

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

MAGNETIC STIMULATOR PROTOTYPE DESIGN NON-INVASIVE UNIFORM PULSED AND TEST FUNCTIONAL WITH FANTOMA FAST ORIENTED BONE HEALING

Gonzalo Suárez¹, Betty Alegre²

¹ Universidad Nacional San Antonio Abad del Cusco, gonzalo.suarez@pucp.edu.pe, <https://orcid.org/0000-0003-0542-5203>

² Universidad Nacional San Antonio Abad del Cusco, betty.alegre@unsaac.edu.pe, <https://orcid.org/0000-0003-2933-279X>

REGISTROS

Recibido el 19/07/2022

Aceptado el 06/09/2022

Publicado el 11/09/2022



PALABRAS CLAVE

KEYWORDS

RESUMEN

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.

Primero, se desarrolló un modelo matemático con respecto al comportamiento del campo magnético. Segundo, se simuló el comportamiento del campo magnético en todo el volumen del hueso fracturado, es decir la parte donde el paciente recibirá el campo magnético como terapia. Para tal objetivo, se construyeron tres pares de bobinas de Helmholtz.

Es preciso resaltar que previamente se hizo un estudio y simulación de la disposición triaxial de las bobinas con el software Solid Work; así mismo para tal fin, se adquirió una fuente eléctrica conmutada (switching) de 1500 W de potencia y un modulador de ancho de pulso PWM con un rango de ajuste de frecuencia de 1 Hz a 100 kHz, ambos se conectaron a un transistor de potencia para amplificar la potencia del pulso.

Con respecto, al 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 de disposición triaxial para la homogeneidad del campo magnético sobre la cabeza de un fémur, de acrílico relleno con agua, y en el platinado de una pierna con la finalidad de estudiar el comportamiento del campo magnético sobre las características de un tejido humano. Finalmente procesamos los datos con el software Matlab para evaluar la homogeneidad del campo magnético.

ABSTRACT

The prototype is non-invasive nature and is made up of an electronic pulse generator circuit, which will be amplified by a 1500 W power source. The electrical power pulse will feed 3 pairs of Helmholtz coils in a triaxial arrangement. These coils will produce a uniform magnetic field crossed over a defined volume that will interact with the fracture to achieve bone tissue regeneration.

The equipment contribution and innovation that it produces a uniform magnetic field crossed in three dimensions, considerably improving the therapy so that the magnetic field will be distributed and interact throughout the volume of the fractured bone.

First, a mathematical model was developed regarding the behavior of the magnetic field. Second, the behavior of the magnetic field in the entire volume of the fractured bone was simulated, that is, the part where the patient will receive the magnetic field as therapy, and where the two Helmholtz coils will separate. For this purpose, three pairs of Helmholtz coils were built.

It should be noted that a study and simulation of the triaxial arrangement of the coils was previously made with the Solid Work software. Likewise, for this purpose, a switched electrical source (switching) of 1500 W of power and a PWM pulse width modulator with a frequency

adjustment range of 1 Hz to 100 kHz were acquired, both were connected to a power transistor. to amplify the pulse power.

Regarding the stationary magnetic field, the homogeneity of the field in each Helmholtz coil was studied, knowing the homogeneity of the magnetic field in the three pairs of coils, triaxial disposition studies were carried out for the homogeneity of the magnetic field on the head of a femur, of an acrylic phantom filled with water, and in the plastination of a leg study the behavior of the magnetic field on human tissue characteristics. Finally we process the data with Matlab software to evaluate the magnetic field homogeneity.

INTRODUCCIÓN

El trabajo de investigación que se presenta en este artículo 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. 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 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.

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 (Galkowski, 2009). 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 (Huac, 2020). 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

(Markov, 2007). 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 y subcelulares subyacentes de la estimulación PEMF en diversas enfermedades musculoesqueléticas, proporcionando una base molecular para extender su aplicación clínica (Huac, 2020).

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 artículo 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.

En el año 1979 fue aprobado el primer dispositivo PEMF para el tratamiento de fracturas tardías por el Food and Drug Administration (FDA) 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 (Markov, 2007). Polk en el Handbook Biological Effects of Electromagnetic Fields presenta los primeros estimuladores de crecimiento óseo aprobados por la FDA de los EE. UU (Polk, 1996, pág. 233).

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 varios meses, especialmente en el caso de las fracturas óseas con soldadura retardada (Bardasano, 2000, 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 (Valero, 1994) 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 (Siddharth, 2010). Se han desarrollado diferentes disposiciones de bobinas para la exposición, el estudio y experimentación de los PEMF (Kirschvink, 1992), 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 (Bary, 1994). También se utilizan equipos que proporcionan un buen control de la temperatura de la cámara de exposición magnética, construidas con bobinas de Helmholtz (Christopher, 1999). Los equipos actuales pulsan el campo magnético en una sola dirección en la zona dañada, el presente trabajo de investigación 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. Además, el campo magnético debe ser uniforme en todo el volumen de la fractura.

A un futuro se piensa en aplicar los PEMF en el tratamiento de la osteoporosis posmenopáusia (PMOP) ya que se tienen ensayos clínicos, estudios celulares y pruebas en animales (Siyi, 2017). 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 (Goodwin, 2009).

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 microambiente eléctrico. Existe una gran cantidad de evidencia que demuestran que los PEMF tiene influencia sobre los diferentes tipos de células no excitables (Xu, 2010) tanto a nivel de laboratorio como a nivel clínico (Bassett, 1989).

