable de potencia.



Figura 4.14: Disposición de la cabeza femoral se colocó un eje coordinado con papel milimetrado para luego ser retirado al momento de activar el campo magnético.

X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	B (G)
15	11.7	29	10.9
14.8	11.9	29	10
13.5	11.8	29	10.3
12	12	28	10.1
9.5	12.5	29	10
8	12.8	30	9.9
7	12.5	29	10
6.5	12	28	7.8
7	12.5	26.5	10.7
9.5	11.5	25	8.9
12	11.2	24.9	8.7
13.5	11.8	27.3	7.2
14.8	11.9	27.8	6.9
15	11.7	27.6	9
15.5	12.5	29.5	9.2
14.5	12.5	29	9
12.5	12	29.3	10
10.5	12.3	29.4	10.4
9	12.5	29.6	10.9
7.5	12.7	30	9.9
6	13	30	10
5	12.5	28	8.9
5	11.5	26.5	8.6
7	13.7	25.5	9.7
8	12.5	26	8.9
10	12.6	25.3	10.1
11.5	13	25	8.9
13	9.5	25	10.9
14	11	25	8.5
15.5	12.5	27.5	8
8	8	27	9.8
7	9	29	10.1
7.5	6.5	29	9.8
7	6.5	29.2	10.9
5.5	7	29	10.4
4.5	7.3	28.5	9.2
4	6.5	28	8.6
6	6.5	29.5	7.2
6.5	6	29.5	8.6
7.6	7.5	28	11
6.6	5	27.5	9.7
5.5	5.3	28.5	10
5	6	28.5	10.1
4.7	6.6	27.8	9.8
16	11.2	26.6	10.5
15.5	10.5	25.5	9.4
10.5	10.5	26	9.7
9	10.3	26.1	8
10	9	26.5	10.9
10	6.5	26	8.9
7	7.6	25	8.8
8.5	9.5	25.5	9.2
4.9	12.5	25	9.2
5.8	4	25.3	9.4
4.3	4.7	25.5	9
4	5.6	26.4	8.1
4.4	4.3	27.2	8.4
5.4	3.3	27	9.2
16	10.1	28.5	9.2
14.5	10	28.5	10.2
13	9.9	28.5	10.3
11	9.8	29	10
9.5	9.5	28	9.8
8	8.5	27.5	10
8	6.5	26.5	10.8
6	6	27.5	9.8
4.8	6.5	26	8.9
4.6	7.5	28.4	9
5	9	28	9.5
6.5	10	28.4	9
6	11.5	28	10.4
6	11.5	27	8.7
7	13	27.4	8.6
8.5	12.5	27.6	8.9
10	13	27.4	9
11.3	12.2	28	8.3
12.1	12.2	28.2	10.8
13.7	12.6	28.5	9.8
14.4	12	28	8.1
14.4	12.2	27	10
12.1	12.2	27	10.5
12.5	12	26.5	9
10.7	13	26.2	10.2
9.5	12.5	26.2	9.8
8	12.5	26.6	9.7
6	13	26.6	10

Tabla 4.4: Los datos de la ubicación del hueso fueron tomados en el espacio, siendo una cuarta dimensión el valor del vector inducción magnética sobre la superficie del hueso.

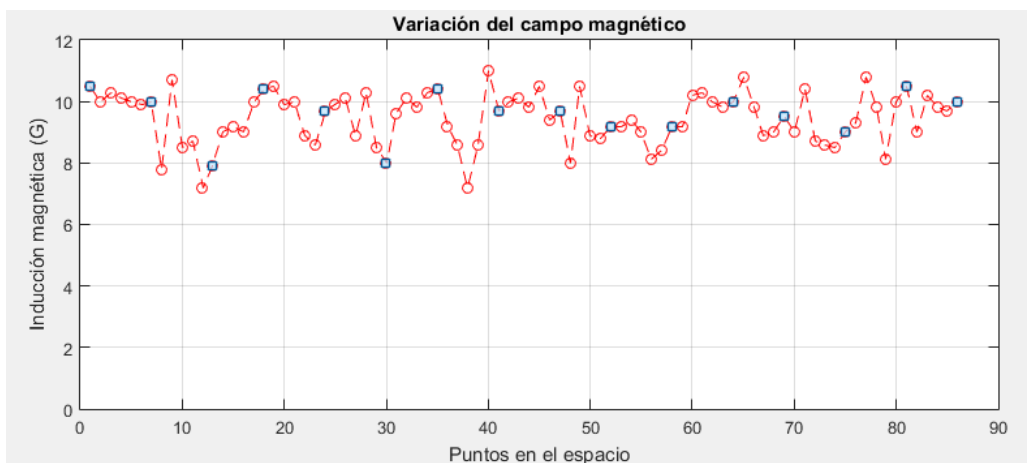


Figura 4.15: Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de todo el volumen de la cabeza femoral.

Los datos de la tabla 4.4, se graficaron con la finalidad de ver la variación del campo magnético (ver Figura 4.15). El promedio de la inducción magnética es $\bar{B} = 9.47 \text{ G}$ mientras que el valor máximo es $B_{max} = 11 \text{ G}$ y el valor mínimo es $B_{min} = 7.2 \text{ G}$ como podemos ver en la Figura 4.16. En los gráficos se observa que la mayoría de los datos se agrupan sobre el intervalo de $[9.5 \text{ G}, 10.5 \text{ G}]$ en su mayoría lo que demuestra la uniformidad del prototipo. La homogeneidad o uniformidad de la inducción magnética vista de manera cuantitativa se puede ver en la sección final.

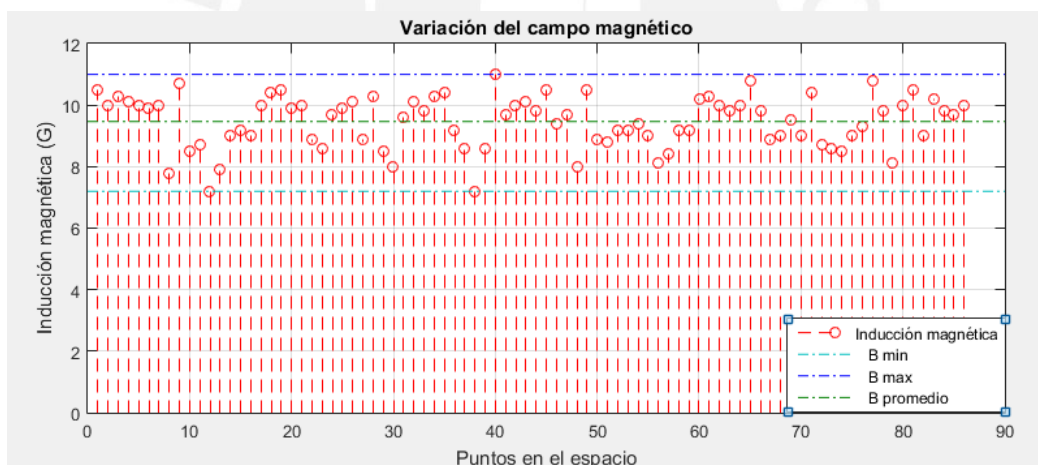


Figura 4.16: Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de todo el volumen de la cabeza femoral.

Utilizando los datos de la tabla 4.4 determinamos el valor más probable de la inducción magnética B sobre la cabeza femoral, que es el promedio de los datos y tiene el valor de $\bar{B} = 9.47 \text{ G}$. Determinamos también el grado de dispersión o variabilidad usando la ecuación de la desviación estándar (4.1).

$$s = 0.84$$

Para predecir la fluctuación del promedio de la inducción magnética sobre la cabeza femoral utilizamos la desviación estándar del promedio.

$$\sigma_m = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (4.3)$$

$$\sigma_m = 0.09 \approx 0.1$$

Por lo tanto, el resultado de la inducción magnética sobre la cabeza femoral se puede expresar como:

$$B = (9.47 \pm 0.1) G$$

El error probable se determinó por la ecuación (4.2).

$$B = (9.47 \pm 0.58) G$$

En conclusión los valores confiables de inducción magnética serán aquellos cuyo valor estén comprendidos en $B = (9.47 \pm 0.58) G$.

4.6. SEGUNDO CASO: PRUEBA FUNCIONAL CON PLASTINADO

Se tomó un plastinado de una pierna, la cual tiene plastinado el tejido muscular y el tejido nervioso. Como los casos anteriores se desarrolló una malla de puntos para tener la nube de datos en el Matlab y poder visualizar la distribución del campo magnético producida por las bobinas en disposición triaxial.

Primero se ubicaron los puntos sobre los epicóndilos del fémur y luego las coordenadas de dichos puntos para tener la ubicación espacial de la superficie de los epicóndilos. Estos datos se procesaron en Matlab para visualizar la superficie de los epicóndilos.

Luego se colocó todo el plastinado entre las bobinas de Helmholtz, ubicando la zona de los epicóndilos en el punto medio de los tres pares de bobinas para rodear al plastinado con campo magnético homogéneo.

Se encendieron las tres bobinas para generar un campo magnético uniforme en la zona experimental de las bobinas con 8.5 Gauss. Se comprobó que este valor sea para las tres bobinas y para el sensor F.W. Bell, finalmente medimos en los tres ejes geométricos de las bobinas el campo magnético.

Activadas las bobinas se procedió a medir el campo magnético sobre cada punto del mallado de la superficie de los epicóndilos. Cubrimos con el tejido plastinado el sensor Hall, guardamos estos datos y los procesamos en Matlab para visualizarlos y sacar las conclusiones.

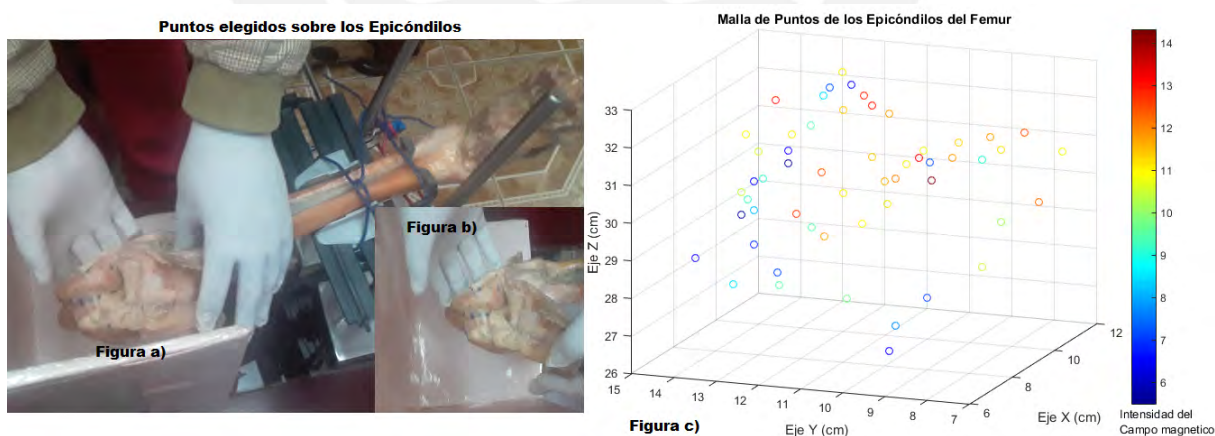


Figura 4.17: En la figura **a** se observa el plastinado completo y la malla de puntos sobre los epicóndilos, En la figura **b** se tiene una visión ampliada de los puntos sobre los epicóndilos, en la figura **c** se tiene la nube de puntos con su respectivo valor de intensidad de campo magnético en Gauss.

Las bobinas de Helmholtz fueron alimentadas con la misma corriente sin pulso para determinar solamente el campo magnético uniforme sobre la superficie del hueso plastinado.

Cabe señalar que cada sensor Hall se colocó a cero antes de experimentar con la muestra y se controló la corriente eléctrica con una resistencia variable de potencia.

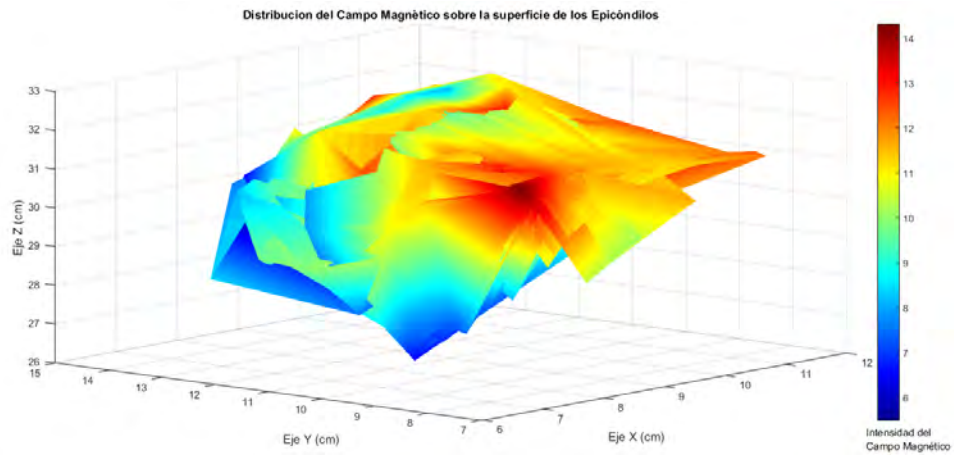


Figura 4.18: Se observa como el campo magnético se distribuye sobre la superficie de los epicóndilos.

X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	B(G)
9	15	28	6.7
9.5	14	29.5	9.3
9	13.5	31	10.5
8.8	13.7	31.5	10.9
10	13.6	32	12.9
11	12.5	32.5	14
12	12.5	31.5	12.8
8.8	13.5	29.5	8.2
8.4	12.5	31	5.5
8	12.3	31.5	6.9
8.5	12	32	9.5
9.3	12.1	32.5	8.5
10.4	12.5	32.3	7.2
11.4	12.5	32	6.2
7.8	13	29	6.9
7.2	13	30	5.7
7	12.6	31	6.9
7.8	12.1	32	11
9	11.5	32.3	11.3
10.2	11.4	32	13
11	11.4	31.5	11.7
7.3	12.2	28.5	7.1
6.2	12.5	31	10.4
7.5	11.2	29.5	11.8
7.8	10.2	31.6	11.9
9	10	31	11.1
10	10.1	31	11.1
10.5	10.2	30.5	7.2
6.8	13	28.3	8.4
7.2	12.5	31	9.2
7.8	12	29.9	12.6
8	11.5	31	12.5
9	10.5	30.5	11.6
10	10.1	31	10.8
11	9.2	30.5	9
7	12	28.3	9.5
7.5	11.5	29.7	9.6
8	11	30.5	11.1
8.5	10	30.8	12.1
9	9.7	31.2	13.3
10.5	9.5	31.1	11.4
12	9.5	30.7	11.8
7	10.4	28.1	9.8
7.3	10.2	30	10.9
7.5	9.7	30.5	11.2
8.6	9.2	30.8	14.3
9.2	9	31.2	11.8
10.5	8.5	31	11.2
12	8.7	30.9	12.4
7	9.4	26.8	6.5
7.5	9.5	27.3	7.8
7.8	8.9	28	7.2
8.6	8	28.6	10.4
9.5	8	29.5	10.1
10.5	7.6	29.7	12.2
12	7.8	30.5	10.9

Tabla 4.5: Datos de inducción magnética obtenidos sobre el plastinado de rodilla.

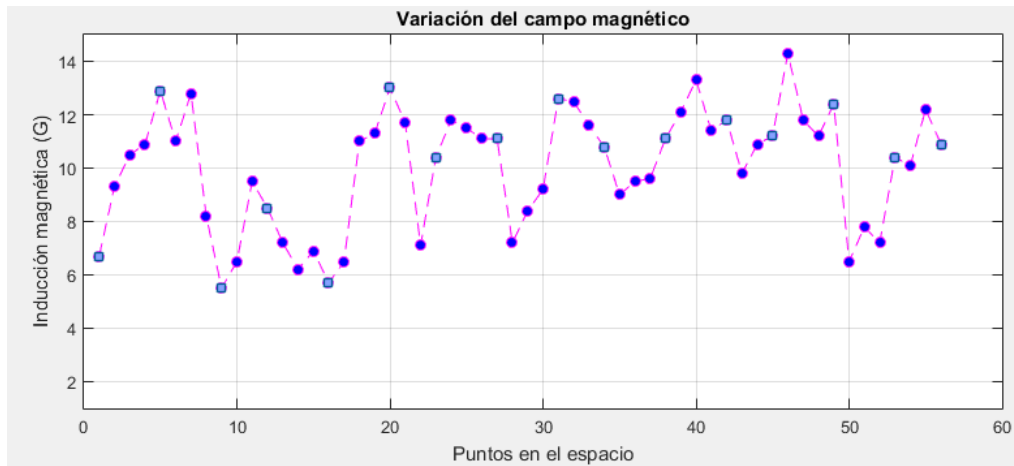


Figura 4.19: Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de todo el volumen del plastinado.

Los datos de la tabla 4.6, se graficaron con la finalidad de ver la variación del campo magnético (ver Figura 4.19). El promedio de la inducción magnética es $\bar{B} = 10.02 \text{ G}$ mientras que el valor máximo es $B_{max} = 14.3 \text{ G}$ y el valor mínimo es $B_{min} = 5.5 \text{ G}$ como podemos ver en la Figura 4.20. En los gráficos se observa que la mayoría de los datos se agrupan sobre el intervalo de $[8 \text{ G}, 12 \text{ G}]$ teniendo mucha dispersión de los datos lo que hace pensar que el campo magnético sufre una modificación en su intensidad debido al plastinado de la muestra en estudio. La homogeneidad o uniformidad de la inducción magnética vista de manera cuantitativa se puede ver en la sección final.

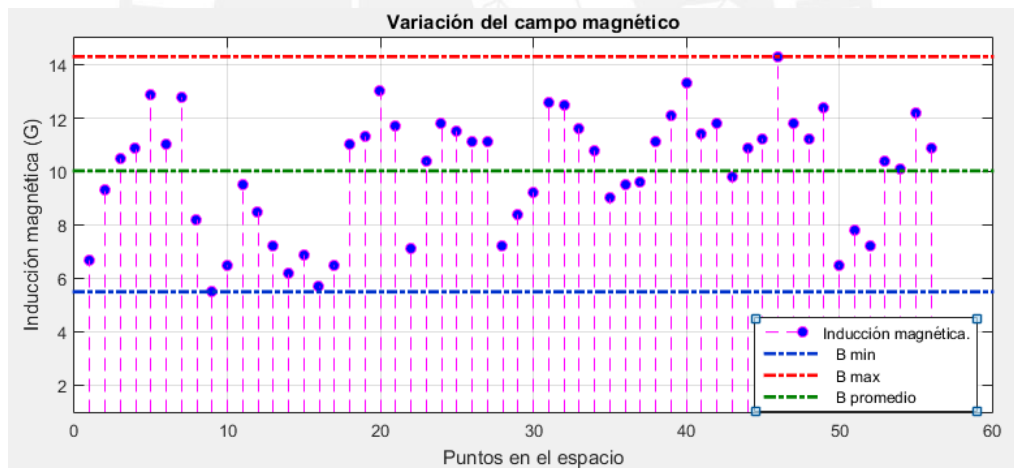


Figura 4.20: Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de todo el volumen del plastinado.

El valor más probable de la inducción magnética B sobre el plastinado, es el promedio de los datos de la tabla 4.6 este valor es de $\bar{B} = 10.02 \text{ G}$. El grado de dispersión o variabilidad de los datos mediante la desviación estándar de la inducción magnética es.

$$s = 2.23$$

Para predecir la fluctuación del promedio de la inducción magnética sobre el plastinado determinamos la desviación estándar del promedio.

$$\sigma_m = 0.29 \approx 0.3$$

Por lo tanto, el resultado de la inducción magnética sobre el plastinado se puede expresar como:

$$B = (10.02 \pm 0.3) G$$

También podemos expresarlo en función del error probable que se determina por la ecuación (4.2).

$$B = (10.02 \pm 1.52) G$$

En conclusión los valores confiables de inducción magnética serán aquellos cuyo valor esten comprendidos en $B = (10.02 \pm 1.52) G$.

4.7. TERCER CASO: PRUEBA FUNCIONAL CON FANTOMA

Se elaboró un fantoma con las características del músculo como la densidad, para esto rellenos el fantoma con 3 litros de agua. Luego se realizó un mallado de puntos sobre la diáfisis del fémur encontrando las coordenadas de los puntos de la malla sobre la superficie de la diáfisis del hueso, para despues colocar el fantoma al interior de las bobinas de Helmholtz en disposición triaxial. Sobre cada punto se midió la intensidad de la inducción magnética (ver Figura 4.21). La intensidad de inducción magnética homogénea producida por las tres bobinas fueron de 8 Gauss sobre el punto medio de las bobinas.

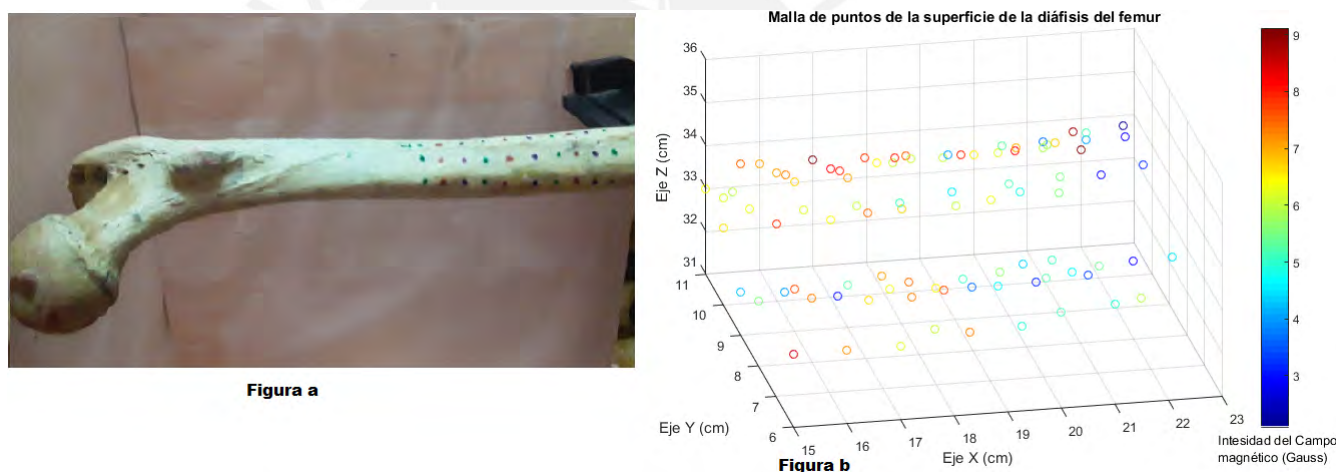


Figura 4.21: En la figura (a) se tiene el hueso fémur con su respectiva malla de puntos para ubicar las coordenadas de dichos puntos sobre un eje de coordenadas. En la figura (b) se muestra los puntos en el espacio con sus respectiva intensidad de campo magnético.

En la Figura 4.23 se observa que el campo magnético tiene puntos calientes entre 15 cm y 17 cm a lo largo del eje X, que coincide con el eje del cuerpo del hueso. Se puede observar que el campo magnético tiene puntos frios entre 20 cm y 23 cm debido a que el campo es menos intenso a medida que se aleja del centro de las bobinas.

Al igual que los casos anteriores, primero se preparó la muestra ósea pintando diferentes puntos para luego sean ubicados por el eje de coordenadas que se elaboró en base a tres vidrios perpendiculares entre si para determinar la variación espacial. Sobre los puntos se ubicaron los sensores Hall, con mucho cuidado se tapó la superficie del tejido óseo con el fantoma, previamente se relleno con agua y se elaboró una base sólida para soportar el peso del fantoma.

Las bobinas de Helmholtz fueron alimentadas con la misma corriente sin pulso para determinar solamente el campo magnético uniforme sobre la superficie de la diáfisis del fémur.

Cabe señalar que cada sensor Hall se puso a cero antes de experimentar con la muestra y que se controló la corriente con una resistencia variable de potencia.



(a) Fantoma completo dentro de las bobinas
(b) Fantoma retirando el agua después de las medidas



(c) Fantoma que contiene al hueso y sobre este el sensor junto con el desmagnetizador

Figura 4.22: Fantoma.

