



**Universidade de Brasília - UnB  
Faculdade UnB Gama - FGA  
Curso de Engenharia Biomédica**

**Construção de um sistema de atuação magnética por  
campos em baixa frequência baseado na topologia de  
bobinas de Helmholtz**

**Autor: Victor Ferreira Antunes de Oliveira  
Orientadora: Suélia Rodrigues Fleury Rosa**

**Brasília, DF 2017**



**Victor Ferreira Antunes de Oliveira**

**CONSTRUÇÃO DE UM SISTEMA DE ATUAÇÃO MAGNÉTICA POR CAMPOS EM  
BAIXA FREQUÊNCIA BASEADO NA TOPOLOGIA DE BOBINAS DE HELMHOLTZ**

Dissertação submetida ao curso de Mestrado em Engenharia Biomédica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Mestre em Engenharia Biomédica.

Orientadora: Doutora Suélia Rodrigues Fleury Rosa

**Número de publicação: 075A/2017**

**Brasília, DF  
2017**

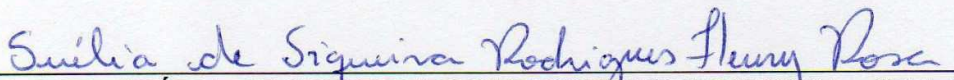
**UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA  
FACULDADE UNB GAMA  
ENGENHARIA BIOMÉDICA**

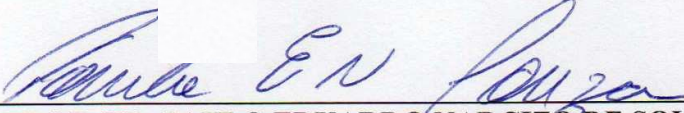
**"CONSTRUÇÃO DE UM SISTEMA DE ATUAÇÃO MAGNÉTICA  
POR CAMPOS EM BAIXA FREQUÊNCIA BASEADO NA  
TOPOLOGIA DE BOBINAS DE HELMHOLTZ"**


**VICTOR FERREIRA ANTUNES DE OLIVEIRA**

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA À FACULDADE UNB GAMA DA  
UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A  
OBTENÇÃO DO TÍTULO DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

APROVADA POR:

  
PROFA. DRA. SUÉLIA DE SIQUEIRA RODRIGUES FLEURY ROSA – FGA / UNB  
(ORIENTADORA)

  
PROF. DR. PAULO EDUARDO NARCIZO DE SOUZA - IF / UNB  
(EXAMINADOR EXTERNO)

  
PROF. DR. CESAR ROMERO SOARES SOUSA – GDF  
(EXAMINADOR EXTERNO)

BRASÍLIA, 01 DE NOVEMBRO DE 2017

## AGRADECIMENTOS

Agradeço encarecidamente a Professora Doutora Suélia Rodrigues Fleury Rosa por seu apoio e confiança ao longo de toda realização do trabalho.

Agradeço imensamente também a Professora Doutora Leticia Coelho por sua disponibilidade e seu apoio manifestados diariamente em nosso ambiente de trabalho compartilhado.

Sempre presente – se não em corpo – em legado e inspiração, agradeço ao Professor Doutor Kalil Skeff Neto pelo pioneirismo e curiosidade nesta área de investigação científica.

Agradeço aos senhores Doutores membros da banca de avaliação por suas críticas incisivas e por suas palavras encorajadoras.

Por fim, agradeço a meus Pais, a quem devo mais do que quaisquer palavras poderiam descrever.

A todos vocês meu muitíssimo Obrigado.

Victor Ferreira Antunes de Oliveira



## RESUMO

No presente trabalho, buscou-se o desenvolvimento e a caracterização eletrônica de um sistema de atuação magnética multidimensional baseado na topologia de bobinas de Helmholtz. O equipamento em questão é capaz de gerar campos magnéticos contínuos, ou modulados em pulsos senoidais, que originam diferentes padrões direcionais e fornecem graus de liberdade tanto translacionais quanto rotacionais para o controle e a ativação de unidades diversas, suscetíveis a campos magnéticos. As bobinas foram dimensionadas para a execução de testes laboratoriais em escala de bancada, fornecendo uma área útil de aporte amostral de até 8 cm, onde a uniformidade do campo produzido deve ser satisfatória e previsível. Na implementação aqui apresentada, a interação mais importante entre os campos magnéticos gerados é a de campo rotatório, que ocorre com a alimentação simultânea dos pares de bobinas perpendiculares em frequências oscilatórias entre 100 Hz e 1000 Hz. No universo de aplicações biomédicas, essas frequências relativamente baixas são conjecturadas como efetivas para aplicações de hipertermia por atrito quando aplicadas sobre as nanoestruturas apropriadas. Portanto, deu-se continuidade à prototipagem das bobinas e à elucidação e adoção de um sistema de amplificação de sinais elétricos, o qual regula a passagem de corrente nas espiras. Para a redução da reatância indutiva indesejável, foi projetado um banco de capacitores variável que auxilia na funcionalidade e na eficiência energética do protótipo. Em seguida, foram realizadas simulações computacionais que modelaram as proporções reais do equipamento para a validação dos padrões circulares dos campos e para a projeção dos valores das forças magnéticas. Por fim, o sistema foi caracterizado quanto à intensidade dos campos gerados e às faixas de frequências operantes em correntes alternadas, nas quais as perdas energéticas são mínimas. Possibilitou-se, assim, o uso do campo magnético de maior intensidade, na faixa de 30mT, para testes preliminares de hipertermia.

**Palavras-chave:** Atuação magnética; Bobinas de Helmholtz; Hipertermia em baixa frequência; Atrito celular.

## ABSTRACT

A multidimensional magnetic actuation system based on the Helmholtz coil topology was developed and characterized electronically. This equipment generates both continuous magnetic fields and modulated ones in sinusoidal pulses, which provide different directional patterns and multiple degrees of translational and rotational freedom for the control and activation of magnetic units. The coils were designed for bench-scale laboratory tests, providing a sample loading area of up to 8 cm, where the uniformity of the field produced should be satisfactory and predictable. In the implementation phase, it was observed that the most important interaction among the magnetic fields generated is the rotational field, which occurs with the simultaneous activation of both pairs of perpendicular coils in oscillatory frequencies between 100 Hz and 1000 Hz. In the biomedical universe, such low-frequency magnetic fields are thought as potentially effective tools for friction hyperthermia when applied on the appropriate nanostructures. Therefore, the prototyping of the coils and the adoption of an electrical signal amplification system were carried out for the conduction of the necessary electric current. In order to reduce undesirable inductive reactance, a variable capacitor bank was designed which assists the functionality and energy efficiency of the prototype. Then, computational simulations that modeled the actual proportions of the equipment were performed to validate the circular patterns of the magnetic fields and the projection of their values. Finally, the system was characterized in terms of the intensity of the alternating magnetic fields and the bands of frequencies, in which the energy losses were minimal. Thus, the use of the field with highest intensity (in the range of 30mT) was made possible for preliminary tests of hyperthermia.

**Key words:** Magnetic Actuation; Helmholtz coils; Low-frequency hyperthermia; Cell friction.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1– Espira (à esquerda) e solenoide (ao meio) e ímã permanente (à direita).....	7
Figura 2 – Braço robótico com ímã permanente acoplado.....	8
Figura 3– Ímãs permanentes rotatórios em configuração de Halbach utilizados na confecção de uma MRI portátil.....	9
Figura 4 – Sistema de imageamento por ressonância magnética baseada em eletroímãs (MRI, à esquerda) e sistema multidimensional OctoMag (à direita).....	10
Figura 5 – Sistema Magnetherm para hipertermia em alta frequência.....	11
Figura 6 – Esquemático de duas bobinas na configuração de Helmholtz monodimensional simples .....	15
Figura 7 – Configuração de Helmholtz bidimensional (à esquerda) e configuração de Helmholtz tridimensional (à direita).....	17
Figura 8 – Desenho técnico do esboço de encaixe das bobinas internas nas externas.....	18
Figura 9 – Desenho técnico da montagem completa do sistema, contendo os dois pares de bobinas de Helmholtz e o suporte provisório para seu encaixe.....	19
Figura 10 – Tabela AWG para a consulta de características de fios de cobre esmaltados.....	21
Figura 11 – Bobina de Helmholtz bidimensional e caixa suporte construídas para o presente trabalho.....	24
Figura 12 – Construção virtual das bobinas de Helmholtz bidimensionais utilizada nas simulações de campo magnético no programa ANSYS Maxwell.....	25
Figura 13 – Resultado da simulação de campo magnético do par de bobinas de Helmholtz interno (o menor) enquanto conduz uma corrente elétrica de 4,8 Amperes.....	26
Figura 14 – Resultado da simulação de campo magnético do par de bobinas de Helmholtz externo (o maior) enquanto conduz uma corrente elétrica de 4,8 Amperes.....	27
Figura 15 – Resultado da simulação de campo magnético com ambos os pares de bobinas de Helmholtz (externo e interno) enquanto conduzem uma corrente elétrica senoidal de RMS igual a 4,8 Amperes em uma diferença de fase de 90o. Este momento isolado representa um dos pontos cíclicos em que as correntes que fluem por ambos os pares são exatamente as mesmas.....	28
Figura 16 – Resultado da simulação quando ambos os pares de bobinas de Helmholtz estão operando simultaneamente com uma corrente estimada de 4.8 Amperes.....	29
Figura 17 – Faixas de frequência de ondas eletromagnéticas.....	31



Figura 18 – Representação visual da criação do sinal PWM a partir da comparação entre a onda senoidal de referência e a onda triangular de amostragem.....	33
Figura 19 – Topologia de ponte completa unipolar. ZL representa a posição no circuito da carga indutiva.....	34
Figura 20 – Diagrama de etapas de modulação do sinal de entrada até a alimentação da carga de interesse.....	36
Figura 21 – Filtro Butterworth.....	37
Figura 22 – Desenho esquemático de um circuito RLC.....	38
Figura 23 – Modelo feito em Spice do banco de capacitores do circuito ressonante. Os interruptores se alternam de forma a fornecer como capacitâncias possíveis valores entre 10 $\mu$ F e 250 $\mu$ F.....	40
Figura 24 – Implementação do banco de capacitores alternável embutido na caixa suporte das Bobinas de Helmholtz.....	41
Figura 25 – Placa de circuito de amplificador de classe D Triell Audio Systems.....	43
Figura 26: Banco de capacitores para circuito ressonante com capacitância equivalente a 25 $\mu$ F.....	44
Figura 27 – Resultado dos testes de ressonância para a configuração Helmholtz bidimensional e banco de capacitores 25 $\mu$ F.....	45
Figura 28 – Resultado dos testes de ressonância para a configuração Helmholtz bidimensional e banco de capacitores 262nF.....	47
Figura 29 – Conexão entre as bobinas internas e externas no circuito, levando em conta os bancos de capacitores em cada caso, 25 $\mu$ F (acima) e 262nF (abaixo).....	48
Figura 30 – Intensidade do campo magnético do sistema de atuação reagindo ao aumento progressivo de corrente em seus terminais de entrada, em frequência de ressonância de 100 Hz.....	50
Figura 31 – Intensidade do campo magnético do sistema de atuação reagindo ao aumento progressivo de corrente em seus terminais de entrada, em frequência de ressonância de 983 Hz.....	51
Figura 32 – Relaxamentos browniano e de Néel.....	54
Figura 33 – Aumento de temperatura, descontando-se o valor da temperatura ambiente, observado nas amostras ao longo dos testes de hipertermia no atuador magnético a 983 Hz e 30mT.....	56

# SUMÁRIO

INTRODUÇÃO.....	1
1 CONCEITUALIZAÇÃO TEÓRICA E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	3
1.1 Atuação magnética.....	4
1.2 Eletroímãs e ímãs permanentes.....	5
1.3 Estado da arte.....	8
1.4 Considerações práticas para o projeto.....	11
2 PROTOTIPAGEM DAS BOBINAS DE HELMHOLTZ.....	13
2.1 A física das bobinas de Helmholtz.....	13
2.2 As bobinas de Helmholtz multidimensionais.....	15
2.3 <i>Design</i> e construção do protótipo.....	18
2.4 Simulação computacional de campos magnéticos.....	25
3 ALIMENTAÇÃO E CONTROLE DO SISTEMA DE BOBINAS.....	30
3.1 Considerações funcionais para o circuito amplificador.....	30
3.2 Amplificadores de classe D.....	32
3.2.1 Princípios de funcionamento.....	32
3.2.2 Topologias de interruptores.....	33
3.2.3 Filtro passa-baixa e recuperação do sinal senoidal.....	36
3.3 Circuito ressonante e controle da reatância das bobinas.....	37
4 TESTES PRÁTICOS DE RESSONÂNCIA E HIPERtermIA.....	42
4.1 caracterizações eletrônicas do atuador magnético.....	42
4.1.1 <i>Resultados dos testes de ressonância</i> .....	45
4.2 Medições dos campos magnéticos alternados.....	49
4.3 Hipertermia em baixa frequência.....	52
4.3.1 Contextualização teórica da hipertermia por atuação magnética.....	53
4.3.2 Metodologia e testes de hipertermia magnética.....	55
4.3.3 Discussão dos resultados de hipertermia.....	57
5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS.....	59
REFERÊNCIAS.....	61
ANEXO 1.....	68

## INTRODUÇÃO

À medida que o conhecimento sobre a biologia humana se torna mais sofisticado, a escala de tamanho dos mecanismos biológicos que atuam na regulação da saúde do indivíduo revela-se cada vez menor [1,2]. Obter resultados terapêuticos levando em conta inúmeros fatores atômicos [3] e moleculares [4,5], intra ou extracelulares [5,6], é uma das grandes dificuldades da biomedicina moderna [7,8].

Muito do que é entendido como nanotecnologia biomédica nasce justamente do interesse de abordar os problemas de invasividade e de acurácia nos métodos diagnósticos e nos tratamentos convencionais. As estratégias nanotecnológicas empregadas neste contexto tendem a focar a minimização da ruptura de tecidos saudáveis [9,10] e o aumento da seletividade quanto aos alvos do tratamento [11,12]. Sendo assim, nanoestruturas capazes de interagir diretamente com o ambiente biológico e sujeitas ao recebimento de comandos sequenciais, programados ou transmitidos de forma imediata, podem auxiliar na eficiência e na segurança de inúmeras intervenções biomédicas.

Para contornar a dificuldade na criação de nanomáquinas totalmente independentes, a aplicação de manipuladores externos na escala de equipamentos convencionais – médicos ou laboratoriais – serve como complemento para as funcionalidades de nanoestruturas que são de difícil miniaturização, como fontes energéticas e sistemas de localização ambiental. Tais equipamentos macroscópicos de controle e ativação, quando projetados para a preservação da não invasividade, tendem a exibir formas de atuação permeáveis e relativamente inertes às barreiras biológicas usuais, como sinais ultrassônicos [13], luminosos [14] ou magnéticos [15].

Cotidianamente, o manuseio de aparelhos baseados em eletroímãs ou ímãs permanentes é demonstrado em metodologias de tratamento e diagnóstico bem estabelecidas no campo de engenharia biomédica. Portanto, são bastante exploradas, na literatura científica relevante, estratégias de atuação magnética que consigam controlar unidades ativas, como nanopartículas [16,17], nanobastões [18] ou nanoflagelos [19,20], ou ainda que consigam induzir correntes elétricas diretamente sobre tecidos biológicos [21,22].

A hipertermia mediada por nanopartículas magnéticas (MNPs) é um exemplo de tratamento de baixa invasividade que se utiliza de meios externos, como campos magnéticos alternados em alta frequência, para a liberação de energia térmica localizada [23,24]. Neste tipo de tratamento, aproveita-se da vascularização caótica e altamente permeável dos tumores para o aprisionamento preferencial das nanopartículas, enquanto transitam pelo sistema circulatório [25]. É possível

aumentar a seletividade aos alvos com a funcionalização destas nanoestruturas, por exemplo, com a adição de proteínas para reconhecimento tumoral [26,27]. Porém, o controle direto sobre o posicionamento das nanopartículas, mediado pelos mesmos campos magnéticos que ativam a terapia, pode unificar a metodologia em um paradigma nanorrobótico único e altamente automatizável.

Com isso em mente, torna-se interessante um manipulador magnético capaz de controlar tanto os graus de liberdade translacionais, em múltiplas dimensões, quanto as oscilações de ativação em uma frequência operacional específica. Na interface destas duas funcionalidades, busca-se um atuador que forneça campos magnéticos de intensidade relativamente elevada para efeito de vencer gradientes biológicos potencialmente contrários ao posicionamento ótimo das unidades ativas. E, por motivos de praticidade e segurança, tal equipamento deverá ser capaz de gerar os efeitos de hipertermia em uma frequência de oscilação mais baixa do que a normalmente utilizada na literatura. Evitam-se, assim, efeitos deletérios sobre porções teciduais saudáveis pelo surgimento de correntes parasitárias [28].

Este trabalho apresenta uma implementação para um *design* de nanomanipulador baseado em atuação magnética. Esse sistema permitirá a aplicação de campos diretos ou alternados, em faixas variáveis de baixa frequência (100Hz-1000Hz), com a topologia apropriada para agir multidirecionalmente sobre os alvos.

No capítulo 1, realiza-se uma revisão bibliográfica focada nas teorias físicas básicas e nos tipos de atuadores magnéticos normalmente utilizados em aplicações biomédicas ou laboratoriais, abrindo espaço para a discussão, em capítulos posteriores, sobre a escolha da configuração de Helmholtz bidimensional para a implementação aqui apresentada.

Em seguida, no capítulo 2 são discutidos os parâmetros práticos e teóricos que informam a prototipagem das bobinas construídas, desde suas dimensões físicas até a expectativa dos padrões de campos gerados.

No capítulo 3, é detalhado o arcabouço eletrônico necessário para a operação prática das bobinas, cobrindo a amplificação do sinal de controle e as considerações de eficiência energética que orientam a escolha dos circuitos subjacentes ao protótipo.

No capítulo 4 são descritos os experimentos quanto aos campos magnéticos gerados e aos limites energéticos obtidos nos testes unificados dos circuitos amplificadores e das bobinas eletromagnéticas. Além disso, apresentam-se testes preliminares com diferentes nanopartículas magnéticas, que operam como as unidades ativas para experimentos de aquecimento local.

Por fim, no capítulo 5 expõe-se as conclusões gerais perante o trabalho realizado, e as perspectivas futuras para avanços promissores nesta linha de pesquisa.

# 1 CONCEITUALIZAÇÃO TEÓRICA E REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

A nanotecnologia tem sua concepção acadêmica inicial na palestra intitulada “There’s plenty of room at the bottom”, proferida pelo físico Richard Feynman em 1959 [29]. Contudo, a popularização de vários conceitos pioneiros, assim como do termo “nanotecnologia”, advém da publicação do livro *Engines of creation*, de K. Eric Drexler, em 1986 [30]. Drexler viria a aprofundar sua visão para o desenvolvimento da nanotecnologia molecular em sua tese de doutorado, de 1991: *Molecular machinery and manufacturing with applications to computation* [31].

A noção de uma máquina totalmente autônoma, de dimensões muito reduzidas, foi originalmente a inspiração para a existência da nanotecnologia moderna, nascida da noção intuitiva da redução progressiva de componentes macroscópicos usuais, como motores elétricos, pinças de manipulação e câmeras de observação [32,33]. No entanto, rapidamente se constaram as limitações técnicas proibitivas para a miniaturização direta de métodos de produção das engenharias macroscópicas nos elusivos universos microscópicos [34].