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, afín 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 (Niubó, 2010). 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 (Abadía, 2008). Diferentes configuraciones de PEMF se han utilizado para demostrar su eficacia en la reparación de fracturas óseas (Daish, 2018).

Homogeneidad Del Campo Magnético (H)

La homogeneidad del campo magnético, H, 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 con el valor de la inducción magnética en el punto central del sistema de bobinas (Sato, 2000). Esta definición considera a H 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 (Azpúrua, 2012).

$$H = 1 - \frac{B_{max} - B_{min}}{\bar{B}}$$

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

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 ($ELF \leq 300\text{Hz}$) del espectro electromagnético, surgen terapias experimentales para una variedad de afecciones médicas, como fracturas óseas no consolidadas, úlceras cutáneas, etc (Shupak, 2003). Según otra literatura, los campos electromagnéticos que ocupan la banda de frecuencia entre 3 Hz y 3 KHz se denominan frecuencia extremadamente baja (ELF) (Campbell, 1967). 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 100 Hz (Persinger, 1973).

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. A partir de los datos disponibles sobre exposición humana a campos magnéticos variables en el tiempo, en el rango de $10 - 100 \text{ mA/m}^2$ (de campos

superiores a 5 – 50 mT a 50 – 60 Hz), se superan varios umbrales de estimulación que conducen a riesgos para la salud.

MATERIALES Y MÉTODOS

Las bobinas 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 tiene N espiras y transportan una misma cantidad de corriente eléctrica fluyendo en el mismo sentido.

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 es el mismo en toda la zona de experimentación tanto en módulo, dirección y sentido.

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 (Glenn, 1989). 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 (Valero A., 1994, pág. 60). Esto depende de la patología a tratarse.)

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. La inducción magnética total en cualquier punto sobre el eje de la bobina de Helmholtz será:

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

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

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

Error relativo de la uniformidad de campo magnético en el eje de simetría de la bobina de Helmholtz.

El error relativo 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).

$$\varepsilon_r = \frac{\Delta B}{B}$$

Para determinar el error relativo en el centro de la bobina de Helmholtz tenemos:

$$\varepsilon_r = \frac{B(0) - B(x)}{B(0)}$$

La función $B(x)$ se expresa como una serie de Taylor alrededor del punto c. 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. Entonces será expresada como una serie de Maclaurin. Podemos expresar el error relativo en función del eje X por la siguiente expresión (Suarez, 2022):

$$\varepsilon_r = \frac{\Delta B}{B} = 1.15x^4$$

Tabla 1

Error relativo porcentual de la uniformidad del campo magnético

x	$\frac{1}{2}$	$\frac{1}{3}$	$\frac{1}{4}$	$\frac{1}{5}$	$\frac{1}{6}$
$\varepsilon_r \% = \frac{\Delta B}{B} 100\%$	7%	1.42%	0.73%	0.18%	0.09%

Nota: Elaboración propia

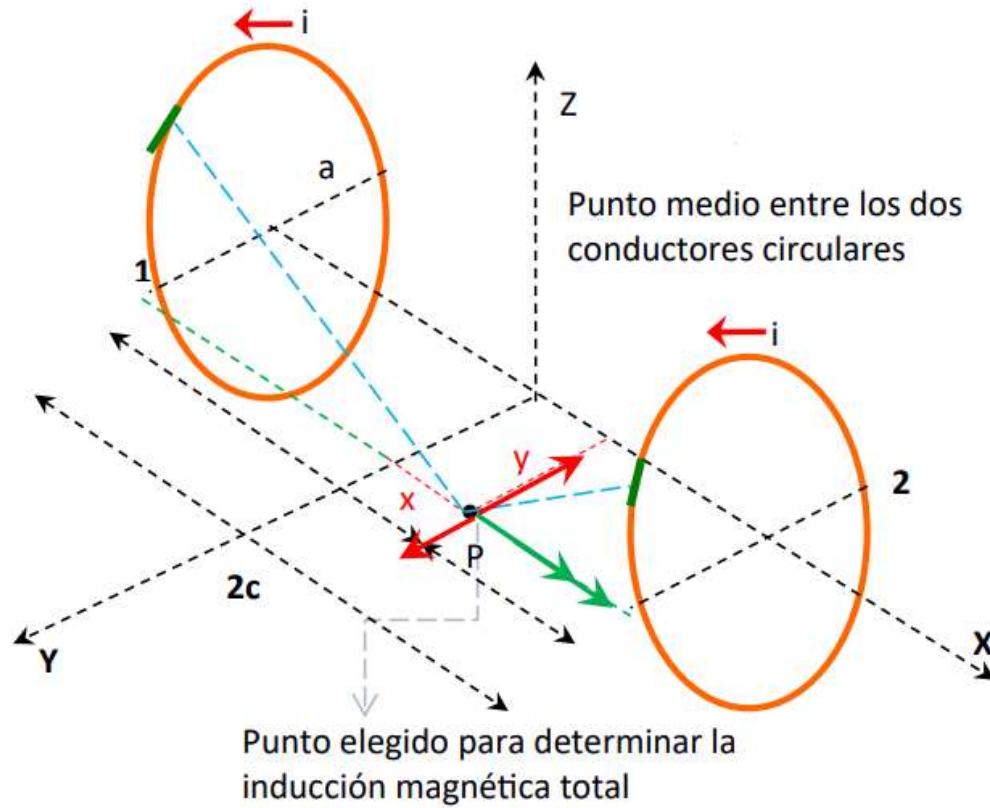
Se observa en la Tabla 1 que a medida que el valor de x tiende a cero, el error relativo de la inducción magnética ε_r es menor a la unidad. Lo que confirma la precisión de la medida de la inducción magnética B , es decir, el campo magnético es más uniforme a medida que x tiende a cero.