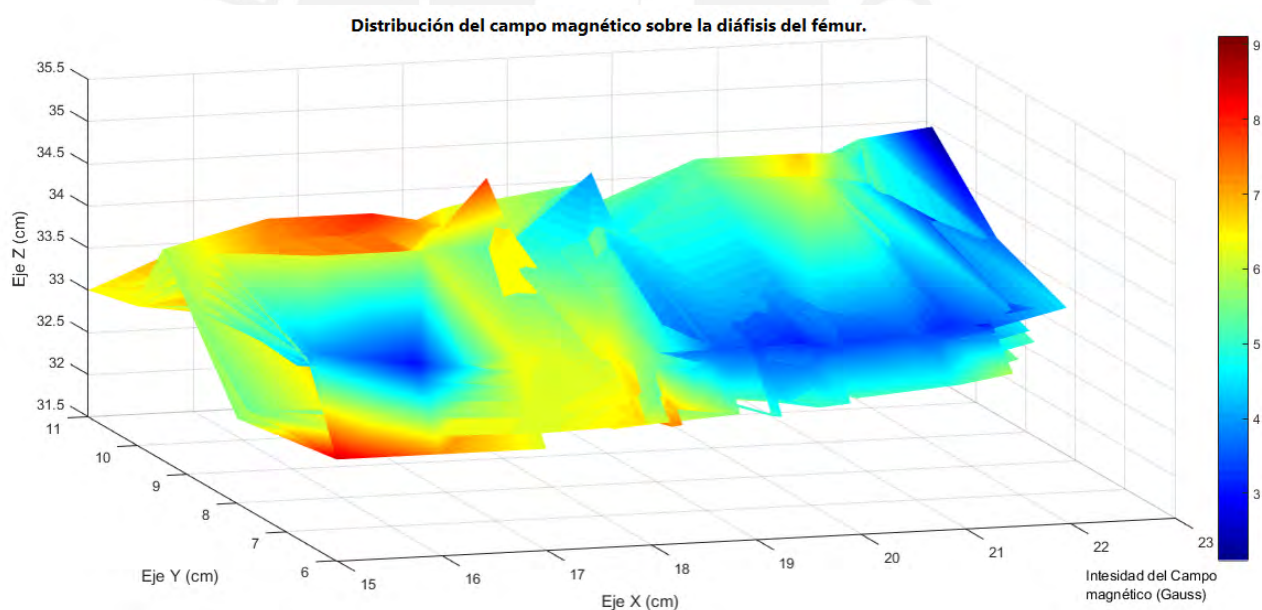


Figura 4.23: El campo magnético se distribuyó sobre la diáfisis del fémur el cual fue cubierto con el fantoma de agua.

Observamos en la Figura 4.23 que el lado derecho presenta isosuperficies muy calientes con pocas isosuperficies frías, en el lado izquierdo las isosuperficies son frías con pocas isosuperficies calientes. En este último caso observamos cambios en las isosuperficies por la presencia del fantoma del agua el cual es utilizado ya que el tejido muscular se compone en un 75 % de agua y se requiere estudiar la uniformidad del campo magnético sobre el hueso. Las bobinas en disposición triaxial fueron programadas para generar un campo magnético de 10 G, pero se observa una atenuación importante en el campo magnético ya que el promedio de la uniformidad es de $\bar{B} = 5.95 \text{ G}$. A pesar de esta atenuación se observa que el campo magnético

se distribuye de manera uniforme.

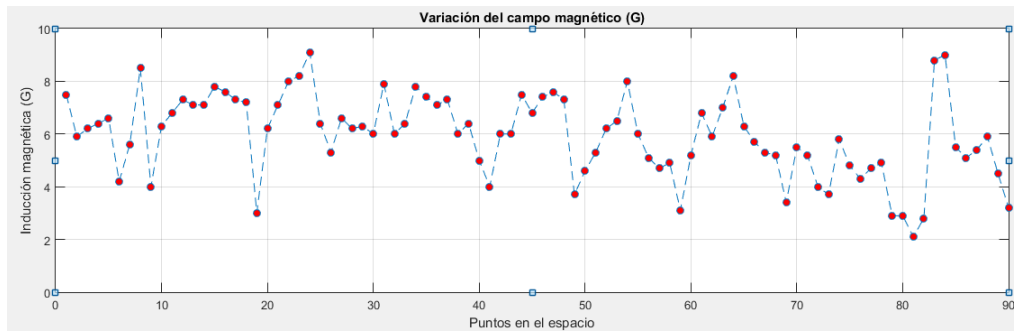


Figura 4.24: Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de la diáfisis del fémur.

Los datos de la tabla 4.7, se graficaron con la finalidad de ver la variación del campo magnético (ver Figura 4.24). El promedio de la inducción magnética es $\bar{B} = 5.95 \text{ G}$, el valor máximo es $B_{max} = 9.1 \text{ G}$ y el valor mínimo es $B_{min} = 2.1 \text{ G}$. En los gráficos se observa que los datos se agrupan sobre el intervalo de $[8 \text{ G}, 12 \text{ G}]$, fuera de este intervalos los datos están dispersados, esto se debe a la presencia del fantoma.

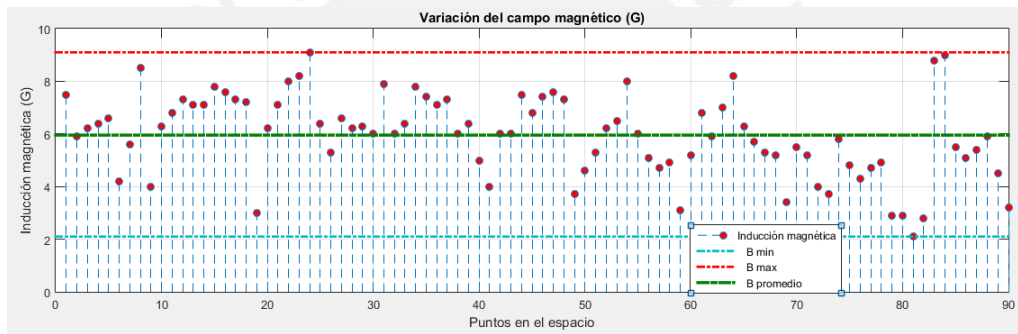


Figura 4.25: Gráfico de la variación de la inducción magnética sobre la superficie de la diáfisis del fémur.

Los datos están muy dispersos con respecto a la línea de la inducción magnética promedio. Se observa que el ancho entre la línea de la inducción máxima y la de inducción mínima es muy grande comparada con el primer caso.

El valor más probable de la inducción magnética es $\bar{B} = 5.95 \text{ G}$. El grado de dispersión o variabilidad de los datos es.

$$s = 1.55 \text{ G}$$

Para predecir la fluctuación del promedio de la inducción magnética sobre la diáfisis femoral determinamos la desviación estándar del promedio.

$$\sigma_m = 0.16 \approx 0.2$$

Por lo tanto, el resultado de la inducción magnética sobre la diáfisis femoral se puede expresar como:

$$B = (5.95 \pm 0.2) \text{ G}$$

También podemos expresarlo en función del error probable.

$$B = (5.95 \pm 1.06) \text{ G}$$

En conclusión los valores confiables de inducción magnética serán aquellos cuyo valor esten comprendidos en $B = (5.95 \pm 1.06) \text{ G}$.

X(cm)	Y(cm)	Z(cm)	B(G)
15	9	35	7.5
15	9.5	34	5.9
15	10	33.5	6.2
15	11	33	6.4
15	10	32.8	6.6
15	9	32	4.2
15	8	32.5	5.6
15	6	32.7	8.5
15	6.5	33.8	4
15	8.5	34.3	6.3
16	6	34.5	6.8
16	9.5	34.3	7.3
16	10	34	7.1
16	11	33.5	7.1
16	10	32.8	7.8
16	9	32	7.6
16	8	32.5	7.3
16	6	32.7	7.2
16	6.5	33.6	3
16	8.5	34.2	6.2
17	9	34.5	7.1
17	9.5	34.3	8
17	10	34	8.2
17	11	33.5	9.1
17	10	32.8	9.4
17	9	32	5.9
17	7.8	32.5	6.6
17	6	32.7	6.2
17	6.6	33.6	6.3
17	8.5	34.2	6
17.9	9.1	34.8	7.9
18	9.5	34.4	6
17.8	9.8	34.2	6.4
17.9	10.8	33.6	7.8
17.7	10	32.9	7.4
17.7	9.2	32	7.1
17.8	7.8	32.5	7.9
17.7	6.2	32.9	6
17.8	6.4	33.7	6.4
17.8	8.5	34.2	5
18.9	9.1	34.8	4
18.9	9.4	34.5	6
18.5	10	34.1	6
18.7	10.6	33.5	7.5
18.3	9.6	33	6.8
18.2	9.2	31.8	7.4
18.4	7.8	32.6	7.6
18.3	6	32.9	7.9
18.5	6.5	33.6	3.7
18.8	8.6	34.3	4.6
19.9	9.1	34.9	5.3
19.9	9.5	34.6	6.2
19.7	10.1	34	6.5
19.7	10.8	33.5	8
19.3	9.9	33	6
19.2	9.2	34.8	5.1
19.4	7.8	32.6	4.7
19.3	6.1	32.9	4.9
19.7	6.5	33.6	3.1
19.9	8.7	34.3	5.2
20.9	9.1	34.9	6.8
20.8	9.5	34.5	5.9
20.5	10.1	34.1	7
20.7	10.8	33.5	8.2
20	10	33	6.3
19.9	9.2	31.9	5.7
20.3	7.8	32.7	5.9
20.1	6.3	33	5.2
20.7	6.6	33.6	3.4
20.9	8.8	34.3	5.5
21.6	9.2	35	5.2
21.6	9.5	34.6	4
21	10.1	34.2	3.7
21.4	10.8	33.6	5.8
20.3	9.9	35.2	4.8
20.4	9.4	31.9	4.3
20.8	7.8	32.8	4.7
21	6.8	33.1	4.9
21.6	6.8	33.7	2.9
21.7	8.0	34.2	2.9
22.2	9.2	35.1	2.1
22.3	9.4	34.7	2.8
21.6	10.2	34.3	8.8
21.9	10.7	33.5	9
21.2	9.8	33.2	5.3
20.9	9.5	32	5.1
21.3	7.8	32.9	5.4
21.6	6.3	33.2	5.9
22.3	6.7	33.8	4.5
22.5	9	34.3	3.2

Tabla 4.6: Datos de inducción magnética obtenidos sobre el fantoma de agua y resina.

4.8. COMPARACIÓN DE LAS DESVIACIONES ESTÁNDARES

Para las tres bobinas de Helmholtz se encontró la desviación estándar de cada una, cómo se puede ver en el tabla 4.7. Comparamos estos resultados y observamos que la bobina pequeña tiene más variabilidad en los datos de la inducción magnética es decir poca uniformidad. La que presenta mayor uniformidad en sus datos de inducción magnética es la bobina grande. De la misma manera se observa que la bobina mediana tiene una variabilidad alta con respecto a la grande. Podemos concluir que la bobina pequeña la cual se encuentra anidada es la que soporta mas peso y sufrió un cambio en su forma geométrica al igual que la mediana ya que la que se encuentra en la periferia es la bobina grande.

Desviación estándar bobina grande	Desviación estándar bobina mediana	Desviación estándar bobina pequeña
0.27	0.32	0.44

Tabla 4.7: Comparación de las desviaciones estándares de las bobinas de Helmholtz.

En la tabla 4.8 se observa que los datos de inducción magnética sobre el hueso tienen menor variabilidad es decir se tiene una buena uniformidad sobre el hueso. Se observa que los datos del fantoma tiene una mayor variabilidad es decir una falta de uniformidad en los datos debido a la atenuación del campo magnético por el fantoma de agua. En el caso del plastinado la variabilidad es muy alta comparado con los demás casos es decir la uniformidad es demasiada baja esto es debido al apantallamiento de la inducción magnética por las características del plastinado.

Desviación estándar hueso	Desviación estándar plastinado	Desviación estándar fantoma
0.84	2.23	1.55

Tabla 4.8: Comparación de las desviaciones estándares en los tres casos de las pruebas funcionales.

4.9. HOMOGENEIDAD DEL CAMPO MAGNÉTICO

La homogeneidad del campo magnético U se determinó en cada bobina utilizando la ecuación 2.4. En las bobinas grande, mediana y pequeña los resultados fueron de 88.38 %, 90.84 % y 90.10 % respectivamente en un volumen de $9\text{cm} \times 9\text{cm} \times 1\text{cm}$. Para obtener los valores de las magnitudes B_{max} y B_{min} de la ecuación 2.4 se utilizó el Excel, luego se seleccionaron todos los datos que se encontraban en el volumen de trabajo V para determinar el valor promedio \bar{B} . Finalmente, se calculó la homogeneidad U para las tres bobinas de Helmholtz. Los valores de los diferentes parámetros utilizados para determinar la homogeneidad U se visualizan en las tablas 4.9, 4.10 y 4.11.

\bar{B}	B_{max}	B_{min}	V	U %
19.68	21.1	18.8	$9\text{cm} \times 9\text{cm} \times 1\text{cm}$	88.38 %

Tabla 4.9: Homogeneidad de la inducción magnética en la bobina grande.

Estos resultados indican que estamos en el límite de las condiciones para usar el equipo en aplicaciones clínicas considerando que la literatura sugiere una falta de uniformidad del campo magnético de hasta 10 % como aceptable para estudios biológicos [124]. Si determinamos la falta de uniformidad en la bobina grande, mediana y pequeña tendremos que es de 11.62 %, 9.16 % y 9.9 % respectivamente.

En el caso de la cabeza femoral se observa que cuando reducimos el volumen de trabajo la homogeneidad se incrementa teniendo un campo homogéneo de 80.26 % en un volumen de trabajo de $6\text{cm} \times 4\text{cm} \times 5\text{cm}$ como podemos observar en la tabla 4.12.

\bar{B}	B_{max}	B_{min}	V	U %
19.66	21.3	19.5	$9cm \times 9cm \times 1cm$	90.84 %

Tabla 4.10: Homogeneidad de la inducción magnética en la bobina mediana.

\bar{B}	B_{max}	B_{min}	V	U %
20.22	21.7	19.7	$9cm \times 9cm \times 1cm$	90.1 %

Tabla 4.11: Homogeneidad de la inducción magnética en la bobina pequeña.

\bar{B}	B_{max}	B_{min}	V	U %
9.47	11	7.2	$16cm \times 14cm \times 5cm$	59.86 %
9.63	10.5	8.6	$6cm \times 4cm \times 5cm$	80.26 %

Tabla 4.12: Homogeneidad de la inducción magnética en dos diferentes volúmenes sobre la cabeza femoral.

En el caso del plastinado se observa que la homogeneidad también aumenta a medida que se reduce el volumen de trabajo pero no alcanza un porcentaje considerable. Esto hace pensar que el campo magnético a medida que atraviesa el tejido plastinado pierde homogeneidad provocando disminución. Estos resultados se pueden apreciar en la tabla 4.13.

\bar{B}	B_{max}	B_{min}	V	U %
10.02	14.3	5.5	$6cm \times 7cm \times 6cm$	12.25 %
11.78	14.3	9.8	$5cm \times 4cm \times 4cm$	61.78 %

Tabla 4.13: Homogeneidad de la inducción magnética en dos diferentes volúmenes sobre el plastinado.

Por último en el caso del fantoma como se observa en la tabla 4.14, la homogeneidad tiene valores alrededor del 30 % teniendo prácticamente 70 % de falta de homogeneidad. Este resultado sugiere seguir evaluando a profundidad si la interacción de los PEMF es realmente uniforme en el tejido óseo ya que está rodeado de grasa y tejido muscular.

\bar{B}	B_{max}	B_{min}	V	U %
6.61	9.1	4	$3cm \times 8cm \times 3cm$	22.94 %
6.63	8.5	4	$1cm \times 5cm \times 3cm$	32.16 %

Tabla 4.14: Homogeneidad de la inducción magnética en dos diferentes volúmenes sobre el fantoma.

Los resultados obtenidos sobre la homogeneidad en los últimos cuadros hace suponer que el campo magnético pierde homogeneidad en el tratamiento clínico. Para demostrar esta afirmación, se pretenden hacer estudios sobre diferentes fantomas en un futuro.

Capítulo 5

DISCUSIÓN

Lo primero que se quiere señalar en cuanto al planteamiento de este trabajo de investigación es que se realizó de manera experimental siguiendo un proceso de simulación, un proceso de diseño, construcción, verificación de la uniformidad del campo magnético y finalmente la prueba funcional con hueso, plastinado y con el fantoma.

Los resultados de la simulación encontrados guardan relación con las simulaciones de David J. DeTroye [108], Crosser y colaboradores [115] quienes señalan que la uniformidad del campo magnético se encuentra en el centro de la zona experimental de las bobinas de Helmholtz. Crosser incluso considera detalles geométricos de las bobinas, el devanado, el aislamiento de conductores y varias imperfecciones de bobinado. Estas simulaciones son acordes con lo que en este trabajo se presenta. Brimicombe[156] detalla que el campo es uniforme en un 5% en el centro de las bobinas dentro de un cilindro imaginario de longitud L que es igual a la mitad del radio (a) de las bobinas de Helmholtz $L = 0.5a$ y con diámetro $D = 0.8a$ lo que concuerda con el trabajo y se puede observar en los gráficos del error relativo que la uniformidad se presenta en el centro de las tres bobinas de Helmholtz.

Se eligió el sistema de las bobinas de Helmholtz para la producción de campo magnético uniforme ya que guarda relación con los utilizados por otros autores como Glenn y colaboradores [40] afirman que el campo magnético en la región ocupada por el sistema biológico, como células y seres humanos, es relativamente uniforme. Kirschvink [17] sugiere el uso de otras disposiciones para el estudio de los experimentos bioelectromagnéticos usando sistemas de tres, cuatro y cinco bobinas de diferentes geometrías en su mayoría cuadradas, en experimentos en los que se necesitan grandes volúmenes de exposiciones haciendo uso de comparaciones numéricas de la uniformidad de campo magnético generada por estos diseños. Estas disposiciones son difíciles de construir ya que se requiere tornos grandes y tienen costos elevados. En cambio las bobinas de Helmholtz utilizadas en este trabajo son de bajo costo comparado con los estimuladores comerciales cuyos costos varían entre 3550 a 7000 dólares americanos (Healthcare product comparison system (hpcs))[147]. Para su construcción se tiene una amplia bibliografía como los artículos de los autores Ruark[109], Cacak[110], Franzen[111], Wang[112] y McKeehan[113]. En la mayoría de los experimentos de interacción de campos magnéticos estáticos y pulsados con sistemas biológicos se usa la disposición de Helmholtz como lo sugieren García[153], Walter H. Chang[154] y Kyle T. Chang[155].

Para obtener la simulación primero se realizó el modelo matemático de la bobina de Helmholtz, normalmente por la geometría de las bobinas se trabaja en coordenadas cilíndricas como se puede ver en el artículo de David J. DeTroye [108], R. Beiranvand [121] y Gustavo Fano [120]. pero en lo que no se concuerda con estos autores es el uso de las coordenadas cilíndricas ya que en el presente trabajo de investigación se trabajó en coordenadas cartesianas y se obtuvo los mismos resultados en la simulación.

Las simulaciones realizadas en el capítulo 3 concuerda con las simulaciones elaboradas Beiranvand [125]. En la parte experimental se observa en las figuras 4.3, 4.6 y 4.9 que no se alcanza un alto grado de homogeneidad cuando las bobinas son grandes. Esto debido a las desviaciones de ortogonalidad que puedan existir entre las bobinas como lo sugiere Beiranvand [125].

Las bobinas de Helmholtz se caracterizan por estar separadas a una distancia de 0.5 del diámetro de la bobina para tener una inducción magnética uniforme en la zona experimental. Teniendo la geometría completa del primer conjunto de bobinas establecida, podemos resolver la geometría del segundo conjunto de bobinas en función del primero y luego el tercero en función del segundo[122]. Se siguió con las recomendaciones del artículo de Abbot para el diseño paramétrico óptimo para bobinas de Helmholtz anidadas triaxiales.

Instalando tres amperímetros en serie se comprobó que la corriente eléctrica es la misma en los tres pares de bobinas dispuestas de manera triaxial y alcanzado una corriente máxima de 3.7 A. Esto implica obtener el mismo campo magnético en la zona experimental. Esto no difiere del resto de los trabajos que sugieren el uso de bobinas en disposición triaxial como lo sugiere Abbot [122]. El rango de frecuencia del prototipo estimulador es de 1 Hz a 100 kHz el cual se encuentra dentro del rango de frecuencias de los estimuladores PEMF en la literatura se usa normalmente frecuencias de 1 hz a 10 khz (Kalaivani y colaboradores, 2009) para los estimuladores[142].

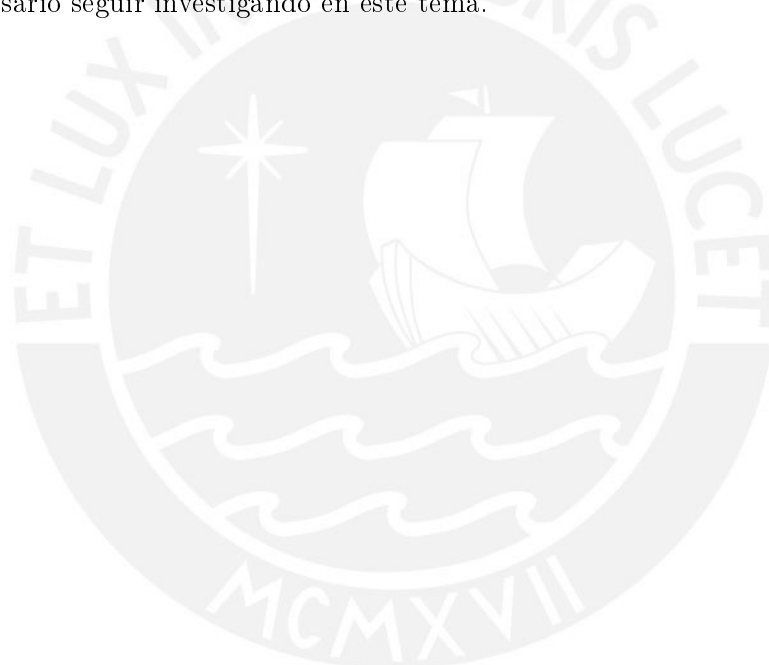
Para obtener una onda de pulso cuadrada unipolar como sugiere Juutilaine y colaboradores [42] quien hace referencia en su artículo que la onda de pulso cuadra unipolar es más efectiva en la exposición con PEMF, se utilizó un circuito de modulación de ancho de pulso cuyas características se describen en el capítulo 3. El circuito proporciona diferentes frecuencias, extremadamente pequeñas, dentro del rango que se sugiere para el tratamiento terapéutico[43]. Según Caliozna [129] que a pesar de los numerosos estudios sobre el efecto de las estimulaciones de PEMF en las respuestas celulares, no hay consenso sobre la intensidad de la inducción magnética que promueven el crecimiento óseo y la cicatrización ósea. La evidencia en la literatura muestra que los parámetros más comunes utilizados tanto in vitro como in vivo son de 1 G a 20 G de Intensidad. Este intervalo de inducción magnética esta de acorde a lo que el prototipo genera ya que puede entregar una inducción magnética de 0 G a 20 G de intensidad mediante una resistencia variable la cual controla el paso de corriente a las bobinas de Helmholtz. El prototipo cumple con la directriz de la organización mundial de la salud OMS el cual indica que a exposiciones mayores de 50 G existen riesgos para la salud [46].

El prototipo del presente trabajo no posee un sistema de enfriamiento por este motivo no puede utilizarse en tratamientos clínicos ya que según Bassett [47] el tiempo de tratamiento varían de 20 minutos a 8 - 10 horas por día. El prototipo se calentaria por efecto Joule en esos tiempos de exposición, para la verificación clínica en un futuro se está planeando incorporar al prototipo un sistema de refrigeración en base a un serpentín de agua.

Según Peter Valberg y Martin Misakian [123] [124] la falta de uniformidad del campo magnético en un 10 % se considera aceptable para estudios biológicos. En los sistemas de exposición de campo magnético, la tolerancia aceptable del campo magnético para la mayoría de los casos in vivo y los sistemas de exposición in vitro consideran que deben ser inferiores al 10 %. La falta de homogeneidad de las bobinas mediana y pequeña son de 9.16 % y 9.9 % respectivamente estas cumple con las condiciones en el volumen de trabajo indicado, pero en lo que no concuerda el estudio es en la bobina grande la cual supera en 1.62 % lo permitido en estudios biológicos, esto confirma que a medida que la bobina aumenta de diámetro la uniformidad disminuye, para resolver esta dificultad se debe elegir otro volumen de trabajo V mucho menor, como también evaluar la deformación de la bobina debido a su propio peso. El equipo presenta como novedad el uso de isosuperficies sobre fantomas para el estudio de la homogeneidad de la inducción magnética antes del tratamiento clínico. El fin de usar fantomas es el de simular y evaluar el tratamiento con PEMF para determinar si la homogeneidad se distribuye al 100 % sobre el tejido en estudio. Los fantomas al tener las mismas características que el tejido muscular podemos usarlos antes del tratamiento, para tener mejores resultados. Pretendemos en un futuro estudiar la distribución del campo magnético, la dosis del campo que aún no se tiene claro en los PEMF con los fantomas.