Como seria exemplificado no experimento seminal de 1989 de Donald Eigler e Erhard Schweizer – no qual os autores foram capazes de escrever a sigla IBM manipulando diretamente átomos de xenônio por meio de um microscópio de força atômica [35] –, a criação de nanomanipuladores externos é uma estratégia promissora. Ela favorece uma maior ingerência sobre as interações com o universo nanoscópico, por intermédio de técnicas de engenharia mais acessíveis.

Nanomanipuladores são máquinas que acumulam as funcionalidades de suporte e contenção de amostras, aquisição de imagens e atuação direta ou remota sobre as nanoestruturas [36]. Como prática geral, estas nanoestruturas devem ser capazes de locomover-se até a área de interesse, agir sobre seu substrato com uma temporização previsível e permitir uma estratégia de remoção eficiente. A energia necessária para a realização destas tarefas é fornecida pela porção atuadora do nanomanipulador, a qual pode basear-se em fenômenos térmicos, sônicos, piezo elétricos, interatômicos e magnéticos, entre outros [34,36,37].

A permeabilidade do corpo humano a campos magnéticos faz com que várias aplicações busquem nesta classe de atuadores a fonte de sua energia e o mecanismo de transmissão de comandos para o controle e a ativação de unidades ativas [15,38-41]

## 1.1 Atuação magnética

A intensidade da força magnética que age sobre uma estrutura magnetizada por intermédio de um atuador magnético, em condições estáticas ou em uma frequência de pulsos lentos, segue esta equação [42]:

$$\vec{F}_m = \int_{V_m} (\vec{m} \cdot \nabla) \vec{B} dV_m \quad (1)$$

Onde  $\vec{F}_m$  é a força magnética vetorial na direção do campo aplicado,  $V_m$  é o volume da porção ativa magnetizada,  $\vec{B}$  é a intensidade do campo magnético gerada pelo atuador e  $\vec{m}$  é a medida da magnetização da porção ativa afetada pelo campo, isto é, seu momento magnético.

É possível perceber que a força magnética será proporcional ao campo magnético aplicado, fazendo com que o objeto magnetizado se mova na direção das linhas de tendência desse mesmo campo. Uma estratégia de arraste por pulsos em baixa frequência pode garantir que a força seja aplicada periodicamente de forma a facilitar o posicionamento da porção ativa magnetizada em coordenadas espaciais arbitrárias, dentro da área útil do atuador.

Em aplicações biomédicas, terapêuticas ou laboratoriais, a força magnética translacional normalmente encontrará resistência pela força de arrasto do fluido biológico que estiver envolvendo a porção ativa magnetizada e dependerá tanto da forma da unidade ativa quanto das características do fluido.

Como um exemplo, podemos representar a força de arrasto sentida por uma unidade ativa de formato esférico, típico de nanopartículas, com um diâmetro  $d$ , quando estiver se movendo na velocidade  $\vartheta$  por um líquido de viscosidade  $\eta$  pela seguinte fórmula [15]:

$$F_{arrasto} = 3\pi\eta d \cdot \vartheta \quad (2)$$

Além da força magnética translacional, qualquer objeto magnetizado sofrerá a ação de uma força de torque  $\vec{\tau}_m$ , pelo alinhamento de seu momento magnético  $\vec{m}$  com o campo gerado pelo atuador [40].

$$\vec{\tau}_m = \int_{V_m} \vec{m} \times \vec{B} \, dV_m \quad (3)$$

Tal descrição rotacional virá a embasar estratégias de controle para classes de unidades ativas que se beneficiam de campos giratórios como guias energéticos [43,44].

Entre ímãs permanentes e eletroímãs com fiações extremamente diversas, uma quantidade enorme de *designs* de atuadores magnéticos vem sendo proposta na literatura biomédica e nanotecnológica há décadas [45,46].

## 1.2 Eletroímãs e ímãs permanentes

Um único fio retilíneo capaz de conduzir corrente elétrica é o suficiente para a observação do surgimento de um campo eletromagnético [47]. Este campo manifesta-se em linhas de tendência que envolvem a extensão do fio circundando-o com uma sucessão de círculos concêntricos. Quando as extremidades de um fio condutor são conectadas, criando um trajeto normalmente circular para a condução das cargas elétricas, cria-se uma espira, a qual será o arranjo básico para inúmeros eletroímãs comerciais:

$$B = \frac{\mu_i i}{2r} \quad (4)$$

Na equação acima,  $B$  diz respeito à intensidade do campo magnético gerado por uma determinada corrente  $i$  em um ambiente com permeabilidade magnética  $\mu_i$ , a qual é conduzida por uma espira circular de raio  $r$  [47,48].

Um conjunto de espiras conectadas em sucessão de forma contígua – de modo que seus raios  $r$  individuais mantenham-se maiores do que o comprimento lateral do cilindro resultante – pode ser compreendido como uma bobina. Nesta configuração, o campo magnético  $B$ , gerado perpendicularmente aos planos de rotação das correntes elétricas, possui intensidade proporcional à soma dos campos magnéticos gerados nas  $N$  espiras individuais. Isso é exemplificado na seguinte equação:

$$B = \frac{N \mu_i i}{2r} \quad (5)$$

Qualquer intensidade de campo magnético calculada pelo método em questão apenas representará valores uniformes para o ponto central da bobina. Mostra-se, assim, a pequena área útil para quaisquer aplicações que desejem um campo uniforme ao longo de um comprimento maior.

Alternativamente, um eletroímã poderá ser uma variação de solenoide, cuja estrutura é composta por múltiplas espiras capazes de conduzir correntes elétricas em sucessão; porém, o comprimento do cilindro resultante supera consideravelmente o tamanho do raio das espiras individuais.

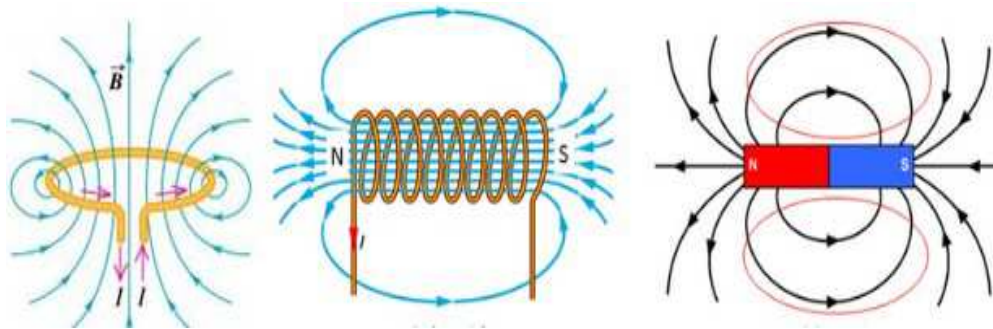
A fórmula clássica que aproxima tal comportamento, permitindo o dimensionamento geral de um equipamento similar, associa o índice de permeabilidade magnética no ambiente  $\mu_i$  com o número  $N$  de espiras que compõem o solenoide e com a corrente elétrica de intensidade  $i$  que passa pelo sistema completo de comprimento  $l$  [47,48]:

$$B = \frac{\mu_i N i}{l} \quad (6)$$

O escopo desta fórmula é restrito à intensidade do campo magnético no interior do solenoide, o qual tende a diminuir rapidamente quando avaliado a uma certa distância das bordas das espiras mais externas. Para compensar essa queda abrupta de campo magnético útil, pode-se incluir um núcleo composto por materiais com permeabilidades magnéticas variáveis iguais a um valor  $\mu_{\text{núcleo}}$  [47,49]. Essa constante substitui a permeabilidade magnética do ambiente  $\mu_i$  nas equações acima. Isto resultará em um aumento linear na intensidade do campo magnético produzido pelo solenoide até um valor máximo, que dependerá da saturação magnética do material utilizado [49].



Figura 1– Espira (à esquerda) e solenoide (ao meio) e ímã permanente (à direita), todos com suas respectivas linhas de campo



Fonte: Reproduzida da internet; educação.uol.com.br (à esquerda); excelatphysics.com (outras)

A partir destes princípios básicos de *design*, uma infinidade de eletroímãs pode ser desenvolvida, bastando para isso ajustes nas variáveis relevantes até atingir total compatibilidade energética e espacial com as aplicações de interesse. Porém, toda essa versatilidade advinda de múltiplas estratégias de montagem e associada a uma forma imediata de ativação – a qual depende apenas da condução de uma corrente elétrica, de intensidade apropriada, na fiação dos eletroímãs – tende a ser de difícil escalonamento energético, exigindo correntes relativamente altas para a criação de um campo magnético intenso.

De forma alternativa, existem inúmeros atuadores magnéticos baseados em ímãs permanentes, que podem possuir uma proporção bastante eficiente de densidade de campo magnético por unidade de volume. Exemplificados comumente pelos ímãs de terras raras, como os de neodímio ( $Nd_2Fe_{14}B$ ), estes ímãs permanentes são capazes de exercer uma considerável força magnética translacional sobre uma ampla variedade de unidades ativas suscetíveis [50,51].

Uma propriedade inerente à utilização de atuadores magnéticos baseados em ímãs permanentes é a impossibilidade do desligamento, de forma prática e conveniente, do campo magnético. Com a exceção de estratégias destrutivas de aquecimento acima da temperatura de Curie dos ímãs permanentes seguida de uma possível remagnetização pela aplicação de um campo externo, qualquer *design* realista que pretenda operar com a interrupção eletiva dos campos magnéticos – seja para uma função prática do sistema, seja para a facilitação de seu transporte – será limitada pelos métodos de blindagem magnética disponíveis para o *design* em questão, os quais podem ser complexos e de preço proibitivo [52,53].

Por fim, em relação às aplicações de equipamentos baseados tanto em eletroímãs quanto em ímãs permanentes, suas porções atuadoras podem ser fixas, também conhecidas como aninhadas, ou móveis. Para isso, conta-se com o auxílio de inúmeras estruturas mecânicas secundárias [42], oferecendo ampla variedade de campos contínuos ou alternados.

### 1.3 Estado da arte

Inúmeros exemplos de sistemas de atuação magnética que operam sobre unidades ativas são amplamente explorados na literatura relevante para aplicações biomédicas.

Em se tratando de sistemas baseados em ímãs permanentes, é possível observar uma sinergia amplamente explorada com as técnicas usuais da engenharia mecatrônica de braços robóticos [42,53]. A dificuldade intrínseca de regulação da intensidade de campos magnéticos gerados por ímãs permanentes pode ser contornada de maneira eficiente por meio do posicionamento estratégico da porção magnética atuante, obtendo a diminuição ou a intensificação do campo magnético ao variar a distância do ímã em relação à unidade ativa.

Além disso, múltiplas trajetórias para o controle de unidades ativas podem permitir ampla liberdade de movimento em aplicações exploratórias médicas – por exemplo, nos casos de endoscopia gástrica assistida por cápsulas magnéticas [54]. Neste mesmo contexto, uma cápsula magnética que contém um balão intergástrico remotamente ativado foi recentemente desenvolvida por Phee et al. [55] para a realização deste procedimento de forma minimamente invasiva.

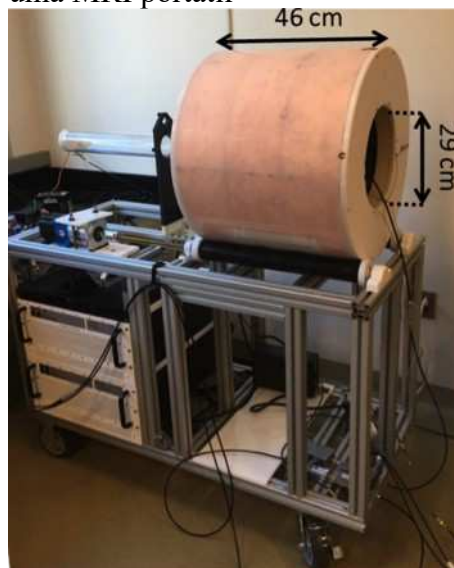
Figura 2 – Braço robótico com ímã permanente acoplado



Fonte: Reproduzido de [53]

Com a rotação de ímãs permanentes, os quais podem estar arrançados em configurações com um ou mais ímãs – normalmente posicionados em uma disposição de Halbach para aumento da intensidade de campo resultante [56] –, pode-se simular efeitos de campos alternados ou rotatórios que normalmente ficariam restritos ao escopo de atuação dos eletroímãs. Assim como nos braços robóticos, possivelmente, motorização externa e ligamentos mecânicos apropriados serão necessários para a manutenção da rotação desejada. Esse tipo de tecnologia já foi utilizado para a movimentação de cílios magnéticos em microrrobôs bioinspirados [57], para o a facilitaçãp de dano celular por nanopartículas magnéticas [58] e, recentemente, para uma possível metodologia de atuação magnética capaz de substituir os clássicos equipamentos de imageamento por ressonância magnética (MRIs) [59,60]. Aponta-se assim, no futuro, para uma possível estratégia conjunta de mapeamento visual e controle magnético de nanorrobôs.

Figura 3– Ímãs permanentes rotatórios em configuração de Halbach utilizados na confecção de uma MRI portátil



Fonte: Reproduzido de [60]

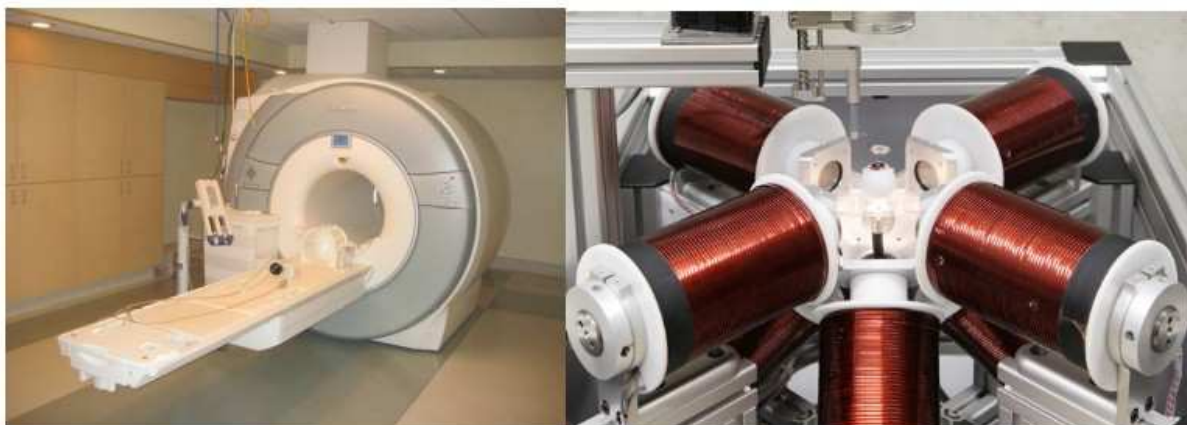
Diferentemente dos ímãs permanentes, os equipamentos baseados em eletroímãs exercem um controle fino sobre a intensidade dos campos magnéticos. Normalmente, esse controle pode ser realizado de forma totalmente eletrônica e automática ajustando-se a intensidade da corrente elétrica que circula pela fiação desejada.

Os clássicos equipamentos de imageamento por ressonância magnética (MRIs) são possivelmente uma das estratégias baseadas em eletroímãs mais exploradas na literatura relevante,

com o intuito de obter uma atuação remota de unidades ativas magnéticas [15,42,61]. Isso ocorre pela capacidade de imageamento corporal e de aplicação de precisos campos magnéticos para controle, que estes equipamentos conseguem realizar simultaneamente sem a necessidade de modificações adicionais complexas. Os usos propostos nesta abordagem incluem controle posicional de nanopartículas magnéticas [62], propulsão por apêndices magnéticos diversos presentes em estruturas microrrobóticas [63] e controle conjunto de enxames de nanorrobôs simples [64].

Considerando-se equipamentos cuja função primária seja de fato a atuação magnética, o sistema multidirecional conhecido como *Octomag<sup>TM</sup>* permite a criação de campos magnéticos controláveis, por meio da sobreposição de linhas de tendência não uniformes, advindas concomitantemente de oito solenoides com núcleos. Tais solenoides podem gerar uma topologia de campo magnético apropriada para movimentos contínuos em quaisquer direções no espaço tridimensional [65]. Capaz de criar campos magnéticos lineares ou alternados em baixa frequência, este equipamento pode ser aplicado em atividades cirúrgicas, na manipulação individual de células ou outras bioestruturas, e na navegação remota de várias unidades ativas magnéticas por meios líquidos [65,66].

Figura 4 – Sistema de imageamento por ressonância magnética baseada em eletroímãs (MRI, à esquerda) e sistema multidimensional OctoMag (à direita)



Fonte: Reproduzidas da internet; cedars-sinai.edu (à esquerda). msrl.ethz.ch (à direita)

Para aplicações mais especializadas, normalmente se encontram os equipamentos baseados em atuadores magnéticos de campos uniformes, como espiras e solenoides, que envolvem o substrato de interesse diretamente. Nessa classe de equipamentos, é comum só haver uma dimensão espacial de movimento acessível, que acompanha longitudinalmente o comprimento da

configuração utilizada. A sofisticação destes sistemas tende a estar na capacidade de manter sob controle a reatância indutiva dos eletroímãs, facilitando a criação de campos magnéticos alternados em alta frequência [15,42]. Um exemplo comercial deste tipo de instrumento em escala de bancada é o *MagneTherm<sup>TM</sup>* da empresa Nanotherics, o qual usa seu potencial para campos magnéticos alternados em frequências altas para facilitar o aquecimento localizado de nanopartículas, também conhecido como hipertermia [67].

Figura 5 – Sistema Magnetherm para hipertermia em alta frequência



Fonte: Reproduzida da internet;  
news-medical.net

#### 1.4 Considerações práticas para o projeto

No presente trabalho, optou-se pelo potencial de controle multidimensional da topologia de campo magnético, sem a necessidade de explorar componentes móveis e junções para controle mecânico da estrutura de atuação [68]. Este tipo de sistema, aninhado ou fixo, opera principalmente com estratégias baseadas em eletroímãs [69].

Com isso em mente, o arranjo de bobinas escolhido para a unificação do paradigma de controle e ativação em uma mesma topologia atuadora foi a chamada configuração de Helmholtz multidimensional. Esta configuração pode operar simultaneamente em dois ou mais eixos

dimensionais a partir de uma estrutura fixa única e é compatível com a aplicação de campos lineares, alternados ou circulares [70].

Além da disponibilidade prévia de uma precisa caracterização teórica para esta configuração particular de bobinas – a qual será explorada com mais detalhe no próximo capítulo –, a consistência da configuração de Helmholtz na geração de campos magnéticos uniformes em uma área de trabalho útil acessível facilita a projeção funcional de seu comportamento em situações de uso, ainda na fase de *design* do projeto.

Por fim, uma ampla literatura científica utiliza a configuração de Helmholtz para aplicações de atuação magnética nanotecnológica em nível laboratorial [15,42,68-70], o que localiza o presente trabalho em um contexto validado e considerado promissor dentro de seu campo de investigação científica.

## 2 PROTOTIPAGEM DAS BOBINAS DE HELMHOLTZ

A implementação simples da configuração de Helmholtz consiste em apenas duas bobinas, usualmente circulares, com os pontos centrais de suas faces alinhados e afastados a uma distância igual ao tamanho de seus respectivos raios [71]. Esta estratégia de montagem é capaz de gerar campos magnéticos bastante uniformes, próximos do centro de sua área de trabalho útil, a qual se estende por toda a distância entre as bobinas [72,73]. Diferentemente dos solenoides, a extensão espacial permeada pelos campos magnéticos uniformes é de fácil acesso na configuração de Helmholtz, não estando limitada aos espaços internos de um cilindro inteiriço.