Inducción magnética en un punto fuera del eje de simetría 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 1.4

Figura 1.

Vista de las bobinas de Helmholtz, en el punto P se determina la inducción magnética total.



Nota: Elaboración propia

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

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

Las componentes B_x y B_y de la inducción magnética total en función del número de vueltas N y en función de las integrales elípticas serán (Suarez, 2022):

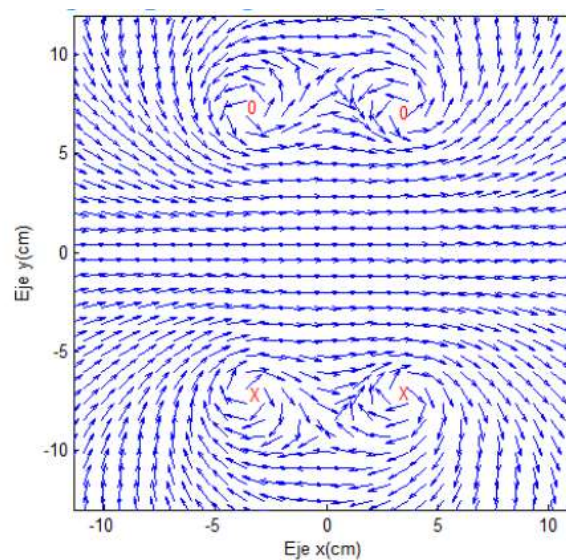
$$B_x = \frac{\mu_o \epsilon a^2}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\frac{m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) + \frac{m_2}{2-2m_2} \sqrt{2m_2} E(m_2) \right) + \frac{\mu_o i N a y}{2\pi(2ay)^{\frac{3}{2}}} \left(\sqrt{2m_1} K(m_1) + \sqrt{2m_2} K(m_2) - \frac{2-m_1}{2-2m_1} \sqrt{2m_1} E(m_1) \right) + \frac{\mu_o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

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

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.

Figura 2

Campo magnético producido por una bobina de Helmholtz



Nota: Elaboración Propia

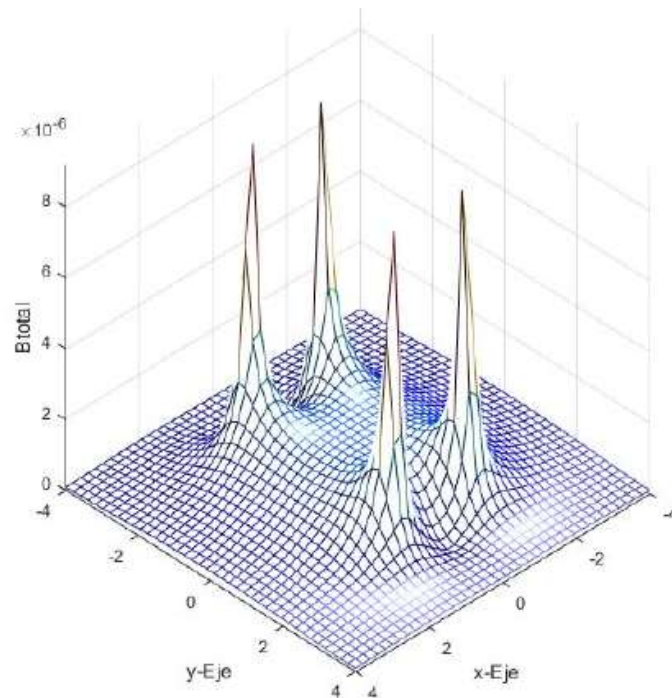
La superficie del campo magnético total se puede graficar en 3D y observar la intensidad y uniformidad del campo magnético en la zona de experimentación de las bobinas de Helmholtz, cómo se puede ver.

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

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.

Figura 3

Distribución de Campo magnético



Nota: Elaboración propia

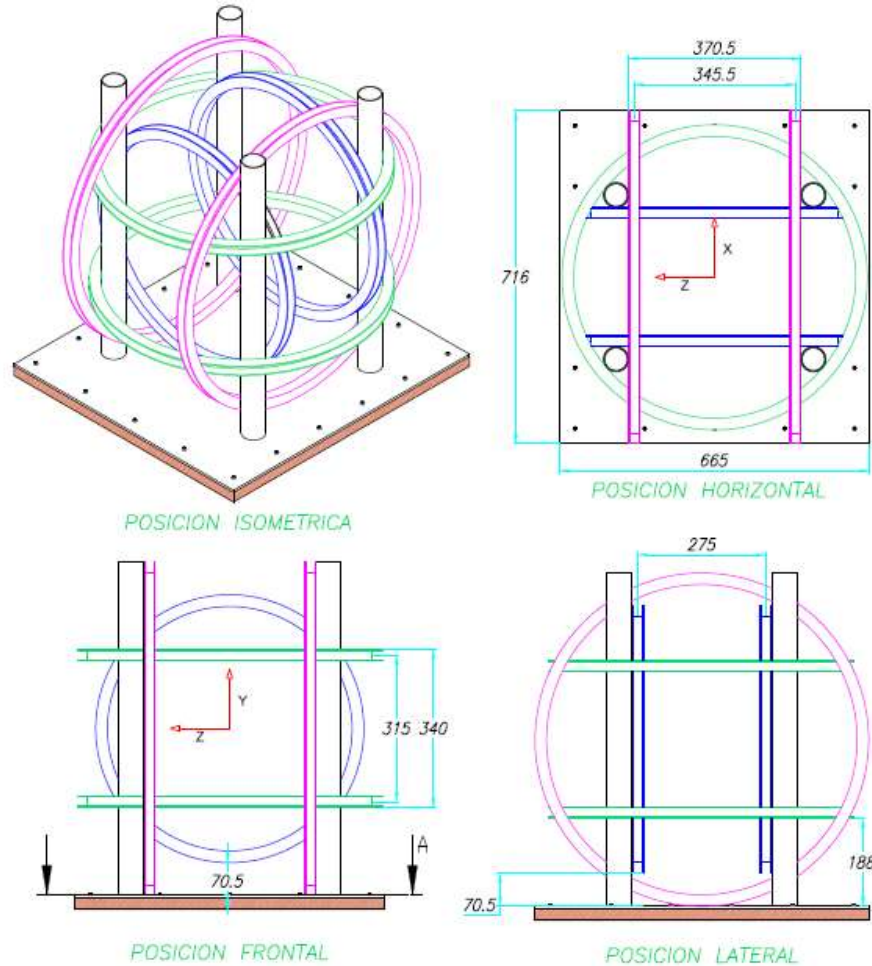
Los picos corresponden a la máxima inducción magnética, en dichos picos están ubicadas las dos bobinas que conforman el sistema de bobinas de Helmholtz. En el centro de los picos el campo magnético es uniforme.