Cohen [53] estudia los efectos de la estimulación magnética focal por varias bobinas diferentes, encontrando que ciertas disposiciones son más focalizadas y la inducción del campo eléctrico es mayor. Esta es una de las razones por el cual se ha planteado que nuestra disposición de bobinas de Helmholtz sea triaxial con la finalidad de que el tratamiento clínico sea focalizado ya que es difícil predecir el lugar preciso de la estimulación [54]. Una de las ventajas de nuestro

equipo es que la estimulación es de tipo inductivo ya que no se necesita colocar electrodos en contacto directo con la superficie de la piel que rodea el tejido en interés como ocurre con el acoplamiento capacitivo. Debemos mencionar que el prototipo puede realizar estudios in vivo o in vitro. Otra ventaja es que el equipo no produce efectos genotóxicos y sigue las recomendaciones de la OMS [46]. En los resultados de las desviaciones estándares en los tres casos de las pruebas funcionales se ha encontrado variaciones importantes con respecto al material y el estudio de la uniformidad. Se ha comprobado con los resultados de la desviación estándar, que el fantoma de agua atenúa el campo magnético y logra una falta de uniformidad sobre el tejido óseo. Siendo el fantoma un equivalente del tejido muscular se afirma la falta de homogeneidad que presentan los PEMF en el tratamiento del tejido óseo. Esto demuestra nuevo conocimiento de la interacción de los PEMF, también se debe señalar que no hay estudios de los PEMF sobre la uniformidad de campos magnéticos sobre fantomas con hueso. Los resultados obtenidos y expuestos en este trabajo pueden ser útiles para diseñar bobinas de Helmholtz de mayor tamaño que las que presentamos como también de menor tamaño para estudios de los PEMF in vivo e in vitro. Sin embargo, se necesita hacer un estudio clínico para aclarar la efectividad del prototipo PEMF diseñado, así como estudios in vitro para determinar los mecanismos de la interacción de los PEMF y de los tejidos curados, ya que en la literatura no se lograron resultados concluyentes respecto a este tema. También debemos señalar que no se estandarizó el uso de la forma de la onda, el tiempo de exposición, etc., por lo que es necesario seguir investigando en este tema.



CONCLUSIONES

Se realizó el diseño de tres pares de bobinas de Helmholtz en disposición triaxial para la generación de un campo magnético uniforme en las tres zonas de experimentación definidas, es decir, en todo el volumen que encierran los tres pares de bobinas. Se estudió la homogeneidad del campo magnético comparando los resultados de la simulación con los resultados de la prueba experimental en los tres pares de bobinas. Para esto, se conectaron los circuitos de modulación de ancho de pulso (PWM) y la fuente switching con el circuito de potencia para generar un campo magnético pulsado que varía de 1 a 100 Hz, el rango de la intensidad de inducción magnética varía entre 1 a 20 Gauss. Para verificar la distribución del campo magnético sobre una fractura ósea se realizaron tres pruebas, sobre un hueso, un fantoma y un plastinado.

Se cuenta con tres pares de bobinas de Helmholtz construidas en disposición triaxial. Para su construcción se evaluó la homogeneidad del campo magnético mediante la distribución de la intensidad de la inducción magnética a través de simulación en el software Simulink - Matlab. Previamente a la simulación, se desarrolló el modelo físico matemático, y luego se realizó la simulación de la disposición triaxial de las bobinas con el software Solid Work para tener su dimensiones y realizar los planos de construcción usando el software Autocad. Luego, se realizó el cálculo del número de vueltas, considerando que los tres pares deben generar el mismo campo magnético de manera simultánea, y finalmente se realizó la instalación eléctrica dentro del bastidor de las bobinas.

Se midió y verificó la homogeneidad del campo magnético, para lo cual se utilizó un sensor F.W. Bell modelo 5180. Para cada bobina se determinó la variación espacial de la inducción magnética mediante el método de mapeo en la zona experimental. Luego, el conjunto de datos se visualizó como isosuperficies con la ayuda del Matlab. Finalmente, se procedió con la comparación entre la simulación y los datos tomados con el sensor F.W. Bell observando que el campo magnético en las bobinas diseñadas es uniforme, es decir, se generó inducción magnética en los tres pares de las bobinas de Helmholtz. Los gráficos del error relativo, desviación estándar y el parámetro de la homogeneidad U determinaron de manera cuantitativa el volumen de la uniformidad en cada una de las bobinas del prototipo.

Se generó un campo magnético pulsado en base a un circuito de Modulación de Ancho de Pulso (PWM) y a una fuente de alimentación eléctrica Switching de 1500 W de potencia conjuntamente con un par de transistores Mosfet, los cuales sirvieron de interruptores para el paso de la corriente de la fuente Switching. Para la visualización del campo magnético pulsado y su frecuencia se utilizó un osciloscopio Tektronix modelo TDS3012. Para la obtención de los datos del campo magnético estacionario se utilizó un gaussímetro F.W. Bell 5180 y Xplorer GLX. Además, se elaboró el fantoma a partir de un maniquí, con dos moldes con el tamaño de la pierna. El fantoma hueco se elaboró con acrílico y fue rellenado con agua para realizar las medidas de la uniformidad y distribución del campo magnético. El fantoma cumplió con las características del musculo humano como es la densidad. Se observó que el fantoma atenúa al campo magnético, si el fantoma tiene la densidad del tejido muscular entonces el musculo atenúa al campo magnético.

Finalmente, para concluir con los objetivos específicos de la investigación referida a la distribución del campo magnético, utilizamos la cabeza femoral de un hueso humano, en la cual

se dibujó una malla de puntos. Se colocó la cabeza femoral en el punto medio de las bobinas en disposición triaxial, se prendieron las bobinas con corriente continua para generar campo magnético estacionario, luego sobre la malla de puntos se midió la inducción magnética en cada punto. Finalmente, los datos se procesaron con Matlab para visualizar la distribución y uniformidad de campo magnético. De forma similar se realizaron las medidas y el estudio sobre el fantoma y el plastinado, con la diferencia de que en ellos se observó que el campo magnético se atenúa, es decir, la intensidad de la inducción magnética proporcionada por las bobinas de Helmholtz fueron menores en la superficie del hueso cuando se colocó el fantoma. Es decir, el fantoma reduce la intensidad de la inducción magnética, por lo que podemos concluir que el músculo también atenúa la intensidad de la inducción magnética ya que ambos, el fantoma y el musculo, están conformados por agua. Estas afirmaciones se sustentan con los resultados obtenidos y comparando las desviaciones estándares.

Se logro la distribución espacial sobre los tres casos propuestos. Se determino la variación espacial de la inducción magnética, la desviación estándar, el error probable, el parámetro de homogeneidad U . Estos resultados señalan que el campo magnético aplicado es atenuado y pierde uniformidad sobre el tejido en estudio.

Es importante mencionar que se cumplieron con todos los pasos que requiere una investigación, como son: el modelo matemático, la simulación, el diseño, la construcción, la experimentación, la verificación, los resultados, la discusión y la conclusión.



RECOMENDACIONES

Los estudios con PEMF todavía no son concluyentes sobre los mecanismos de cómo regeneran el tejido óseo. Sugerimos el estudio de la inducción magnética a diferentes profundidades es decir un estudio del gradiente de la inducción magnética sobre tejidos equivalentes al tejido humano y el estudio de los PEMF en diferentes profundidades de un recipiente con agua ya que señalamos que los músculos son un 70 % de agua, todo esto con la finalidad de determinar la dosis efectiva y la uniformidad de la inducción magnética aplicada sobre el tejido óseo. Ya que se observó en los resultados del trabajo que el campo magnético se atenúa y pierde uniformidad.

En la literatura se observa nuevos equipos PEMF con diferentes disposiciones de bobinas las cuales generan un campo uniforme alto; pero no se tiene estudios de cómo estos campos distribuyen la uniformidad sobre el tejido óseo, sobre los sistemas tanto in vitro como in vivo. Esto nos llevó a usar los fantasmas para el estudio de la uniformidad del campo sobre el tejido óseo. En la literatura no se estudia qué pasa si tengo una distribución de varias bobinas, que en conjunto generan un campo uniforme pero cómo influyen estos campos sobre el tejido óseo, si estos se suman o se anulan ya que el tejido humano tiene grasa, músculo, órganos, etc. El uso de los fantasmas puede llevarnos a resolver las preguntas del beneficio clínico de los PEMF por su ventaja de ser materiales equivalentes al tejido humano.

Para la construcción de las bobinas de Helmholtz se recomienda seguir con la literatura especializada ya que proporciona detalles muy importantes: para su construcción, para el estudio de la uniformidad, detalles geométricos, etc. Uno de estos detalles en la construcción de bobinas grandes es la inducción magnética varía y deja de ser homogénea en la zona experimental debido a la deformación por su propio peso. Se recomienda realizar la simulación previa del comportamiento magnético en las bobinas de Helmholtz ya que ayuda de manera significativa para la disposición triaxial u otra disposición.

Para medir la inducción magnética y determinar la homogeneidad, se recomienda el uso de un buen magnetómetro con buena sensibilidad y que tenga un desmagnetizador, como el sensor que se usó en este trabajo de tesis. Es importante el uso del software Matlab u otro para la visualización de las isosuperficies de inducción magnética.

Adquirir un circuito PWM y un circuito de potencia para PEMF considerando que en el mercado electrónico se encuentran estos dispositivos con facilidad. Se recomienda el uso de materiales de origen biológico como huesos, plastinados humanos ya que da una idea completa sobre el tamaño de la zona experimental y el tamaño de los radios de las bobinas de Helmholtz.

El prototipo que presentamos no sólo está orientado al tratamiento de las fracturas óseas, a futuro, se pretenden realizar estudios sobre diferentes patologías del tejido óseo humano, como la artrosis y la artritis. En un futuro no muy lejano se desea concretar la verificación clínica del prototipo, ya que se tienen coordinaciones verbales iniciales con diferentes médicos del área de traumatología del Hospital Regional del Cusco para el uso del prototipo en pacientes con fracturas óseas. También se pretende estudiar los efectos fisiológicos del efecto de los campos magnéticos como coadyuvantes en la recuperación de las fracturas óseas ya que no hay información concluyente sobre este tema.



Apéndice A

DERIVADAS DE LA INDUCCIÓN MAGNÉTICA $B(x)$

En este apéndice se presentan las derivadas de la inducción magnética, sobre el eje x' de la bobina de Helmholtz. La inducción magnética en función de x' a lo largo del eje de simetría como se vio en el capítulo 3 esta dada por:

$$B = \frac{\mu_o i a^2}{2} \left(\frac{1}{(a^2 + (b + x')^2)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(a^2 + (b - x')^2)^{\frac{3}{2}}} \right)$$

Se realizan los siguientes cambios de variables donde $k = \frac{b}{a}$; $a = 2b$ y $x' = ax$ y se tendrá:

$$B = \frac{\mu_o i}{2a} \left(\frac{1}{(1 + (k + x)^2)^{\frac{3}{2}}} + \frac{1}{(1 + (k - x)^2)^{\frac{3}{2}}} \right)$$

Agrupando de la siguiente manera:

$$B(x) = B(k + x) + B(k - x)$$

se puede observar que $B(x)$ es una función par y los términos de la ecuación anterior son:

$$B(k + x) = \frac{\mu_o i}{2a} \left(\frac{1}{(1 + (k + x)^2)^{\frac{3}{2}}} \right)$$

$$B(k - x) = \frac{\mu_o i}{2a} \left(\frac{1}{(1 + (k - x)^2)^{\frac{3}{2}}} \right)$$

Escribimos la ecuación $B(k + x)$ de la siguiente manera

$$B(k + x) = \frac{\mu_o i}{2a} f(k + x)$$

donde: $f(k + x) = \left(\frac{1}{(1 + (k + x)^2)^{\frac{3}{2}}} \right)$; $f'(k + x) = \frac{-3}{r^3}$; $r = (1 + (k + x)^2)^{\frac{3}{2}}$

La primera derivada de la función $B(k + x)$, es:

$$B'(k + x) = \frac{\mu_o i}{2a} f'(k + x)$$

donde:

$$f'(k + x) = \frac{-3(k + x)}{r^5}$$

entonces la primera derivada es:

$$B'(k + x) = \frac{-3\mu_o i}{2a} \left(\frac{(k + x)}{(1 + (k + x)^2)^{\frac{5}{2}}} \right)$$

La segunda derivada de la función $B(k + x)$, es:

$$B''(k + x) = \frac{\mu_o i}{2a} f''(k + x)$$

donde:

$$f''(k+x) = \frac{-3}{r^5} + \frac{15(k+x)^2}{r^7}$$

entonces la segunda derivada es:

$$B''(k+x) = \frac{-3\mu_o i}{2a} \left(\frac{(1+(k+x)^2)^{\frac{5}{2}} - 5(k+x)^2(1+(k+x)^2)^{\frac{3}{2}}}{(1+(k+x)^2)^5} \right)$$

La tercera derivada de la función $B(k+x)$, es:

$$B'''(k+x) = \frac{\mu_o i}{2a} f'''(k+x)$$

$$f'''(k+x) = \frac{45(k+x)}{r^7} + \frac{105(k+x)^3}{r^9}$$

entonces la tercera derivada es:

$$B'''(k+x) = \frac{\mu_o i}{2a} \left(\frac{45(k+x)}{(1+(k+x)^2)^{\frac{7}{2}}} - \frac{105(k+x)^3}{(1+(k+x)^2)^{\frac{9}{2}}} \right)$$

La cuarta derivada de la función $B(k+x)$, es:

$$B^{iv}(k+x) = \frac{\mu_o i}{2a} f^{iv}(k+x)$$

$$f^{iv}(k+x) = \frac{945(k+x)^4}{r^{11}} - \frac{630(k+x)^2}{r^9} + \frac{45}{r^7}$$

entonces:

$$B^{iv}(k+x) = \frac{\mu_o i}{2a} \left(\frac{945(k+x)^4}{(1+(k+x)^2)^{\frac{11}{2}}} - \frac{630(k+x)^2}{(1+(k+x)^2)^{\frac{9}{2}}} + \frac{45}{(1+(k+x)^2)^{\frac{7}{2}}} \right)$$

Apéndice B

HERRAMIENTAS MATEMÁTICAS

SERIES DE TAYLOR

La serie de Taylor es principalmente usada para aproximar funciones, cuando uno identifica un pequeño parámetro. Esta técnica de expansión es útil para diferentes aplicaciones en física. Una serie de potencias de x convergente, se adapta al propósito de calcular el valor de la función que representa para valores pequeños de x (próximos a cero) La serie que así se obtiene se adapta al objeto de calcular la función que representa para valores de x cercanos a c . Sea la función $B(x)$ representada en una serie tiene la forma:

$$B(x) = B(c) + (x-c)B'(c) + \frac{(x-c)^2}{2!}B''(c) + \frac{(x-c)^3}{3!}B'''(c) + \frac{(x-c)^4}{4!}B^{IV}(c) + \dots + \frac{(x-c)^n}{n!}B^n(c)$$

por lo tanto

$$B(x) = \sum_{i=0}^n \frac{B^n(c)}{n!} (x-c)^n$$

A esta expresión se denomina serie o fórmula de Taylor alrededor del punto c . Si hacemos $c = 0$ se tiene:

$$B(x) = \sum_{i=0}^n \frac{B^n(0)}{n!} (x)^n$$

A esta expresión se denomina serie o fórmula de Maclaurin.

INTEGRALES ELÍPTICAS

La integración es un concepto elemental en ciencias matemáticas, principalmente en la rama del cálculo y del análisis. De forma simple se puede decir que una integral es la suma de infinitos sumandos, que son a la vez infinitamente pequeños. Una integral elíptica se define como una función $f(x)$ que se puede expresar en la forma:

$$f(x) = \int R(x, y) dx$$

Donde y^2 es igual a un polinomio de tercer y cuarto grado en x se puede expresar como:

$$f(x) = \int R(x, \sqrt{P(x)}) dx$$

Donde $P(x)$ es polinomio. Estas integrales no pueden expresarse en términos de funciones elementales. Con ayuda de ciertas transformaciones, se puede obtener tres integrales canónicas elípticas, y son las siguientes: la integral elíptica incompleta de primera especie $F(k, \phi)$ se define como:

$$F(k, \phi) = \int_0^\phi \frac{d\theta}{\sqrt{1 - k^2 \text{sen}^2 \theta}}$$

La integral elíptica completa de primera especie $K(k)$ se define como:

$$K(k) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{d\theta}{\sqrt{1 - k^2 \operatorname{sen}^2 \theta}}$$

Esta última se puede expresarse utilizando la serie de Taylor

$$K(k) = F(k, \frac{\pi}{2}) = \frac{\pi}{2} \left[1 + \left(\frac{1}{2}\right)^2 k^2 + \left(\frac{3}{2 \cdot 4}\right)^2 k^4 + \left(\frac{3 \cdot 5}{2 \cdot 4 \cdot 6}\right)^2 k^6 + \dots \right]$$

1. La integral elíptica incompleta de segunda especie $E(k, \phi)$ se define como:

$$E(k, \phi) = \int_0^{\phi} \sqrt{1 - k^2 \operatorname{sen}^2 \theta} d\theta$$

La integral elíptica completa de segunda especie $E(k)$ se define como:

$$E(k) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \sqrt{1 - k^2 \operatorname{sen}^2 \theta} d\theta$$

Es por tanto una función de una variable puede expresarse en serie de Taylor

$$E(k) = E(k, \frac{\pi}{2}) = \frac{\pi}{2} \left[1 - \left(\frac{1}{2}\right)^2 k^2 - \left(\frac{3}{2 \cdot 4}\right)^2 \frac{k^4}{3} - \left(\frac{3 \cdot 5}{2 \cdot 4 \cdot 6}\right)^2 \frac{k^6}{5} - \dots \right]$$

2. La integral elíptica incompleta de tercera especie $\Pi(k, n, \phi)$ se define como:

$$\Pi(k, n, \phi) = \int_0^{\phi} \frac{d\theta}{(1 - n \operatorname{sen}^2 \theta) \sqrt{1 - k^2 \operatorname{sen}^2 \theta}}$$

$n = \text{constante}$

Es un caso particular de la integral elíptica.

Diferentes formas de integrales se pueden llevar en función de las integrales elípticas completas de primera $K(k)$ y segunda especie $E(k)$.

$$K(k) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{d\theta}{\sqrt{1 - k^2 \operatorname{sen}^2 \theta}}$$

$$E(k) = \int_0^{\phi} \sqrt{1 - k^2 \operatorname{sen}^2 \theta} d\theta$$

se puede cambiar de variable $m = k^2$ y se puede reescribir las integrales elípticas completas de primera $K(k)$ y segunda especie $E(k)$, por:

$$K(m) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \frac{d\theta}{\sqrt{1 - m \operatorname{sen}^2 \theta}}$$

$$E(m) = \int_0^{\frac{\pi}{2}} \sqrt{1 - m \operatorname{sen}^2 \theta} d\theta$$

donde: $0 < m < 1$

se puede llevar diferentes formas de integrales en función de las integrales elípticas completas de primera $K(m)$ y segunda especie $E(m)$ [133]. Como se muestra a continuación:

$$\int_0^{\pi} \frac{\pm \cos \theta}{(b \pm \cos \theta)^{\frac{3}{2}}} d\theta = \sqrt{2m} K(m) - \frac{2 - m}{2 - 2m} \sqrt{2m} E(m)$$

$$\int_0^{\pi} \frac{d\theta}{(b \pm \cos \theta)^{\frac{3}{2}}} = \frac{m}{2 - 2m} \sqrt{2m} E(m)$$

Donde $m = \frac{2}{1+b}$

Apéndice C

CAMPO DE DIRECCIÓN Y COMANDOS EN MATLAB

Sea la ecuación diferencial $y'(x) = f(x, y)$ e $y = y(x)$ una curva solución. Para cada punto (x, y) de esta curva solución la dirección de la tangente viene dada por $f(x, y)$ (por definición geométrica de la derivada). Para cada punto (x, y) del plano, $f(x, y)$ es la dirección de la tangente a la curva solución que pasa por este punto. Al conjunto de todos estos elementos lineales ($m = f(x, y)$) se le llama campo direccional o campo de pendientes de la ecuación diferencial $\frac{dy}{dx} = f(x, y)$.

Visualmente, la dirección del campo indica la forma de una familia de curvas solución de la ecuación diferencial dada, entonces se puede ver a simple vista aspectos cualitativos de la solución; por ejemplo, regiones en el plano en las que una solución presenta un comportamiento poco común [132]

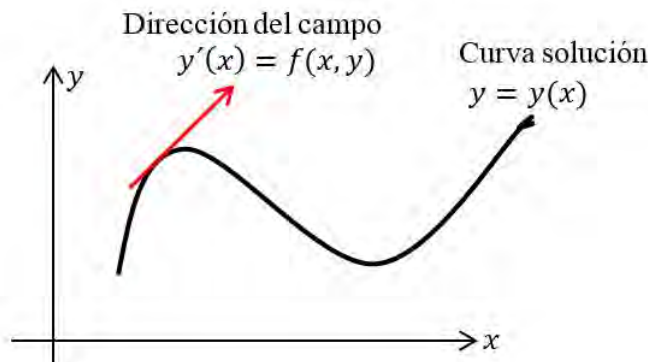


Figura 5.1: La función $y = y(x)$ representa la curva solución e $y'(x) = f(x, y)$ la dirección de la tangente a la curva

LÍNEAS DE CAMPO MAGNÉTICO PARA UNA BOBINA CON MATLAB

Para poder trazar las líneas de campo magnético en una bobina se utilizaron las ecuaciones:

$$B_x = \frac{ia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(a \frac{m}{2-2m} \sqrt{2m} E(m) + y \sqrt{2m} K(m) - y \frac{2-m}{2-2m} \sqrt{2m} E(m) \right)$$
$$B_y = \frac{-xia\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(-\sqrt{2m} K(m) + \frac{2-m}{2-2m} \sqrt{2m} E(m) \right)$$

Resolvemos las ecuaciones utilizando el software Matlab los comandos utilizados son:

```
%Programa para trazar las líneas de campo magnético para una bobina
%Mallado en el plano XY
[x,y]=meshgrid(linspace(-40,40,100),linspace(-40,40,100));
```



```

a=8; % Radio
i=1; % corriente eléctrica
b=(a.^2+x.^2+y.^2)./(2*a.*y); % Cambio de variable
m=2./(1+b); % Cambio de variable
I1=(m.*(2*m).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m))))./(2-2*m);
I2=((2*m).^0.5.*(mfun('EllipticF',sin(pi/2),sqrt(m))))-((2-m)./(2-2*m))
.*(2*m).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m)));
dx=((4*pi*10.^-7*i*a)./(2*pi*(2*a.*y).^1.5)).*(a*I1+y.*I2);
dy=(-4*pi*10.^-7*i*a.*x)./(2*pi*(2*a.*y).^1.5).*I2;
r=(dx.^2+dy.^2).^0.5;%Determinamos el modulo del vector campo de dirección
Bx=dx./r;
By=dy./r;
quiver(x,y,Bx,By)
xlabel('Eje x')
ylabel('Eje y')
title('CAMPO MAGNETICO PRODUCIDO POR UNA BOBINA')

```

LÍNEAS DE CAMPO MAGNÉTICO PARA UNA BOBINA DE HELMHOLTZ CON MATLAB

Las ecuaciones de la inducción magnética en cualquier punto fuera del eje de la bobina de HELMHOLTZ están expresadas por:

$$\begin{aligned}
 B_x &= \frac{ia^2\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\frac{m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) + \frac{m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right) \\
 &+ \frac{ia y \mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_1} K(m_1) + \sqrt{2m_2} K(m_2) - \frac{2-m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) + \frac{2-m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right) \\
 B_y &= \frac{-ia(x+c)\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_1} K(m_1) + \frac{2-m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) \right) \\
 &- \frac{-ia(c-x)\mu_o}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_2} K(m_2) + \frac{2-m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right)
 \end{aligned}$$

A partir de estas ecuaciones se puede escribir los comandos en Matlab para resolver las integrales elípticas y graficar las líneas de campo magnético. Los comandos son:

```

% Líneas de inducción para una bobina de Helmholtz
[x,y]=meshgrid(linspace(-40,40,100),linspace(-40,40,100));
a=7; % Radio de la bobina
i=2; % Para una corriente de 2 amperios
c=a/2;
b1=(a.^2+(c+x).^2+y.^2)./(2*a.*y);
b2=(a.^2+(c-x).^2+y.^2)./(2*a.*y);
m1=2./(1+b1);
m2=2./(1+b2);
% solución de las integrales elípticas
I1=(m1.*(2*m1).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m1))))./(2-2*m1);
I2=(m2.*(2*m2).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m2))))./(2-2*m2);
I3=((2*m1).^0.5.*(mfun('EllipticF',sin(pi/2),sqrt(m1))))-((2-m1)./(2-2*m1))
.*(2*m1).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m1)));
I4=((2*m2).^0.5.*(mfun('EllipticF',sin(pi/2),sqrt(m2))))-((2-m2)./(2-2*m2))
.*(2*m2).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m2)));
%Grafica del campo de direcciones del campo magnético

```

```

dx=((4*pi*10.^-7*i*a)./(2*pi*(2*a.*y).^1.5)).*(a.*I1+y.*I3+a.*I2+y.*I4);
dy((((-4*pi*10.^-7*i*a.*(c+x))./(2*pi*(2*a.*y).^1.5)).*I3)+
(((-4*pi*10.^-7*i*a.*(x-c))./(2*pi*(2*a.*y).^1.5)).*I4);
r=(dx.^2+dy.^2).^0.5;
Bx=dx./r;
By=dy./r;
quiver(x,y,Bx,By)
xlabel('Eje x')
ylabel('Eje y')
title('CAMPO MAGNETICO PRODUCIDO POR UNA BOBINA DE HELMHOLTZ')
text(3.5,7,'0')
text(3.5,-7,'X')
text(-3.5,7,'0')
text(-3.5,-7,'X')
xlabel('Eje x')
ylabel('Eje y')
title('CAMPO MAGNETICO PRODUCIDO POR UNA BOBINA DE HELMHOLTZ')

```

SUPERFICIES EN 3D DEL CAMPO MAGNÉTICO PARA UNA BOBINA DE HELMHOLTZ CON MATLAB

Para graficar en 3D se partió de las ecuaciones B_x y B_y tomando al eje Z como el campo total B_{Total} . Los comandos en Matlab para graficar la superficie son:

```

%Distribución de Campo Magnético.
[X,Y]=meshgrid(linspace(-4,4,40),linspace(-4,4,40));
a=2; % Radio de la bobina
i=4; % Para una corriente de 4 amperios
c=a/2;
b1=(a.^2+(c+X).^2+Y.^2)./(2*a.*Y);
b2=(a.^2+(c-X).^2+Y.^2)./(2*a.*Y);
m1=2./(1+b1);
m2=2./(1+b2);
I1=(m1.*(2*m1).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m1))))/(2-2*m1);
I2=(m2.*(2*m2).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m2))))/(2-2*m2);
I3=((2*m1).^0.5.*(mfun('EllipticF',sin(pi/2),sqrt(m1)))-((2-m1)./(2-2*m1))
.*(2*m1).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m1))));
I4=((2*m2).^0.5.*(mfun('EllipticF',sin(pi/2),sqrt(m2)))-((2-m2)./(2-2*m2))
.*(2*m2).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m2))));
By((((-4*pi*10.^-7*i*a.*(c+X))./(2*pi*(2*a.*Y).^1.5)).*I3)+
(((-4*pi*10.^-7*i*a.*(X-c))./(2*pi*(2*a.*Y).^1.5)).*I4);
Bx=((4*pi*10.^-7*i*a)./(2*pi*(2*a.*Y).^1.5)).*(a.*I1+Y.*I3+a.*I2+Y.*I4);
Z=(Bx.^2+By.^2).^0.5;
isreal(Z);
grid on;
box on;
axis equal
meshc(X,Y,real(Z));
colormap(jet);
xlabel('x-Eje ')
ylabel('y-Eje ')
zlabel('Btotal')
title('Distribución de Campo Magnetico.')