A corrente elétrica que será conduzida pelo sistema, normalmente, seguirá na mesma direção em ambas as bobinas simultaneamente. Isso informa a direção do campo magnético resultante, bem como sua intensidade.

### 2.1 A física das bobinas de Helmholtz

Para estimar a intensidade do campo magnético no centro da área de trabalho útil da configuração de Helmholtz, inicia-se com a fórmula de campo magnético para um ponto no espaço próximo a uma única espira circular. Essa fórmula é fornecida pela Lei de Biot-Savart [47]:

$$B_{esp}(x) = \frac{\mu_0 i r^2}{2(r^2 + x^2)^{3/2}} \quad (7)$$

Onde  $\mu_0$  é a constante de permeabilidade magnética no vácuo, com valor igual a  $4\pi \times 10^{-7} \cdot \frac{m}{A}$ ,  $i$  é a corrente elétrica que passa pela espira medida em amperes,  $r$  é o raio da espira medido em metros e  $x$  é a distância até um ponto arbitrário no espaço, o qual se encontra no eixo perpendicular ao plano circular da espira, imediatamente sobre o centro.

Com isso em mente, pode-se chegar à equação do campo magnético em um ponto no espaço

$x = \frac{r}{2}$ , que representa a metade da distância entre ambas as bobinas e será o centro da área de trabalho útil. Considerando, em seguida, que  $N$  é o número de espiras que compõem cada bobina, observa-se que seus campos magnéticos nessa região espacial terão intensidade equivalente a:

$$B_{bob0}\left(\frac{r}{2}\right) = \frac{\mu_0 N i r^2}{2\left(r^2 + \left[\frac{r}{2}\right]^2\right)^{3/2}} \quad (8)$$

Em seguida, soma-se a intensidade estimada para os campos magnéticos de cada bobina

$B_{bob1} + B_{bob2}$  no ponto espacial  $x = \frac{r}{2}$ , onde os valores se sobrepõem:

$$B_{bob1}\left(\frac{r}{2}\right) + B_{bob2}\left(\frac{r}{2}\right) = \frac{\mu_0 N i_{bob1} r^2}{2\left(r^2 + \left[\frac{r}{2}\right]^2\right)^{3/2}} + \frac{\mu_0 N i_{bob2} r^2}{2\left(r^2 + \left[\frac{r}{2}\right]^2\right)^{3/2}}$$

**Considerando  $i_{bob1} = i_{bob2}$ , temos:**

$$= \frac{2\mu_0 N i r^2}{2\left(r^2 + \left[\frac{r}{2}\right]^2\right)^{3/2}} = \frac{\mu_0 N i r^2}{\left(r^2 + \left[\frac{r}{2}\right]^2\right)^{3/2}} \quad (9)$$

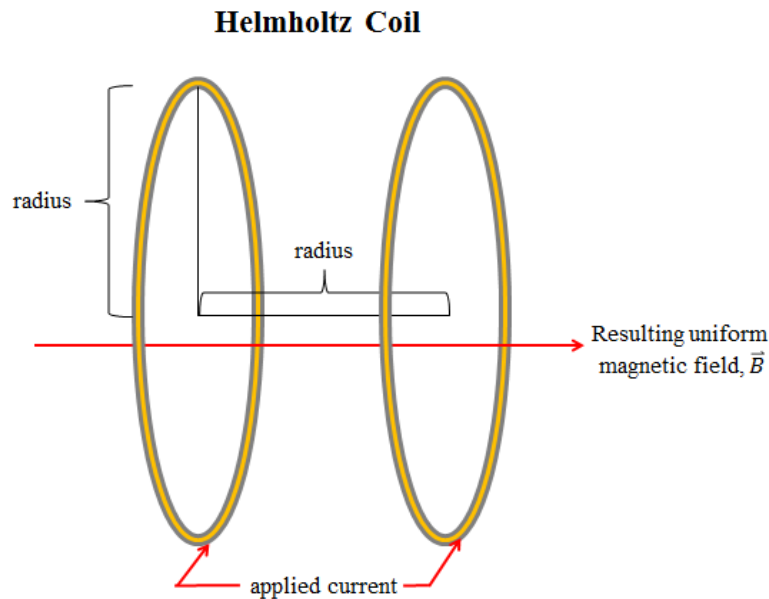
$$= \frac{\mu_0 N i r^2}{\left(r^2 + \frac{1}{4}r^2\right)^{3/2}} = \frac{\mu_0 N i r^2}{\left(\frac{5}{4}r^2\right)^{3/2}}$$

$$= B_{helmholtz} = \left(\frac{4}{5}\right)^{\frac{3}{2}} \times \frac{(\mu_0 N i)}{r} \quad (10)$$

A equação 10 descreve o campo magnético total  $B_{helmholtz}$  que um sistema de bobinas na configuração de Helmholtz será capaz de gerar tanto no ponto central de sua área útil de trabalho como em sua vizinhança imediata.



Figura 6 – Esquemático de duas bobinas na configuração de Helmholtz monodimensional simples



Fonte: Reproduzida de [74]

Os valores obtidos pela **equação 10** permitem estimar qual corrente  $i$ , número de espiras  $N$  e raio  $r$  serão necessários para criar um protótipo que atinja as dimensões espaciais de interesse. Porém, é possível que as considerações práticas sobre estas variáveis precisem ser extrapoladas para além da configuração de Helmholtz monodimensional, a qual só leva em consideração duas bobinas. Sendo assim, as variáveis relevantes possivelmente serão analisadas no contexto de campos magnéticos multidimensionais, que utilizam mais de um par de bobinas simultaneamente, e por isso exigem um encaixe mútuo e bem posicionado para suas aplicações.

## 2.2 As bobinas de Helmholtz multidimensionais

Além da implementação simples da configuração de Helmholtz, as bobinas que compõem o sistema podem ser organizadas em modelos bidimensionais (2D) ou tridimensionais (3D) [70,73]. Nestas conformações, cada par de bobinas adicionais posiciona-se ortogonalmente envolvendo, em

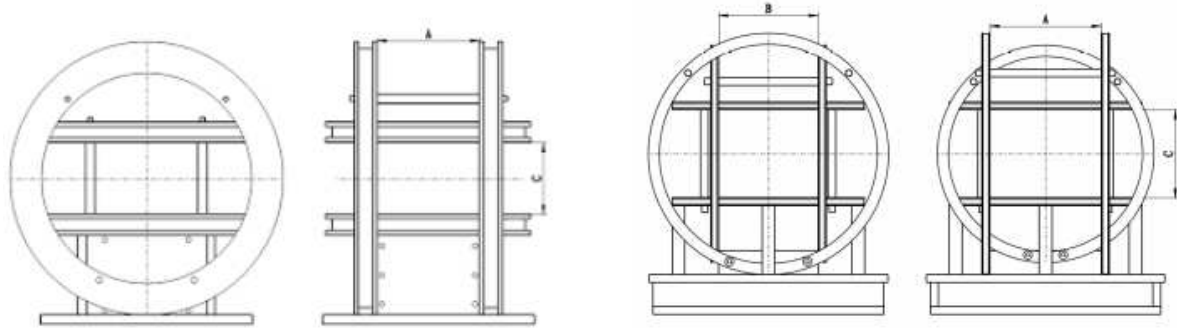
seus vãos centrais, os pares posicionados anteriormente. Sendo assim, as dimensionalidades características de cada disposição dizem respeito ao potencial de pares fixos de bobinas contemplarem eixos perpendiculares uns aos outros com as linhas de tendência de seus campos magnéticos, cobrindo uma ampla área espacial [73].

Estas conformações multidimensionais de eletroímãs são capazes de sobrepor seus campos uniformes, advindos de diferentes pares de bobinas, para criar vários graus de liberdade translacionais previamente inacessíveis às unidades ativas do sistema [15,42]. Usando intensidades variáveis de campos simultaneamente, ou apenas combinando frequências diferentes para pulsos elétricos ativadores, tornam-se viáveis novos trajetos diagonais ou curvilíneos, previamente impossíveis para um único par aninhado.

O ônus inerente a este tipo de montagem multidimensional é o aumento progressivo do sistema como um todo por meio da adição sequencial de cada par de bobinas [75]. Este fato impõe certas dificuldades tanto para a acomodação estável de bobinas com raios cada vez maiores quanto para a supressão da demanda energética do equipamento, a qual normalmente precisará compensar com correntes elétricas mais intensas a área de atuação aumentada dos pares de bobinas mais externos.

Para o presente trabalho, a configuração de Helmholtz bidimensional é de grande interesse, pois atinge as métricas práticas para o controle de unidades ativas em múltiplos eixos ao mesmo tempo que preserva uma simplicidade estrutural que facilita sua construção. Em outras palavras, ambos os pares de bobinas que compõem essa configuração podem sustentar-se em um único plano espacial [76]. Já no caso da configuração de Helmholtz tridimensional, as estruturas de sustentação tendem a ser mais complexas para o suporte do par de bobinas adicional. Além disso, o eixo de movimento sobre o qual este par de bobinas extras opera normalmente é relevante apenas em casos em que a força vertical gravitacional tem que ser contrabalanceada, ou em aplicações biomédicas com uma ampla área de atuação, que envolve fluidos corporais [77]. Esse, a princípio, não é o caso das aplicações laboratoriais aqui exploradas.

Figura 7 – Configuração de Helmholtz bidimensional (à esquerda) e configuração de Helmholtz tridimensional (à direita)



Fonte: Reproduzida da Internet; magnetic-instrument.com

Bobinas de Helmholtz 2D podem ser utilizadas para operar de forma translacional uma unidade ativa por um plano  $(x, y)$  por meio de pulsos sequenciais de sinais elétricos sincronizados, os quais geram um gradiente de campo magnético até o local de interesse. Além destes usos para direcionamento espacial, há uma oportunidade de aplicação de campos giratórios como mecanismo de ativação das unidades ativas. Isso pode, por exemplo, manifestar-se como um aquecimento por atrito com o uso de nanoestruturas apropriadas [28].

Um campo magnético giratório na configuração de Helmholtz bidimensional pode ser criado com a aplicação de um sinal senoidal simultâneo, com uma diferença de fase de  $90^\circ$  entre os pares de bobinas que operam sobre cada eixo de movimento. Nessas condições, o campo magnético aplicado seria modelado pela seguinte equação cíclica no tempo  $t$  [40]:

$$B_{H_1+H_2}(t) = B_{helmholtz1} \cos(2\pi f t) + B_{helmholtz2} \cos(2\pi f t + \frac{\pi}{2}) \quad (11)$$

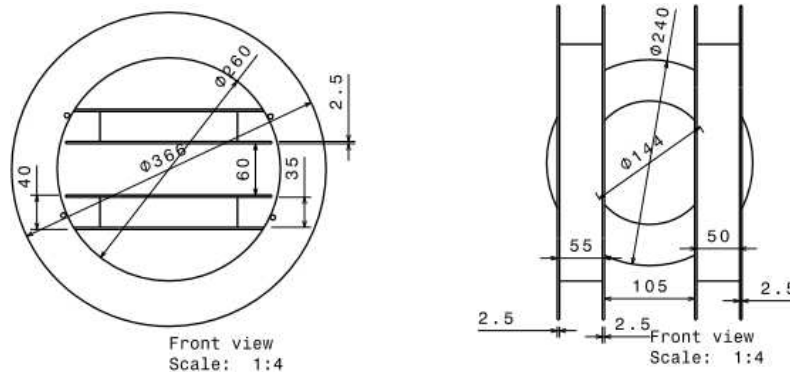
Onde a frequência  $f$  definirá o número de rotações por segundo que o campo realizará, e  $B_{H_1+H_2}$  será a intensidade do campo magnético que variará no tempo  $t$ . Dessa forma, obtém-se um torque contínuo sobre uma unidade ativa que possua o momento magnético apropriado para se alinhar ao campo magnético a cada ciclo.

Para a investigação prática destes fenômenos no presente trabalho, foi construído um sistema de bobinas de Helmholtz bidimensional, voltado para a criação de campos magnéticos giratórios.

### 2.3 Design e construção do protótipo

Para a construção da bobina de Helmholtz bidimensional, realizou-se um desenho técnico preliminar que permitiu a compreensão espacial dos limites estruturais de cada bobina. Desse modo, pôde-se estimar uma projeção consistente para as dimensões finais do projeto.

Figura 8 – Desenho técnico do esboço de encaixe das bobinas internas nas externas

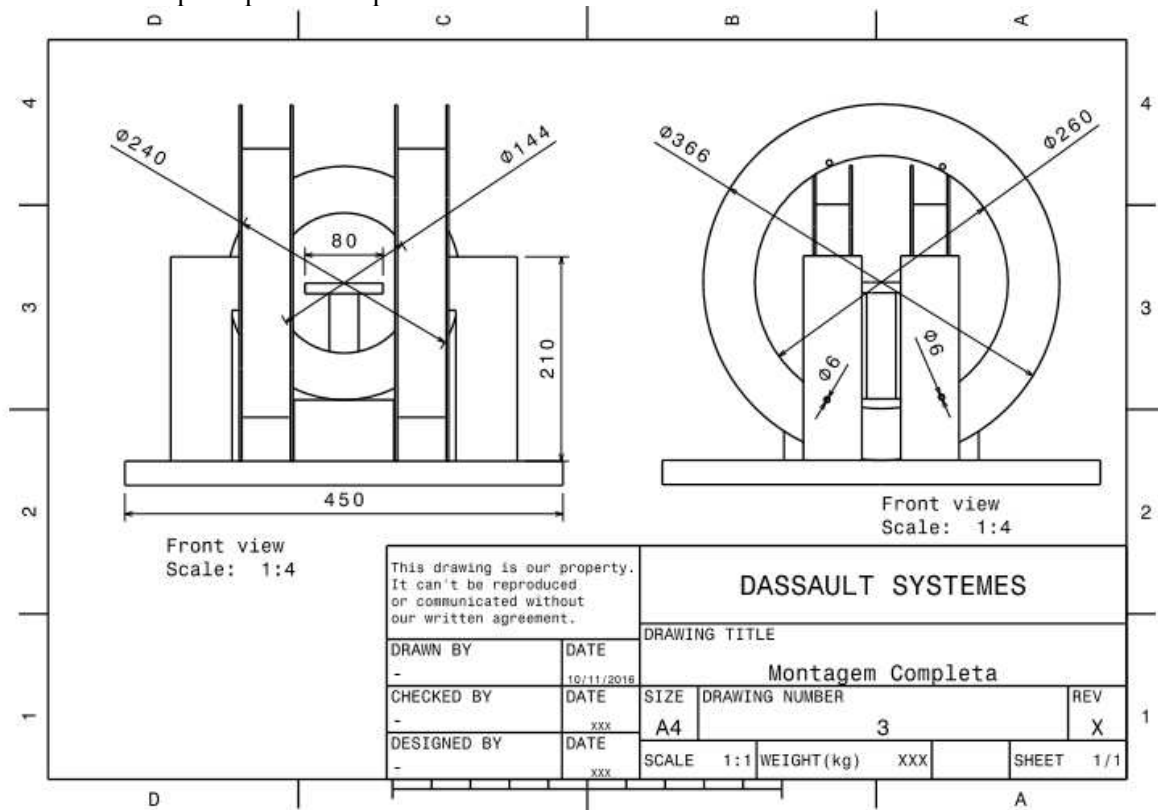


Fonte: Elaborada pelo autor

A inclusão de um par de bobinas externas na configuração simples de Helmholtz exige uma clara definição das bordas, dos espaços, dos vãos e dos comprimentos dos carretéis que acomodarão a fiação, de modo que o encaixe entre os dois pares de bobinas seja preciso e estável [73,75]. Uma diminuição exagerada das dimensões das bobinas internas, de modo a facilitar o encaixe, pode interferir na acomodação da quantidade de fio condutor necessária para garantir uma intensidade de campo comparável com o campo das bobinas externas, as quais são bem menos limitadas quanto às dimensões que podem possuir.

Por fim, é importante que a região entre as duas bobinas e suas áreas de trabalho possa sobrepor-se de maneira a haver uma convergência em um centro comum para ambas.

Figura 9 – Desenho técnico da montagem completa do sistema, contendo os dois pares de bobinas de Helmholtz e o suporte provisório para seu encaixe



Fonte: Elaborada pelo autor

Quanto à fiação utilizada na criação das bobinas, é possível estimar em metros a quantidade de fio de condutor necessário para a obtenção do campo magnético de interesse, considerando-se que cada volta sobre o carretel corresponde a uma espira adicional até um número total de espiras  $N$  e substituindo este valor na **equação 10**.

Em seguida, pode-se estimar o espaço sobre a bobina que será ocupado pela fiação considerando-se o diâmetro  $d$  da bitola do fio escolhido e o comprimento longitudinal  $l$  da bobina. Basta, então, analisar quantas voltas deste fio são possíveis ao longo do comprimento até ser necessária a adição de uma nova camada  $C_m$  de fios sobre as camadas iniciais.

Por fim, calcula-se o perímetro ocupado por cada volta, levando em consideração o raio  $r$  das bobinas, o qual será incrementado pelo valor  $d$  do diâmetro da bitola do fio cada vez que uma camada  $C_m$  é adicionada. O valor obtido multiplicando-se o diâmetro da bitola dos fios  $d$  pelo número de camadas representa a altura ocupada pela fiação no carretel e ajuda a definir o tamanho mínimo das bordas laterais necessárias para conter esta altura.

O tipo de fio condutor que costuma ser mais utilizado para aplicações de bobinagem são os de cobre esmaltados. Estes fios possuem uma baixa resistência intrínseca e uma boa condutividade térmica [78], o que facilita a manutenção de sua temperatura. Isso é particularmente relevante para bobinas magnéticas não resfriadas.

As tabelas AWG (American Wire Gauge) aplicam-se a fios de cobre esmaltados e são utilizadas na escolha da melhor bitola compatível com a aplicação desejada. Além disso, várias destas tabelas listam informações adicionais – por exemplo, a corrente elétrica máxima apropriada para a condução de forma segura no fio, a resistência parasítica e o peso acumulados por unidade de comprimento de longas extensões de fiação. Como será possível ver com mais clareza no próximo capítulo, todas estas considerações técnicas, principalmente as de implicação eletrônica, possuem um papel relevante na escolha da espessura do fio, pela relação que isso tem com o circuito de alimentação.

Para facilitar as considerações de *design* em relação à fiação escolhida, foi criado um curto programa em *GNU Octave* [79] que realiza automaticamente vários cálculos relevantes para o dimensionamento dos fios, bastando para isso que se substituam os valores da tabela AWG apropriados diretamente no código fonte. Este código está compartilhado no Anexo 1.