Diseño de las bobinas de Helmholtz

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 torneear con las especificaciones del programa Solid Work. Los planos de la Figura 4. corresponden a los tres pares de bobinas de Helmholtz en disposición triaxial.

Figura 4

Planos de las tres bobinas de Helmholtz en disposición triaxial diseñados en el Solid Work. Anidadas de tal forma que el centro geométrico de estas se genera inducción magnética uniforme.



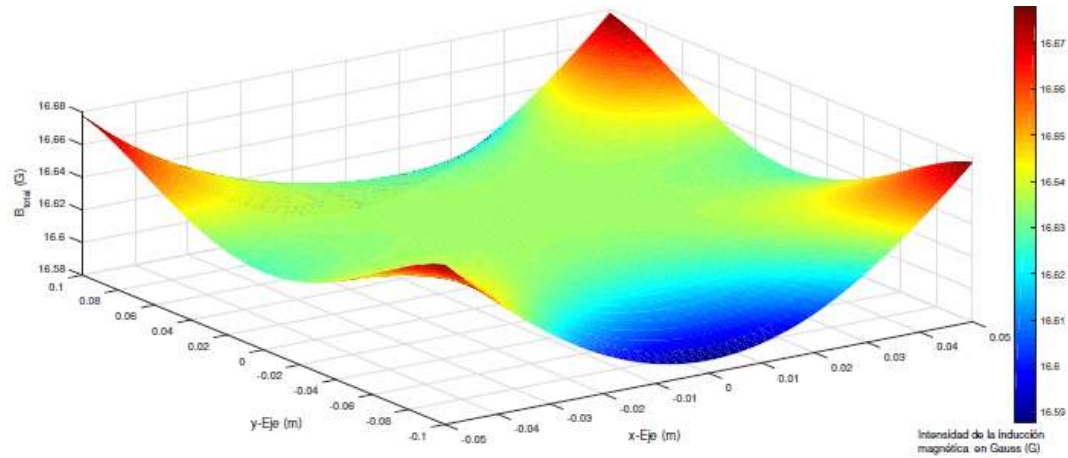
Nota: Elaboración propia

Simulación de las bobinas de Helmholtz

Para el análisis numérico de la inducción magnética generada por las bobinas de Helmholtz en punto P cualquiera $\vec{B} = (B_x, B_y)$, los comandos de programación fueron desarrollados en el Matlab para simular la distribución de la inducción magnética en la zona de experimentación teniendo como variables la corriente eléctrica i , el número de espiras N y el radio de la bobina a . El resultado de la simulación del modelo matemático de las componentes B_x y B_y de la distribución del campo magnético para las tres bobinas diseñadas. Fue lo esperado teniendo la homogeneidad de la inducción magnética en toda la zona experimental como se puede ver en las figuras 5, 6 y 7.

Figura 5

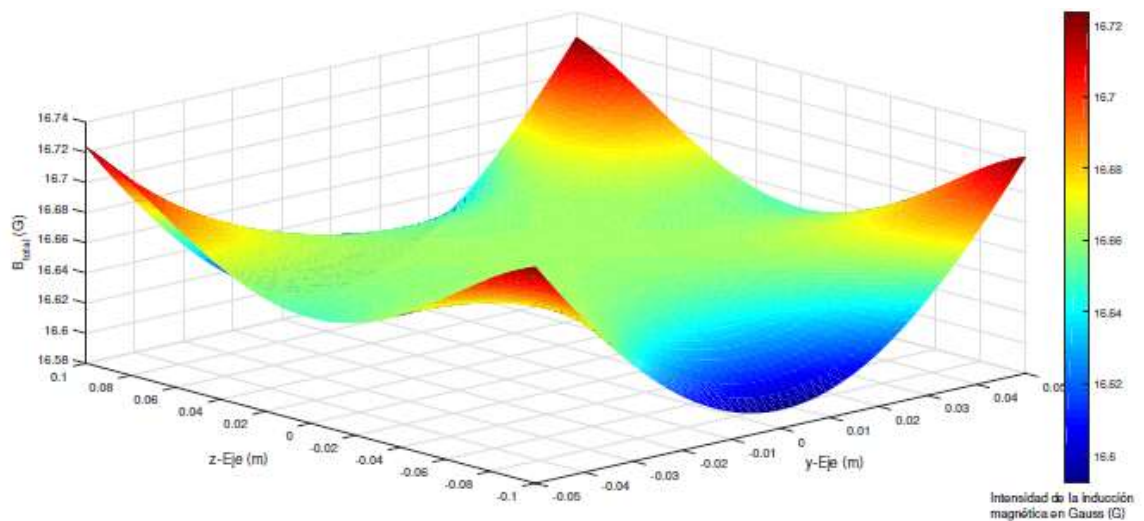
Simulación del modelo matemático en Matlab de la distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz grande.