```

CURVAS DE NIVEL DE LAS SUPERFICIES EN 3D DEL CAMPO MAGNÉTICO DE UNA BOBINA DE HELMHOLTZ CON MATLAB

Los siguientes comandos en Matlab son para mostrar las curvas de nivel

```
%Campo Magnético por una bobina de Helmholtz Proyectoado en el Plano
[X,Y]=meshgrid(linspace(-.05,.05,60),linspace(-.1,.1,60));
a=0.32; % Radio de la bobina
i=4.13; % Para una corriente de 4.13 amperios
c=a/2;
b1=(a.^2+(c+X).^2+Y.^2)./(2*a.*Y);
b2=(a.^2+(c-X).^2+Y.^2)./(2*a.*Y);
m1=2./(1+b1);
m2=2./(1+b2);
I1=(m1.*(2*m1).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m1))))./(2-2*m1);
I2=(m2.*(2*m2).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m2))))./(2-2*m2);
I3=((2*m1).^0.5.*(mfun('EllipticF',sin(pi/2),sqrt(m1)))-((2-m1)./(2-2*m1))
.*(2*m1).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m1))));
I4=((2*m2).^0.5.*(mfun('EllipticF',sin(pi/2),sqrt(m2)))-((2-m2)./(2-2*m2))
.*(2*m2).^0.5.*(mfun('EllipticE',sin(pi/2),sqrt(m2))));
By((((-4*pi*10.^-7*i*a.*(c+X))./(2*pi*(2*a.*Y).^1.5)).*I3
+(((4*pi*10.^-7*i*a.*(X-c))./(2*pi*(2*a.*Y).^1.5)).*I4);
Bx(((4*pi*10.^-7*i*a)./(2*pi*(2*a.*Y).^1.5)).*(a.*I1+Y.*I3+a.*I2+Y.*I4);
Z=(Bx.^2+By.^2).^0.5;
figure
surf(X,Y,Z)
xlabel('x-Eje (m)')
ylabel('y-Eje (m)')
zlabel('Btotal (T)')
title('CAMPO MAGNETICO PROYECTADO EN EL PLANO XY')
colorbar
shading flat
```

SUPERFICIES EN 3D DE LA BOBINA GRANDE DE HELMHOLTZ

Después de recolectar los datos de inducción magnética sobre la bobina grande con el sensor F.W. Bell, los datos se procesaron con el Matlab para su interpretación, los comandos para obtener las superficies son:

```
%Superficies en 3D de la Bobina Grande
B=[]; %copiar los datos de inducción magnética de la bobina grande del apéndice D
x1=[-13:1:13];
y1=[-34:1:34];
[x,y]=meshgrid(x1,y1);
figure
surf(x,y,B)
xlabel('Eje x (cm)');
ylabel('Eje y (cm)');
title('Mapeo de la bobina de Helmholtz grande');
colorbar
shading interp
```

SUPERFICIES EN 3D DE LA BOBINA MEDIANA DE HELMHOLTZ

Después de recolectar los datos de inducción magnética sobre la bobina mediana con el sensor F.W. Bell, los datos se procesaron con el Matlab para su interpretación, los comandos para obtener las superficies son:

```
%Superficies en 3D de la Bobina Mediana
B=[]; %copiar los datos de inducción magnética de la bobina Mediana del apéndice D
x1=[-13:1:13];
y1=[-32:1:32];
[x,y]=meshgrid(x1,y1);
xlabel('Eje y (cm)');
ylabel('Eje z (cm)');
title('Mapeo de la bobina de Helmholtz Mediana');
surfc(x,y,B);
shading interp
colorbar
```

SUPERFICIES EN 3D DE LA BOBINA PEQUEÑA DE HELMHOLTZ

Después de recolectar los datos de inducción magnética sobre la bobina pequeña con el sensor F.W. Bell, los datos se procesaron con el Matlab para su interpretación, los comandos para obtener las superficies son:

```
%Superficies en 3D de la Bobina Pequeña
B=[]; %copiar los datos de inducción magnética de la bobina pequeña del apéndice D
x1=[-10:1:10];
y1=[-28:1:28];
[x,y]=meshgrid(x1,y1);
xlabel('Eje x (cm)');
ylabel('Eje z (cm)');
title('Mapeo de la bobina de Helmholtz pequeña');
surf(x,y,A);
colorbar
shading interp
```

ISOSUPERFICIES EN 3D SOBRE LA SUPERFICIE DE LA CABEZA FEMORAL

Sobre la superficie del hueso se tomaron puntos formando una malla y una nube de datos. Para visualizar la superficie del hueso los comandos en Matlab son:

```
%Superficie del hueso a partir de una malla de puntos
x=[]; %copiar datos de la superficie del hueso del apéndice D
y=[]; %copiar datos de la superficie del hueso del apéndice D
z=[]; %copiar datos de la superficie del hueso del apéndice D
B=[]; %copiar datos de la inducción magnética de la superficie del hueso del apéndice D
scatter3(x(:),y(:),z(:),[ ],B(:));
```

Sobre la superficie del hueso se determinaron las isosuperficies de la inducción magnética, para esto se utilizaron los siguientes comandos en Matlab:

```
x=[]; %copiar datos de la superficie del hueso del apéndice D
y=[]; %copiar datos de la superficie del hueso del apéndice D
z=[]; %copiar datos de la superficie del hueso del apéndice D
[X,Y]=meshgrid(x,y);
Z=griddata(x,y,z,X,Y);
surf(X,Y,Z);
B=[]; %copiar datos de la inducción magnética de la superficie del hueso del apéndice D
Bq = griddata(x,y,z,B,X,Y,Z);
surf(X,Y,Z,Bq);
shading interp
colormap(jet);
colorbar;
```



Apéndice D

PROTOCOLO Y DATOS DE INDUCCIÓN MAGNÉTICA

Los datos recopilados para los tres pares de bobinas de Helmholtz fueron realizados de acuerdo al protocolo siguiente:

1. Materiales

- a) Base de vidrio en forma de pecera.
- b) Gaussímetro FW BELL 5180.
- c) Papel milimetrado con origen de coordenadas.
- d) Placa de vidrio.
- e) Soporte universal.
- f) Pinzas de laboratorio con doble nuez.
- g) Carril con movimientos en 2D.
- h) Bobina de Helmholtz
- i) Amperímetro.
- j) Resistencia variable.
- k) Fuente de alimentación de 1500 W.

2. Montaje experimental

- a) Se conectó el amperímetro en serie con la resistencia variable y con la fuente de alimentación como se muestra en la figura D.1.

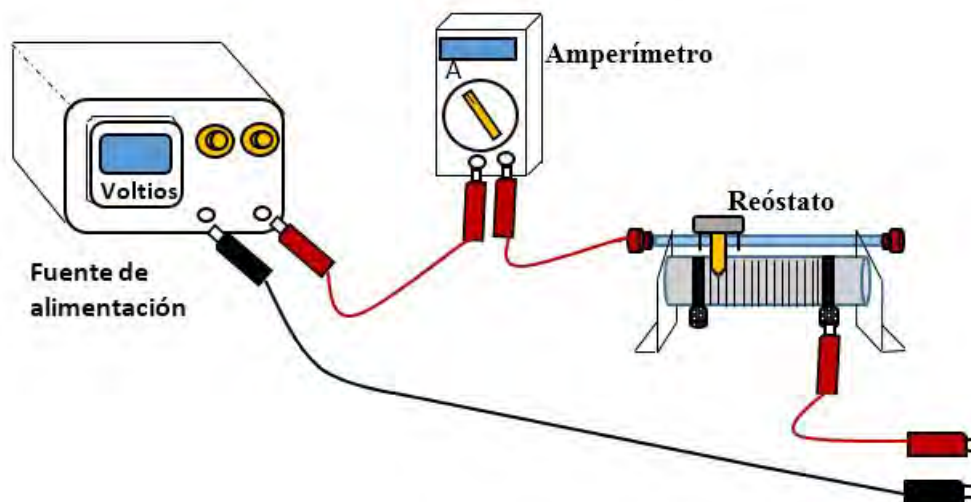


Figura 5.2: El amperímetro se conecta en serie con el reóstato o resistencia variable

- b) Se armó el sistema para la bobina de Helmholtz como se muestra en la figura D.2. Las bobinas de Helmholtz se conectan en serie y en el mismo sentido. La corriente no debe exceder de 6 A.

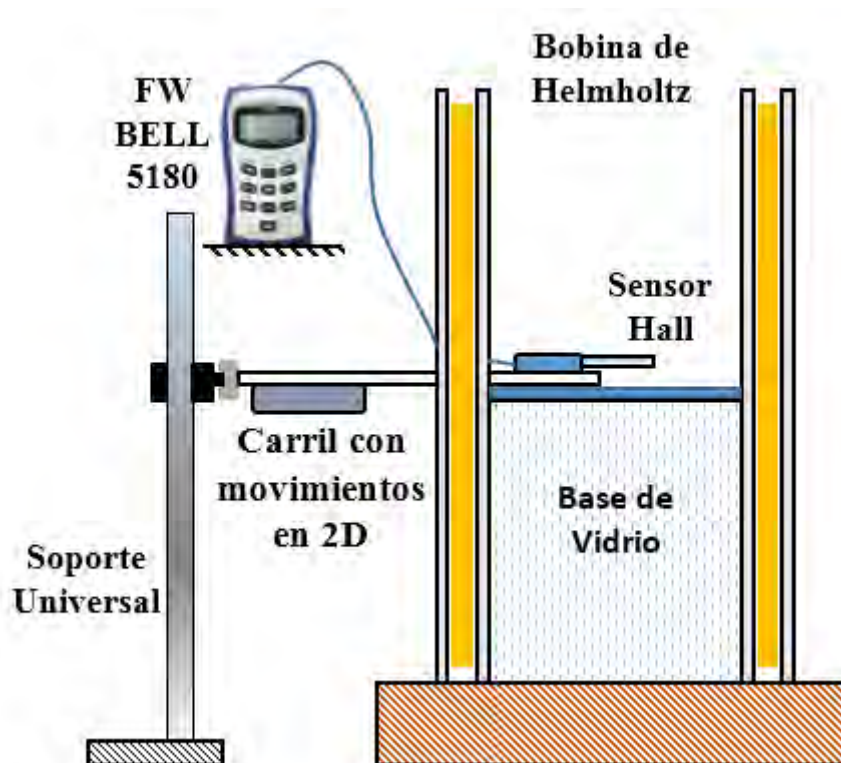


Figura 5.3: Disposición de la bobina de Helmholtz

- c) Se conectó el circuito eléctrico con la bobina de Helmholtz, tal como se muestra en la figura D.3, para luego proceder a tomar los datos de inducción magnética.

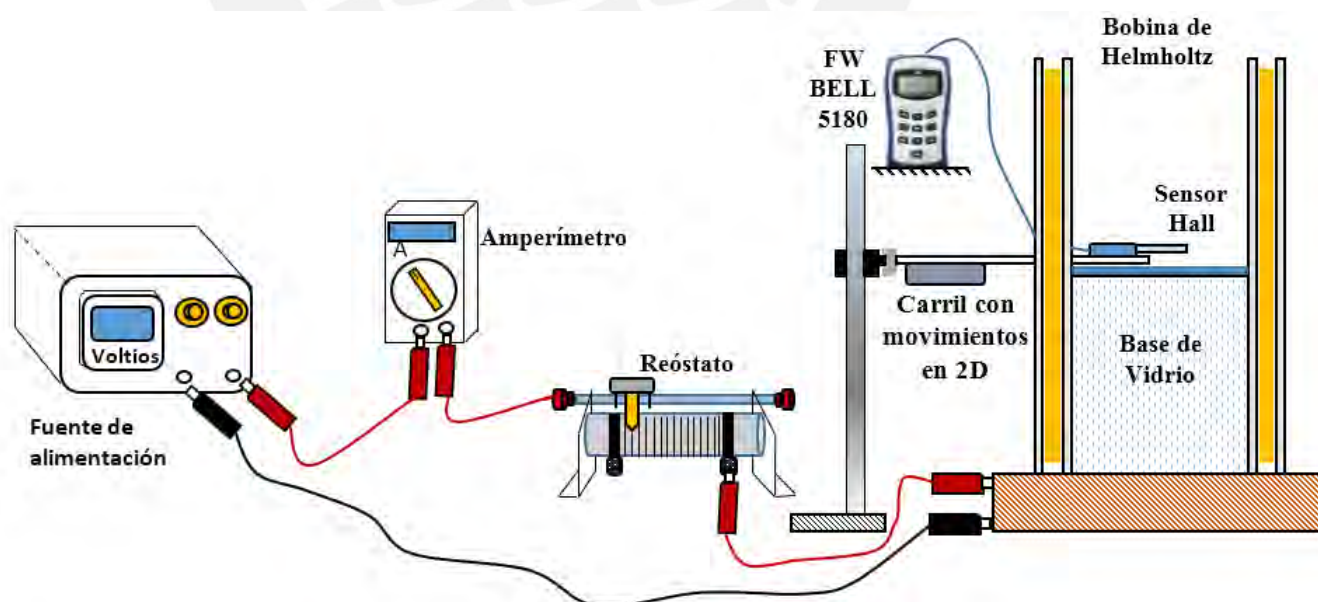


Figura 5.4: Disposición final

3. Procedimiento y toma de datos experimentales

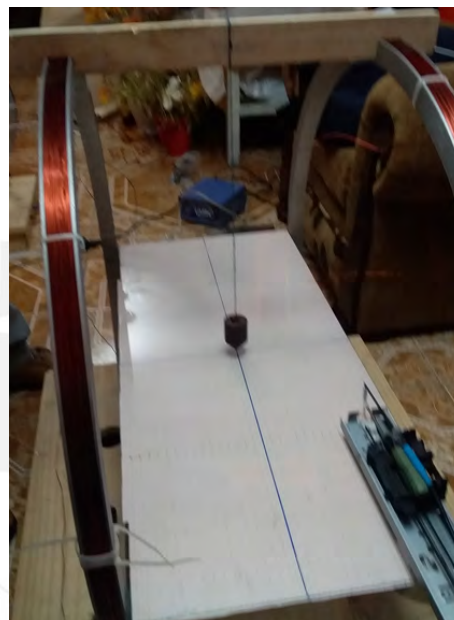
- a) Paso a: se trazó el origen de coordenadas, se ubicó las coordenadas en el papel

milimétrico y se dividió el plano en cuatro cuadrantes sobre el papel milimétrico.

- b)* Paso b: con la punta del sensor se ubicó en el origen de coordenadas para tomar los datos del campo magnético en el eje de simetría de la bobina de Helmholtz.
- c)* Paso c: en cada coordenada se midió la intensidad de la inducción magnética, para los cuatro cuadrantes.
- d)* Paso d: se registraron los datos medidos por el Gaussímetro en una tabla. Cada dato de inducción magnética está con sus respectivas coordenadas como se verá más adelante en las tablas.



(a) En el papel milimétrico se eligió una malla de puntos y en cada punto se determinó la inducción magnética con el Gaussímetro FW BELL 5180



(b) La cuba de vidrio se instaló entre las dos bobinas, la tapa superior de la cuba coincide con el eje de las bobinas.



(c) Material utilizado para los datos de la inducción magnética

Figura 5.5: Procedimiento de toma de datos.

En la Figura 5.5 se observan las diferentes bobinas de Helmholtz que se utilizaron con la finalidad de obtener un campo magnético uniforme y una disposición triaxial que esté de acuerdo a los estándares de las dimensiones de las extremidades superior e inferior.

DATOS DE INDUCCIÓN MAGNÉTICA DE LA BOBINA MEDIANA DE HELMHOLTZ

Para la bobina mediana ubicada en el plano Y y Z, los datos recolectados de la inducción magnética por el sensor Bell y las isosuperficies se pueden observar en las siguientes tablas:

PRIMER CUADRANTE																																
Eje de coordenada Z																Eje de coordenada Y																
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32
0	20	20.4	20	21.1	19	18.1	19.2	19.2	18.6	18.7	20	19.6	20.4	19.7	18.2	18.4	19.2	18.7	19.1	17	17.7	17.2	17.9	16.7	17	14.2	13.5	12.6	12	10.5	9.9	8
1	20	20.5	20.1	20.9	18.9	17.9	19.2	18.9	18.6	18.8	19.8	19.4	20.2	19.4	18	18.5	19.2	18.6	19.2	16.9	17.7	17.1	17.8	16.9	16.9	14.4	13.1	12.8	12.2	10.6	10.1	8.1
2	20	20.6	20.1	21	18.7	17.9	19	19	18.5	18.5	19.7	19.1	20.1	19.2	17.9	18.2	19.1	18.5	19.3	16.8	17.7	17.2	17.7	16.8	16.9	14.1	13.6	13	12.1	10.8	9.9	8.2
3	19.8	20.2	20.1	21.1	18.6	17.8	18.8	18.9	18.5	18.7	19.6	19.3	20.2	19.4	18.2	18	19.2	18.7	19.5	17	17.7	17.3	17.8	16.9	17.2	14.3	13.9	13.2	12.5	10.8	10.2	8.2
4	20	20.3	20.1	20.6	18.2	17.8	19	18.6	18.7	18.6	19.3	19.2	20.2	19.2	18.3	18	19.5	18.6	19.4	16.8	18	17.2	18.1	17.2	17.6	14.8	14.5	13.2	12.8	10.9	10.2	8.1
5	20	20.2	20	21	18.1	17.7	19.1	18.3	18.6	18.4	19.5	19.2	20.3	19.3	18.4	18.2	19.6	18.9	19.6	16.7	18.4	17.6	18.5	17.6	18.4	15.6	15.2	13.8	13.4	11.2	10.4	8.2
6	19.9	20.1	20	20.9	18.3	17.8	19.1	18.6	18.3	18.5	19.5	19.2	20.2	19.5	18.6	18.3	19.7	19.1	20	17	18.9	18	19.3	18.1	18.8	16.3	16	14.8	13.9	11.9	10.8	8.1
7	19.7	20	19.7	20.6	18.4	17.5	18.8	18.4	18.6	18.8	19.3	19.2	20.3	19.8	18.3	18.6	19.9	19.6	20.3	17.5	19.7	18.6	19.9	19	20	17.2	17.1	15.8	14.8	12.6	11.3	8.3
8	19.7	20	19.5	20.6	18.1	17.3	19	18.2	18.6	18.3	19.4	19.4	20.2	19.8	18.7	18.8	20	19.5	20.7	18	20.4	19.4	20.6	20	21	18.9	18.8	17.4	16.2	13.5	12	8.2
9	19.6	20	19.6	20.5	18.1	17.2	18.8	18.4	18.4	18.4	19.5	19.3	20.4	19.9	19	18.8	20.3	19.7	20.9	18.4	20.7	20.3	21.3	21	22.1	20.5	20.5	19.4	18	14.9	13	8
10	19.4	20	19.4	20.6	17.2	17.1	18.6	18.3	18.5	19.2	19.4	20.3	20	19.1	19	20.4	20.4	21.1	19	21.2	21.2	22.3	22.6	23.6	23.6	22.5	21.3	20.2	16.1	14.7	8	
11	19.2	19.7	20	20.3	17.2	16.9	18.5	18.5	18.5	19.2	19.2	20.2	20.1	19.2	19	20.5	20.5	21.3	18.4	21.7	22	22.9	23.8	24.7	25.2	25.7	25.3	24.4	19.5	17.1	7.9	
12	18.6	20	19.6	20.1	17.1	16.8	18.2	18.2	18.1	18.3	19.1	19.3	20	20	19	19.4	20.3	20.1	21.1	18.9	21.7	22.1	23.2	23.7	24.8	28.1	29.8	28.7	29.5	24	21.3	7.2
13	18.5	19.7	19.5	20	17	16.7	18	18.1	18	18	19	19.4	19.8	19.9	18.8	18.9	20	20.4	20.9	19.3	21.3	22	23	23.5	23.9	31.1	33.2	35.6	36.7	34	27	6.6

Tabla 5.1: Primer cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina mediana de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética

SEGUNDO CUADRANTE																																			
Eje de coordenada Z																																			
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25	26	27	28	29	30	31	32			
Eje de coordenada Y	-13	20.6	20	21.1	21.1	21.1	19.3	18.4	19.4	20.3	18.8	20.1	20.7	21.3	21.6	21.9	19.8	21.7	22	22.5	23.6	24.1	23.6	25	26	26.6	28.9	29.4	31.7	32.8	36.7	36.6	34	25.2	7.5
	-12	20.7	20.1	21.1	21.1	19.3	18.4	19.4	20.3	18.8	20.1	20.7	21.3	21.6	21.9	19.8	21.7	22	22.5	23.6	24.1	23.6	25	26	26.6	28.9	29.4	31.7	32.8	36.7	36.6	34	25.2	7.5	
	-11	20.8	20.2	21	21.2	19.4	18.5	19.3	20.1	18.9	21	20.6	21.1	21.5	21.5	19.6	21.4	21.9	23	23.3	23.7	23	24	25.1	26	27.4	27.8	29	29.2	31.2	29.1	26	19	8.7	
	-10	20.5	20.3	20.9	21.3	19.5	18.6	19.6	20.1	18.8	20	20.8	21	21.7	21.7	19.5	21	21.7	22.5	23.1	22	22.2	23.1	23.2	24.2	26	26	26.1	26.3	26.8	24.2	21	16.3	9	
	-9	20.6	20.5	20.5	21.1	19.5	18.7	19.8	20.3	18.9	20	20.8	20.9	21.4	21.9	19.4	20.7	21.1	22	22.6	21.4	21.5	22.4	22.3	23	22.5	21.2	20.4	20	18.7	15.5	13.2	9.5		
	-8	20.6	20.4	20.4	21.3	19.5	18.6	20	20.1	18.7	19.7	20.5	20.7	21.3	21.2	19.2	20.4	20.9	21.4	21.9	20.5	20.7	21.3	21.5	21.8	21.2	20.1	18.8	17.8	16.9	14.4	19.6	9.1		
	-7	20.5	20.5	20.5	21.3	19.3	18.6	19.9	20	18.8	19.7	20.5	20.4	21.2	20.8	19	20	20.5	20.7	21.4	19.8	20.4	20.5	20.6	20.5	19.6	18.6	17.3	16.6	15.6	13.4	12	8.9		
	-6	20.5	20.6	20.3	21.2	19.6	18.5	20	20	19	19.4	20	20.5	20.9	20.5	18.8	19.6	20.2	20.5	20.9	19.3	19.6	20	19.8	20	18.7	17.4	16.2	15.5	14.4	12.3	11.6	8.4		
	-5	20.5	20.5	20.2	21.2	19.5	18.5	20	19.8	18.9	19.3	20.1	20.1	20.6	20.5	18.8	19.5	19.9	19.8	20.6	18.5	19.1	19.1	19.2	19.3	18.1	16.3	15.4	14.4	13.5	12.1	11	8.5		
	-4	20.4	20.4	20.5	21.2	19.4	18.4	19.8	19.8	19	19.1	20	20.2	21	20.2	18.5	19.1	19.6	19.5	20.2	18.1	18.7	18.3	18.6	18.4	17.3	15.3	14.5	13.7	13	11.5	10.9	8.3		
	-3	20.4	20.5	21.2	19.2	18.3	19.4	19.5	19.1	19	20	20.1	20.5	20	18.5	19.1	19.7	19.2	19.7	17.6	18.3	18	18.2	17.9	17	15.2	13.9	13.3	12.6	11.3	10.5	8.5			
	-2	20.1	20.6	20.3	21.3	19.4	18.1	19.5	19.6	18.9	19.1	19.9	19.9	20.4	19.8	18.1	18.8	19.7	18.9	19.5	17.3	18.1	17.7	18.1	17.3	16.9	14.8	13.6	13.2	12.5	11	10.2	8.3		
	-1	20	20.8	20.2	21.2	19.1	18.1	19.2	19.3	18.9	19	20.1	20	20.3	19.6	18.1	18.6	19.4	18.8	19.4	17	17.9	17.4	18	17	16.8	14.4	13.4	12.8	12.2	10.7	10	8.1		

Tabla 5.2: Segundo cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina mediana de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética

TERCER CUADRANTE	
Eje de coordenada Z	
	-32 -31 -30 -29 -28 -27 -26 -25 -24 -23 -22 -21 -20 -19 -18 -17 -16 -15 -14 -13 -12 -11 -10 -9 -8 -7 -6 -5 -4 -3 -2 -1 0
-13	16.7 29 28.6 38.5 36.4 35 24.1 25.4 24.9 24.3 22 22.5 20.9 20.4 20 19.9 21 20.7 17.5 17.2 18.2 19.4 17.4 17.7 17.4 17.3 17.9 19.2 18 18.5 18 18 19.1
-12	13.8 19.9 29.7 31.6 31.4 31 25.1 25 24.1 24.2 22.1 22.4 20.9 20.7 20.5 19.7 19.8 19.6 21.4 21 17.2 17.2 17.9 19.5 17.8 17.9 17.5 17.4 18.2 19.3 18.3 18.5 18 18.1 19.2
-11	12 16.9 23.3 25.3 26.6 25.4 23.7 22.9 23 23.4 22.3 20.5 21.2 20 20.3 20.5 19.7 19.9 21.3 21.2 17.1 17.3 18 19.5 17.6 17.8 17.7 18.1 19.3 18.5 18.6 18.1 18.2 19.2
-10	11 14.8 19.4 21.8 22.4 23.7 22.9 23 23.4 21.7 21.7 20 21.4 19.4 20 18.9 19.5 19.6 21 20.7 17.3 17.5 17.9 19.5 17.7 18 18 17.7 18.5 19.4 18.7 18.7 18 18.2 19.5
-9	10.4 13 17.1 19 19.9 21.6 21.12 21.8 21.7 21.7 20 21.4 19.4 20 18.9 19.5 20.9 20.7 17 17.4 18 19.5 17.8 17.9 18 17.8 18.7 19.2 18.8 18.7 18.2 18.2 19.5
-8	10 13.7 15.3 17 17.9 19.1 19.5 20.4 20.6 20.7 19.2 20.1 18.9 19.5 18.5 18.19 21 20.5 17 17.5 18.1 19.3 17.9 17.9 18 17.5 18.5 19.4 18.9 18.8 18.2 18.5 19.6
-7	9.8 12 14 15.9 16.3 17.7 18.2 19.3 19.4 19.9 18.3 20.7 18.8 18.8 18 19 18 18.3 20 19.9 16.8 17 17.9 19 17.9 18 17.8 17.4 18.7 19.6 19.1 18.9 18.4 18.8 19.8
-6	9.3 11.2 13.3 14.6 15 16.6 18 18.5 18.6 19 17.8 18.8 18 19 18 18.3 20 19.6 16.5 16.6 18 19 17.6 17.9 17.9 17.6 19 19.3 19.1 18.9 18.5 18.8 20
-5	9 11 12.8 13.9 14 15.7 17 17.5 17.9 18.3 17 18.4 17.7 18.5 17.4 18.2 20 19.6 16.5 16.6 18 19 17.6 17.9 17.9 17.6 19 19.3 19.1 18.9 18.5 18.8 20
-4	8.9 10.6 12.1 13.3 13.4 15 16.5 16.8 17.5 18 16.5 17.8 17.2 17.9 17.5 18 19.8 19.5 16.4 16.6 17.7 19.1 17.7 17.7 17.8 17.5 19 19.3 19.1 19 18.6 18.9 20
-3	9 10.6 11.5 13 13 13 14.6 15.4 16.1 16.9 17.6 16.1 17.2 16.9 17.7 17.7 17.8 19.7 17.8 19.7 16.2 16.6 17.9 19 17.8 17.6 17.9 17.6 19.1 19.2 19.3 19 18.5 19 20.1
-2	8.9 10 11.1 12.4 12.9 14.3 14.8 16 16.7 17 16 17 16.6 17.6 16.9 17.4 19.6 19.3 16.3 16.8 17.5 19 17.5 17.7 18 17.3 19 19.5 19.4 19.1 18.6 19 20.2
-1	9 9.6 11.3 12.2 19.4 14.2 15 15.3 16.4 16.5 16 16.9 16.4 17.3 17 17.4 19.9 19.1 16.3 16.7 17.5 18.9 18.8 17.5 18 17.6 19.1 19.5 19.5 19.2 18.6 18.9 20.2

Tabla 5-3: Tercer cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina mediana de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética

CUARTO CUADRANTE																																		
Eje de coordenada Z																																		
	-32	-31	-30	-29	-28	-27	-26	-25	-24	-23	-22	-21	-20	-19	-18	-17	-16	-15	-14	-13	-12	-11	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	
Eje de coordenada Y	0	8.7	9.7	11	12.5	12.7	14	14.8	15.3	16.6	16.3	16	16.9	16.6	17.1	17	17.6	19.7	19.4	16.3	16.9	17.7	18.8	17.6	17.4	17.9	17.8	19	19.6	19.8	19.5	18.5	19	20.2
	1	8.5	10	11.1	12.2	12.6	14.2	15	15.5	16.4	16.5	16.1	16.9	16.5	17.2	16.9	17.4	19.7	19	16.3	16.9	17.4	19	17.8	17.51	18	17.7	19	19.4	19.7	19.6	18.4	19.2	20.2
	2	8.7	10.4	11	12.3	12.6	14	15.2	15.5	16.7	16.5	16.2	17	17	17.3	17.1	17.2	20	19	16.4	16.9	17.5	18.9	17.8	17.6	18	17.6	19	19.3	19.5	19.4	18.3	19.2	20.1
	3	9	10	11.6	12.7	13	14.3	15	15.8	17	16.6	16.6	17.1	17	17.2	17.2	17.3	19.9	19	16.2	17.2	17.6	19	17.8	17.6	18	17.3	19	19.6	19.4	19.2	18.3	19.1	20
	4	8.8	10.3	12	12.9	13.4	14.7	15.7	16.1	17.5	16.9	17.5	17.2	17	17.6	17.4	17.4	20	18.9	16.4	17.1	17.8	19.1	17.9	17.6	17.8	17.6	18.9	19.5	19.4	19.3	18.2	19.1	19.9
	5	9	10.6	12.2	13.3	13.8	15.2	16	16.6	18	17.2	17.9	17.7	17.5	17.9	18.8	20.5	19.1	16.5	17.3	17.7	19.1	17.7	17.5	17.8	17.5	17.8	19.1	19.5	19.5	19.2	18.1	19	19.8
	6	9.1	11	12.7	14	14.5	15.8	16.5	17	18.6	17.8	18.8	18.3	18	18.4	18	17.9	20.7	19.3	16.6	17.3	17.8	19	17.6	17.8	17.9	17.4	19.1	19.4	19.4	19.1	18	19	19.7
	7	9.2	11.2	13.5	15	15.7	16.9	17.5	17.6	19.4	18.6	20	18.7	18.4	18.9	18.1	18.1	21	19.4	16.9	17.3	18.1	18.9	17.9	17.6	18.8	17.4	19	19.6	19.6	19	18.6	19	19.6
	8	9.5	12	14.5	15.9	17	18	18.5	18.4	20.2	19.5	20.1	19.2	18.9	19.2	18.4	18.5	21	19.4	17	17.4	18.4	18.9	18.1	17.9	18	17.4	19	19.3	19.3	19	18.2	19	19.8
	9	9.8	13	16	17.9	19	19.4	19.8	19.4	21.2	20	21	19.7	19.5	19.7	18.7	18.7	21.4	19.6	17.1	17.3	18.8	19	17.8	17.5	17.9	17.4	19.1	19.2	19.4	19.1	18.2	18.9	19.7
	10	9.5	13.7	17.6	19.8	21	21	21	21	22.5	21	22	20.3	19.9	20.1	19	19	21.7	19.7	17	17.4	18.9	19.1	17.9	17.6	17.9	17.5	19	19.4	19.4	18.7	18.2	18.8	19.6
	11	9	16	20.5	22.9	24.4	23.5	22.6	22.4	23.9	22.9	22.8	21	20.5	20.4	19.4	19.4	22	19.9	17.2	17.3	18.9	19	17.9	17.7	18	17.6	19.2	19.2	19.5	18.6	18	18.7	19.5
	12	8.7	19	24	27.3	28.9	25.3	25	24	25	22.9	22.9	21.6	21	20.9	19.9	19.7	22.1	20	17.3	17.4	18.5	18.9	18	17.9	17.8	17.5	19.1	19	19.4	18.5	18.1	18.6	19.5
	13	8.4	26.5	32	35.1	34.5	27.7	26.9	25.1	25.7	24.2	23.1	22	21.7	20	20.13	20	22.4	19.9	17.6	17.5	18.5	18.9	17.9	18	17.9	17.6	19.1	18.7	19.3	18.4	18	18.5	19.3

Tabla 5.4: Cuarto cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina mediana de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética

DATOS DE INDUCCIÓN MAGNÉTICA DE LA BOBINA PEQUEÑA DE HELMHOLTZ

Para la bobina pequeña ubicada en el plano Z y X, los datos recolectados de la inducción magnética por el sensor Bell y las isosuperficies se pueden observar en las siguientes tablas:

PRIMER CUADRANTE											
Eje de coordenada X											
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Eje de coordenada Z	0	21.5	21.6	21	20.9	20.8	20.8	20.7	20.6	20.6	20.5
1	20.2	20.1	20.2	20.1	20	19.9	19.8	20	19.7	19.7	
2	20.9	20.7	20.6	20.7	20.4	20.4	20.3	20.1	20.5	20	
3	20.1	20	19.9	19.4	19.5	19.77	19.4	19.7	19.6	19.4	
4	19.7	19.5	19.3	19.3	19.4	19.2	19.4	19.2	19.2	19.1	
5	18.5	18.5	18.5	18.3	18.7	18.5	18.6	18.5	18.4	18.4	
6	19.4	19.1	18.9	19	18.9	18.8	18.9	18.6	19	18.6	
7	19	18.8	18.7	18.4	18.7	18.7	18.3	18.8	19	18.6	
8	18.8	19	18.9	18.8	18.4	18.7	18.5	18.5	18.5	18.2	
9	18.5	18.9	18.7	18.8	18.8	18.7	19	18.8	18.6	18.2	
10	19.2	19.3	19.2	19.2	19.1	19.3	19.4	19.2	19.5	19.1	
11	19	18.9	19.1	19	19.2	19.2	19.3	19.9	19.5	19.6	
12	19.7	19.5	19.6	19.5	19.6	19.4	19.9	19.9	20	19.9	
13	19	19.1	18.9	19.1	19.2	19.5	19.2	19.5	19.9	20	
14	17.5	17.7	17.7	17.6	17.7	17.9	18	18.2	18.4	18.5	
15	17.2	17.6	18	18.4	18.6	19	19.6	20.1	20.4	21	
16	17.4	17.3	17.5	17.8	18.8	18	18.3	18.9	19	19.2	
17	16.9	17.2	17.3	17.9	18	19	19.6	20.5	21.2	22.6	
18	17	16.9	17.3	17.4	17.8	18.3	18.6	18.8	19.6	20	
19	16	15.9	16.1	16.3	16.7	17.2	17.9	18.7	19.4	20.5	
20	16.2	16.1	16.3	16.7	17.2	17.9	18.2	19.2	20.1	20.9	
21	15.1	15.7	16.6	17.3	18.3	19.5	21	22.5	24	25.9	
22	14.6	14.6	15	15.3	16	16.6	17.8	18.8	20.4	19.7	
23	13.8	13.6	13.8	14	14.6	15.5	16.5	18.4	26.3	28.6	
24	14	13.6	14	14.2	14.7	15.6	16.8	18.6	25.6	28.8	
25	12	12	12.3	12.9	13.3	14.2	15.6	17.6	24.3	27.5	
26	11.2	11.2	11.1	11.6	12	12.6	14	16	20.5	25.7	
27	11.2	11.2	11.1	11.6	12	12.6	14	16	14.8	17.7	
28	11.2	11.2	11.1	11.6	12	12.6	14	16	7.8	7.9	

Tabla 5.6: Primer cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina pequeña de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética

SEGUNDO CUADRANTE										
Eje de coordenada X										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Eje de coordenada Z	8.9	9	9.2	9.3	9.3	9.7	10	10.3	9.3	9.1
	9.8	9.9	10.3	10.6	11	11.6	12.7	13.7	15.7	18.8
	10.5	10.8	11	11.5	12	13	14.3	16.6	19.9	24.9
	11.5	12	12.2	12.8	13.6	14.8	16.1	18.8	23	26.8
	13	13.4	13.6	14.2	15	16.3	18.3	20.9	25.7	28
	14.3	14.8	15	15.9	16.6	17.9	19.3	21	26.4	28.4
	14.9	15	15.7	16.4	17.1	18.5	20	21.9	23.5	25.8
	16.8	17.1	17.4	17.6	18.5	19.4	20.7	22	23.8	24.7
	17	17.3	17.7	18.5	19	20.1	21.2	22.4	23.7	25
	17.9	18.1	18.6	19	19.8	20.5	21.5	22.6	23.5	24.3
	19	19.1	19.5	19.7	20.6	21.3	21.9	23	23.7	24.6
	19.5	19.7	19.9	20.1	20.9	21.2	22.2	22.5	23.2	23.7
	19.8	20.1	20.4	20.7	21.3	21.6	22	22.5	23.1	23.7
	19.8	19.9	20.1	20.4	20.8	21.1	21.4	21.9	22.3	22.6
	19.9	19.9	20.1	20.3	20.5	21	21.1	21.5	22	22.2
	20.9	21	21.2	21.4	21.6	21.9	22	22.3	22.4	22.5
	21	21.1	21.2	21.2	21.4	21.7	21.9	22	22.1	22.5
	20	20.1	20.2	20.2	20.4	20.6	20.7	20.8	20.9	21
	19.9	20	20.2	21	20.2	20.5	21	21	20.8	20.9
	20	20.2	20	20	20.2	20.4	20.7	20.8	20.8	20.7
19.9	20	20.1	20	19.9	20.2	20.1	20.2	20.1	20	
20.5	20.3	20.4	20.1	20.4	20.3	20.4	20.5	20.6	20.7	
20.2	20.3	20.4	20.2	20.5	20.4	20.3	20.5	20.1	20.2	
21	21.1	21.1	21.2	21	21.4	21.3	21.1	21	20.8	
20.8	20.6	20.7	20.9	21	20.7	20.6	20.5	20.3	20.2	
21.2	21.1	21.3	21.1	21.3	21.1	21	21.1	21	20.9	
19.7	19.5	19.4	19.3	19.2	19.4	19.3	19.4	19.4	19.3	
20.1	20	20	19.9	19.8	19.7	19.9	19.9	19.8	19.9	

Tabla 5.7: Segundo cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina pequeña de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética

TERCER CUADRANTE											
Eje de coordenada X											
	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0
-28	10.1	9.3	11	10.8	10.1	9.9	9.5	9.4	9.1	9.1	9.2
-27	18.8	15	13.5	12.3	11.3	10.8	10.4	10	10.1	9.8	10
-26	26.5	20	16.6	14.4	13	12	11.4	10.9	10.9	10.5	10.1
-25	29.8	24	18.9	16.4	14.6	13.7	13	12.3	12	11.6	11.7
-24	30.2	25.4	20.3	17.9	16	15.1	14.2	13.6	13	12.8	12.8
-23	23	23.4	21.2	19.2	18	16.8	15.6	15.1	14.6	14.3	14.1
-22	23.1	22.9	20.6	19	17.7	16.5	15.8	15.4	14.7	14.6	14.6
-21	25.3	24	22.5	21	20	18.9	18.4	17.5	17.1	17	17
-20	23.4	22.3	21.2	19.9	19.2	18.1	17.7	17.2	17	16.9	16.7
-19	22.8	22	21	20.2	20	19.5	19	18.5	18.3	18.4	18.1
-18	22.6	21.9	21.5	20.8	20.1	19.7	19.5	18.9	18.6	18.7	18.7
-17	23.5	23	22.4	21.8	21.3	20.9	20.6	20	19.6	19.9	19.9
-16	22.3	22	21.8	21.2	20.9	20.6	20.3	20.2	20.1	19.9	20.3
-15	21.5	21.2	20.8	20.5	20.3	20	19.6	19.5	19.3	19.4	19.6
-14	21.2	21.1	20.6	20.4	20.1	19.9	19.8	19.6	19.7	19.6	19.7
-13	22.3	22.1	21.9	21.8	21.6	21.5	21.2	21.1	21	21.1	20.6
-12	21.2	21.1	21	20.9	21	20.9	21	20.5	20.6	20.6	20.8
-11	20.5	20.3	20.2	20.2	20.4	20	20.1	19.8	19.9	20.1	20.1
-10	20.4	20	20.4	20.2	20.3	20.2	20.2	20.3	20.1	20.1	20
-9	19.7	20	20	20	20.2	20.2	20	20.4	19.9	21	20
-8	20	19.9	19.8	20	20.2	19.9	20	19.8	19.9	20	20
-7	19.8	19.9	19.7	19.8	19.9	20	19.9	20.1	20.2	20.1	20.3
-6	19.9	20.2	20.2	20.3	20.2	20	20	20.1	20	20.3	20.4
-5	20	20.2	20.2	20.3	20.4	20.6	20.5	20.9	20.9	20.7	21.1
-4	20	20.3	20.4	20.5	20.7	20.6	20.6	20.8	20.8	20.7	20.9
-3	20.6	20.8	20.7	21	20.7	20.9	21	20.9	21	20.9	21.1
-2	18.9	19.2	19	19.3	19.2	19.4	19.3	19.5	19.4	19.2	19.6
-1	19.2	19.5	19.5	19.6	19.7	19.4	19.6	19.7	19.8	20.1	20.2
0	20.1	20.2	20.5	20.7	20.7	21	21.2	21	21.4	21.4	21.7

Tabla 5.8: Tercer cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina pequeña de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética

CUARTO CUADRANTE												
Eje de coordenada X												
	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	
Eje de coordenada Z	1	20.6	20.5	20.4	20.7	20.5	20.3	20.4	20.5	20.3	20.2	20.3
	2	20.5	20.8	20.9	20.7	21	21.2	21.3	21	21.2	20.9	21.2
	3	20	19.9	20	19.8	19.8	20	19.9	19.7	19.7	20	20
	4	19.2	19.3	19.6	19.4	19.6	19.8	19.9	19.9	19.5	19.6	19.5
	5	18.9	18.8	19	18.9	19	18.8	19	18.9	18.5	18.5	18.7
	6	19.4	19.5	19.5	19.5	19.6	19.5	19.8	19.9	19.6	19.3	19.4
	7	19.7	19.4	19.3	19.2	19.2	19.1	19	18.9	19	18.9	19
	8	19.1	19.4	19.5	19.5	19.6	19.3	19.3	19	19.3	19	19
	9	20.2	20.1	20	19.8	19.6	19.5	19	18.8	19.1	18.9	18.6
	10	20.3	20.4	20.2	20.3	20.2	20	19.9	19.6	19.5	19.4	19.4
	11	21	20.6	20.8	20.4	20.2	20	19.8	19.6	19.5	19.3	19.1
	12	21.2	21.3	21.2	21.1	21.1	20.9	20.6	20.3	20.1	20	19.6
	13	22	21.8	21.5	21.2	20.9	20.4	20	19.9	19.3	19.2	19.2
	14	20.2	20.1	19.7	19.4	19.2	18.5	18.5	18.1	18	17.7	17.7
	15	19.4	19.2	18.9	18.5	17.1	17	16.8	16.6	17	17.1	17.1
	16	21.3	20.8	20.6	19.9	19.5	19	18	18.2	18	17.8	17.3
	17	19.1	18.5	17.9	17.5	17.1	16.9	16.5	16.3	16.4	16.5	16
	18	23	22.2	21.4	20.4	19.4	18.8	18.3	18	17.6	17.3	17
	19	23.8	22.8	22	20.9	19.8	18.8	18	17.5	16.6	16.3	16.1
	20	24.8	23.5	22	21	19.6	18.7	18.2	17.3	16.6	16.5	16.2
	21	21.3	20.8	19.7	18.2	17.3	16.5	16.1	15.8	14.6	14.8	15
	22	27	24.8	22.3	20.6	19.2	17.8	16.8	15.9	15.2	14.9	14.8
	23	29	26	22.7	20.6	18.8	17.2	16	15.5	15	14.2	14.1
	24	28.4	25	21.7	19.2	17.7	16.4	15.3	14.9	14.1	13.7	13.8
	25	28.4	24	20.4	18.2	16.2	15	14.2	13.5	12.7	12.3	12.3
	26	26.2	21.7	18.5	16	14.8	13.6	13	12.5	11.8	11.6	11.1
	27	26.2	18.4	18.5	16	14.8	13.6	13	12.5	11.8	11.6	11.1
	28	26.2	14.6	18.5	16	14.8	13.6	13	12.5	11.8	11.6	11.1

Tabla 5.9: Cuarto cuadrante. El color verde indica la ubicación de la bobina pequeña de Helmholtz y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética

ISOSUPERFICIES DE LA BOBINA																					
Eje de coordenada X																					
-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
28	10.1	9.3	11	10.8	10.1	9.9	9.5	9.4	9.1	9.1	9.2	8.9	9	9.2	9.3	9.3	9.7	10	10.3	9.3	9.1
27	18.8	15	18.5	12.3	11.3	10.8	10.4	10	10.1	9.8	10	9.8	9.9	10.3	10.6	11	11.6	12.7	13.7	15.7	18.8
26	26.5	20	16.6	14.4	13	12	11.4	10.9	10.9	10.5	10.1	10.5	10.8	11	11.5	12	13	14.3	16.6	19.9	24.9
25	29.8	24	18.9	16.4	14.6	13.7	13	12.3	12	11.6	11.7	11.5	12	12.2	12.8	13.6	14.8	16.1	18.8	23	26.8
24	30.2	25.4	20.3	17.9	16	15.1	14.2	13.6	13	12.8	12.8	13	13.4	13.6	14.2	15	16.3	18.3	20.9	25.7	28
23	23	23.4	21.2	19.2	18	16.8	15.6	15.1	14.6	14.3	14.1	14.3	14.8	15	15.9	16.6	17.9	19.3	21	26.4	28.4
22	23.1	22.9	20.6	19	17.7	16.5	15.8	15.4	14.7	14.6	14.6	14.9	15	15.7	16.4	17.1	18.5	20	21.9	23.5	25.8
21	25.3	24	22.5	21	20	18.9	18.4	17.5	17.1	17	17	16.8	17.1	17.4	17.6	18.5	19.4	20.7	22	23.8	24.7
20	23.4	22.3	21.2	19.9	19.2	18.1	17.7	17.2	17	16.9	16.7	17.1	17.3	17.7	18.5	19	20.1	21.2	22.4	23.7	25
19	22.8	22	21	20.2	20	19.5	19	18.5	18.3	18.4	18.1	17.9	18.1	18.6	19	19.8	20.5	21.5	22.6	23.5	24.3
18	22.6	21.9	21.5	20.8	20.1	19.7	19.5	18.9	18.6	18.7	18.7	19	19.1	19.5	19.7	20.6	21.3	21.9	23	23.7	24.6
17	23.5	23	22.4	21.8	21.3	20.9	20.6	20	19.6	19.9	19.9	19.5	19.7	19.9	20.1	20.9	21.2	22.2	22.5	23.2	23.7
16	22.3	22	21.8	21.2	20.9	20.6	20.3	20.2	20.1	19.9	20.3	19.8	20.1	20.4	20.7	21.3	21.6	22	22.5	23.1	23.7
15	21.5	21.2	20.8	20.5	20.3	20	19.6	19.5	19.3	19.4	19.6	19.8	19.9	20.1	20.4	20.8	21.1	21.4	21.9	23.1	22.6
14	21.2	21.1	20.6	20.4	20.1	19.9	19.8	19.6	19.7	19.9	19.9	20.1	20.1	20.2	20.2	20.4	20.6	20.7	20.8	20.9	21
13	22.3	22.1	21.9	21.8	21.6	21.5	21.2	21.1	21.1	21.1	20.6	20.9	21	21.2	21.4	21.6	21.9	22	22.3	22.4	22.5
12	21.2	21.1	21	20.9	21	20.9	21	20.5	20.6	20.8	21	21.1	21.2	21.2	21.4	21.7	21.9	22	22.1	22.5	
11	20.5	20.3	20.2	20.2	20.1	20	20.1	19.8	19.9	20.1	20.1	20	20.1	20.2	20.2	20.4	20.6	20.7	20.8	20.9	21
10	20.4	20	20.4	20.2	20.3	20.2	20.2	20.1	20.1	20	19.9	20	20.2	21	20.2	20.5	21	21	20.8	20.9	
9	19.7	20	20	20.2	20.2	20	20.4	19.9	21	20	20	20.2	20	20	20.2	20.4	20.7	20.8	20.8	20.7	
8	20	19.9	19.8	20	20.2	19.9	20	19.8	19.9	20	20	19.9	20	20	20.1	20	19.9	20.2	20.1	20.2	20.1
7	19.8	19.9	19.7	19.8	19.9	20	19.9	20.1	20.2	20.1	20.3	20.5	20.3	20.4	20.1	20.4	20.3	20.4	20.5	20.6	20.7
6	19.9	20.2	20.2	20.3	20.2	20	20	20.1	20	20.3	20.4	20.2	20.3	20.4	20.2	20.5	20.4	20.3	20.5	20.1	20.2
5	20	20.2	20.2	20.3	20.4	20.6	20.5	20.9	20.9	20.7	21.1	21	21.1	21.1	21.1	21.2	21	21.4	21.3	21.1	21
4	20	20.3	20.4	20.5	20.7	20.6	20.6	20.8	20.8	20.7	20.9	20.8	20.6	20.7	20.9	21	20.7	20.6	20.5	20.3	20.2
3	20.6	20.8	20.7	21	20.7	20.9	21	20.9	21	20.9	21.1	21.2	21.1	21.3	21.1	21.1	21	21.1	21	20.9	
2	18.9	19.2	19	19.3	19.2	19.4	19.5	19.5	19.4	19.2	19.6	19.7	19.5	19.4	19.3	19.2	19.4	19.3	19.4	19.4	19.3
1	19.2	19.5	19.5	19.6	19.7	19.4	19.6	19.7	19.8	20.1	20.2	20.1	20	20	19.9	19.8	19.7	19.9	19.8	19.9	19.9
0	20.1	20.2	20.5	20.7	20.7	21	21.2	21	21.4	21.4	21.7	21.5	21.6	21	20.9	20.8	20.8	20.7	20.6	20.6	20.5
-1	20.5	20.8	20.9	20.7	21	21.2	21.3	21	21.2	20.9	21.2	20.9	21.2	20.9	20.7	20.6	20.4	20.3	20.3	20.1	20.5
2	19.2	19.3	19.6	19.4	19.6	19.8	19.9	19.9	19.9	19.5	19.6	19.5	19.7	19.5	19.3	19.3	19.4	19.2	19.4	19.2	19.1
3	19.2	19.3	19.6	19.4	19.6	19.8	19.9	19.9	19.9	19.5	19.6	19.5	19.7	19.5	19.3	19.3	19.4	19.2	19.4	19.2	19.1
4	19.2	19.3	19.6	19.4	19.6	19.8	19.9	19.9	19.9	19.5	19.6	19.5	19.7	19.5	19.3	19.3	19.4	19.2	19.4	19.2	19.1
5	18.9	18.8	19	18.9	19	18.8	19	18.9	18.5	18.5	18.7	18.5	18.5	18.5	18.3	18.7	18.5	18.6	18.5	18.4	18.4
6	19.4	19.5	19.5	19.6	19.5	19.5	19.5	19.5	19.6	19.3	19.4	19.4	19.1	18.9	19	18.9	18.8	18.9	18.6	19	18.6
7	19.7	19.4	19.3	19.2	19.2	19.1	19	18.9	19	18.9	19	19	18.8	18.7	18.4	18.7	18.7	18.3	18.8	19	18.6
8	19.1	19.4	19.5	19.5	19.6	19.3	19.3	19	19.3	19	19	18.8	19	18.9	18.8	18.4	18.7	18.5	18.5	18.5	18.2
9	20.2	20.1	20	19.8	19.6	19.5	19	18.8	19.1	18.9	18.6	18.5	18.9	18.7	18.8	18.8	18.7	19	18.8	18.6	18.2
10	20.3	20.4	20.2	20.3	20.2	20	19.9	19.6	19.5	19.4	19.4	19.2	19.3	19.2	19.2	19.1	19.3	19.4	19.2	19.5	19.1
11	21	20.6	20.8	20.4	20.2	20	19.8	19.6	19.5	19.3	19.1	19	18.9	19.1	19	19.2	19.2	19.3	19.9	19.5	19.6
12	21.2	21.3	21.2	21.1	21.1	20.9	20.6	20.3	20.1	20	19.6	19.7	19.5	19.6	19.4	19.9	19.9	20	19.9	20	19.9
13	22	21.8	21.5	21.2	20.9	20.4	20	19.9	19.3	19.2	19.2	19	19.1	18.9	19.1	19.2	19.5	19.2	19.5	19.9	20
14	20.2	20.1	19.7	19.4	19.2	18.5	18.5	18.1	18	17.7	17.7	17.5	17.7	17.7	17.6	17.7	17.9	18	18.2	18.4	18.5
15	19.4	19.2	18.9	18.5	17.1	17	16.8	16.6	17	17.1	17.1	17.2	17.6	18	18.4	18.6	19	19.6	20.1	20.4	21
16	21.3	20.8	20.6	19.9	19.5	19	18	18.2	18	17.8	17.3	17.4	17.3	17.5	17.8	18.8	18	18.3	18.9	19	19.2
17	19.1	18.5	17.9	17.5	17.1	16.9	16.5	16.3	16.4	16.5	16	16.9	17.2	17.5	17.9	18	19	19.6	20.5	21.2	22.6
18	23	22.2	21.4	20.4	19.4	18.8	18.3	18	17.6	17.3	17	17.1	16.9	17.3	17.4	17.8	18.3	18.6	18.8	19.6	20
19	23.8	22.8	22	20.9	19.8	18.8	18	17.5	16.6	16.3	16.1	16	15.9	16.1	16.3	16.7	17.2	17.9	18.7	19.4	20.5
20	24.8	23.5	22	21	19.6	18.7	18.2	17.3	16.6	16.5	16.2	16.2	16.1	16.3	16.7	17.2	17.9	18.2	19.2	20.1	20.9
21	21.3	20.8	19.7	18.2	17.3	16.5	16.1	15.8	14.6	14.8	15	15.1	15.7	16.6	17.3	18.3	19.5	21	22.5	24	25.9
22	27	24.8	22.3	20.6	19.2	17.8	16.8	15.9	15.2	14.9	14.8	14.6	14.6	15	15.3	16	16.6	17.8	18.8	20.4	19.7
23	29	26	22.7	20.6	18.8	17.2	16	15.5	15	14.2	14.1	13.8	13.6	13.8	14	14.6	15.5	16.5	18.4	20.3	28.6
24	28.4	25	21.7	19.2	17.7	16.4	14.9	14.1	13.7	13.3	12.3	12	12	12.3	12.9	13.3	14.2	15.6	16.8	25.6	28.8
25	28.4	24	20.4	18.2	16.2	15	14.2	13.5	12.7	12.3	12.3	12	12	12.3	12.9	13.3	14.2	15.6	16.8	25.6	28.8
26	26.2	21.7	18.5	16	14.8	13.6	13	12.5	11.8	11.6	11.1	11.2	11.2	11.1	11.6	12	12.6	14	16	20.5	25.7
27	26.2	18.4	18.5	16	14.8	13.6	13	12.5	11.8	11.6	11.1	11.2	11.2	11.1	11.6	12	12.6	14	16	14.8	17.7
28	26.2	14.6	18.5	16	14.8	13.6	13	12.5	11.8	11.6	11.1	11.2	11.2	11.1	11.6	12	12.6	14	16	7.8	7.9

Tabla 5.10: Datos de la bobina de Helmholtz pequeña en el plano X e Z. Los colores representan las isosuperficies de la inducción magnética.

DATOS DE INDUCCIÓN MAGNÉTICA DE LA BOBINA GRANDE DE HELMHOLTZ

Para la bobina grande ubicada en el plano Y y X, los datos recolectados de la inducción magnética por el sensor Bell y las isosuperficies se pueden observar en las siguientes tablas:

PRIMER CUADRANTE													
Eje de coordenada X													
0	19.4	19.4	19	18.9	18.9	18.8	18.8	18.8	18.7	18.7	18.7	18.5	18.4
1	19.2	19.2	19.2	19.2	19.2	19	19.2	19.3	19	19.1	18.9	18.8	18.7
2	18.9	19.9	18.8	19	18.7	18.8	18.8	18.7	18.8	18.5	18.6	18.1	18
3	18.8	18.9	18.9	18.7	18.6	18.9	18.7	18.9	18.8	18.5	18.7	18.6	18.3
4	18.2	18.1	18.3	18.2	18.1	17.9	18	17.8	17.7	17.6	17.7	17.5	17.4
5	17.6	17.6	17.7	17.7	17.6	17.6	17.8	17.6	17.6	17.5	17.5	17.3	17.3
6	17.9	17.9	17.8	17.8	17.7	17.8	17.5	17.3	17.2	17.1	16.9	16.8	16.7
7	18	18.1	18	18	18.2	18.1	17.8	17.8	17.9	18	18	17.9	18
8	18.2	17.7	17.8	17.7	17.6	18	17.5	17.6	17.5	17.5	17.3	16.9	17
9	18.6	18.6	18.5	18.5	18.5	18.6	18.5	18.3	18.4	18.1	18.3	18.5	18.4
10	18.5	18.3	18.4	18.2	18.3	18.1	18	18.3	18.1	18	18.1	18.2	18.2
11	17.9	17.8	17.9	17.6	17.8	17.8	17.7	17.9	17.8	17.6	17.8	17.6	17.8
12	17.9	17.5	17.3	17.4	17.2	17.1	17.2	17	16.9	16.8	16.5	16.5	16.5
13	17.8	17.7	17.6	17.5	17.7	17.6	17.5	17.6	17.7	17.9	18	18.1	18
14	17.9	18	17.9	17.8	17.7	17.5	17.3	17.5	17.5	17.4	17.5	17.5	17.4
15	18.3	18.3	18.2	18	18.2	18.2	18	18.4	18.4	18.5	18.3	18.4	18.5
16	18.5	18.5	18.4	18.4	18.3	18.4	18.3	18.2	18.1	18.1	18.2	17.9	18.4
17	17.4	17.4	17.5	17.5	17.5	17.8	17.6	17.7	17.7	18.1	18	17.2	17.9
18	16.6	16.6	16.4	16.2	16.1	16.4	16.3	16.1	16.5	16.2	16.3	16.5	16.4
19	17.3	17.1	17	16.9	17	17	17.2	17.3	17.5	18.2	18.3	18.4	18.6
20	17.6	17.1	17.3	17	17	17.1	17.2	17.4	17.8	17.7	17.5	18	18.2
21	16.1	16	15.9	16.3	16.4	16.8	16.9	17.3	17.8	18	18.5	18.9	19
22	16.6	16.8	16.9	16.9	17	17.3	17.4	17.7	18.1	18.4	18.9	19.2	19.6
23	15	15	14.9	14.8	15	15.2	18.4	15.6	16.1	16.6	17.2	17.7	18.5
24	15.5	15.4	15.3	15.2	15.4	15.6	15.8	16.1	16.5	17.1	17.6	18.4	18.6
25	15.1	14.9	15.1	15	15.2	15.4	15.9	16.6	16.9	17.4	18.4	19.4	19.8
26	14.6	15	14.6	15	15.3	15.8	15.8	16.4	17	18	18.9	19.6	20
27	14	13.7	13.6	13.7	13.9	14.5	14.8	15.6	16.2	17.3	18.4	19.5	20.8
28	12.6	12.4	12.6	12.7	12.8	13	13.3	14	14.4	15.5	16.5	17.5	18.8
29	11.7	11.9	11.8	11.7	12	12.1	12.6	13.4	14	14.5	16	18	19.5
30	12.2	12.3	11.9	12.4	12.7	13	13.4	14.4	15.7	16.8	19.1	21.4	23
31	11.5	11.8	11.7	11.9	12.4	12.8	13.5	14.4	15.9	17.2	19.9	23.1	26.5
32	10.2	10.3	10.2	10.6	10.7	11.1	11.8	12.6	13.5	15	14.3	19.5	22.6
33	8.8	9	8.5	8.8	8.9	9.1	9.2	10	10.4	11.8	12.9	15.4	19.8
34	7.7	7.6	7.3	7.5	7.1	7.3	7.5	7.2	7.4	7.9	8.5	9.5	11

Tabla 5.11: Primer cuadrante de la bobina grande de Helmholtz. El color verde indica la ubicación de la bobina y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética.

SEGUNDO CUADRANTE													
Eje de coordenada X													
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13
	8.5	8.6	8.4	8.5	8.6	8.9	9	9.5	10	10.7	12	12	16.9
	9.3	9.4	9.4	9.6	9.8	10	10.2	10.7	11.3	12.6	14.8	17.3	21
	9.9	10	10.2	10.6	11	11.3	11.3	12.3	13.4	14.9	17	20	25.6
	11.6	11.6	11.7	12	12.8	12.5	14.2	15.3	16.6	18	20.1	22.8	26.2
	12.2	12.2	12.5	12.9	13.4	14.2	15.2	16.2	17.5	19.4	21.2	23.7	26.9
	12.5	12.5	12.6	13	13.2	13.4	14.2	16.2	17.7	19	21	23	25.7
	13.3	13.5	13.9	14.3	15	15.4	16.2	17.2	18.1	20	21.1	23	26.3
	13.7	13.8	14.3	14.7	15.2	15.7	16.5	17.6	18.4	19.6	21	22.2	23.3
	14.1	14.6	14.9	15.2	15.8	16.5	17.3	18	19	18.8	21	22.4	23.4
	15.1	15.2	15.6	15.8	16.2	16.8	17.4	18.1	18.8	19.5	20.5	21.7	22.6
	15.7	15.6	15.8	16.2	16.4	17	17.7	18.4	19	19.8	20.5	21.2	21.6
	16	16.2	16.6	16.8	17.1	17.9	18	18.6	19.3	20.1	20.7	21.2	21.7
	15.9	16.2	16.4	16.7	17.1	17.4	17.8	18.3	18.9	19.3	19.8	20.3	20.7
	15.7	15.8	16.1	16.2	16.4	16.8	17.1	17.8	18.3	18.7	19	19.5	19.8
	15.2	15.1	15.6	15.8	16	16.3	16.5	17.3	17.2	17.9	18	18.4	18.8
	16.5	16.7	16.8	17.5	17.3	17.6	17.8	18.1	18.4	18.8	19.1	19.2	19.7
	17.1	17.3	17.2	17.5	17.8	17.9	18.2	18.3	18.8	18.9	19.1	19.4	19.7
	17.7	17.7	17.7	17.9	18	18.4	18.5	18.8	18.9	19	19.1	19.4	19.4
	18.5	18.4	18.5	18.5	18.7	19	19	19.1	19.5	19.5	19.6	19.8	20
	15.4	15.6	15.7	15.9	16.1	16.1	16.2	16.6	16.6	16.5	16.8	16.9	17.1
	16.7	16.8	16.8	16.8	17.1	17	17	17.1	17.3	17.6	17.6	17.7	17.7
	17.2	17.2	17.2	17.3	17.4	17.4	17.4	17.6	17.7	17.8	18	17.7	17.8
	17.7	17.6	17.6	17.6	17.9	17.7	17.7	18.2	18.3	18.3	18	18.1	18
	18.6	18.5	18.5	18.6	18.8	18.7	18.9	18.9	19	18.8	18.8	18.8	18.8
	19.7	19.9	20	20	20	20.2	19.9	19.9	20	19.9	20.2	20.2	19.9
	18	18.1	18	18.2	18.3	18	18.1	18.1	18.3	18.3	18.4	18.5	18.4
	18.1	18.2	18	18	18.2	18.3	18.4	18.2	18.3	18.4	18.5	18.4	18.2
	18.4	18.4	18.2	18.2	18.2	18.2	18.4	18.3	18.3	18.2	18.3	18	18
	18.9	18.9	18.9	18.9	19	19	19	19.1	19.1	19.1	19.1	19	18.8
	18.7	18.8	18.8	18.6	18.7	18.6	18.7	18.7	18.7	18.6	18.7	18.7	18.2
	19.8	19.9	19.9	19.7	19.6	19.7	19.5	19.6	19.5	19.5	19.6	19.7	19.3
	19.2	19.3	19.2	19.3	19.3	19.3	19.3	19.5	19.5	19.1	19	18.9	18.8
	21.1	20.9	20.9	20.9	20.9	20.7	20.9	20.9	20.9	20.8	20.8	20.8	20.5
	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	19.9	19.9	19.9	19.9

Tabla 5.12: Segundo cuadrante de la bobina grande de Helmholtz. El color verde indica la ubicación de la bobina y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética.

TERCER CUADRANTE															
Eje de coordenada X															
	-13	-12	-11	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	
Eje de coordenada Y	-34	16.1	15.8	14	12.6	11.2	10.5	10.3	9.7	9.5	9.1	9.1	8.6	8.3	8.5
	-33	13.4	21.4	18.2	15.9	14	12.7	11.8	11.3	10.8	10.3	10	10	9.6	9.5
	-32	23.2	20.5	17.4	15.3	13.8	12.6	11.8	11.2	10.7	10.3	10.3	9.9	10.1	9.9
	-31	24.2	22.1	19.5	17.2	15.7	14.6	13.5	12.8	12.2	12	11.5	11.4	11.3	11.2
	-30	24.5	22	19	17.8	16.1	15	14.1	13.2	12.8	12.4	12.2	12	12.2	12.2
	-29	24.4	22.7	20.6	18.9	17.2	15.9	14.1	13.4	14.1	13.4	13.1	13	12.7	12.3
	-28	23.9	22.4	20.6	19.1	17.5	16.5	15.8	14.9	14.3	13.9	13.6	13.4	13.3	13.2
	-27	23	21.9	20.4	19.2	18	17	16	15.4	14.9	14.6	14.1	14.2	13.7	13.9
	-26	22.5	21	19.9	19	17.9	16.9	16.2	15.7	15.2	14.7	14.2	14.1	14.1	13.8
	-25	22	21.1	20.3	19.4	18.6	17.8	17.2	16.7	16.2	15.7	15.4	15.4	15.1	15.1
	-24	21.4	20.5	20	19.6	18.7	17.9	17.3	18.8	16.2	15.9	15.8	15.6	15.5	15.5
	-23	21.2	20.4	20	19.3	18.7	18.1	17.8	17.4	17.1	16.6	16.2	16	16	16.1
	-22	19.5	19.1	18.3	18	17.5	17.4	16.8	16.4	16.2	15.9	15.8	15.7	15.7	15.6
	-21	18.9	18.3	18.1	17.5	17.2	16.9	16.3	16	15.9	15.5	15.6	15.3	15.4	15.4
	-20	18.2	18.1	17.5	17.1	17	16.7	16.2	15.9	15.4	15.4	15.4	15.4	15.3	15.1
	-19	19.2	19	18.4	18.3	18.2	18	17.5	17.1	16.9	17.1	16.8	16.8	16.5	16.6
	-18	19.3	18.8	18.7	18.8	18.6	18.4	18	17.6	17.3	17.3	17	16.9	17	17.1
	-17	19.7	19.6	19.4	19	18.9	18.7	18.6	18.3	17.9	17.8	17.8	17.6	17.8	17.5
	-16	19.7	19.4	19.3	19.2	19	19	18.9	18.7	18.5	18.7	18.6	18.5	18.6	18.5
	-15	16.9	16.8	16.8	16.6	16.6	16.3	16.3	16	16	15.9	15.8	15.8	15.8	15.6
-14	17.6	17.6	17.5	17.6	17.3	18.3	17.1	16.9	16.9	16.9	16.8	16.7	16.7	16.7	
-13	17.7	17.6	17.6	17.5	17.7	17.7	17.3	17.4	17.4	17.2	17.1	16.9	17	17.2	
-12	18	18.1	18.1	18.1	18.2	17.8	17.8	17.8	18.8	17.6	17.6	17.6	17.6	17.7	
-11	19	19.1	19.1	19.1	18.9	18.9	18.9	18.7	18.8	18.5	18.5	18.5	18.6	18.6	
-10	19.7	19.7	19.8	19.8	19.7	19.8	19.7	19.7	19.7	19.6	19.6	19.8	19.6	19.6	
-9	18.1	18.2	18.1	18.1	18.2	18.2	18.3	18.2	18.3	18.2	18.2	18.2	18.1	18	
-8	18	18.2	18	18.2	18.3	18.1	18.2	18.2	18.3	18.3	18.4	18.3	18.2	18.2	
-7	18.4	18.5	18.3	18.4	18.6	18.6	18.5	18.5	18.5	18.4	18.2	18.2	18.2	18.4	
-6	18.8	19	19.1	19.1	19.1	19	19	19	19.2	19.1	19.1	19.1	19.1	18.9	
-5	18	18	18.2	18.2	18.6	18.5	18.5	18.6	18.7	18.7	18.7	18.7	18.7	18.7	
-4	19.1	19.2	19.4	19.4	19.4	19.5	19.5	19.7	19.7	19.7	19.8	19.2	20	20	
-3	19	19.3	19.3	19.3	19.3	19.2	19.6	19.4	19.2	19.1	19.3	19.1	19.2	19.4	
-2	19.7	19.7	19.8	19.8	20	20	20.2	20.4	20.4	20.9	20.9	20.9	21.1	21.1	
-1	19.7	19.7	20	20	20.4	20.2	20.1	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	
0	18.7	18.7	18.8	18.8	18.9	18.9	18.9	18.9	18.9	18.9	18.9	19.4	19.4	19.4	

Tabla 5.13: Tercer cuadrante de la bobina grande de Helmholtz. El color verde indica la ubicación de la bobina y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética.