Figura 10 – Tabela AWG para a consulta de características de fios de cobre esmaltados

**Esta tabela informa as características das diversas bitolas A.W.G.**

Número AWG	Diâmetro (mm)	Secção (mm <sup>2</sup> )	Número de espiras por cm	g/ cm	Kg por Km	Resistência (ohms/Km)
0	11,86	107,2				0,158
0	10,4	85,3				0,197
0	9,226	67,43				0,252
0	8,252	53,48				0,317
1	7,348	42,41		3,75	375	1,4
2	6,544	33,63		2,95	295	1,5
3	5,827	26,67		2,37	237	1,63
4	5,189	21,15		1,88	188	0,8
5	4,621	16,77		1,49	149	1,01
6	4,115	13,3		1,18	118	1,27
7	3,665	10,55		0,94	94	1,7
8	3,264	8,36		0,74	74	2,03
9	2,906	6,63		0,589	58,9	2,56
10	2,588	5,26		0,468	46,8	3,23
11	2,305	4,17		0,321	32,1	4,07
12	2,053	3,31		0,294	29,4	5,13
13	1,828	2,63		0,233	23,3	6,49
14	1,628	2,08	5,6	0,185	18,5	8,17
15	1,45	1,65	6,4	0,147	14,7	10,3
16	1,291	1,31	7,2	0,116	11,6	12,9
17	1,15	1,04	8,4	0,0926	9,26	16,34
18	1,024	0,82	9,2	0,073	7,3	20,73
19	0,9116	0,65	10,2	0,0579	5,79	26,15
20	0,8118	0,52	11,6	0,0461	4,61	32,69
21	0,723	0,41	12,8	0,0364	3,64	41,46
22	0,6438	0,33	14,4	0,0289	2,89	51,5
23	0,5733	0,26	16	0,0229	2,29	56,4
24	0,5106	0,2	18	0,0182	1,82	85
25	0,4547	0,16	20	0,0144	1,44	106,2
26	0,4049	0,13	22,8	0,0114	1,14	130,7
27	0,3606	0,1	25,6	0,0091	0,91	170
28	0,3211	0,08	28,4	0,0072	0,72	212,5
29	0,2859	0,064	32,4	0,0057	0,57	265,6
30	0,2546	0,051	35,6	0,0045	0,45	333,3
31	0,2268	0,04	39,8	0,0036	0,36	425
32	0,2019	0,032	44,5	0,0028	0,28	531,2
33	0,1798	0,0254	56	0,0023	0,23	669,3
34	0,1601	0,0201	56	0,0018	0,18	845,8
35	0,1426	0,0159	62,3	0,0014	0,14	1069
36	0,127	0,0127	69	0,001	0,1	1338
37	0,1131	100	78	0,00089	0,089	1700
38	0,1007	0,0079	82,3	0,0007	0,07	2152
39	0,0897	0,0063	97,5	0,00056	0,056	2696
40	0,0799	0,005	111	0,00044	0,044	3400
41	711	0,004	126,8	0,00035	0,035	4250
42	0,0633	0,0032	138,9	0,00028	0,028	5312
43	0,0564	0,0025	156,4	0,00022	0,022	6800
44	0,0503	0,002	169,7	0,00018	0,018	8500

Aprofundando-se no tópico de materiais para prototipagem, com o foco voltado para os insumos utilizados na construção do carretel, foi decidido que tanto o cilindro de sustentação dos fios quanto as bordas de contenção – além da estrutura de suporte das bobinas – seriam montados com plásticos, madeiras e compensados MDF reciclados. Com isso, visou-se facilitar a implementação do projeto pelo uso de materiais de fácil acesso e de baixo custo.

A segunda consideração essencial nesta escolha de materiais foi a não condutividade elétrica e a potencial característica isolante, que todos eles têm em comum. A não suscetibilidade dos materiais escolhidos à formação de correntes de Foucault aumenta a segurança relativa comparativamente a opções de materiais férricos, permitindo a criação de campos magnéticos alternados de intensidades consideráveis sem os possíveis efeitos colaterais do aquecimento desnecessário sobre toda a estrutura. Pelo mesmo motivo, nenhum parafuso de metal foi utilizado na construção, utilizando-se apenas de tarraxas de madeira, colas epóxis e encaixes rentes entre as partes como mecanismos de ligação entre as junções do sistema.

A estratégia de montagem foi essencialmente artesanal e seguiu o modelo do desenho técnico, variando-se muito levemente algumas medidas de tamanho e de distância média entre as bobinas. A estrutura de suporte foi substituída por uma caixa multifuncional capaz de realizar tanto o aporte das bobinas na posição de interesse quanto a acomodação em seu interior das porções do circuito elétrico que não são afetadas fortemente por estar nas imediações do campo magnético alternado, beneficiando-se de uma maior proximidade em relação às bobinas. Para facilitar a regulação conveniente destes elementos eletrônicos variáveis, foram inclusos interruptores na própria estrutura da caixa suporte.

Iniciou-se a construção dos carretéis para as bobinas de Helmholtz com o corte de canos PVC de 150 mm e de 250 mm de diâmetro para servirem, respectivamente, como os cilindros de suporte para fios nas bobinas internas e externas. Em seguida, cortaram-se aros circulares para servir como bordas de encaixe para estes cilindros, a partir de uma chapa de compensado MDF. Estes aros foram lixados, tanto nos vãos quanto nas bordas, até atingirem o formato desejado, e então foram colados aos cilindros de PVC com o auxílio de uma forte cola epóxi.

Por considerações referentes a indutância, resistência, intensidade de campo elétrico e altura total no carretel, a categoria de fio AWG escolhida para o enrolamento das bobinas foi a de número 14.

Calculando-se o número de voltas necessárias – equivalentes entre os pares das bobinas internas e externas de Helmholtz – para que os eletroímãs sejam capazes de gerar simultaneamente campos magnéticos de intensidade útil (aprox. 25 mT), e considerando uma mesma corrente máxima apropriada à fiação (aprox. 5,5 A), temos:



$$B_{interna} = \left(\frac{4}{5}\right)^3 \times \frac{\left(4\pi \times 10^{-7} \frac{m}{A} \cdot 5,5 A \cdot N_{interna}\right)}{r_{m\u00e9dio 1} = 0,085 m} = 25 mT \quad (12)$$

$$N_{interna} \text{ apr\u00f3x. } 400 \text{ Voltas}$$

$$B_{externa} = \left(\frac{4}{5}\right)^3 \times \frac{\left(4\pi \times 10^{-7} \frac{m}{A} \cdot 5,5 A \cdot N_{externa}\right)}{r_{m\u00e9dio 2} = 0,15 m} = 25 mT \quad (13)$$

$$N_{externa} \text{ apr\u00f3x. } 750 \text{ Voltas}$$

As equa\u00e7\u00f5es acima s\u00e3o derivadas da **equa\u00e7\u00e3o 10**, mas utilizam as vari\u00e1veis  $r_{m\u00e9dio 1,2}$  em vez de  $r$  para estimar os valores de  $N_{interno}$  e  $N_{externo}$ . Isso ocorre porque, na pr\u00e1tica, o raio  $r$  das bobinas de Helmholtz \u00e9 apenas uma aproxima\u00e7\u00e3o que considera as bobinas como c\u00edrculos adimensionais. Para a obten\u00e7\u00e3o de um resultado mais correto, seria necess\u00e1rio realizar a integra\u00e7\u00e3o completa do campo  $B_{helmholtz}$  por toda a extens\u00e3o das camadas de fios nas bobinas. Por\u00e9m, para uma aproxima\u00e7\u00e3o funcional mais simples, \u00e9 suficiente usar o valor m\u00e9dio entre os raios da primeira e da \u00faltima camada de fios, os quais podem ser medidos diretamente.

Seguindo os par\u00e2metros obtidos acima, as bobinas de Helmholtz foram enroladas buscando-se a maior similaridade poss\u00edvel entre seus n\u00fameros de voltas reais e os n\u00fameros corretos de espiras calculadas para a funcionalidade ideal de cada uma. As bobinas externas puderam ser confeccionadas corretamente, por\u00e9m, o n\u00famero final de espiras nas bobinas internas foi reduzido a **360 voltas**, de modo a realizar o encaixe entre os pares.

Ap\u00f3s enroladas, as bobinas foram cobertas por uma fita isolante t\u00e9rmica que aux\u00edlia no suporte das bordas do carretel, as quais sustentam uma press\u00e3o alta vinda dos fios enrolados em seu interior. Al\u00e9m disso, a fita ajuda a isolar qualquer aquecimento eventual dos fios, de modo que o calor chegue mais lentamente \u00e0 \u00e1rea de trabalho \u00fatil das bobinas e, assim, interfira o m\u00ednimo poss\u00edvel nas medi\u00e7\u00f5es de hipertermia nas amostras colocadas no suporte.

Por fim, as bobinas foram posicionadas em sua configura\u00e7\u00e3o final sobre o suporte.

Figura 11 – Bobina de Helmholtz bidimensional e caixa suporte construídas para o presente trabalho. Os fios brancos são as entradas e saídas de cada bobina, e os fios avermelhados são as entradas e saídas da porção do circuito sob o suporte



Fonte: Elaborada pelo autor; construção própria

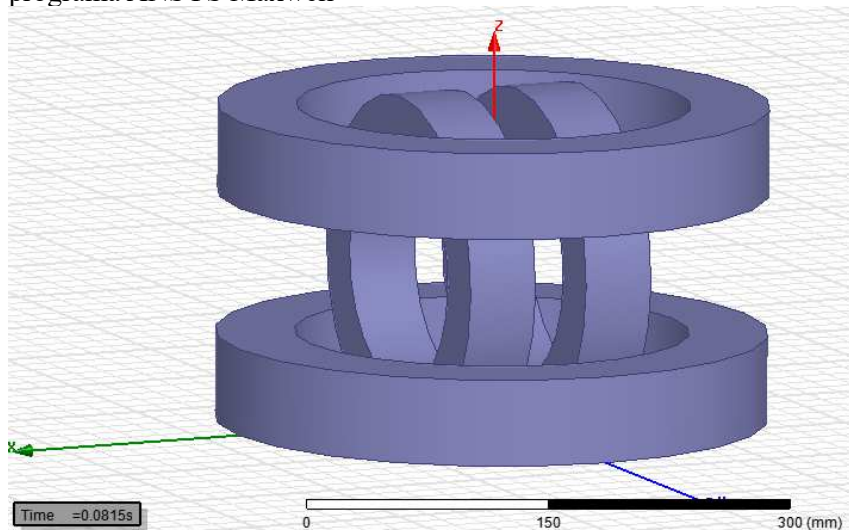
Após construídas as bobinas, suas dimensões oficiais foram tomadas, permitindo uma avaliação real de seus comprimentos, alturas, vãos e distâncias relativas. Todas estas nuances dificilmente são contempladas perfeitamente nas equações usuais de campos para bobinas de Helmholtz, sendo de grande utilidade a aplicação de ferramentas de simulação computacionais para a elucidação do comportamento esperado do protótipo sob diferentes condições.

## 2.4 Simulação computacional de campos magnéticos

Para obter uma projeção dinâmica do comportamento das bobinas de Helmholtz, sob diferentes condições de controle e ativações eletrônicas, utilizou-se o programa de simulação computacional *ANSYS Maxwell<sup>TM</sup>* [80]. Esse programa é capaz de aplicar diferentes sinais de entrada em uma estrutura indutora virtual e mapear simultaneamente a direção e intensidade dos campos magnéticos gerados em uma frequência arbitrária.

O processo de simulação inicia-se com a criação de uma representação geométrica das bobinas, a qual segue de maneira o mais fidedigna possível as dimensões estruturais e as posições espaciais relativas obtidas das medições do protótipo construído previamente. O programa então cria um objeto virtual tridimensional, que pode ser imbuído de atributos internos, como resistência parasítica, indutância e número de vias paralelas para a condução de correntes. Este último parâmetro representa o número de espiras que compõem o sistema, as quais não são simuladas individualmente [80].

Figura 12 – Construção virtual das bobinas de Helmholtz bidimensionais utilizada nas simulações de campo magnético no programa ANSYS Maxwell



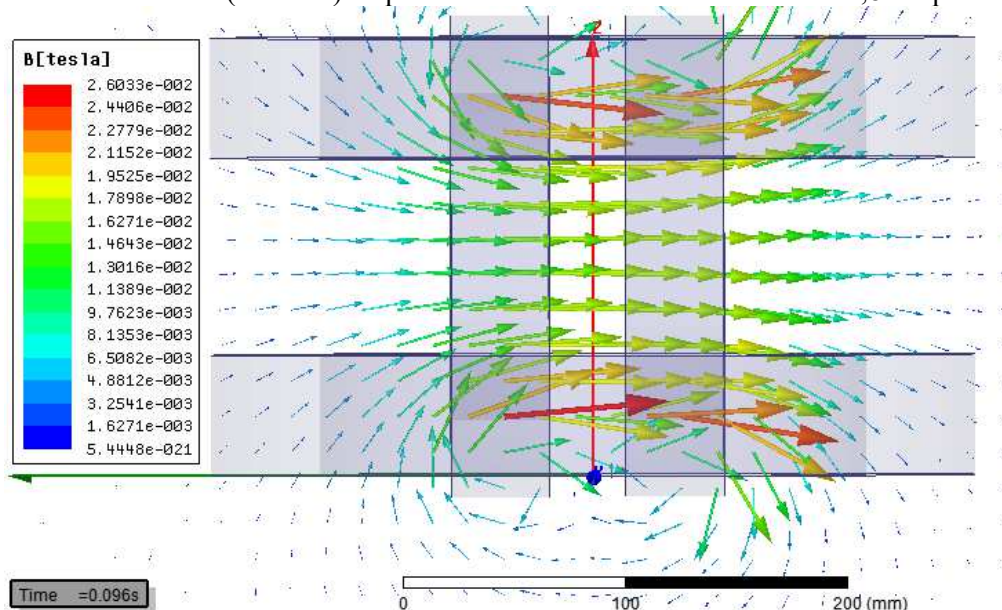
Fonte: Elaborada pelo autor; programa Ansys Maxwell

Com a representação virtual das bobinas de Helmholtz disponíveis, basta indicar a direção e o tipo da corrente elétrica que deve ser aplicada ao sistema, e em seguida analisar os resultados,

estáticos ou dinâmicos. A intensidade dos campos magnéticos em todas as simulações demonstradas a seguir será obtida a partir de uma corrente de **4,8 Amperes**, a qual representa uma margem de segurança apropriada para as operações experimentais futuras, por atuar com apenas 80% da capacidade máxima recomendada de correntes elétricas condutíveis por fios de cobre de AWG 14, que é de **6,0 Amperes**.

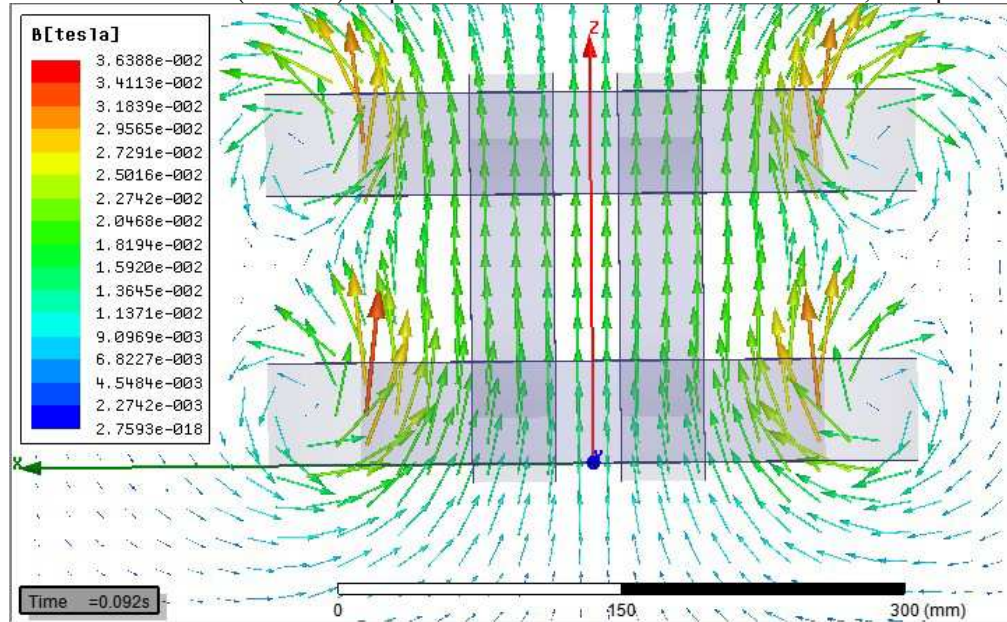
As primeiras resoluções investigadas no presente trabalho foram as relacionadas à direção e intensidade dos campos magnéticos gerados pelos pares de bobinas internos e externos, alimentados pela corrente de **4,8 Amperes**, um de cada vez. Isso permitiu uma visualização detalhada das diferenças e similaridades de cada bobina. As simulações realizadas nessa etapa, ilustradas nas **figuras 13 e 14**, demonstram uma solução numérica por várias linhas de tendência vetoriais em diferentes pontos no espaço. Estes vetores apontam na direção da atuação translacional magnética gerada pelas bobinas de Helmholtz e representam a intensidade do campo magnético atuante por um código de cores.

Figura 13 – Resultado da simulação de campo magnético do par de bobinas de Helmholtz interno (o menor) enquanto conduz uma corrente elétrica de 4,8 Amperes



Fonte: Elaborada pelo autor; programa Ansys Maxwell

Figura 14 – Resultado da simulação de campo magnético do par de bobinas de Helmholtz externo (o maior) enquanto conduz uma corrente elétrica de 4,8 Amperes



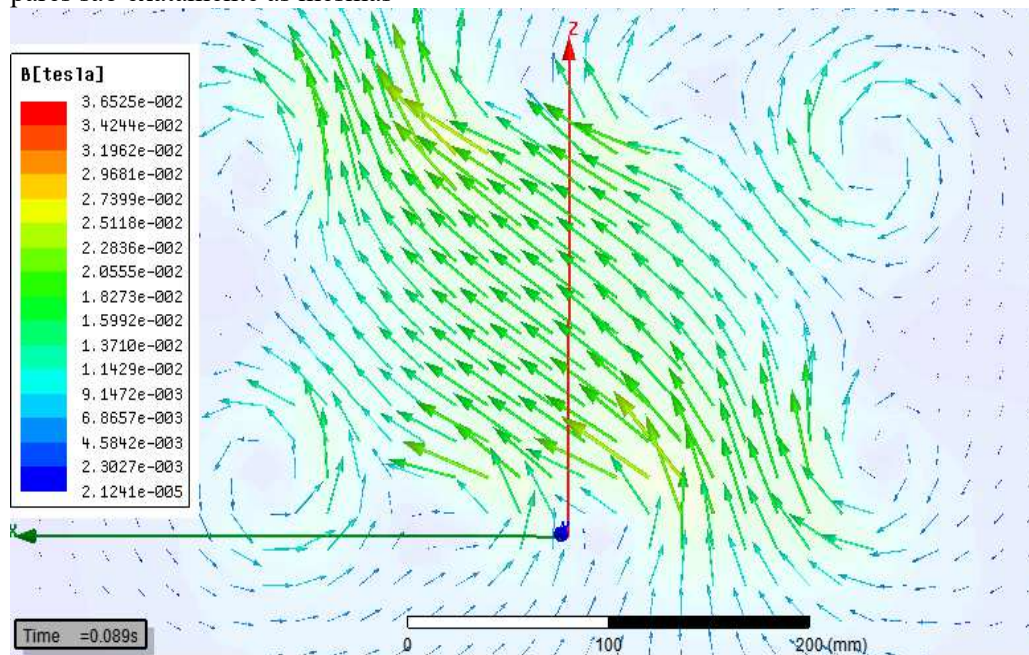
Fonte: Elaborada pelo autor; programa Ansys Maxwell

É possível observar que o par de bobinas interno, representado na **figura 13**, de fato manifestou um campo magnético menos intenso do que o par de bobinas externo, representado na **figura 14**. Isso possivelmente foi causado pela diminuição no número de espiras reais, na etapa de prototipagem da bobina pequena, o qual ficou 10% menor do que o valor teórico planejado originalmente. Esse evento foi refletido fidedignamente para a simulação.