Nota: Elaboración propia

Figura 6

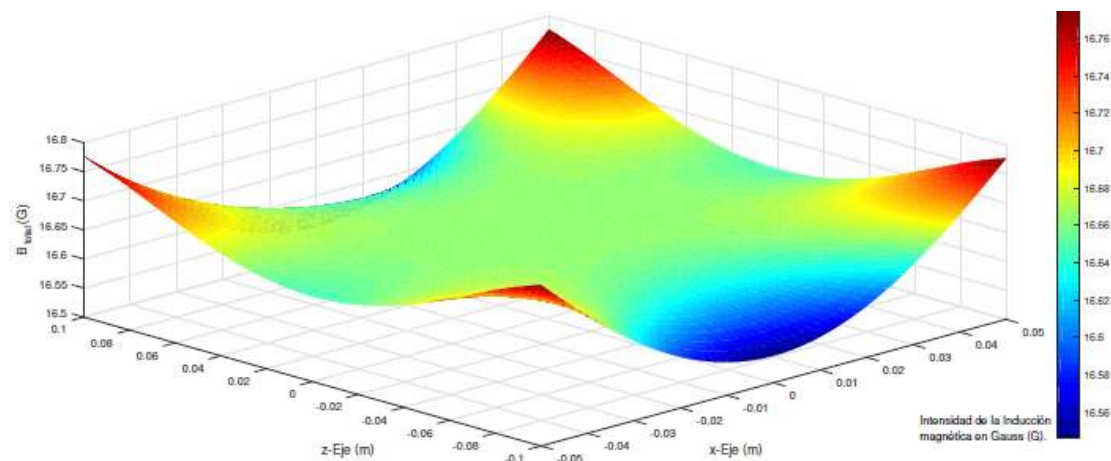
Simulación del modelo matemático en Matlab de la distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz mediana.



Nota: Elaboración propia

Figura 7

Simulación del modelo matemático en Matlab de la distribución del campo magnético de la bobina de Helmholtz pequeña.



Nota: Elaboración propia

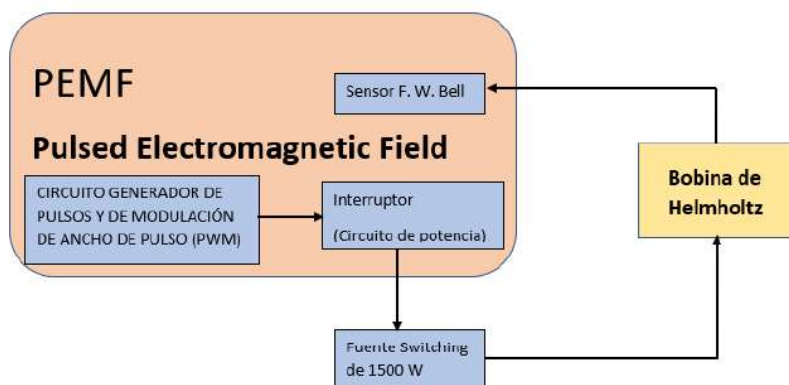
La simulación se realizó de acuerdo a las características técnicas de cada bobina tomando en cuenta sus características geométricas y físicas. En la simulación se observa que la intensidad de la inducción magnética es homogénea en toda la zona de experimentación de las tres bobinas de Helmholtz representado por isosuperficie de color verde.

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 8

Diagrama de bloques del estimulador PEMF.



Nota: Elaboración propia

Fantoma

Se elaboró un fantoma en base a la forma de un maniquí de ropa 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 (Irving, 2016). Si tuviéramos 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. Se determinó que tenga la misma densidad de los músculos para que sea un tejido equivalente al del cuerpo humano.

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 rellenos 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.

Figura 9

Fantoma en forma de pierna humana



Nota: 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.

RESULTADOS

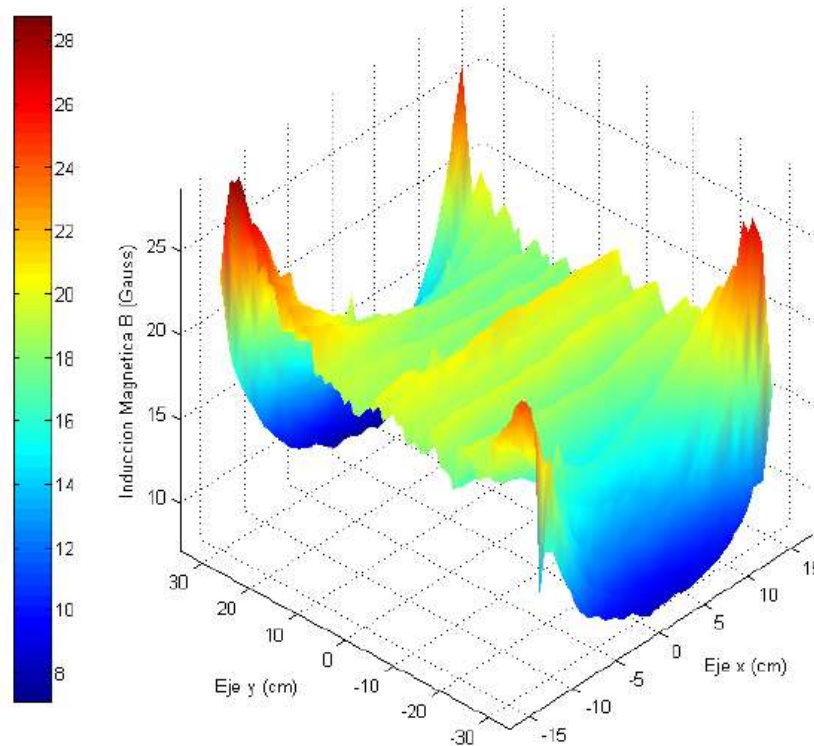
Para la recolección de los datos se utilizó el sensor de campo magnético F.W. Bell modelo 5180 de Pacific scientific, sensores Hall y una malla de puntos para determinar la variación espacial de la inducción magnética. La exactitud de las mediciones es de la cual es la exactitud del gaussímetro Bell.