CUARTO CUADRANTE															
Eje de coordenada X															
	-13	-12	-11	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	
Eje de coordenada Y	1	20	20.2	20.3	20.4	20.3	19.7	19.8	19.6	19.7	19.6	19.4	19.5	19.5	19.4
	2	18.9	19	19	19.1	19	18.9	19.1	19.2	19.2	19	19.1	19.2	19.2	19
	3	19.1	19.1	19	19.2	19	19	19.1	19	19	19	18.7	18.8	19	18.8
	4	18.8	19	18.9	19	19.1	18.9	18.9	18.8	19.9	18.7	18.7	18.9	18.5	18.3
	5	18.2	18.3	18.2	18.1	18	18	18	17.9	17.8	17.6	17.6	17.6	17.7	18
	6	18.2	18.4	18.5	18.6	18.7	18.6	18.6	18.5	18.5	18.4	18.3	18.1	18.1	18.1
	7	18.9	18.8	18.8	18.9	18.9	18.9	18.4	18.5	18.4	18.2	18.2	18.1	17.9	18
	8	18.5	18.7	19	18.9	18.8	18.7	18.7	18.3	18.5	18.5	18.4	18.2	18.1	18.2
	9	19.1	19.3	19.1	19.1	19	19	19	18.9	18.8	18.6	18.5	18.7	18.8	18.5
	10	19.1	19	19.1	19	19.1	19	19.2	19	19	18.9	18.6	18.5	18.6	18.6
	11	19.4	19.2	19.1	19.1	19	18.9	18.7	18.4	18.4	18.1	18	18	17.8	17.7
	12	19.1	19.1	19	18.8	19	18.9	18.6	18.7	18.6	18.5	18.3	18	18.1	17.9
	13	19.6	19.4	19.2	19.2	19	19.1	18.8	18.8	18.3	18	17.9	17.8	18	17.7
	14	19.2	19.1	19.3	19.3	19	19	18.9	18.7	18.3	18.6	18.5	18	17.9	18.1
	15	21.2	21	20.9	20.7	20.2	20	19.6	19.4	19.2	19	18.8	18.7	18.2	18.5
	16	21.3	21.2	21	20.7	20.5	20.2	20	19.8	19.6	19.6	19.2	19.1	19	18.7
	17	21.8	21.5	21.2	21	20.6	20.2	19.5	19.2	19	18.6	18.4	18.2	18	17.8
	18	20.8	20.4	20.1	19.9	19.7	19.4	19	18.9	18.4	18.2	18	17.9	17.5	17.1
	19	22	21.8	21.4	20.9	20.4	20	19.5	19.2	18.8	18.3	17.9	18	17.8	17.3
	20	22.5	22.2	21.9	21.3	20.9	20.3	20	19.6	19	18.8	18.7	18.3	18	17.5
	21	20.8	20.5	20.1	20	19.1	18.6	18.1	17.9	17.3	17.1	17	17.4	16.3	16
	22	22.2	21.7	21.3	21	20.3	19.7	19.2	18.6	18.3	18	17.7	17.4	17	16.7
	23	23.6	23	22.4	21.4	20.5	19.8	18.9	18.4	17.8	19.9	16.4	16	15.6	15
	24	23.3	22.6	21.6	21	20.4	19.6	18.8	18	17.5	17.2	16.7	16.4	16.1	15.8
	25	25.3	24	22.8	22.8	20.8	20.1	19.3	18.5	17.6	17.1	16.3	15.8	15.6	15.6
	26	23.5	23.9	22.7	21.5	20.2	19.4	18.3	17.6	17.1	16.4	16	15.6	15	15
	27	26.5	25.4	23.9	22.2	20.6	19.4	18.3	17	16.6	15.6	15	14.5	14.2	14.1
	28	25.8	24	22.2	20.5	19.2	18.1	16.6	16.2	15.3	14.6	13.8	13.5	13.1	13
	29	27.8	25.4	23.1	21.1	19.3	17.9	16.5	15.6	14.6	14	13.2	12.4	12	11.8
	30	28.7	25.4	22.7	20.5	18.9	17.1	16	15.1	14.4	13.7	13	12.7	12.6	12
	31	28.2	24.8	22.3	19.6	18	16.3	15.4	14.7	13.5	13	12.5	12.1	12	11.9
	32	28.3	23	19.9	17.7	15.6	14.4	13.5	12.8	12	11.5	11	11	10.8	10.7
	33	25.8	22	18.5	16.3	14.4	13.3	12.8	11.9	11	10.3	10	9.5	9.3	9
	34	22	17.3	15.4	13.9	12.8	11.5	10.7	10	9.2	8.8	8.5	8.5	8	7.5

Tabla 5.14: Cuarto cuadrante de la bobina grande de Helmholtz. El color verde indica la ubicación de la bobina y los colores crema representan la uniformidad de la inducción magnética.

		ISOSUPERFICIES DE LA BOBINA GRANDE																											
		Eje de coordenada X																											
		-13	-12	-11	-10	-9	-8	-7	-6	-5	-4	-3	-2	-1	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	
Eje de coordenada Y	-34	16.1	15.8	14	12.6	11.2	10.5	10.3	9.7	9.5	9.1	9.1	8.6	8.3	8.5	8.5	8.6	8.4	8.5	8.6	8.9	9	9.5	10	10.7	12	12	16.9	
	-33	13.4	21.4	18.2	15.9	14	12.7	11.8	11.3	10.8	10.3	10	10	9.6	9.5	9.3	9.4	9.4	9.6	9.8	10	10.2	10.7	11.3	12.6	14.8	17.3	21	
	-32	23.2	20.5	17.4	15.3	13.8	12.6	11.8	11.2	10.7	10.3	10.3	9.9	10.1	9.9	9.9	10	10.2	10.6	11	11.3	11.3	12.3	13.4	14.9	17	20	25.6	
	-31	24.2	22.1	19.5	17.2	15.7	14.6	13.5	12.8	12.2	12	11.5	11.4	11.3	11.2	11.6	11.6	11.7	12	12.8	12.5	14.2	15.3	16.6	18	20.1	22.8	26.2	
	-30	24.5	22	19	17.8	16.1	15	14.1	13.2	12.8	12.4	12.2	12	12.2	12.2	12.2	12.2	12.5	12.9	13.4	14.2	15.2	16.2	17.5	19.4	21.2	23.7	26.9	
	-29	24.4	22.7	20.6	18.9	17.2	15.9	14.1	13.4	14.1	13.4	13.1	13	12.7	12.3	12.5	12.5	12.6	13	13.2	13.4	14.2	16.2	17.7	19	21	23	25.7	
	-28	23.9	22.4	20.6	19.1	17.5	16.5	15.8	14.9	14.3	13.9	13.6	13.4	13.3	13.2	13.3	13.5	13.9	14.3	15	15.4	16.2	17.2	18.1	20	21.1	23	26.3	
	-27	23	21.9	20.4	19.2	18	17	16	15.4	14.9	14.6	14.1	14.2	13.7	13.9	13.7	13.8	14.3	14.7	15.2	15.7	16.5	17.6	18.4	19.6	21	22.2	23.3	
	-26	22.5	21	19.9	19	17.9	16.9	16.2	15.7	15.2	14.7	14.2	14.1	14.1	13.8	14.1	14.6	14.9	15.2	15.8	16.5	17.3	18	19	18.8	21	22.4	23.4	
	-25	22	21.1	20.3	19.4	18.6	17.8	17.2	16.7	16.2	15.7	15.4	15.4	15.1	15.1	15.1	15.2	15.6	15.8	16.2	16.8	17.4	18.1	18.8	19.5	20.5	21.7	22.6	
	-24	21.4	20.5	20	19.6	18.7	17.9	17.3	16.8	16.2	15.9	15.8	15.6	15.5	15.5	15.7	15.6	15.8	16.2	16.4	17	17.7	18.4	19	19.8	20.5	21.2	21.6	
	-23	21.2	20.4	20	19.3	18.7	18.1	17.8	17.4	17.1	16.6	16.2	16	16	16.1	16	16.2	16.6	16.8	17.1	17.9	18	18.6	19.3	20.1	20.7	21.2	21.7	
	-22	19.5	19.1	18.3	18	17.5	17.4	16.8	16.4	16.2	15.9	15.8	15.7	15.7	15.6	15.9	16.2	16.4	16.7	17.1	17.4	17.8	18.3	18.9	19.3	19.8	20.3	20.7	
	-21	18.9	18.3	18.1	17.5	17.2	16.9	16.3	16	15.9	15.5	15.6	15.3	15.4	15.4	15.1	15.7	15.8	16.1	16.2	16.4	16.8	17.1	17.8	18.3	18.7	19	19.5	19.8
	-20	18.2	18.1	17.5	17.1	17	16.7	16.2	15.9	15.4	15.4	15.4	15.3	15.1	15.2	15.1	15.6	15.8	16	16.3	16.5	17.3	17.2	17.9	18	18.4	18.8		
	-19	19.2	19	18.4	18.3	18.2	18	17.5	17.1	16.9	17.1	16.8	16.8	16.5	16.6	16.5	16.7	16.8	17.5	17.3	17.6	17.8	18.1	18.4	18.8	19.1	19.2	19.7	
	-18	19.3	18.8	18.7	18.8	18.6	18.4	18	17.6	17.3	17.3	17	16.9	17	17.1	17.1	17.3	17.2	17.5	17.8	17.9	18.2	18.3	18.8	18.9	19.1	19.4	19.7	
	-17	19.7	19.6	19.4	19	18.9	18.7	18.6	18.3	17.9	17.8	17.8	17.6	17.8	17.5	17.7	17.7	17.7	17.9	18	18.4	18.5	18.8	18.9	19	19.1	19.4	19.4	
	-16	19.7	19.4	19.3	19.2	19	19	18.9	18.7	18.5	18.7	18.6	18.5	18.6	18.5	18.5	18.4	18.5	18.5	18.7	19	19	19.1	19.5	19.5	19.6	19.8	20	
	-15	16.9	16.8	16.8	16.6	16.6	16.3	16.3	16	16	15.9	15.8	15.8	15.8	15.6	15.4	15.6	15.7	15.9	16.1	16.1	16.2	16.6	16.6	16.5	16.8	16.9	17.1	
	-14	17.6	17.6	17.5	17.6	17.3	18.3	17.1	16.9	16.9	16.9	16.8	16.7	16.7	16.7	16.7	16.8	16.8	16.8	16.8	17.1	17	17	17.1	17.3	17.6	17.6	17.7	
	-13	17.7	17.6	17.6	17.5	17.7	17.7	17.3	17.4	17.4	17.2	17.1	16.9	17	17.2	17.2	17.2	17.2	17.3	17.4	17.4	17.4	17.6	17.7	17.8	18	17.7	17.8	
	-12	18	18.1	18.1	18.1	18.2	17.8	17.8	17.8	18.8	17.6	17.6	17.6	17.6	17.7	17.7	17.6	17.6	17.6	17.9	17.7	17.7	18.2	18.3	18.3	18	18.1	18	
	-11	19	19.1	19.1	18.9	18.9	18.9	18.9	18.7	18.8	18.5	18.5	18.5	18.6	18.6	18.6	18.5	18.5	18.6	18.8	18.7	18.9	18.9	19	18.8	18.8	18.8	18.8	
	-10	19.7	19.7	19.8	19.8	19.7	19.8	19.7	19.7	19.7	19.6	19.6	19.8	19.6	19.6	19.7	19.9	20	20	20.2	19.9	19.9	20	19.9	20.2	19.9	20.2	19.9	
	-9	18.1	18.2	18.1	18.1	18.2	18.2	18.3	18.2	18.3	18.2	18.2	18.2	18.1	18	18	18.1	18	18.2	18.3	18	18.1	18.1	18.3	18.3	18.4	18.5	18.4	
	-8	18	18.2	18	18.2	18.3	18.1	18.2	18.2	18.3	18.3	18.4	18.3	18.2	18.2	18.1	18.2	18	18	18.2	18.3	18.4	18.2	18.3	18.4	18.5	18.4	18.2	
	-7	18.4	18.5	18.3	18.4	18.6	18.6	18.5	18.5	18.5	18.4	18.2	18.2	18.2	18.4	18.4	18.4	18.2	18.2	18.2	18.2	18.4	18.3	18.3	18.2	18.3	18	18	
	-6	18.8	19	19.1	19.1	19.1	19	19	19	19.2	19.1	19.1	19.1	19.1	19.1	18.9	18.9	18.9	18.9	19	19	19	19.1	19.1	19.1	19.1	19	18.8	
	-5	18	18	18.2	18.2	18.6	18.5	18.5	18.6	18.7	18.7	18.7	18.7	18.7	18.7	18.7	18.8	18.8	18.6	18.7	18.6	18.7	18.7	18.7	18.6	18.7	18.7	18.2	
	-4	19.1	19.2	19.4	19.4	19.4	19.5	19.5	19.7	19.7	19.7	19.8	19.2	20	20	19.8	19.9	19.9	19.7	19.6	19.7	19.5	19.6	19.5	19.5	19.6	19.7	19.3	
	-3	19	19.3	19.3	19.3	19.3	19.2	19.6	19.4	19.2	19.1	19.3	19.1	19.2	19.2	19.4	19.2	19.3	19.3	19.3	19.3	19.3	19.3	19.5	19.1	19	19.8	18.8	
	-2	19.7	19.7	19.8	19.8	20	20	20.2	20.4	20.4	20.4	20.9	20.9	20.9	21.1	21.1	21.1	20.9	20.9	20.9	20.9	20.9	20.9	20.9	20.8	20.8	20.8	20.5	
	-1	19.7	19.7	20	20	20.4	20.2	20.1	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	20.2	19.9	19.9	19.9	19.9	
0	18.7	18.7	18.8	18.8	18.9	18.9	18.9	18.9	18.9	18.9	18.9	19.4	19.4	19.4	19.4	19.4	19	18.9	18.9	18.8	18.8	18.8	18.7	18.7	18.5	18.4			
1	20	20.2	20.3	20.4	20.3	19.7	19.8	19.6	19.7	19.6	19.4	19.5	19.5	19.4	19.2	19.2	19.2	19.2	19.2	19.2	19.2	19.2	19.1	19.1	18.9	18.8	18.7		
2	18.9	19	19	19.1	19	18.9	19.1	19.2	19.2	19	19.1	19.2	19.2	19	18.9	19.9	18.8	19	18.7	18.8	18.8	18.7	18.8	18.5	18.6	18.1	18		
3	19.1	19.1	19	19.2	19	19	19.1	19	19	19	18.7	18.8	19	18.8	18.8	18.9	18.9	18.7	18.6	18.9	18.7	18.9	18.8	18.5	18.7	18.6	18.3		
4	18.8	19	18.9	19	19.1	18.9	18.9	18.8	19.9	18.7	18.7	18.9	18.5	18.3	18.2	18.1	18.3	18.2	18.1	17.9	18	17.8	17.7	17.6	17.7	17.5	17.4		
5	18.2	18.3	18.2	18.1	18	18	18	17.9	17.8	17.6	17.6	17.6	17.7	18	17.6	17.6	17.7	17.7	17.6	17.6	17.6	17.6	17.6	17.5	17.5	17.3	17.3		
6	18.2	18.4	18.5	18.6	18.7	18.6	18.6	18.5	18.5	18.4	18.3	18.1	18.1	18.1	17.9	17.9	17.8	17.8	17.8	17.7	17.8	17.5	17.3	17.2	17.1	16.9	16.8	16.7	
7	18.9	18.8	18.8	18.9	18.9	18.9	18.4	18.5	18.4	18.2	18.2	18.1	17.9	18	18	18.1	18	18	18.2	18.1	17.8	17.8	17.9	18	18	17.9	18		
8	18.5	18.7	19	18.9	18.8	18.7	18.7	18.3	18.5	18.5	18.4	18.2	18.1	18.2	18.2	17.7	17.8	17.7	17.8	17.7	17.6	18	17.5	17.6	17.5	17.3	16.9	17	
9	19.1	19.3	19.1	19.1	19	19	19	18.9	18.8	18.6	18.5	18.7	18.8	18.5	18.6	18.6	18.5	18.5	18.5	18.5	18.6	18.5	18.3	18.4	18.1	18.3	18.5	18.4	
10	19.1	19	19.1	19	19.1	19	19.2	19	19	18.9	18.6	18.5	18.6	18.6	18.5	18.3	18.4	18.2	18.3	18.1	18	18.3	18.1	18	18.1	18.2	18.2		
11	19.4	19.2	19.1	19.1	19	18.9	18.7	18.4	18.4	18.1	18	18	17.8	17.7	17.9	17.8	17.9	17.6	17.8	17.8	17.7	17.9	17.8	17.6	17.8	17.6	17.8		
12	19.1	19.1	19	18.8	19	18.9	18.6	18.7	18.6	18.5	18.3	18	18.1	17.9	17.9	17.5	17.3	17.4	17.2	17.1	17.2	17	16.9	16.8	16.5	16.5	16.5		
13	19.6	19.4	19.2	19.2	19	19.1	18.8	18.8	18.3	18	17.9	17.8	18	17.7	17.8	17.7	17.6	17.5	17.7	17.6	17.5	17.7	17.9	18	18.1	18	18		
14	19.2	19.1	19.3	19.3	19	19	18.9	18.7	18.3	18.6	18.5	18	17.9																

Bibliografía

- [1] Fracture Collaborators (2021) Global, regional, and national burden of bone fractures in 204 countries and territories, 1990–2019: a systematic analysis from the Global Burden of Disease Study 2019. *The Lancet*, volume 2, issue 9, E580-E592, september 01.
- [2] Bardasano J., Elorrieta J. (2000) *Bioelectromagnetismo Ciencia y Salud*, Editorial Mc Graw Hill.
- [3] MINSA., (2007) Semana de la lucha contra la Osteoporosis, obtenido de <https://www.gob.pe/institucion/minsa/campa%C3%B1as/348-semana-de-la-lucha-contra-la-osteoporosis>. [último acceso: 13 octubre 2020]
- [4] Ministerio de Salud.,(2019) Fractura de caderas y neumonía son letales en adultos mayores, obtenido de <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/50882-fractura-de-caderas-y-neumonia-son-letales-en-adultos-mayores> [último acceso: 8 mayo 2021]
- [5] MINSA., (2019) Fractura de caderas y neumonía son letales en adultos mayores, obtenido de <https://www.gob.pe/institucion/minsa/noticias/50882-fractura-de-caderas-y-neumonia-son-letales-en-adultos-mayores>. [último acceso: 13 Noviembre 2020]
- [6] REUNIS MINSA., (2019) Principales causas de morbilidad de hospitalización por sexo Perú- Año 2019, obtenido de http://www.minsa.gob.pe/reunis/recursos_salud/index_morbilidad_hospitalizacion.asp. [último acceso: 8 mayo 2021]
- [7] Hospital Dos de Mayo., (2017) Análisis de la Situación de Salud Hospitalaria, obtenido de http://nuevaweb.hdosdemayo.gob.pe/instrumentos_de_gestion/normas_emitidas/r_dir/. [último acceso: 18 Noviembre 2020]
- [8] Galkowski Victoria, Brad Petrisor, Brian Drew, and David Dick., (2009) Bone stimulation for fracture healing: What's all the fuss?, *Indian J Orthop.* Apr-Jun; 43(2): pag. 117–120.
- [9] Hongzhi Huac, Wenbo Yanga, Qianwen Zengb, WeiChenc Yan, Bin Zhuc, Weijian Liua, Shangyu Wanga, Baichuan Wanga, Zengwu Shaoa, Yingze Zhang., (2020) Promising application of Pulsed Electromagnetic Fields (PEMFs) in musculoskeletal disorders., *Biomedicine Pharmacotherapy* Volume 131.
- [10] Markov, M. S. (2007). Expanding use of pulsed electromagnetic field therapies. *Electromagnetic Biology and Medicine*, volume 26, issue(3), pag 257–274.
- [11] Goodman R., Bassett A. (1983) Pulsing Electromagnetic Fields Induce Cellular Transcription, *Science* 17 june, pag 1283 - 1285.
- [12] Cai J, Li W, Sun T, Li X, Luo E, Jing D.(2018) Pulsed electromagnetic fields preserve bone architecture and mechanical properties and stimulate porous implant osseointegration by promoting bone anabolism in type 1 diabetic rabbits. *Osteoporos* volume 29,issue 5 pag 1177-1191.

- [13] Li, J., Zeng, Z., Zhao, Y., Jing, D., Tang, C., Ding, Y., Feng, X. (2017). Effects of low-intensity pulsed electromagnetic fields on bone microarchitecture, mechanical strength and bone turnover in type 2 diabetic db/db mice. *Scientific Reports, Nature*, volume 7, issue 1, pag 1–13, 17 september.
- [14] Polk, Ch. (1996) *Handbook of Biological Effects of Electromagnetic Fields*, Editorial CRC Press Boca Raton.
- [15] Valero R. Alcaide (1994) *Interacción de los campos electromagnéticos de baja frecuencia en las Hiperlipidemias*, tesis doctoral Universidad Complutense de Madrid.
- [16] Siddharth B. Reddy Julie Weller Dawn Desjardins-Holmes Tara Winters Lynn Keenlisede Frank S. Prato Thomas J. Prihoda Vijayalaxmi Alex W. Thomas. (2010) Micronuclei in the blood and bone marrow cells of mice exposed to specific complex time-varying pulsed magnetic fields, *Bioelectromagnetics*, volume 31 issue(6), pag 445–453.
- [17] Joseph L. Kirschvink (1992) Uniform magnetic fields and double-wrapped coil systems: Improved techniques for the design of bioelectromagnetic experiments, *Bioelectromagnetics*, Volume13, Issue5, Pag. 401-411
- [18] Bary W. Wilson, Kris Caputa, Maria A. Stuchly, Jeffrey D. Saffer, Karl C. Davis, Calvin E. Washam, Lloyd G. Washam, Glenn R. Washam, and Mark A. Wilson (1994) Design and Fabrication of Well Confined Uniform Magnetic Field Exposure Systems *Bioelectromagnetics*, volume 15 issue(6), pag 563-577.
- [19] Christopher C. Davis Ian Barber Mays L. Swicord. (1999) Food and drug administration low-level extremely-low-frequency magnetic field exposure facility, *Bioelectromagnetics*, volume 20 issue(4), pag 203-215.
- [20] Hazenclinic., (2021) Magnetic Pulse Therapy, obtenido de <https://thehazenclinic.org/service/magnetic-pulse-therapy/>. [último acceso: 5 enero 2022]
- [21] Enciclopedias., (2021) Bioelectromagnetismo, obtenido de <https://enciclopedias.com/bioelectromagnetismo/>. [último acceso: 5 enero 2022]
- [22] Zhu, S., He, H., Zhang, C., Wang, H., Gao, C., Yu, X., He, C. (2017). Effects of pulsed electromagnetic fields on postmenopausal osteoporosis. *Bioelectromagnetics*, volume 38 issue(6), pag 406–424.
- [23] Thomas J. Goodwin, Clayton R. Parker (2009) Apparatus and Method for enhancing tissue repair in mammals, Patent N° US 7601 114 B2.
- [24] Zhang X., Liu X., Pan L., Lee I. (2010). Magnetic fields at extremely low-frequency (50 Hz, 0.8 mT) can induce the uptake of intracellular calcium levels in osteoblasts. *Biochemical and Biophysical Research Communications* Volume 396, Issue 3, Pag 662-666.
- [25] C. Andrews L. Bassett (1989) Fundamental and Practical Aspects of Therapeutic Uses of Pulsed Electromagnetic Fields (PENFS), *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, volume 17, issue 5.
- [26] R. Merritt, C. Purcell, and G. Stroink (1983) Uniform magnetic field produced by three, four, and five square coils, *Rev. Sci. Instrum*, volume 54, pag 879-882.
- [27] Niubó Elías M., Lahera Cabrales R. (2010) Magnetoterapia para alivio del dolor por artrosis cervical, *Rev. Cubana Medisan*, pag 161-168.
- [28] Abadía CK, Mesén AP.(2008) Eficacia de la Magnetoterapia en Pacientes con Osteoartritis , *Rev. Medica de Costa Rica y Centroamerica*, pag 15 -20.