A diferença entre os campos magnéticos das bobinas, como foi demonstrado nas figuras acima, é de aproximadamente 15% em favor da intensidade de campo magnético simulado na bobina externa.

Foi feita uma simulação para checar se mesmo com esse leve desbalanceamento entre as intensidades dos campos magnéticos, gerados pelos pares interno e externo, ainda seria possível esperar uma modalidade de campo total que se manteria principalmente circular quando se utilizasse uma corrente de alimentação senoidal com um atraso de fases de  $90^\circ$ .

Figura 15 – Resultado da simulação de campo magnético com ambos os pares de bobinas de Helmholtz (externo e interno) enquanto conduzem uma corrente elétrica senoidal de RMS igual a 4,8 Amperes em uma diferença de fase de 90°. Este momento isolado representa um dos pontos cíclicos em que as correntes que fluem por ambos os pares são exatamente as mesmas



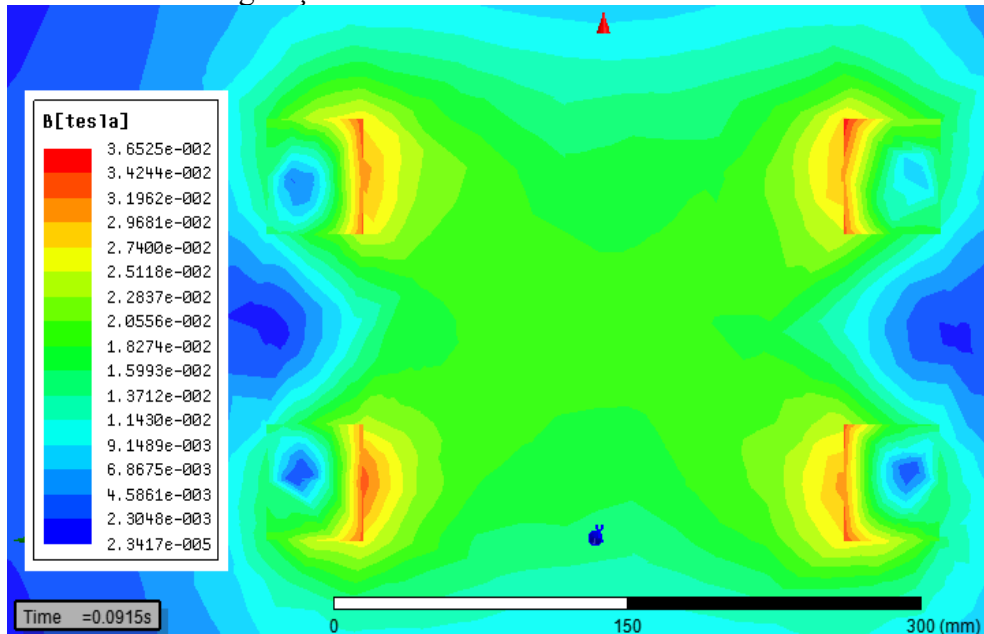
Fonte: Elaborada pelo autor; programa Ansys Maxwell

A **figura 15** representa o momento em que os campos magnéticos dos pares de bobinas de Helmholtz são alimentados por correntes internas de mesma intensidade. É possível observar que as linhas de tendência são ligeiramente desbalanceadas em direção ao par de bobinas externas, porém a diagonalidade dos vetores esperados é muito próxima do ângulo de  $45^\circ$  que seria esperado neste momento. A visualização da simulação dinâmica completa, que não pode ser reproduzida em figura estática única, confirma a característica elíptica majoritariamente circular do campo magnético gerado.

Por fim, é interessante analisar a uniformidade do campo magnético ao longo de toda a área de trabalho útil. Para isso, as figuras de resultados de simulações que demonstram apenas linhas de tendência não são as mais apropriadas, pois o código de cor que identifica a intensidade do campo em diferentes pontos no espaço possui um contraste muito baixo para indicar diferenças sutis entre as posições. Por essa razão, é vantajoso utilizar um código de cor contínuo que indique precisamente as diferenças de intensidade na topologia do campo magnético no seu plano de

atuação. Aplicando-se a mesma corrente contínua a ambos os pares de bobinas de Helmholtz simultaneamente, obtém-se a **figura 16**.

Figura 16 – Resultado da simulação quando ambos os pares de bobinas de Helmholtz estão operando simultaneamente com uma corrente estimada de 4.8 Amperes. É possível observar a vasta região de uniformidade de campo obtida nessa configuração de bobinas



Fonte: Elaborada pelo autor; programa Ansys Maxwell

É possível observar na figura acima que o campo é de fato majoritariamente uniforme, ocupando grande parte da área de trabalho útil do atuador magnético de forma estável e consistente.

Uma vez que as características da topologia dos campos magnéticos, projetados pelo atuador, foram compreendidas de forma teórica e computacional, o próximo capítulo apresenta os elementos eletrônicos necessários para a aplicação de correntes senoidais em baixa frequência sobre o protótipo de bobinas de Helmholtz aqui desenvolvido.

### 3 ALIMENTAÇÃO E CONTROLE DO SISTEMA DE BOBINAS

Para a criação de campos magnéticos alternados ou giratórios, as bobinas de Helmholtz bidimensionais desenvolvidas no capítulo anterior necessitam de um circuito eletrônico associado, o qual possa fornecer correntes elétricas de intensidade e frequência oscilatória apropriadas.

No contexto de testes eletrônicos em escala de bancada, é comum que os sinais elétricos senoidais sejam produzidos por geradores de função de pequeno porte, como por exemplo, o VC2002 [81]. Estes equipamentos são capazes de produzir correntes elétricas ondulatórias de formatos variados, as quais possuem uma ampla gama de frequências operacionais disponíveis para seleção. Ainda assim, por suas baixas potências energéticas intrínsecas, os geradores de função de bancada não costumam ser capazes de conduzir correntes com intensidades maiores do que poucos amperes [81]. Isso se torna um problema considerável quando a realização de uma grande quantidade de trabalho elétrico é necessária a uma dada aplicação, como é o caso da atuação magnética por eletroímãs.

Buscando mitigar as limitações dos geradores de função convencionais, no presente trabalho, decidiu-se pelo acoplamento de um sistema de amplificação de sinais elétricos ao atuador magnético. Desta forma, obtém-se o ganho energético necessário para a validação do protótipo e preserva-se uma maior autonomia para investigações experimentais futuras. Basta alterar os sinais elétricos de entrada no circuito de amplificação para que as frequências dos campos magnéticos oscilantes também mudem.

#### 3.1 Considerações funcionais para o circuito amplificador

Um amplificador de sinais consiste em um circuito com uma saída analógica que fornecerá um ganho de potência relativo a um sinal elétrico de entrada apropriado, o qual, normalmente, variará dentro de uma faixa de frequências predefinidas [82,83]. O ganho de potência fornecido pelos circuitos amplificadores tende a estar refletido em um aumento da corrente máxima sobre a carga – indutiva, resistiva, ou capacitiva – acoplada à saída do amplificador. Durante esta operação,

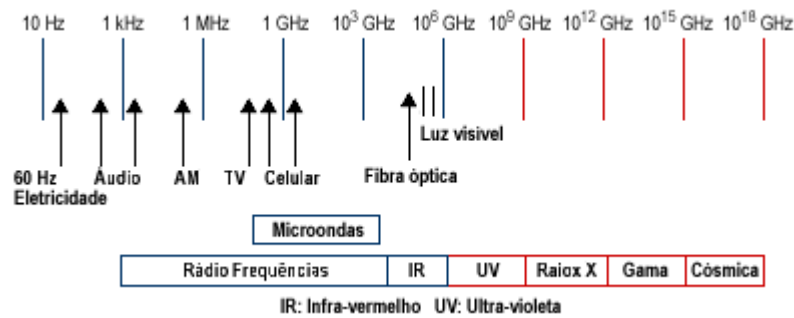


as características de frequência e formato do sinal original são preservadas em diferentes graus de sucesso.

A maioria dos amplificadores encontram-se em um espectro que busca balancear a qualidade e verossimilhança absoluta do sinal amplificado, com eficiência energética e minimização de perdas ao longo da amplificação [84]. A escolha do tipo de circuito dependerá das demandas de sua aplicação final.

Neste trabalho, a investigação experimental envolve a aplicação de atuadores magnéticos multidimensionais no contexto da hipertermia biomédica, operando em baixas frequências. Para isso, definiram-se frequências oscilatórias, que exigem a amplificação de sinais de entrada de 100 Hz a 1000 Hz. Estas frequências guias se encontram dentro da chamada faixa de áudio e podem ser facilmente obtidas por intermédio de inúmeros aparelhos digitais ou analógicos, bastando, assim, uma amplificação apropriada para a alimentação elétrica contínua das bobinas de Helmholtz.

Figura 17 – Faixas de frequência de ondas eletromagnéticas



Fonte: Reproduzida da internet; teleco.com.br

Pela natureza ordinária do formato ondulatório das correntes elétricas senoidais utilizadas no controle e na ativação dos atuadores magnéticos, não é prioritária a redução absoluta de ruídos e distorções, como uma característica essencial dos possíveis circuitos amplificadores. Uma amplificação correta, que preserve a fase e frequência do sinal de entrada sem a formação de harmônicos destrutivos, é o suficiente para fornecer a energia apropriada para o conjunto de bobinas.

Sendo assim, escolheu-se a classe de amplificadores conhecidos como “Classe D” para caracterização e posterior acoplamento ao sistema de atuação magnética. Este circuito amplificador é capaz de preservar a qualidade do sinal de entrada ao mesmo tempo que alcança as melhores taxas de conversão energética [84,85].

## 3.2 Amplificadores de classe D

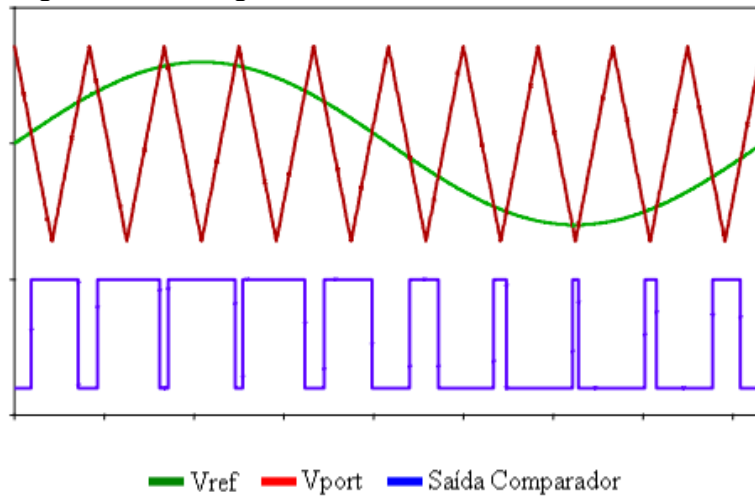
### 3.2.1 Princípios de funcionamento

Os amplificadores de classe D são caracterizados, principalmente, por uma grande eficiência energética [84-86]. Seu funcionamento baseia-se na conversão dos sinais analógicos de entrada em sinais descontínuos modulados, os quais codificam a onda senoidal original em um conjunto de pulsos elétricos quadrados facilmente amplificáveis por meio da ativação sistemática de transistores [86]. Estes componentes eletrônicos de chaveamento possuem uma pequena resistência interna e, como regulam boa parte das correntes elétricas conduzidas pelo circuito, são responsáveis pelas baixas perdas energéticas, graças à minimização do efeito Joule[87].

De fato, um amplificador de classe D consiste, essencialmente, em uma topologia de interruptores elétricos regulando fontes de correntes. Os transistores associados controlam a passagem seletiva de um sinal elétrico específico, por meio da descontinuação periódica de uma fonte de corrente, que é usada para a amplificação. A taxa de disparo destes transistores é controlada por sinais PWM (Modulação de Largura de Pulso), que mapeiam as ondas senoidais originais na duração de seus picos [84-86].

Os sinais PWM são criados a partir da comparação de uma onda triangular periódica, gerada por um circuito secundário, com o sinal senoidal advindo da fonte original [88]. Quando os picos de ambas as ondas interferem de maneira construtiva, o sinal é registrado como um pulso de duração mais longa, e quando a interferência é destrutiva, o sinal é registrado em um pulso de curta duração [87]. Pelo fato de a onda triangular possuir uma frequência intrínseca maior do que a onda senoidal original, a amostragem recorrente dos eventos de interferência codifica com uma resolução detalhada as características individuais da onda de entrada. Conseqüentemente, o sinal PWM fruto dessa comparação também exibirá uma frequência de pulsos modulados superior à frequência do sinal original. Segundo o teorema de Nyquist-Shannon, para garantir uma codificação representativa, a frequência do sinal PWM deve ser ao menos duas vezes maior do que a frequência da onda senoidal de entrada [89].

Figura 18 – Representação visual da criação do sinal PWM a partir da comparação entre a onda senoidal de referência e a onda triangular de amostragem



Fonte: Reproduzida da internet; sem *link* à fonte original

Existem duas opções para topologias de interruptores que podem ser utilizadas para a amplificação dos pulsos PWM: a de meia ponte e a de ponte completa.

### 3.2.2 Topologias de interruptores

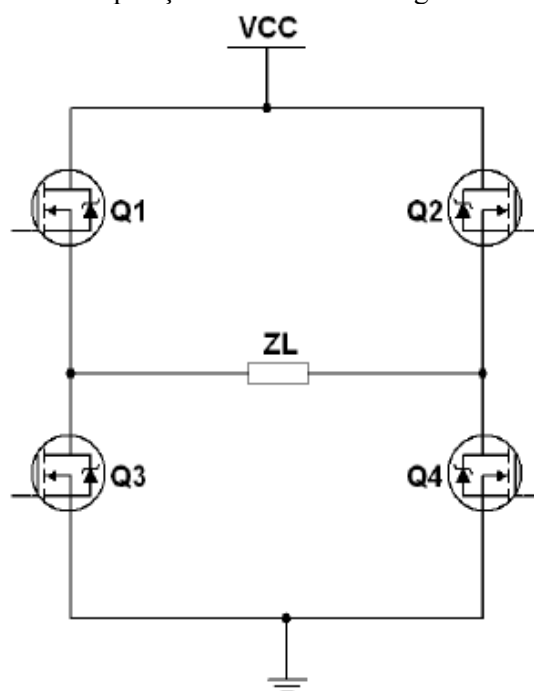
A topologia de meia ponte baseia-se na disposição de dois interruptores, normalmente, transistores conhecidos como MOSFETs. Esses interruptores podem regular correntes elétricas contínuas de maneira unipolar, na qual ambos os transistores compartilham uma mesma fonte de alimentação; ou bipolar, na qual cada transistor está conectado a uma fonte de alimentação própria [85].

Os MOSFETs utilizados terão seus estados alterados graças à aplicação de uma voltagem nos terminais de sua porta de controle (Gate). Ao atingirem seus limiares de condução mínimos, os transistores liberam a passagem de uma corrente elétrica, vinda da fonte de alimentação, no sentido fonte-dreno (Source-Drain), mantendo-se condutivos enquanto a porta de controle permanecer excitada por um sinal de intensidade correta [84,86]. Graças a este mecanismo, pode-se utilizar a estimulação temporizada da porta de controle dos interruptores, por exemplo, com um sinal PWM para criar uma corrente elétrica amplificada igual à carregada pelo sinal modulado de ativação.

É importante ressaltar que a intensidade da voltagem necessária para ativar um MOSFET cresce à medida que a corrente que ele gerencia também aumenta. Para evitar complicações de retroalimentação ou interferência por parte da própria corrente fonte-dreno, normalmente será utilizado um circuito intermediário, conhecido como circuito Driver, capaz de garantir que a intensidade do pulso PWM seja a apropriada para a eliminação de ambiguidades na porta de ativação do MOSFET [90].

A escolha de conexão entre os transistores podem dar origem a diferentes topologias de circuito. A topologia de meia ponte é de fácil implementação, mas possui uma ineficiência inerente ao fato de sua corrente de alimentação estar invariavelmente fluindo na direção da carga, despendendo energia desnecessariamente. Para minimizar esta ineficiência, a topologia de ponte completa utiliza quatro interruptores dispostos de maneira pareada, de modo a sempre conduzir a corrente em um caminho de trabalho elétrico útil [85].

Figura 19 – Topologia de ponte completa unipolar. ZL representa a posição no circuito da carga indutiva



Fonte: Reproduzida de [85]

Para a operação de uma topologia de ponte completa, é necessário um sinal PWM complementar a fim de que os pares interligados de MOSFETs não disparem de maneira dessincronizada, gerando curtos-circuitos.

Pelo fato de a topologia de ponte completa ser capaz de fornecer uma voltagem efetiva duas vezes maior do que a topologia de meia ponte, é possível quadruplicar a potência energética em um amplificador de classe D com sua utilização. Para dimensionar a potência total desta implementação, aplicam-se as seguintes equações [85]:

$$\begin{aligned}
 P_{out} &= \frac{V_{efetiva}^2}{Z_{tot}} = P_{out} \times Z_{tot} = V_{efetiva}^2 \\
 V_{efetiva} &= \frac{V_{aplicada}}{\sqrt{2}} \\
 P_{out} \times R_{out} &= \left( \frac{V_{aplicada}}{\sqrt{2}} \right)^2 \\
 V_{aplicada} &= \sqrt{2 \times P_{out} \times Z_{tot}} \\
 V_{aplicada} &= V_{fonte} \times \mu_m
 \end{aligned} \tag{14}$$

Onde  $P_{out}$  é a potência fornecida pelo amplificador,  $V_{efetiva}$  é a voltagem efetiva dada pelo sistema,  $Z_{tot}$  é a impedância total da carga e  $V_{aplicada}$  é a voltagem cíclica que será aplicada à carga. Esta é dimensionada a partir de  $V_{fonte}$ , que é a voltagem fornecida pela fonte de alimentação, multiplicada pelo índice de modulação  $\mu_m$ , o qual consiste na razão entre a amplitude do sinal senoidal desejado e a amplitude da onda que o está modulando  $0 \leq \mu_m \leq 1$ .

Levando todos estes fatores em consideração, a relação final para o dimensionamento da voltagem da fonte energética do sistema de amplificação será:

$$V_{fonte} = \frac{\sqrt{2 \times P_{out} \times Z_{tot}}}{\mu_m} \tag{15}$$

Por fim, uma vez conhecidos todos os valores para as voltagens relevantes ao sistema, pode-se estimar a corrente máxima que a carga indutiva terá que aguentar durante a operação usual do amplificador:

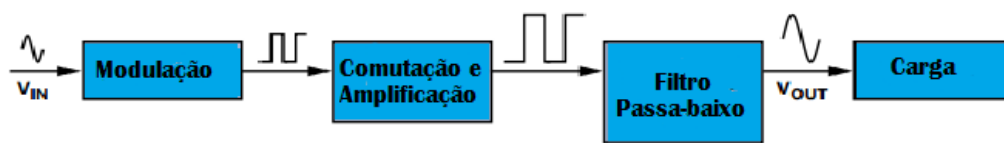
$$\begin{aligned}
 I_{efetiva} &= \sqrt{\frac{P_{out}}{Z_{tot}}} \\
 I_{pico} &= \sqrt{2} \times I_{efetiva}
 \end{aligned} \tag{16}$$

O dimensionamento do valor da corrente máxima  $I_{pico}$  é essencial para a escolha da fiação utilizada na confecção do sistema de atuação magnética, de modo que se possa operá-lo com segurança.