Los datos se recogieron alimentando a las bobinas de Helmholtz con una corriente de 3.7 Amperios. 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 de la variación espacial de la inducción magnética son similares a la simulación, como podemos ver en las figuras 10, 11 y 12.

Figura 10

Mapeo de la bobina de Helmholtz grande



Nota: La inducción magnética B es uniforme en el centro de la bobina de Helmholtz grande y va cambiando a medida que se aleja del centro.

La inducción magnética sobre el eje simétrico de la bobina grande es $B = 18.90$ G. El grado de dispersión o variabilidad de la inducción magnética se determinó por la ecuación de la desviación estándar:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (B_i - \bar{B})^2}{n - 1}} = 0.27$$

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

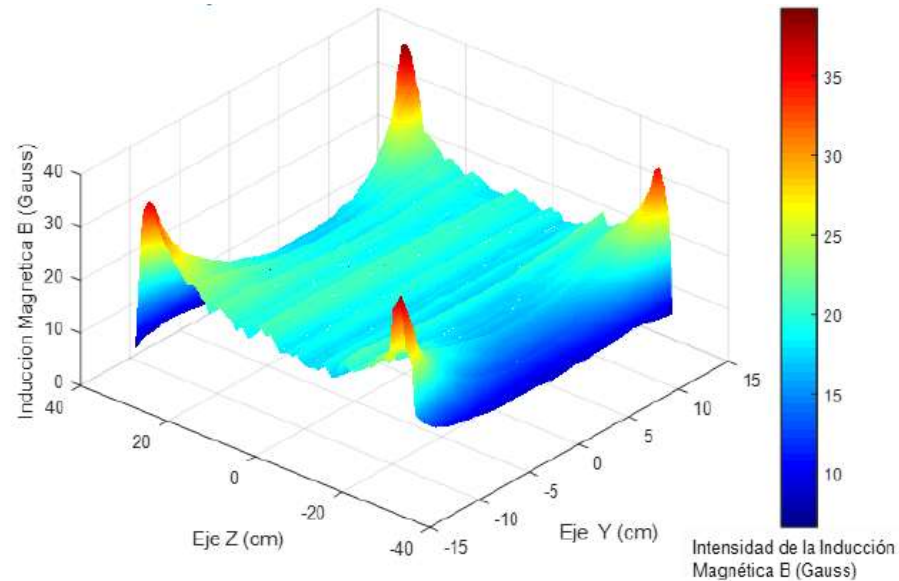
$$\epsilon_p = 0.682 \times s = 0.19 \approx 0.2$$

Por lo tanto, el resultado de la inducción magnética sobre el eje simétrico de la bobina grande es:

$$B = (18.9 \pm 0.2)$$

Figura 11

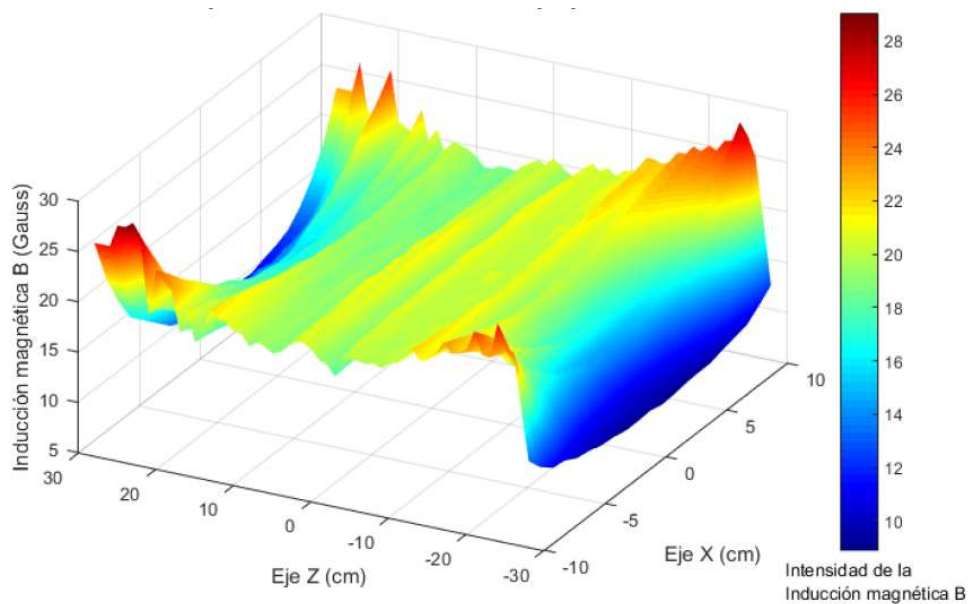
Mapeo de la bobina de Helmholtz mediana



Nota: La inducción magnética B es uniforme en el centro de la bobina de Helmholtz mediana.