- [29] C. Daish , R. Blanchard, K. Fox, P. Pivonka, y E. Pirogova (2018) The Application of Pulsed Electromagnetic Fields (PEMFs) for Bone Fracture Repair: Past and Perspective Findings, *Annals of Biomedical Engineering*.
- [30] Schoelles K., Snyder D.(2005) The role of bone growth stimulating devices and orthobiologics in healing nonunion fractures. ECRI Evidence-based Practice Center.
- [31] Maciej Zborowski, Boris Kligman., (2006) Decibel attenuation of pulsed electromagnetic field (PEMF) in blood and cortical bone determined experimentally and from the theory of ohmic losses, *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 34, No. 6, pag 1030–1041.
- [32] Yavorski, B. (1988) *Prontuario de Física*, Editorial Mir.
- [33] Fisicalab, (2021) Ley de Biot y Savart, obtenido de <https://www.fisicalab.com/apartado/campo-magnetico-creado-corriente-electrica> [último acceso: 10 Noviembre 2021]
- [34] Brilliant., (2020) Magnetic Field Lines, obtenido de <https://brilliant.org/wiki/magnetic-field-lines/> [último acceso: 8 Noviembre 2021]
- [35] Sadiku, M. (2000) *Elementos de Electromagnetismo*, Editorial OXFORD.
- [36] Sato, S.; Sakaguichi, S.; Futamata, K.; Katou, K. (2000) Coil Optimization for Homogeneous Magnetic Field with Small Leakage Field, *IEEE Transactions on Magnetics*, Volume 36, pag 649 - 652.
- [37] Azpúrua, M.A. (2012) A semi-analytical method for the design of coilsystems for homogeneous magnetostatic field generation. *Progress In Electromagnetics Research B*, Vol. 37, pp. 171-189.
- [38] Di Barba, P., F. Dughiero, and E. Sieni (2010) Magnetic field synthesis in the design of inductors for magnetic fluid hyperthermia, *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 46, No. 8, 2931 - 2934.
- [39] Rodriguez A., Cantu P., (2019) Influencia de los campos electromagnéticos en la expresión génica, *Biología y sociedad* 2(4) pag 19 -29.
- [40] Glenn, B. Bell, T. (1989) Exposure System for Production of Uniform Magnetic Fields. *Journal of Bioelectricity*, Volume 8 issue (2), pag 147-148.
- [41] Istiaque Ahmed, Taghrid Istivan, Irena Cosic and Elena Pirogova (2013) Evaluation of the effects of Extremely Low Frequency (ELF) Pulsed Electromagnetic Fields (PEMF) on survival of the bacterium *Staphylococcus aureus*, *EPJ Nonlinear Biomedical Physics* volume 1, Article number: 5
- [42] Juutilaine J, HArri M, Saali K, Lahtinen T (1986) Effects of 100-Hz magnetic fields with various waveforms on the development of chick embryos. *Radiat Environ Biophys* 25:65-74.
- [43] Shupak, NM. (2003) Therapeutic uses of pulsed magnetic- field exposure: a review. *Radio Science Bulletins* No 307, pag 9-32.
- [44] Campbell WH (1967) *Geomagnetic pulsations in physics of geomagnetic phenomena*, edited by s. Matsushita and campbell (Academic Press New York) pag 821.
- [45] Persinger, M. A.; Ludwig, M. A.; Ossenkopp, K-P. (1973) Psychophysiological Effects of Extremely Low Frequency Electromagnetic Fields: A Review, *Percept Mot Skills*, June 1, pag. 1139-1151.
- [46] Who, (1989) *Magnetic Fields Health And Safety Guide*. Health and safety guide No 27 Geneva.

- [47] C A Bassett, (1993) Beneficial effects of electromagnetic fields, *J Cell Biochem* Apr;51(4):pag 387-393
- [48] Cadossi B, Bersani F, Cossarizza A, Zucchini P, Emilia G, Torelli G, Franceschi C (1992) Lymphocytes and low-frequency electromagnetic fields. *The FASEB J* 6:2667.
- [49] Wilson Vincent, Frank Andrasik, Richard Sherman (2007) Headache treatment with pulsing electromagnetic fields: a literature review *Appl Psychophysiol Biofeedback* .Dec;32(3-4): pag 191-207.
- [50] Chang K, Chang WH, Wu M, Shih C (2003) Effects of different intensities of extremely low frequency pulsed electromagnetic fields on formation of osteoclast-like cells. *Bioelectromagnetics* 24:432-439.
- [51] Selvam R, Kalaivani G, Narayana raju KVS, Gangadharan AC, Murali Manohar B and Puvanakrishnan R, (2007) Low frequency and low intensity pulsed electromagnetic field exerts its antiinflammatory effect through restoration of plasma membrane calcium ATPase activity *Life Sciences* 80(26):2403-10
- [52] Karu P. Esselle, and Maria A. Stuchly (1992) Neural stimulation with magnetic fields: analysis of induced electric fields, *IEEE Trans Biomed Eng.* Jul;39(7), pag 693-700.
- [53] L G Cohen, B J Roth, J Nilsson, N Dang, M Panizza, S Bandinelli, W Friauf, M Hallett (1990) Effects of coil design on delivery of focal magnetic stimulation. Technical considerations, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, Apr;75(4), pag350-357.
- [54] Katsuji Kaminishi (1981) Practical method of improving the uniformity of magnetic fields generated by single and double Helmholtz coils *Review of Scientific Instruments* 52, 447.
- [55] S. Magdaleno-Adame, J.C. Olivares-Galvan, E. Campero-Littlewood, R. Escarela-Perez, E. Blanco-Brisset (2010) Coil Systems to Generate Uniform Magnetic Field Volumes, Excerpt from the Proceedings of the COMSOL Conference 2010 Boston.
- [56] D H Trock (2000) Electromagnetic fields and magnets. Investigational treatment for musculoskeletal disorders, *Rheum Dis Clin North Am* . Feb;26(1), pag 51-62
- [57] C. Polk, J. H. Song (1990) Electric fields induced by low frequency magnetic fields in inhomogeneous biological structures that are surrounded by an electric insulator, *Bioelectromagnetic*, Volume 11, Issue 3 Pag: 207-259.
- [58] Nordin M. (2001) *Biomechanica Basica del sistema musculoesqueletico*, Editorial Mc Graw Hill.
- [59] Miralles R. (2000) *Biomechanica Clínica del Aparato Locomotor*, Editorial Masson.
- [60] Sadat-Shojai M., Khorasani M., Ehsan Dinpanah-Khoshdargi, A. Jamshidi., (2013) Synthesis methods for nanosized hydroxyapatite with diverse structures., *Acta biomaterialia* Aug;9(8):7591-621.
- [61] Oregon. ,(2015) Bone Classification Anatomy and Phisiology, <https://open.oregonstate.education/aandp/chapter/6-2-bone-classification/> [último acceso: 13 febrero 2021]
- [62] Gallery., (2014) Long Bone Labeled Compact Bone - Skeletal System 1 The Anatomy And Physiology Of Bones Nursing Times : Contrary to compact bone, spongy bone or. obtenido de <https://armijnpanebahrumaa.blogspot.com/2021/05/long-bone-labeled-compact-bone-skeletal.html> [último acceso: 13 febrero 2021]
- [63] Ross, M. (2015) *Histologia*, Editorial Wolters Kluwer.

- [64] Behari J. (2009) *Biophysical Bone Behavior*, editorial John Wiley & Sons.
- [65] D E Garland, B Moses, W Salyer.(1991) Long-term follow-up of fracture nonunions treated with PEMFs. *Contemp Orthop*. 1991 Mar;22(3):295-302.
- [66] Tong J., Sun L., Zhu B., et al. (2017). Pulsed electromagnetic fields promote the proliferation and differentiation of osteoblasts by reinforcing intracellular calcium transients. *Bioelectromagnetic volume 38 issue7*, pag 541–549.
- [67] Cano Sánchez, M. Á., Díez García, M. d., León Hernández, et al. (2002) Tratamiento de las fracturas no-uni6n y en el retardo de la consolidaci6n con aplicaci6n de la magnetoterapia. *Revista Mexicana de Medicina F6sica y Rehabilitaci6n*. 14: 26-30.
- [68] Tabrah F., Hoffmeier M., Gilbert F., Batkin S., Bassett CAL (1990) Bone density changes in osteoporosis-prone women exposed to pulsed electromagnetic fields (PEMFs). *J Bone Miner Res*. Volume 5, pag 437-442.
- [69] Salansky N, Fedotchev A, Bondor A (1998) Response of the nervous system to low frequency stimulation and EEG rythms. Clinical implications. *Nuerosciences and Behavioral Review* 33(3): 395-409.
- [70] K. R. Foster (2003) Mechanisms of Interaction of Extremely Low Frequency Electric Fields and Biological Systems, *Radiation Protection Dosimetry* Vol. 106, No 4, pp. 301–310
- [71] Reba Goodman Ann S.Henderson (1986) Some biological effects of electromagnetic fields, *Bioelectrochemistry and Bioenergetics*, Volume 15, Issue 1, February, Pages 39-55.
- [72] Sonier H, Marion AA (2001) Sensory transduction as a proposed model for biological detection of electromagnetic fields. *Electrom and Magnetobiology* 20(2):153-175.
- [73] Pierce ET. (1974), some ELF phenomena, in *ELF and VLF electromagnetic field effects*, edited by michel A. Persinger (plenium Press, New York) pag 275
- [74] Gould, JL. (1993) Birds lost in the red, *Nature*, 364 pag 491.
- [75] G B Bell, A A Marino, A L Chesson (1992) Alterations in brain electrical activity caused by magnetic fields: detecting the detection process, *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 83(6) pag 389-397.
- [76] A.R. Liboff, (1985) Cyclotron resonance in membrane transport, in “Interactions Between Electromagnetic Field and Cells,” A. Chiabrera, C. Nicolini and H.P. Schwan, Eds., London: Plenum Press.
- [77] Adey WR (1993) Biological Effects of Electromagnetic Fields. *Journal of Cellular Biochemistry* 51:410-416.
- [78] Alejandro 6beda, Manuela D6az-Enrriquez, M.Antonia Mart6nez-Pascuala Antonio Parre6noa, (1997) Hematological changes in rats exposed to weak electromagnetic fields, *Life Sciences* Volume 61, Issue 17, 19 September Pages 1651-1656.
- [79] Ramasamy Selvam, Kalaivani Ganesan, K V S Narayana Raju, Akkalayi Chandrapuram Gangadharan, Bhakthavatchalam Murali Manohar, Rengarajulu Puvanakrishnan, (2007) Low frequency and low intensity pulsed electromagnetic field exerts its antiinflammatory effect through restoration of plasma membrane calcium ATPase activity, *Life Sci*. Jun 6;80(26):2403-10.
- [80] Gokhan Eraslan, Mehmet Akdogan, Ender Yarsan, Dinc Essiz, Fatma Sahindokuyucu, Levent Altintas (2004) Effects of short-term exposure to pulsed electromagnetic field on some biochemical parameters in mice, *Indian J Biochem Biophys*. Feb;41(1):57-9.

- [81] R A Luben, C D Cain, M C Chen, D M Rosen, W R Adey, (1982) Effects of electromagnetic stimuli on bone and bone cells in vitro: inhibition of responses to parathyroid hormone by low-energy low-frequency fields, *Proc Natl Acad Sci U S A* Jul;79(13):4180-4184.
- [82] J Walleczek (1992) Electromagnetic field effects on cells of the immune system: the role of calcium signaling, *FASEB J.* Oct;6(13):3177-3185
- [83] R P Liburdy (1992) Calcium signaling in lymphocytes and ELF fields. Evidence for an electric field metric and a site of interaction involving the calcium ion channel, *FEBS Lett.* Apr 13;301(1):pag 53-59
- [84] Santoro A Lisia, D Pozzib, E Pasqualic A Serafino S Grimaldia (1997) Effect of extremely low frequency (ELF) magnetic field exposure on morphological and biophysical properties of human lymphoid cell line (Raji) Volume 1357, Issue 3, 24 July, Pages 281-290
- [85] K Takahashi, I Kaneko, M Date, E Fukada (1986) Effect of pulsing electromagnetic fields on DNA synthesis in mammalian cells in culture, *Experientia*, Feb 15;42(2), pag185-186.
- [86] A R Liboff, T Williams Jr, D M Strong, R Wistar Jr (1984) Time-varying magnetic fields: effect on DNA synthesis, *Science* Feb 24;223(4638), pag 818-820.
- [87] T. Takano-Yamamoto 1, M Kawakami, M Sakuda (1992) Effect of a pulsing electromagnetic field on demineralized bone-matrix-induced bone formation in a bony defect in the premaxilla of rats, *J Dent Res.* Dec;71(12) pag 1920-1925.
- [88] Jimmy Kuan-Jung Li JamesCheng-An Lin Hwa-ChangLiu Jui-ShengSun Rouh-ChyuRuaan Chung Shih WalterHong-Shong Chang, (2006) Comparison of ultrasound and electromagnetic field effects on osteoblast growth. *Ultrasound in Medicine and Biology* Volume 32, Issue 5, May, Pages 769-775
- [89] Pericles Diniz, Kazuhisa Soejima, Gakuji Ito (2002) Nitric oxide mediates the effects of pulsed electromagnetic field stimulation on the osteoblast proliferation and differentiation, *Nitric Oxide* Aug;7(1) pag.18-23.
- [90] Richard A Hopper 1, Jon P VerHalen, Oren Tepper, Babek J Mehrara, Robert Detch, Edward I Chang, Samuel Baharestani, Bruce J Simon, Geoffrey C Gurtner (2009) Osteoblasts stimulated with pulsed electromagnetic fields increase HUVEC proliferation via a VEGF-A independent mechanism, *Bioelectromagnetics.* Apr;30(3):189-97.
- [91] J Rubin 1, K J McLeod, L Titus, M S Nanes, B D Catherwood, C T Rubin (1996) Formation of osteoclast-like cells is suppressed by low frequency, low intensity electric fields, *J Orthop Res .* Jan;14(1) pag 7-15
- [92] Franco Benazzo, Matteo Cadossi, Francesco Cavani, Milena Fini, Gianluca Giavaresi, Stefania Setti, Ruggero Cadossi, Roberto Giardino (2008) Cartilage repair with osteochondral autografts in sheep: effect of biophysical stimulation with pulsed electromagnetic fields, *J Orthop Res.* May;26(5):631-42.
- [93] Maimon M. Cohen, Anna Kunska, Jacqueline A. Astemborski and Duncan McCulloch (1986) The effect of low level 60 Hz electromagnetic fields on human lymphoid cells, *Mutation Research*, 172, pag 177-184.
- [94] C Aldinucci G.P Pessina (1998) Electromagnetic fields enhance the release of both interferon γ and interleukin-6 by peripheral blood mononuclear cells after phytohaemagglutinin stimulation, *Bioelectrochemistry and Bioenergetics* Volume 44, Issue 2, January, pag 243-249

- [95] A M Khalil, W Qassem (1991) Cytogenetic effects of pulsing electromagnetic field on human lymphocytes in vitro: chromosome aberrations, sister-chromatid exchanges and cell kinetics, *Mutat Res*, Mar;247(1) pag141-146.
- [96] R Cadossi, F Bersani, A Cossarizza, Zucchini, G Emilia, G Torelli, C Franceschi (1992) Lymphocytes and low-frequency electromagnetic fields, *FASEB J*. Jun;6(9): pag 2667-2674.
- [97] M Hinsenkamp, F Burny, M Donkerwolcke, E Coussaert (1984) Electromagnetic stimulation of fresh fractures treated with hoffmann external fixation, *Orthopedics*. Mar 1;7(3):411-416.
- [98] Harrie Boogers (2022) Bone Growth Stimulator, obtenido de <https://www.ossatec.eu/en/products/bone-growth-stimulator.html> [último acceso: 13 febrero 2022]
- [99] Novus Pharma A (2022) Pulsatron- Novus Pharma, Chennai, India, obtenido de <http://pulsatron-novuspharma.blogspot.com/> [último acceso: 13 febrero 2022]
- [100] Berish Strauch, Charles Herman, Richard Dabb, Louis J Ignarro, Arthur A Pilla (2009) Evidence-based use of pulsed electromagnetic field therapy in clinical plastic surgery, *Aesthet Surg J* . Mar-Apr;29(2):135-43.
- [101] E S Leman, B F Sissen, S Zimmer, K W Anderson (2001) Studies of the interactions between melatonin and $2Hz, 0.3mT$ PEMF on the proliferation and invasion of human breast cancer cells, *Bioelectromagnetics*. Apr;22(3):178-84.
- [102] Christina V, Jurg F (2010) Novel in vitro PEMF exposure system for a large number of cell dishes. In: 6th International Workshop on Biological Effects of Electromagnetic Fields doi: Accessed from <http://dx.doi.org/10.3929/ethz-a-006256557>.
- [103] G. Gottardi, P. Mesirca, C. Agostini, D. Remondini, F. Bersani (2003) A four coil exposure system (tetracoil) producing a highly uniform magnetic field, *Bioelectromagnetics* 24, pag 125-133.
- [104] EMCHIRE (2022) EM-6402 60cm Helmholtz Coil System. DC to 2kHz, obtenido de <https://www.emchire.co.uk/product/em6402-60cm-helmholtz-coil-system-dc-to-2khz-312>. [último acceso: 1 marzo 2022]
- [105] Cidrac, CH. (1979) *Magnetostatica*, Editorial Reverte.
- [106] R. Milford (1969) *Fundamentos de la teoría Electromagnética*, Union Tipografica Editorial Hispano America.
- [107] Pacific., (2020) Coil Inductance Calculator, obtenido de <https://www.66pacific.com/calculators/coil-inductance-calculator.aspx> [último acceso: 8 junio 2020]
- [108] DeTroye, David J. Chase, Ronald J. (1994) The Calculation and Measurement of Helmholtz Coil Fields, Army Research laboratory ARL-TN-35.
- [109] Arthur Edward Ruark and Melville F. Peters (1926) Helmholtz Coils for Producing Uniform Magnetic Fields, *Journal of the Optical Society of America* Vol. 13, Issue 2, pp. 205-212
- [110] R. K. Cacak, (1969) Magnetic Field Uniformity around Near Helmholtz Coil Configurations, *Review of Scientific Instruments* 40, 1468.
- [111] Wolfgang Franzen (1962) Generation of Uniform Magnetic Fields by Means of AirCore Coils, *Rev. Sci. Instrum.* 33, 933.

- [112] Jian Wang, Shouxian She, and Sijiong Zhang (2002) An improved Helmholtz coil and analysis of its magnetic field homogeneity *Review of Scientific Instruments* 73, 2175
- [113] L. W. McKeehan (1934) Gaugain Helmholtz Coils for Uniform Magnetic Fields, *Nature* volume 133, pag. 832–833.
- [114] Joyanta Kumar, Joydeep Roy (2014) Development of Low Cost Microcontroller based Pulsed Electromagnetic Pulse Therapy System for Pain relief and Bone Healing, *Journal Of Electrical and Electronics Engineering*, Volume 9, issue (5), pag 54-60.
- [115] Crosser M., Scott S. (2010) On the Magnetic Field Near the Center of Helmholtz Coils, *Review of scientific Instruments* vol 81, pag 81.
- [116] Osorio C., (2013) Diseño de un Microsistema para Generar Campo Electromagnético Terapéutico Usando PSoC, Tesis, universidad del Valle.
- [117] Oliveira Silva Lia Gisela (2010) Construção de um PET didático: Construção de um fantoma. Universidade Nova de Lisboa para obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica.
- [118] Irving H. (2016) *Physics of the Human Body*, Editorial Springer.
- [119] Hermes Bravo (2006) Plastinación, una Herramienta Adicional para la Enseñanza de la Anatomía. *Int. J. Morphol.*, 24(3) pag. 475-480.
- [120] W. Gustavo Fano, R. Alonso, G. Quintana (2017) El Campo Magnético Generado por las Bobinas de Helmholtz y sus Aplicaciones a la Calibración de Sondas, *Revista elektron*, Vol 1, Nro. 2, pag 91 -96.
- [121] R. Beiranvand (2013) Analyzing the uniformity of the generated magnetic field by a practical onedimensional Helmholtz coils system, *Rev. Sci. Instrum.* 84, 075109.
- [122] Jake J. Abbott (2015) Parametric design of tri-axial nested Helmholtz coils, *Review of Scientific Instruments* 86.
- [123] Peter A. Valberg (1995) Designing EMF Experiments: What Is Required to Characterize “Exposure”?, *Bioelectromagnetics* 16: pag 396-401.
- [124] Martin Misakian (1984) TOPIC 4: Exposure Systems (SYNOPSIS), National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD.
- [125] R. Beiranvand (2014) Magnetic field uniformity of the practical tri-axial Helmholtz coils systems, *Review of Scientific Instruments* 85, 055115.
- [126] Kalaivani Ganesan, Akelayil Chandrapuram, Chidambaram Balachandran (2009) Low frequency pulsed electromagnetic field – A viable alternative therapy for arthritis, *Indian Journal of Experimental Biology*, vol 47 december pag 939 -948
- [127] Bronzino J. (2015) *The Biomedical Engineering Handbook*, 4th Edition, Editorial CRC Press Boca Raton.
- [128] Blank, M. (1995) *Electromagnetic Fields Biological Interactions and Mechanisms*, Editorial Columbia University.
- [129] Laura Caliozna, Marta Medetti, Valentina Bina, Alice Maria Brancato (2021) Pulsed Electromagnetic Fields in Bone Healing: Molecular Pathways and Clinical Applications, *Int. J. Mol. Sci.*, 22(14).
- [130] Mompin J. (1988) *Introducción a la Bioingeniería*, Editorial Marcombo Boixareu.
- [131] A. Firester, Design of square Helmholtz coil systems, *Rev sci instrum.* Vol pag 1264.

- [132] D. Zill, (2009) Ecuaciones Diferenciales, Cengage.
- [133] R.H. Good, (2001) Elliptic integrals, the forgotten functions, European Journal of Physics, Volume 22, Number 2, pag. 119-126.
- [134] Einthoven W., (1925) The String Galvanometer and the Measurement of the Action Currents of the Heart, Nobel Lecture, December 11.
- [135] Baule G., Mc Fee R.(1963) Detection of the Magnetic Field of the Heart, American Heart Journal, Vol. 66, pag 95-96.
- [136] Hondking,A.,Huxley,F.(1952) A Quantitative Description of Membrane Current and its Application to Conduction and Excitation in Nerve,J.Physiol.,Vol.117,pag.500-544.
- [137] Green T (1872): On death from chloroform: Its prevention by a galvanism. Br. Med. J. 1:(May 25) 551-3.
- [138] Polk Ch. (1991) Biological Effects of Low- Level Low- Frequency Electric and Magnetic fields. IEEE transactions on education vol 34, august, pag 243.
- [139] C. Andrews L. Bassett (1987) Low energy Pulsing electromagnetic Fields Modify Bio-medical Processes, BioEssays, vol 6 No 1.
- [140] Zaffuto M., Bagnacani M. (1990) Effect of low frequency pulsing electromagnetic fields on skin ulcers of venous origin in humans: A double blind study. Journal of Orthopaedic research vol 8, pag 276 -282.
- [141] Lyddane R. H., Arthur E. Ruark, (2004) Coils for the Production of a Uniform Magnetic Field, Review of Scientific Instruments, Volume 10, issue (9), pag 253.
- [142] Kalaivani G., Akelayil G., (2009) Low frequency pulsed electromagnetic field - A viable alternative therapy for arthritis, Indian Journal of experimental Biology vol 47, december, pag 939- 948.
- [143] Adair R. (1991) Constraints on biological effects of weak extremely low frequency electromagnetic fields. Physical review A, vol 43, january pag 1039 -1048.
- [144] Schwan H.P. (1999) Bioelectromagnetics Carl Durney, and Dosimetry: some historical remarks. Bioelectromagnetics vol 20, pag 3 - 8.
- [145] Spadaro J. (1997) Mechanical and Electrical Interactions in Bone Remodeling. Bioelectromagnetics vol 18, pag 193 - 202.
- [146] Fini M. Giavaresi G., Carpi A. (2005) Effects of pulsed electromagnetic fields on articular hyaline cartilage review of experimental and clinical studies, Biomedicine and Pharmacotherapy, elsevier, vol 59, pag 388 - 394.
- [147] ECRI, (2001) Stimulators, Bone Growth, Healthcare product hpcs Comparison System, september pag 1 -12.
- [148] Somnath D., (2007) Electric and Magnetic Fields from a Circular Coil Using Elliptic Integrals, Physics Education January.
- [149] Guanuchi (2016) Niveles de radiación magnética producida por cocinas de inducción-comercializadas en el Ecuador, Tesis Universidad del Azuay.
- [150] Berretta R., (2017) Representación del Campo Magnético, obtenido de <https://sites.google.com/site/399montajebobinados/home>. [último acceso: 5 marzo 2021]
- [151] Lina María Vélez Cuervo (2017) Consolidación de las fracturas. teleducacion medicina UDEA.

- [152] Standex Electronic., (2021) Magnetic Sensing Technologies, obtenido de <https://standelectronic.com/magnetic-sensing/magnetic-sensing-technologies-reed-switches-vs-hall-effect-switches/> [último acceso: 7 abril 2022]
- [153] E.J. Garcia; E. Cardiel; C. Zamora; A. Vera; P.R. Hernandez (2005) ELF magnetic fields generator, variable in intensity and frequency for biological applications, 2nd International Conference on Electrical and Electronics Engineering 9-9 Sept.
- [154] Walter H. Chang, Jimmy K., Li James Cheng Lin, Hwa-Chang Liu, J. Sun, (2005) Bone defect healing enhanced by pulsed electromagnetic fields stimulation: In vitro bone organ culture model, Journal of Medical and Biological Engineering March 25(1):27-32
- [155] Kyle T. Chang. (2002) Biological effects of pulsed electromagnetic fields stimulation on osteoclasts its clinical relevance to osteoporosis management, PhD thesis, Department of Biomedical Engineering, Chung - Yuan Christian University.
- [156] Michael Brimicombe., (1990) Physics in Focus, editorial Nelson, pag 415.