### 3.2.3 Filtro passa-baixa e recuperação do sinal senoidal

O último estágio para amplificação de sinais elétricos senoidais em amplificadores de classe D é a de recuperação do sinal original a partir da filtragem das frequências compositivas do sinal PWM amplificado [89]. Para isso, é necessário aplicar um filtro eletrônico capaz de selecionar os harmônicos corretos presentes no sinal modulado [84].

Figura 20 – Diagrama de etapas de modulação do sinal de entrada até a alimentação da carga de interesse



Fonte: Reproduzida da internet; sem *link* à fonte original

Pelo fato de a carga efetiva do sistema serem bobinas de Helmholtz, que possuem um valor conhecido de indutância  $L$ , é possível, em princípio, simplesmente pará-las com uma capacitância  $C$  apropriada, transformando o sistema como um todo em um filtro LC passa-baixa. Tal filtro recuperaria o sinal senoidal original quando este estivesse abaixo de uma frequência de corte máxima  $f_c$ . Para isso, os valores de capacitância e de indutância seguiriam estas equações:

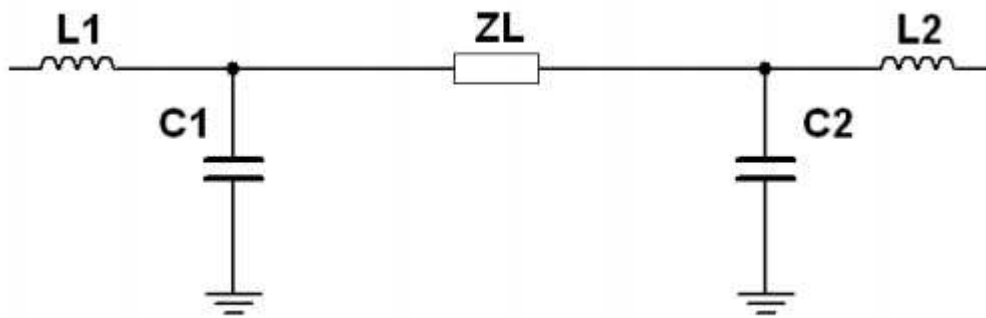
$$L = \frac{Z_{tot}}{4\pi f_c} \quad (17)$$

$$C = \frac{1}{(2\pi f_c)^2 L} \quad (18)$$

Dito isso, qualquer iniciativa nessa direção limitaria radicalmente a opção de componentes disponíveis para o sistema, principalmente em relação aos capacitores. Além disso, seria possível a emergência de picos energéticos inesperados à medida que as frequências variassem dentro da faixa definida.

Sendo assim, no presente trabalho, priorizou-se o uso de filtros Butterworth – típicos de amplificadores de classe D comerciais – para a recuperação completa do sinal senoidal logo na saída da fase de amplificação, e independentemente da entrada ou do casamento de valores com as bobinas de Helmholtz. Pretende-se com isso minimizar as distorções nas ondas senoidais amplificadas, facilitando as estratégias de diminuição de reatâncias indutivas explicitadas mais à frente.

Figura 21 – Filtro Butterworth



Fonte: Reproduzida de [85]

### 3.3 Circuito ressonante e controle da reatância das bobinas

Ao passar uma corrente alternada por um indutor, observa-se a manifestação de um evento conhecido como reatância indutiva  $X_L$ .

$$X_L = 2\pi fL \quad (19)$$

Esta característica, inerente a componentes indutivos, como eletroímãs, manifesta-se como uma resistência à passagem de correntes elétricas alternadas, que aumenta linearmente com o

crescimento da frequência do sinal  $f$  e com a indutância  $L$  [91]. Quanto maior for esta resistência emergente, menor, na prática, será a corrente que uma determinada fonte de voltagem, como é o caso do circuito amplificador, será capaz de conduzir pelo indutor.

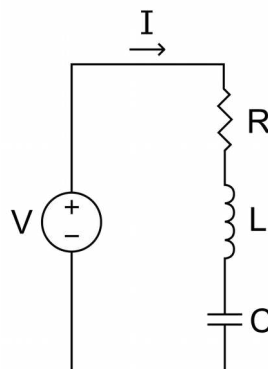
A dificuldade de controlar a reatância indutiva é particularmente relevante ao presente trabalho, pois a indutância  $L$  de pares de bobinas de Helmholtz com dimensões consideráveis tende a ser alta em relação às indutâncias usualmente empregadas em aplicações de atuação magnética em corrente alternada.

Para mitigar os efeitos negativos que essa resistência adicional criaria na intensidade final do campo magnético gerado, pode-se utilizar um circuito conhecido como LC ressonante, no qual a reatância capacitiva  $X_C$  de um capacitor acoplado anulará a reatância indutiva da carga para uma frequência  $f$  específica [92]:

$$X_C = \frac{1}{2\pi fC} \quad (20)$$

O circuito ressonante LC em série consiste na associação em série de um capacitor com um valor de capacitância  $C$  específica a um indutor de indutância  $L$ . Ao cancelar a reatância indutiva  $X_L$  com a reatância capacitiva  $X_C$  para uma dada frequência, faz-se com que a impedância total do sistema  $Z_{tot}$  seja igual à resistência parasita  $R$  da fiação utilizada para a criação das bobinas de interesse. Este valor será imensamente menor do que a indutância e muito mais gerenciável em aplicações práticas.

Figura 22 – Desenho esquemático de um circuito RLC



Fonte: Reproduzida da internet;  
[wikipedia.org/wiki/RLC\\_circuit](http://wikipedia.org/wiki/RLC_circuit)



Para obter uma estimativa do valor da capacitância necessária para a formação de um circuito RLC funcional, dada uma determinada indutância fixa, podemos utilizar as seguintes fórmulas:

$$C = \frac{1}{(2\pi f)^2 \times L_{Helmholtz}} \quad (21)$$

$$f_0 = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_{Helmholtz} C}} \quad (22)$$

É importante mencionar que o valor  $L_{Helmholtz}$  dependerá de como as bobinas que compõem o sistema de atuação estão conectadas entre si. Utilizando diferentes combinações entre indutâncias, em série ou em paralelo, pode-se obter uma ampla gama de indutâncias resultantes:

$$L_{rsérie} = L_1 + L_2 \quad (23)$$

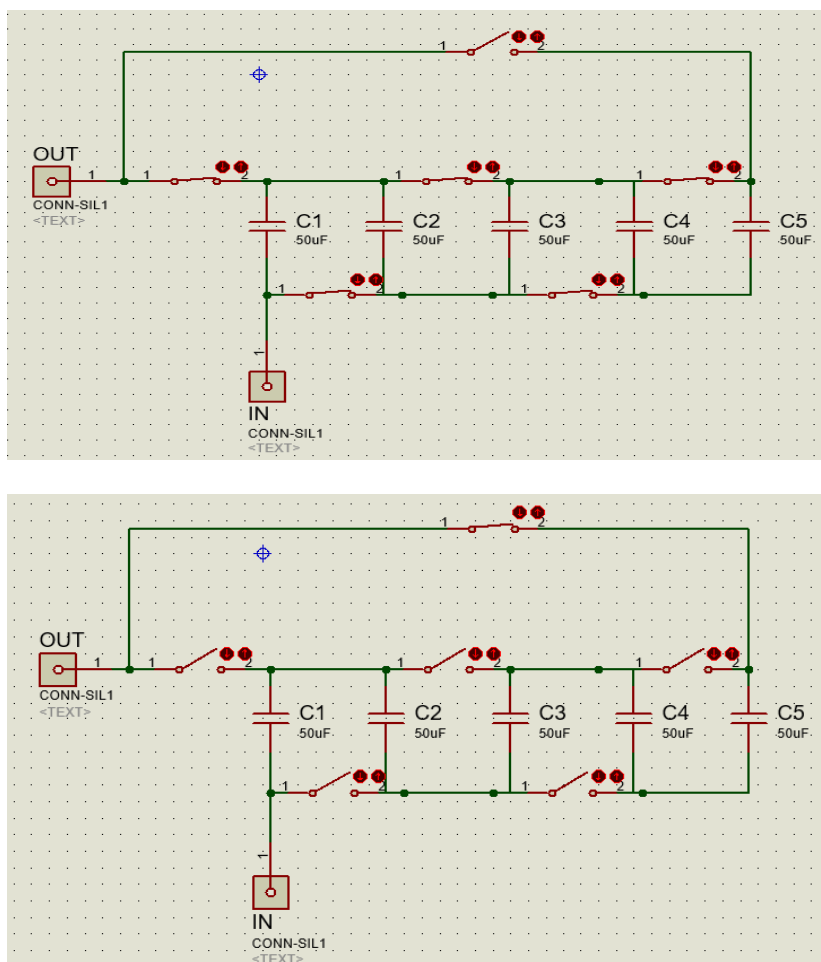
$$L_{rparalelo} = \frac{L_1 L_2}{L_1 + L_2} \quad (24)$$

Ao desenhar um circuito RLC, é importante observar que a voltagem que se acumula sobre os capacitores e indutores do circuito será de fato a voltagem que seria necessária para vencer suas respectivas reatâncias [91,92]. Isso faz com que, principalmente no caso dos capacitores, sejam necessários componentes capazes de resistir a tais voltagens elevadas.

Para minimizar o efeito de qualquer possível desgaste ou até mesmo do rompimento de capacitores individuais, é possível organizar um banco de capacitores capaz de dividir a voltagem ao longo de todos os seus componentes. Além disso, um banco de capacitores bem planejado pode permitir associações intermediárias entre ligações totalmente em paralelo ou em série de modo a fornecer, com um mesmo conjunto de componentes, frequências de atuação diferentes.

Com isso em mente, um dos bancos de capacitores desenvolvidos para o presente trabalho é apresentado na **figura 23**. Essa configuração de capacitores possui dois estados extremos e vários intermediários, os quais são capazes de acomodar múltiplas frequências de operação ressonante. A adição de chaves que conectam e desconectam diferentes trilhas do circuito permite que um componente capacitivo, que a princípio só deveria operar na frequência de 1000 Hz quando acoplado ao sistema de atuação, seja reutilizado em inúmeros testes futuros, variando-se sua frequência ressonante.

Figura 23 – Modelo feito em Spice do banco de capacitores do circuito ressonante. Os interruptores se alternam de forma a fornecer como capacitâncias possíveis valores entre 10 $\mu$ F e 250 $\mu$ F



Fonte: Elaborada pelo autor

Realizou-se a implementação prática deste banco com capacitores de alta voltagem de 50 $\mu$ F com uma gradação de voltagem e amperagem de 20KV e 16A, respectivamente. Todos foram obtidos na loja de componentes HVStuff.

A montagem foi feita com uma fiação reforçada, soldada diretamente nos terminais dos capacitores para a condução segura das altas correntes elétricas que passarão pelos sistemas. O banco de capacitores foi incluído no interior da caixa suporte, com seus interruptores facilmente acessíveis sem a necessidade de abri-la de fora para alterar seus valores, como é demonstrado na **figura 24**.

Figura 24 – Implementação do banco de capacitores alternável embutido na caixa suporte das Bobinas de Helmholtz



Fonte: Elaborada pelo autor; construção própria

Nos seus estados mínimo e máximo, o banco de capacitores exhibe as capacitâncias  $10\mu\text{F}$  e  $250\mu\text{F}$ , as quais, considerando-se um sistema de bobinas atuadoras com indutância total próxima de  $100\text{mH}$ , fornecerão frequências operacionais próximas de  $1000\text{ Hz}$  ou  $4500\text{ Hz}$ .

Com a definição da classe de amplificadores a ser utilizada e a prototipagem completa das bobinas de Helmholtz atuantes e dos bancos de capacitores, torna-se necessário caracterizar os sistemas de atuação em um funcionamento sistemático, investigando suas características eletrônicas e magnéticas reais. No próximo capítulo, estes testes experimentais são realizados, culminando com as aplicações iniciais de hipertermia magnética sobre nanopartículas já com o campo circular operante.

## 4 TESTES PRÁTICOS DE RESSONÂNCIA E HIPERTERMIA

Com o acúmulo dos pré-requisitos conceituais e materiais obtidos nos capítulos anteriores, pode-se passar à realização sistemática dos testes de caracterização e funcionalidade do equipamento de atuação magnética.

### 4.1 caracterizações eletrônicas do atuador magnético

As preparações para os procedimentos experimentais foram iniciadas com a quantificação precisa dos valores de resistência e indutância de cada bobina. Com a aplicação de um multímetro apropriado, observou-se que as bobinas que compõem cada par de Helmholtz possuem valores bem próximos para ambas as características de interesse. Ambas as bobinas menores, que formam o par interno, apresentaram em média uma resistência interna igual a  $1,6 \Omega$  e uma indutância igual a 26 mH. Já as bobinas maiores, que formam o par externo, apresentaram em média uma resistência interna igual a  $5,1 \Omega$  e uma indutância de 174 mH.

De posse desses valores, realizou-se uma associação entre os terminais das bobinas para que sua indutância total fosse apropriada para a formação do circuito  $LC$  com as capacitâncias dos bancos de capacitores disponíveis. Conectando-se cada bobina externa grande em série com uma bobina pequena interna, e em seguida conectando estas estruturas simétricas em paralelo umas com as outras, obteve-se uma indutância total de 100 mH e uma resistência de  $3,3 \Omega$  na configuração de Helmholtz bidimensional.

Durante a conexão das bobinas de diferentes pares, tomou-se cuidado para que as bobinas pequenas internas estivessem com o sentido de enrolamento de seus fios invertidos em relação aos fios das bobinas grandes externas. Isso garante uma diferença de fase de  $90^0$  entre as correntes conduzidas simultaneamente pelos pares de Helmholtz.

Com isso, a aplicação de uma corrente alternada apropriada, advinda de uma mesma fonte de corrente, de modo a assegurar a sincronização entre os pares é suficiente para a criação do campo magnético giratório na área de trabalho útil das bobinas.

Apesar da construção e teste de vários circuitos amplificadores em meia ponte e ponte completa ao longo do projeto, decidiu-se por comprar um amplificador de classe D profissional,

pela inclusão de fábrica de mecanismos de segurança contra sobrecarga ou curtos-circuitos. A placa foi comprada da loja Triell Audio Systems e possui 1800 Watts de potência disponível quando operando sobre uma carga de  $2 \Omega$ . Como fonte de sinal senoidal para a alimentação da placa, foi usado um gerador de função padrão.

Figura 25 – Placa de circuito de amplificador de classe D Triell Audio Systems.



Fonte: Elaborada pelo autor; construção Triell Audio Systems

Antes da conexão da placa amplificadora com o circuito ressonante, checkou-se a capacitância real das diferentes configurações do banco de capacitores incluso no suporte das bobinas, por meio de um multímetro suficientemente preciso. Na configuração em que todos os capacitores encontram-se ligados em série, obteve-se o valor  $10,5 \text{ nF}$ , apropriado para a criação de frequências ligeiramente menores do que  $5000 \text{ Hz}$ . Já na configuração em que todos os capacitores encontram-se ligados em paralelo, o valor obtido para a capacitância resultante foi de  $262 \text{ nF}$ , ligeiramente maior do que os  $250 \text{ nF}$  esperados na teoria. Por isso, a expectativa da frequência operante foi atualizada, de  $1000 \text{ Hz}$  para  $983 \text{ Hz}$ .

Para aumentar o alcance do trabalho às frequências mais baixas do que  $900 \text{ Hz}$ , construiu-se um banco de capacitores adicional através da junção de capacitores MKT (Metalized Polyester Film

Capacitor) de  $10\mu\text{F}$  com gradação de voltagem até  $250\text{V}$  em uma configuração mista em série e paralelo de modo a obter uma capacitância resultante de  $25\mu\text{F}$ . A associação deste banco com a carga indutiva de  $100\text{mH}$  permite a utilização da frequência de  $100\text{ Hz}$ .

*Figura 26: Banco de capacitores para circuito ressonante com capacitância equivalente a  $25\mu\text{F}$*



Fonte: Elaborada pelo autor; construção própria

Para as primeiras caracterizações eletrônicas, conectou-se o banco de capacitores de  $25\mu\text{F}$  em série com o sistema de bobinas de Helmholtz bidimensional já na configuração apropriada para a criação de campos giratórios. Em seguida, conectou-se o amplificador diretamente com a entrada do banco de capacitores e adicionou-se um amperímetro à montagem, em série com todos os outros componentes. Por fim, um osciloscópio foi conectado em paralelo com o circuito fechado para monitorar a qualidade da onda senoidal conduzida pelo sistema.

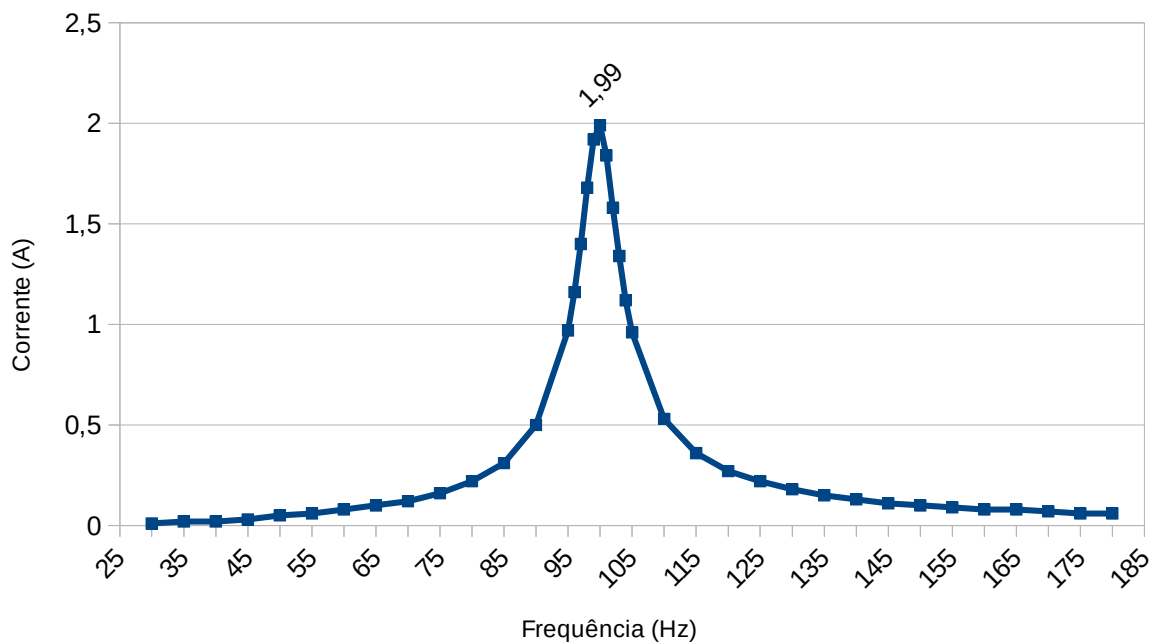
Mapeou-se como a corrente variava em uma ampla gama de frequências, de modo a acompanhar sua diminuição à medida que o circuito se afasta da ressonância LC. Esses valores permitem o cálculo de vários parâmetros de interesse, como a largura da banda de atuação do sistema e seu fator de qualidade de ressonância [93,94].