Figura 12

Mapeo de la bobina de Helmholtz pequeña



Nota: La inducción magnética B es uniforme en el centro de la bobina de Helmholtz mediana.

La inducción magnética sobre el eje simétrico de la bobina mediana es:

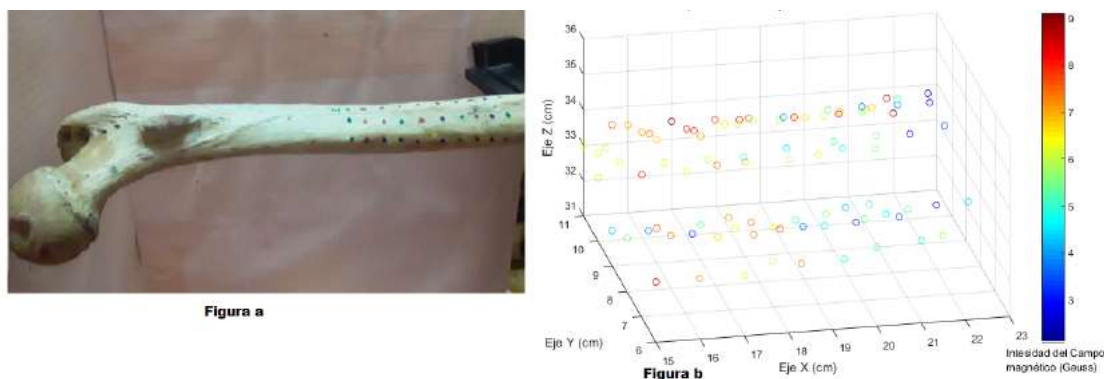
$$B = (20.9 \pm 0.3)G$$

Prueba funcional con fantoma

Rellenamos 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, después se colocó el fantoma al interior de las bobinas de Helmholtz en disposición triaxial. Sobre cada punto de la malla se midió la intensidad de la inducción magnética.

Figura 13

Malla del punto de la superficie de la diáfisis del femur

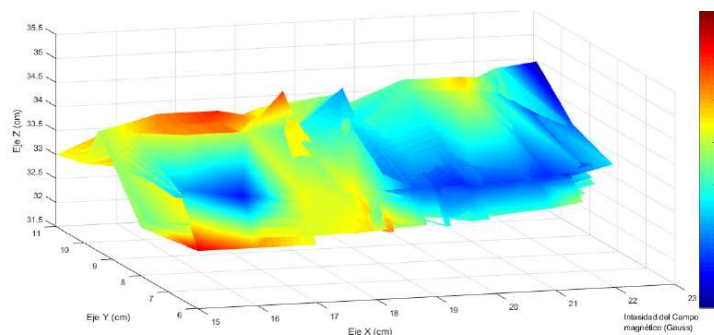


Nota: En la figura (a) se tiene el hueso fémur con su respectiva malla de puntos para ubicar las coordenadas de dichos puntos sobre un eje de coordenadas. En la figura (b) se muestra los puntos en el espacio con su respectiva intensidad de campo magnético.

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 $B = 5.95$ G. A pesar de esta atenuación se observa que el campo magnético se distribuye de manera uniforme.

Figura 14

Distribución del campo electromagnético sobre la diáfisis del femur



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

El valor más probable de la inducción magnética es: El grado de dispersión o variabilidad de los datos es:

$$s = 1.55G$$

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

$$B = (5.95 \pm 1.06)G$$

DISCUCIÓN

Los resultados de la simulación encontrados guardan relación con las simulaciones de David J. DeTroye (DeTroye & Chase, 1994), Crosser y colaboradores quienes señalan que la uniformidad del campo magnético se encuentra en el centro de la zona experimental de las bobinas de Helmholtz (Crosser & S., 2010). Estas simulaciones son acordes con lo que en este trabajo se presenta.

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, afirman que el campo magnético en la región ocupada por el sistema biológico, como células y seres humanos, es relativamente uniforme (Glenn & Bell, 1989). Kirschvink 17] sugiere el uso de otras disposiciones para el estudio de los experimentos bioelectromagneticos 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 (Kirschvink, 1992). 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)). En la mayoría de los experimentos de interacción de campos magnéticos estáticos y pulsados con sistemas biológicos se usa la disposición de Helmholtz. 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 (DeTroye & Chase, 1994); 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.

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 para los estimuladores (Kalaivani, Akelayil, & Chidambaram, 2009).

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. 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.

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 misma 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.

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. 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.

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 la prueba funcional sobre el fantoma.

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 sus dimensiones y realizar los planos de construcción usando el software Autocad.