Repetiu-se o mesmo procedimento para a obtenção destes valores, porém utilizando o banco de capacitores de  $262\text{nF}$ .

#### 4.1.1 Resultados dos testes de ressonância

A coleta dos valores de corrente em diferentes frequências para a configuração de bobinas de Helmholtz associada ao banco de capacitores de 25 $\mu$ F pode ser analisada na figura abaixo.

Figura 27 – Resultado dos testes de ressonância para a configuração Helmholtz bidimensional e banco de capacitores 25 $\mu$ F; ressonância ótima a 100Hz; frequência de corte inferior a 95Hz; e frequência de corte superior a 105 Hz



Fonte: Elaborada pelo autor

A frequência ressonante  $f_c$  de um dado circuito  $LC$  é o ponto no qual a reatância capacitiva cancela-se perfeitamente com a reatância indutiva, fazendo com que a passagem de corrente seja máxima. No caso em questão, isso ocorre exatamente aos 100 Hz.

A largura de banda  $Bw$  se refere à diferença entre os valores da frequência de corte superior  $f_h$  e da frequência de corte inferior  $f_l$ , nos quais a corrente conduzida será igual à metade da corrente total durante a ressonância [91,93]:

$$Bw = f_h - f_l \quad (25)$$

O fator de qualidade  $Q$  é uma medida adimensional, proporcional à energia máxima armazenada no sistema, em relação à energia dissipada em cada ciclo. Esta métrica pode ser estimada diretamente dos dados experimentais e se relacionará à largura da banda  $Bw$  por:

$$Q = \frac{f_c}{Bw} \quad (26)$$

No caso do perfil de ressonância representado na **figura 28**, temos um  $Q$  igual a:

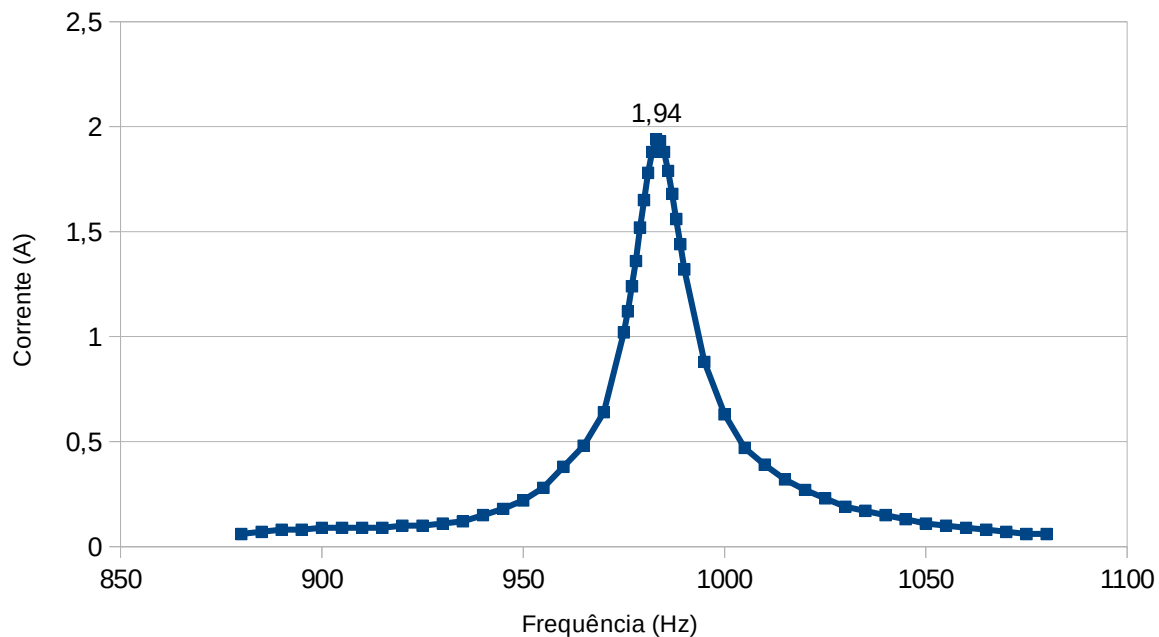
$$Q = \frac{100 \text{ Hz}}{105 \text{ Hz} - 95 \text{ Hz}} = 10 \quad (27)$$

Quanto maior o fator de qualidade  $Q$ , menor será a largura de banda do circuito, o que significa, para a aplicação em questão, que a energia fornecida será cada vez menor se o sistema estiver longe da frequência de ressonância. Contudo, um  $Q$  maior estará relacionado a uma maior responsividade energética em casos próximos da ressonância, possivelmente refletindo-se na intensidade do campo magnético gerado.

No caso do circuito ressonante de maior frequência 983Hz, o qual relaciona as bobinas de Helmholtz com o banco de capacitor de 262nF, podemos observar esta dinâmica analisando seus dados plotados na figura a seguir e subsequentemente calculando seu fator de qualidade  $Q$  a partir de sua largura de Banda  $Bw$ .



Figura 28 – Resultado dos testes de ressonância para a configuração Helmholtz bidimensional e banco de capacitores 262nF; ressonância ótima a 983Hz; frequência de corte inferior a 975Hz; e frequência de corte superior a 993 Hz

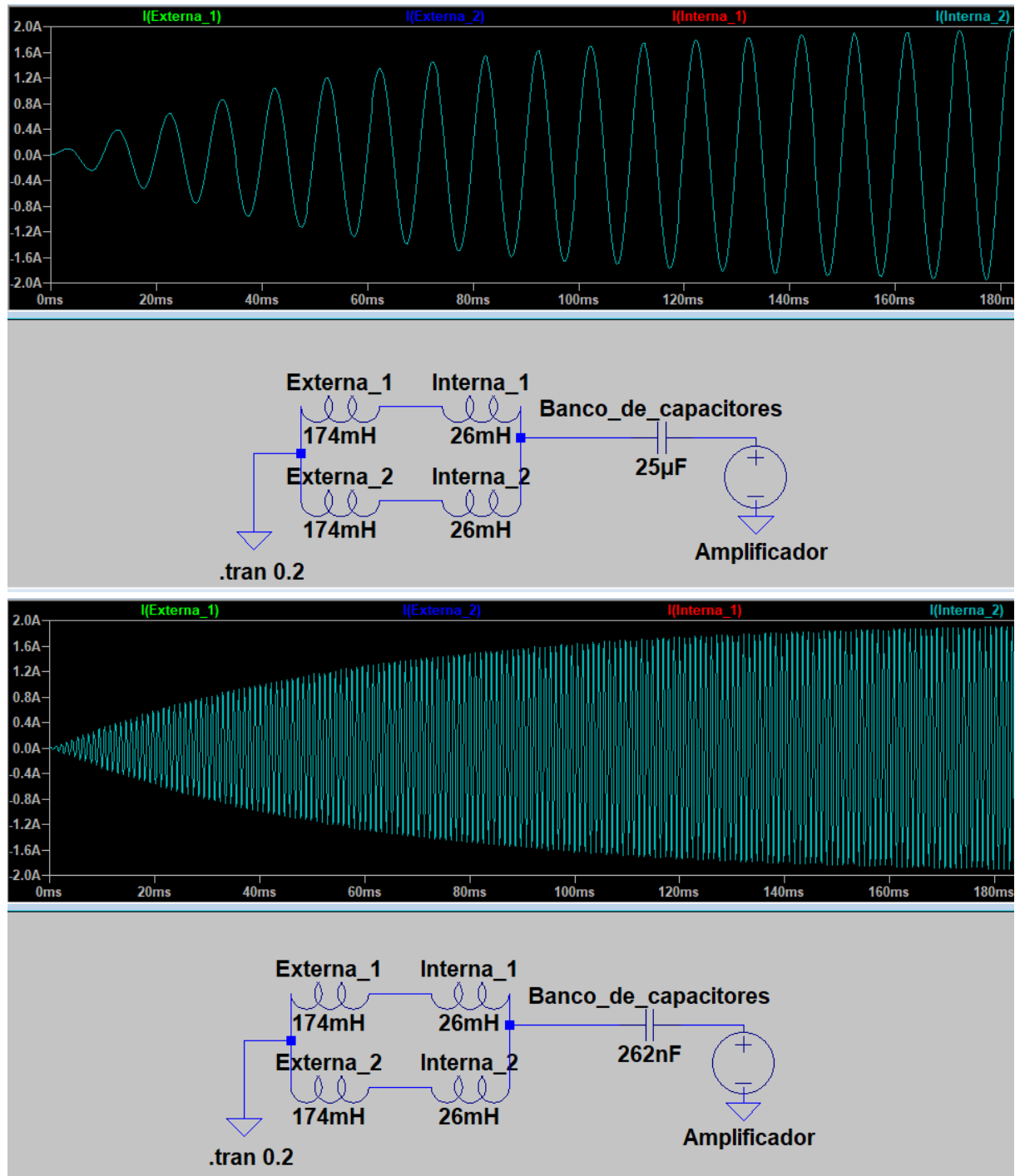


Fonte: Elaborada pelo autor

$$Q = \frac{983 \text{ Hz}}{993 \text{ Hz} - 975 \text{ Hz}} \approx 55 \quad (28)$$

Ambos os circuitos operam sobre uma faixa razoavelmente confortável de largura de banda e atingem a frequência ressonância sem maiores problemas.

Figura 29 – Conexão entre as bobinas internas e externas no circuito, levando em conta os bancos de capacitores em cada caso, 25 $\mu$ F (acima) e 262nF (abaixo). O padrão oscilatório demonstrado sobre os diagramas representa o acúmulo de energia nos ciclos ressonantes até a estabilização da corrente máxima



Fonte: Elaborada pelo autor; programa Ltpice [95]

Para o desenvolvimento da próxima etapa, foca-se na caracterização dos campos magnéticos criados pelas diferentes configurações de circuitos ressonantes.

## 4.2 Medições dos campos magnéticos alternados

Com as frequências ressonantes devidamente caracterizadas, torna-se possível a análise experimental da intensidade dos campos magnéticos gerados pelo sistema de atuação, nas diferentes frequências operantes.

Para a realização dos testes, foi empregado um teslâmetro de bancada capaz de mensurar campos magnéticos alternados e contínuos com boa precisão. Os campos giratórios, gerados pelo sistema de bobinas de Helmholtz bidimensional na configuração de 90 graus, são compostos por campos senoidais originários de cada par de bobinas. Nestas condições, a medição do campo total, ainda que inacessível à sonda do teslâmetro de forma global, pode ser realizada por intermédio da caracterização dos campos alternados individuais dos pares de Helmholtz.

O tetrâmetro foi usado na obtenção de campos da seguinte forma: inicialmente, posicionou-se sua sonda diagonalmente no plano retangular que limita a área de trabalho útil dos pares de bobinas. O objetivo desta configuração foi captar a intensidade total do campo resultante da interferência construtiva entre os campos individuais dos pares de bobinas perpendiculares.

Em seguida, mediu-se o campo alternado produzido individualmente por cada par de Helmholtz – tanto os internos quanto os externos – posicionando-se a sonda do teslâmetro paralelamente à face das bobinas de cada par. Assim, pôde-se comparar a contribuição individual de cada uma na formação do campo magnético giratório total.

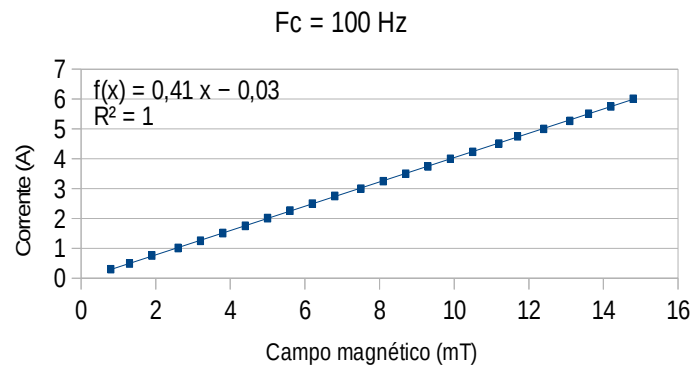
O procedimento foi realizado tanto para a frequência de 100 Hz, utilizando-se o banco de capacitores de  $25\mu\text{F}$ , quanto para a frequência de 983 Hz, utilizando-se o banco de capacitores chaveados, na configuração de  $262\text{nF}$ . A variação dos campos magnéticos foi registrada em incrementos de corrente de 0,25 Amperes, e os diversos campos alternados quadráticos médios (RMS) foram registrados à medida que o teslâmetro os indicava.

Por fim, foram tabulados todos os valores em gráficos, conforme as figuras a seguir, e realizou-se uma regressão linear, pelo método dos mínimos quadrados, de modo a obter a equação da reta linear para a extrapolação dos campos magnéticos gerados em outras condições de correntes.

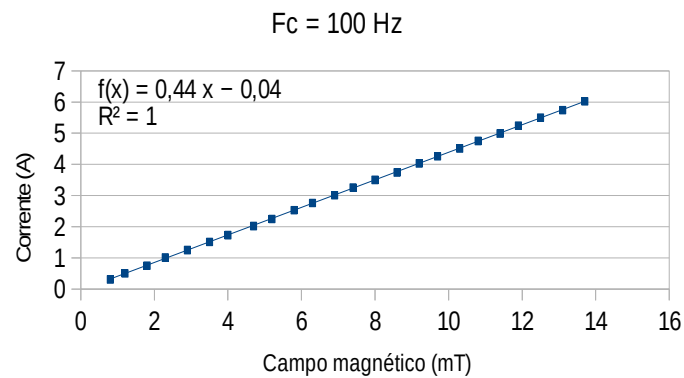
É importante mencionar que, em virtude da ligação paralela entre os terminais dos conjuntos de bobinas, a amperagem medida pelo amperímetro, representada nos gráficos a seguir, expressa o dobro do valor da corrente elétrica conduzida em cada bobina.

Figura 30 – Intensidade do campo magnético do sistema de atuação reagindo ao aumento progressivo de corrente em seus terminais de entrada, em frequência de ressonância de 100 Hz

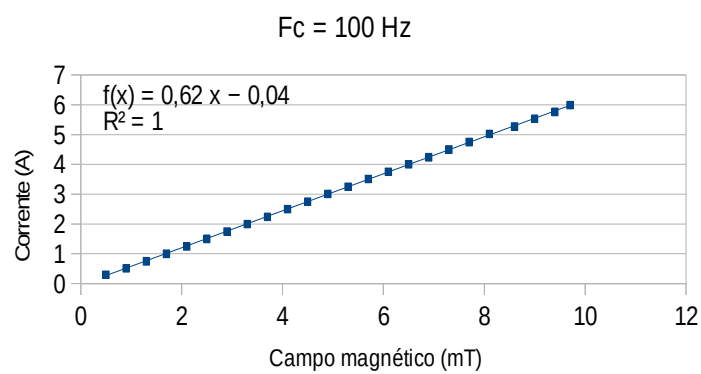
Campo magnético medido diagonalmente entre os pares de bobinas



Campo magnético medido paralelamente ao par de bobinas externas



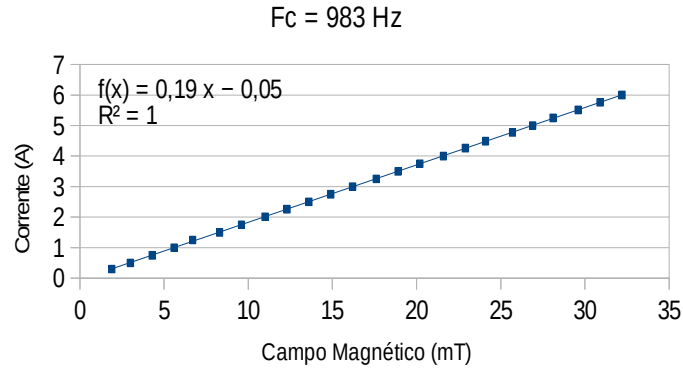
Campo magnético medido paralelamente ao par de bobinas internas



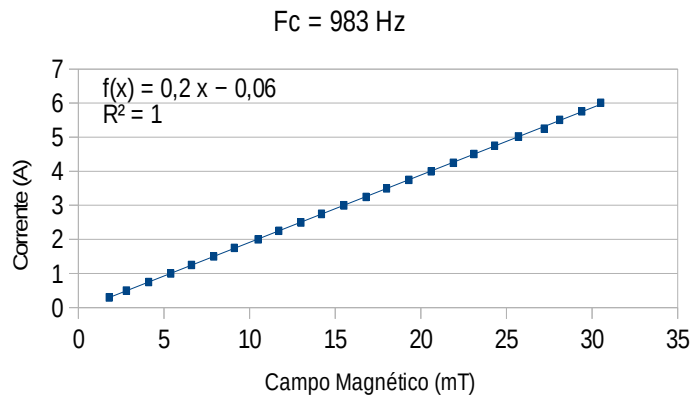
Fonte: Elaborada pelo autor

Figura 31 – Intensidade do campo magnético do sistema de atuação reagindo ao aumento progressivo de corrente em seus terminais de entrada, em frequência de ressonância de 983 Hz

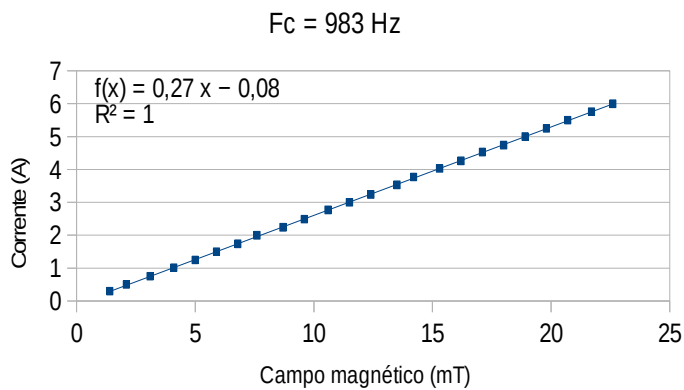
Campo magnético medido diagonalmente entre os pares de bobinas



Campo magnético medido paralelamente ao par de bobinas externas



Campo magnético medido paralelamente ao par de bobinas internas



Fonte: Elaborada pelo autor

A direção dos campos tabulados e analisados foi fortemente inspirada pelas simulações computacionais realizadas no programa *ANSYS Maxwell<sup>TM</sup>*, conforme se explicou no capítulo 2. Tentou-se obter os mesmos padrões de campo observados nas **figuras 13, 14 e 15** para traçar comparações comportamentais entre o sistema simulado e o real.

Logo no início da análise, é possível observar que o par de bobinas externas mantém o padrão de campo mais intenso se comparado ao par de bobinas menores. Durante os testes na frequência de 100 Hz, quando se alcançaram 6 Amperes de corrente total, as bobinas internas exibiram um campo magnético com apenas 70% da intensidade do campo das bobinas externas (9,7 mT para as bobinas internas e 13,7 mT para as externas), o que é uma diferença ainda maior do que se pôde notar nas simulações computacionais (85%).

Na frequência superior de 983 Hz, também analisando com a corrente de 6 Amperes, o padrão se manteve, com a bobina interna exibindo um campo com 74% da intensidade das bobinas externas (22,6 mT para as bobinas internas e 30,5 mT para as externas). Curiosamente, o campo das bobinas internas foi mais intenso em relação às bobinas externas na situação de maior frequência.