REFERENCIAS

- Abadía, C., & Mesén, A. (2008). Eficacia de la Magnetoterapia en Pacientes con Osteoartrosis. *Rev. Medica de Costa Rica y Centroamerica*, 15 - 20.
- Azpúrua, M. (2012). A semi-analytical method for the design of coilsystems for homogeneous magnetostatic field generation. *Progress In Electromagnetics Research B*, 171-189. <https://doi.org/10.2528/PIERB11102606>
- Bardasano, J., & Elorrieta, J. (2000). *Bioelectromagnetismo Ciencia y Salud*. Mc Graw Hill.
- Bary, W. W., Kris, C., Stuchly, M. A., Jeffrey, D. S., Karl, C. D., Calvin, E. W., . . . Mark, A. W. (1994). Design and fabrication of well confined uniform magnetic field exposure systems. *Bioelectromagnetics*, 15, 563 - 577. <https://doi.org/10.1002/bem.2250150610>
- Bassett, C. A. (1989). Fundamental and practical aspects of therapeutic uses of pulsed electromagnetic fields (PEMFs). *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17, 451-529.
- Campbell, W. (1967). *Geomagnetic pulsations in physics of geomagnetic phenomena*. New York: Matsushita and campbell.
- Christopher, C. D., Ian, B., & Mays, L. S. (1999). Food and drug administration low-level extremely-low-frequency magnetic field exposure facility. *Bioelectromagnetic*, 20, 203 -215. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1521-186X\(1999\)20:4<203::AID-BEM1>3.0.CO;2-L](https://doi.org/10.1002/(SICI)1521-186X(1999)20:4<203::AID-BEM1>3.0.CO;2-L)
- Crosser, M., & S., S. (2010). On the Magnetic Field Near the Center of Helmholtz Coils. *Review of scientific Instruments*, 81.
- Daish, C., Blanchard, R., Fox, K., Pivonka, P., & E., P. (2018). The Application of Pulsed Electromagnetic Fields (PEMFs) for Bone Fracture Repair: Past and Perspective Findings. *Annals of Biomedical Engineering*.
- DeTroye, D. J., & Chase, R. J. (1994). The Calculation and Measurement of Helmholtz Coil Fields. *Army Research laboratory ARL-TN-35*.
- Galkowski, V., Brad, P., Brian, D., & Dick, D. (2009). Bone stimulation for fracture healing: What's all the fuss? *Indian J Orthop*, 117 - 120. <https://doi.org/10.4103/0019-5413.50844>

- Glenn, B., & Bell, T. (1989). Exposure System for Production of Uniform Magnetic Fields. *Journal of Bioelectricity*, 147 -148.
- Goodwin, T. J., & Clayton, R. P. (2009). Apparatus and Method for enhancing tissue repair in mammals. *Patent N° US 7601 114 B2*.
- Huac, H., Yanga, W., Zengb, Q., Yan, W., Zhuc, B., & Liua, W. (2020). Promising application of Pulsed Electromagnetic Fields (PEMFs) in musculoskeletal disorders. *Biomedicine Pharmacotherapy*.
<https://doi.org/10.1016/j.biopha.2020.110767>.
- Irving, H. (2016). *Physics of the Human Body*. New York: Editorial Springer.
- Istiaque, A., Taghrid, I., Irena, C., & Elena, P. (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*.
- Kalaivani, G., Akelayil, C., & Chidambaram, B. (2009). Low frequency pulsed electromagnetic field – A viable alternative therapy for arthritis. *Indian Journal of Experimental Biology*, 939 -948.
- Kirschvink, J. L. (1992). Uniform magnetic fields and double-wrapped coil systems . *Bioelectromagnetic*, 13, 401 - 411. <https://doi.org/10.1002/bem.2250130507>
- Markov, M. S. (2007). Expanding use of pulsed electromagnetic field therapies. *Electromagnetic Biology and Medicine*, 257-274.
<https://doi.org/10.1080/15368370701580806>
- Niubó, E. M., & Lahera, C. R. (2010). Magnetoterapia para alivio del dolor por artrosis cervical. *Rev. Cubana Medisan*, 161-168.
- Persinger, M. A., Ludwig, M. A., & Ossenkopp, K.-P. (1973). Psychophysiological Effects of Extremely Low Frequency Electromagnetic Fields. *Percept Mot Skills*, 1139-1151.
- Polk, C. (1996). *Handbook Biological Effects of Electromagnetic Fields*, CRC Press Boca Raton.
- Sato, S., Sakaguichi, S., Futamata, K., & Katou, K. (2000). Coil Optimization for Homogeneous Magnetic Field with Small. *IEEE Transactions on Magnetics*, 649 - 653. <https://doi.org/10.1109/20.877533>
- Shupak, N. (2003). Therapeutic uses of pulsed magnetic- field exposure: a review. *Radio Science Bulletins*, 9 -32.
- Siddharth, B. R., Weller, J., Dawn, D.-H., Tara, W., Lynn, K., Frank, S. P., . . . Alex, W. T. (2010). Micronuclei in the blood and bone marrow cells of mice exposed to

- specific complex time-varying pulsed magnetic fields. *Bioelectromagnetics*, 31, 445 - 453. <https://doi.org/10.1002/bem.20576>
- Siyi Zhu, H. H., Chi, Z., Haiming, W., Chengfei, G., Xijie, Y., & Chengqi, H. (2017). Effects of pulsed electromagnetic fields on postmenopausal osteoporosis. *Bioelectromagnetic*. <https://doi.org/10.1002/bem.22065>
- Suarez, G. (2022). *Diseño de prototipo estimulador magnético no invasivo de pulsado uniforme y prueba funcional con fantoma orientado a rápida cicatrización ósea*. Lima: Tesis de maestria PUCP.
- Valero, A. (1994). *Interacción de los campos electromagnéticos de baja frecuencia en las Hiperlipidemias*. Madrid: Tesis doctoral Universidad Complutense de Madrid.
- Valero, A. R. (1994). *Interacción de los campos electromagnéticos de baja frecuencia en las Hiperlipidemias*. Tesis doctoral Universidad Complutense de Madrid.
- Xu, Z., Xiaoli, L., Leiting, P., & Imshik, L. (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*, 396, 662-666. <https://doi.org/10.1016/j.bbrc.2010.04.154>