Outra observação imediata é o fato de a intensidade dos campos magnéticos ser bem maior, para uma mesma corrente, na situação de frequência 983 Hz se comparada à frequência de 100 Hz. Possivelmente, esse é um reflexo do maior fator de qualidade **Q**, observado na situação de frequência mais alta, que prevê uma maior disponibilidade de corrente no momento de ressonância.

Por fim, é possível perceber que a intensidade do campo magnético diagonal é ligeiramente maior do que a do campo magnético das bobinas externas e, conseqüentemente, a do campo magnético das bobinas internas. Nessa configuração, podemos tomar esse fato como uma confirmação da identidade elipsoide, não perfeitamente circular, do campo magnético criado. Ainda assim, pela natureza cíclica do campo e sua boa intensidade na situação de ressonância a 983 Hz, ele possivelmente estará apto a ser aplicado buscando ao menos uma prova de conceito em relação à possibilidade de hipertermia em baixa frequência.

### **4.3 Hipertermia em baixa frequência**

Quando se considera a escala nanotecnológica, é possível observar que se tem acesso a todo tipo de estruturas magnéticas para uma ampla variedade de aplicações inusitadas [96-97].

Diferentes respostas a campos magnéticos qualificam diferentes unidades ativas

nanoscópicas para aplicações específicas [98]. Portanto, serão analisados os usos de nanopartículas superparamagnéticas em aplicações de hipertermia local por intermédio de um campo magnético giratório.

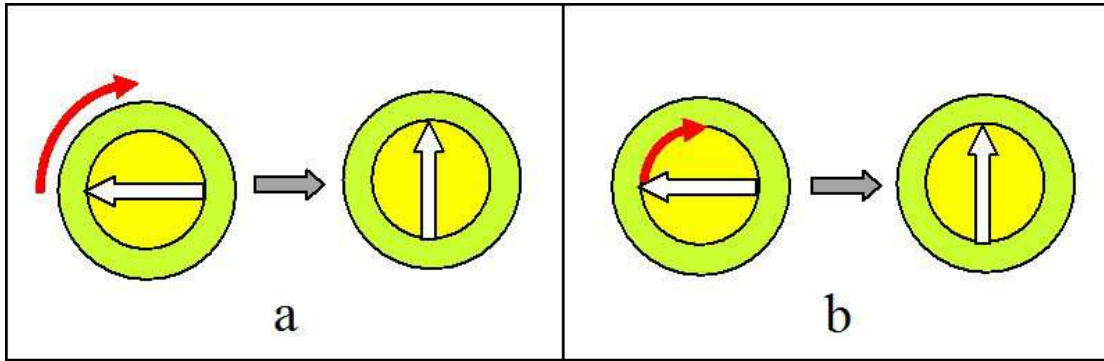
#### *4.3.1 Contextualização teórica da hipertermia por atuação magnética*

A hipertermia magnética por nanopartículas diz respeito à prática de elevar a temperatura em áreas específicas, normalmente com as unidades ativas próximas a tecidos cancerígenos ou danificados, de modo a eliminar de maneira eficiente e altamente precisa estas estruturas biológicas nocivas [23,26,99]. Além de usos voltados a terapias médicas sedimentadas, há um amplo campo tecnológico que busca aplicar os sinais térmicos da hipertermia de nanopartícula na realização de estímulos em áreas de difícil acesso, como o sistema nervoso [100].

Fatores externos e internos às unidades ativas podem influenciar na medida experimental de seu aquecimento, como a temperatura do meio, a viscosidade do fluido que as envolve, a dimensão de seus momentos magnéticos e até mesmo seu formato e tamanho [101]. Dito isso, em termos teóricos os dois fenômenos físicos que informam preferencialmente o potencial de aquecimento de uma unidade ativa, quando esta é exposta a um campo magnético alternado, serão o relaxamento de Néel e o relaxamento browniano [44,102].

O relaxamento de Néel diz respeito a eventos de plasticidade nos momentos magnéticos intrínsecos de uma unidade ativa, ou seja, é esse o nome dado à inversão da direção preferencial dos domínios magnéticos de uma estrutura, buscando o alinhamento com um campo magnético externo [103]. O relaxamento browniano diz respeito aos eventos de rotação e realinhamento direcional espacial de uma dada unidade ativa, de modo a ordenar o seu momento magnético com a direção do campo magnético externo [44].

Figura 32 – Relaxamentos browniano e de Néel. Em (a), a partícula alinha seu eixo estrutural físico totalmente, indicativo de relaxamento browniano; em (b), apenas seu momento magnético se alinha ao campo externo aplicado



Fonte: Reproduzida de [104]

A frequência com que estes eventos acontecem em nanoestruturas diversas é descrita pelas seguintes equações:

$$f_{Néel} = \frac{1}{2\pi\tau_0} \exp\left(\frac{-KV}{K_B T}\right) \quad (29)$$

$$f_{Brown} = \frac{K_B T}{8\pi\eta R_H^3} \quad (30)$$

Na **equação 29**,  $K$  é a densidade de energia anisotrópica da unidade ativa e  $V$  é seu volume. Quando tomados juntamente, eles especificam a barreira energética a ser superada para que a inversão do seu momento magnético possa ocorrer [102].  $\tau_0$  é o tempo de tentativa específico de cada material, e normalmente será da ordem de  $10^{-9}$  s para nanopartículas baseadas em ferrites. A temperatura  $T$  do meio também afetará a probabilidade dessa inversão de momento magnético e, por fim,  $K_B$  é a constante de Boltzmann, com valor de  $1.38 \times 10^{-23}$  J/K .

A **equação 29** compartilha a constante de Boltzmann  $K_B$  com a **equação 30** e também é afetada pela temperatura  $T$  do meio.  $R_H$  é o raio hidrodinâmico das unidades ativas em questão,



de modo que seu formato influenciará sua possibilidade de rotação. Já  $\eta$  é a viscosidade específica do fluido, no qual as unidades ativas estarão submersas.

Em diferentes frequências de oscilação de campos magnéticos externos, ou o relaxamento de Néel ou o relaxamento browniano tendem a dominar a liberação energética térmica das unidades ativas. De maneira geral, em casos em que a frequência de alternância do campo magnético externo é baixa, a contribuição do relaxamento browniano será a força dominante no aquecimento. Porém, nos casos em que as oscilações de campo magnético externo ocorrem em alta frequência, o relaxamento de Néel tende a ser o fenômeno principal na hipertermia [44,102]. Dito isso, as características individuais das unidades ativas podem subverter facilmente essa generalização [103].

Para maximizar a liberação térmica de um sistema baseado no atuador magnético de baixa frequência descrito no presente trabalho, deseja-se, em princípio, otimizar os parâmetros que promoverão o relaxamento browniano como fenômeno dominante. Para isso, é vantajoso analisar como algumas nanopartículas superparamagnéticas e micropartículas ferromagnéticas – duas das unidades ativas mais prevalentes em aplicações biomédicas – comportam-se termicamente sob a influência de um dos perfis de campo magnético.

#### *4.3.2 Metodologia e testes de hipertermia magnética*

Para a realização dos testes exploratórios de hipertermia, foram utilizados três tipos de nanopartículas superparamagnéticas hidrossolúveis, gentilmente disponibilizadas pelo laboratório de nanobiotecnologia da Universidade de Brasília; São elas: Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>Au [105], PPPL [106], e Bonfex4 [107,108]. Além disso, foi incluso um pó bruto de magnetita peneirado ferromagnético como a quarta amostra, para efeito comparativo.

As nanopartículas e o pó de magnetita foram pesados em quantidades iguais a 0,5 g e diluídas em 1mL de água destilada e desionizada, dentro de microtubos de 1,5mL. O mesmo foi realizado com o pó de magnetita, que se mantém em suspensão por alguns minutos antes de iniciar o processo de sedimentação.

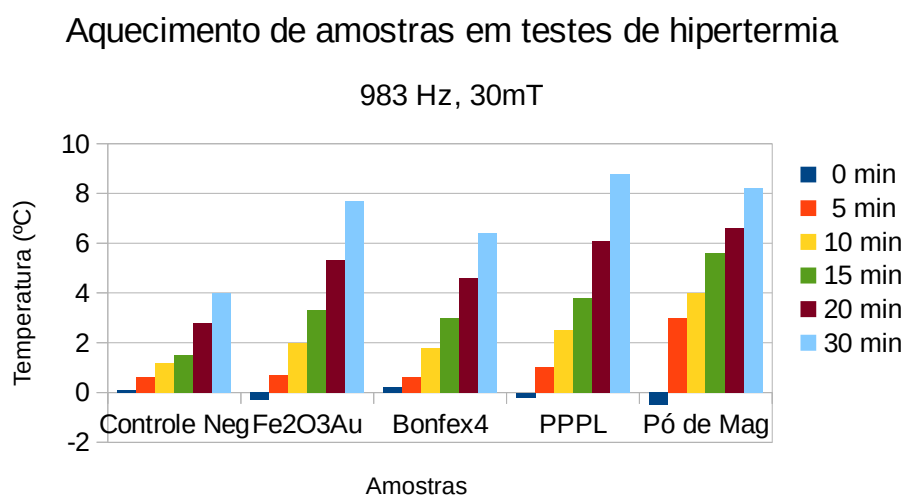
Todos os microtubo foram introduzidos em um suporte de isopor, com o intuito de isolá-los de possíveis aquecimentos decorrentes de irradiações ambientais. Introduziu-se um tubo de água destilada e desionizada pura para servir de controle negativo ao experimento.

O sistema de atuação magnética foi inicializado utilizando a frequência de atuação de 983 Hz, a qual se mostrou a mais energética, com os campos magnéticos de maior intensidade disponíveis. A intensidade do campo magnético utilizado foi calibrada em 30 mT.

A temperatura das suspensões de nanopartículas superparamagnéticas, do pó de magnetita ferromagnética e do controle negativo foi tomada antes do posicionamento no interior da área de trabalho útil do atuador magnético. No tempo 0, todas as amostras se encontravam próximas à temperatura ambiente de 27 °C. Em intervalos de 5 minutos, todas foram retiradas, de modo que sua temperatura fosse medida e atualizada até a marca dos 20 minutos de duração – quando, por fim, deixaram-se as amostras por um último período de 10 minutos. Ao totalizar 30 minutos de experimento, todas as amostras foram removidas e tiveram suas temperaturas medidas por um termopar acoplado em um multímetro.

Os valores de temperatura iniciais, intermediários e finais de todas as amostras foram tabulados e descontados do valor da temperatura ambiente, 27 °C, para ressaltar o aumento real de temperatura ao longo do experimento. Os dados já tratados são apresentados no gráfico da **figura 33**.

Figura 33 – Aumento de temperatura, descontando-se o valor da temperatura ambiente, observado nas amostras ao longo dos testes de hipertermia no atuador magnético a 983 Hz e 30mT



Fonte: Elaborada pelo autor

### 4.3.3 Discussão dos resultados de hipertermia

Analisando os dados da seção anterior, é possível perceber que todas as amostras que continham alguma unidade ativa magnética exibiram um padrão de aquecimento mais vigoroso do que o controle negativo.

Além disso, o pó bruto de magnetita exibiu um aquecimento mais intenso já no primeiro momento de medição, aos 5 minutos, ao passo que todas as nanopartículas seguiram um padrão de aquecimento bem mais modesto no início, ficando próximas do controle negativo em relação à temperatura observada até os 10 minutos de experimento.

Ao final do experimento, todas as amostras magnéticas tinham temperatura semelhante e, como mencionado, notadamente superior à temperatura final do controle negativo.

O controle negativo também aqueceu. Apesar de todos os esforços para evitar que a irradiação de calor da fiação das bobinas chegasse até as amostras, não foi possível impedir esta contaminação totalmente. Pode-se supor que ao menos parte do aquecimento observado nas amostras magnéticas foi causado pelo mesmo fator externo que afetou o controle negativo.

A composição físico-química do pó bruto de magnetita não favorece a manutenção continuada de sua suspensão na água, de modo que, já ao final dos primeiros 5 minutos, grande parte das micropartículas encontravam-se decantadas ao fundo do microtubo, o que potencialmente prejudicou os mecanismos de aquecimento que dependem da mobilidade das unidades ativas, como é o caso do relaxamento browniano. Esta hipótese pode começar a explicar a desaceleração do aquecimento que se observa nesta amostra, cujo aumento de temperatura ocorre principalmente nos primeiros minutos de exposição ao campo magnético giratório.

É possível que a mesma composição simultânea de relaxamento de Néel e relaxamento browniano informe as curvas de aquecimento das nanopartículas. Porém, graças a uma aglutinação de nanopartículas ao longo do experimento [109], a vantagem comparativa que um maior raio hidrodinâmico aparenta fornecer – como no caso do pó de magnetita – passa a estar disponível para as nanopartículas após um determinado momento. Sendo assim, a baixa frequência de atuação magnética giratória torna-se capaz de induzir o aquecimento desejado nas amostras, valorizando os mecanismos de atrito por relaxamento browniano [110].

Uma última hipótese é a de que o aquecimento nas amostras advém em grande parte da contaminação por irradiação de calor da fiação das bobinas até os microtubos. Essa contaminação pode ser mais efetiva nos casos em que há materiais diferentes na água.

Sem dúvida, testes adicionais, com uma maior variedade de amostras, são necessários para a elucidação dessas questões.

## 5 CONCLUSÕES E PERSPECTIVAS FUTURAS

No presente trabalho, desenvolveu-se um sistema de atuação magnética que opera por meio de campos gerados por bobinas na configuração de Helmholtz. O sistema se mostrou efetivo em produzir campos magnéticos giratórios com boas intensidades, em frequências próximas de ambas as taxas de atuação desejadas, de 100 Hz e 1000 Hz. Os bancos de capacitores projetados, em conjunto com a unidade de amplificação de sinais escolhida, foram capazes de interagir consistentemente, permitindo larguras de banda e fatores de qualidade apropriados para a aplicação prática do sistema nos testes preliminares de hipertermia. Os testes exploratórios com unidades ativas magnéticas diversas tiveram resultados instigantes e abriram várias possibilidades para investigações futuras.

A curto prazo, o sistema pode ampliar seu leque de frequências disponíveis para testes, variando-se o banco de capacitores chaveado que está embutido em seu suporte. Caso sejam estáveis, as frequências de atuação magnéticas próximas a 5000 Hz liberadas com esta simples modificação permitirão testes de hipertermia ainda mais conclusivos.

Não se pode ignorar a perspectiva do acoplamento de bancos de capacitores ainda mais diversos, desbloqueando frequências de atuação muito mais lentas ou muito mais rápidas nos aprimoramentos posteriores do equipamento.

Considerando as modificações futuras para o protótipo, reconstruir as bobinas de Helmholtz utilizando discos de Bitter, em vez de fios de cobre esmaltados, como espiras individuais mais refrigeráveis [69] abriria a possibilidade de campos magnéticos muito mais fortes, pelas correntes elétricas condutíveis mais intensas. Portanto, para que a porção eletrônica do sistema seja capaz de fornecer a potência necessária, o desenvolvimento do circuito de alimentação definitivo, no qual todas as fases de geração de sinal e ganho de potência são unidas diretamente, contemplará estes próximos passos funcionais, facilitando o escalonamento energético.

Quanto às aplicações laboratoriais e biomédicas do protótipo, além das já mencionadas terapias por hipertermia com nanopartículas, pode-se explorar, por exemplo – em estudos de microfluídica –, a condução ordenada de gotículas de ferrofluidos, facilitada por trilhas metálicas condutivas, as quais delinham o caminho do fluido magnético a cada ciclo do campo giratório aplicado [111]. Isso permitiria o carregamento simultâneo de várias biomoléculas de modo automatizado, abrindo portas para reações bioquímicas diversas em um paradigma mais acelerado.

Já em aplicações médicas diretas, é amplamente promissora a exploração da ablação tecidual por indução magnética remota [112]. Nesse caso, o sistema opera não sobre nanopartículas difusas, mas sim sobre materiais condutivos passivos à indução de correntes de Foucault, gerando o aquecimento que este fenômeno favorece. Isso pode vir a validar uma nova gama de estratégias para aplicações térmicas de interesse terapêutico, com o mesmo arcabouço não invasivo facilitado pela atuação magnética remota.

Por fim, o escalonamento das dimensões espaciais do protótipo é uma prioridade para aprofundar as potenciais aplicações médicas dessa classe de atuador magnético. O aumento da área útil do atuador, até ser capaz de envolver totalmente a caixa craniana de um humano adulto, é de particular interesse às explorações científicas com este equipamento, já que desde estímulos neuronais facilitados por nanopartículas [100], passando por estímulos neuronais magnéticos diretos [22] e chegando ao novo campo promissor da atuação magnética cerebral mediada por modificações genéticas [113], conhecido como magnetogenética [114], todas estas áreas médicas experimentais se beneficiariam de um atuador magnético versátil, de encaixe conveniente com o crânio do usuário, assim como o apresentado no presente trabalho.

Uma vasta gama de aplicações promissoras deriva diretamente das técnicas de atuação magnética remota, indicando que essa linha investigativa se manterá relevante no futuro da engenharia biomédica.

## REFERÊNCIAS

- [1] Mann, S. (2008). Life as a nanoscale phenomenon. *Angewandte Chemie International Edition*, 47(29), 5306-5320.
- [2] Grzybowski, B. A., & Huck, W. T. (2016). The nanotechnology of life-inspired systems. *Nature nanotechnology*, 11(7), 585-592.
- [3] Zhao, J., Xu, L., Zhang, T., Ren, G., & Yang, Z. (2009). Influences of nanoparticle zinc oxide on acutely isolated rat hippocampal CA3 pyramidal neurons. *Neurotoxicology*, 30(2), 220-230.
- [4] Loh, X. J., Lee, T. C., Dou, Q., & Deen, G. R. (2016). Utilising inorganic nanocarriers for gene delivery. *Biomaterials science*, 4(1), 70-86.
- [5] Karimi, M., Ghasemi, A., Zangabad, P. S., Rahighi, R., Basri, S. M. M., Mirshekari, H., ... & Ghosh, D. (2016). Smart micro/nanoparticles in stimulus-responsive drug/gene delivery systems. *Chemical Society Reviews*, 45(5), 1457-1501.
- [6] Trappmann, B., Gautrot, J. E., Connelly, J. T., Strange, D. G., Li, Y., Oyen, M. L., ... & Spatz, J. P. (2012). Extracellular-matrix tethering regulates stem-cell fate. *Nature materials*, 11(7), 642-649.
- [7] Ruenraroengsak, P., Cook, J. M., & Florence, A. T. (2010). Nanosystem drug targeting: facing up to complex realities. *Journal of Controlled Release*, 141(3), 265-276.
- [8] Karreman, M. A., Hyenne, V., Schwab, Y., & Goetz, J. G. (2016). Intravital correlative microscopy: Imaging life at the nanoscale. *Trends in cell biology*, 26(11), 848-863.
- [9] Gannon, C. J., Patra, C. R., Bhattacharya, R., Mukherjee, P., & Curley, S. A. (2008). Intracellular gold nanoparticles enhance non-invasive radiofrequency thermal destruction of human gastrointestinal cancer cells. *Journal of nanobiotechnology*, 6(1), 2.
- [10] Wendler, J. J., Porsch, M., Nitschke, S., Köllermann, J., Siedentopf, S., Pech, M., ... & Liehr, U. B. (2015). A prospective Phase 2a pilot study investigating focal percutaneous irreversible electroporation (IRE) ablation by NanoKnife in patients with localised renal cell carcinoma (RCC) with delayed interval tumour resection (IRENE trial). *Contemporary clinical trials*, 43, 10-19.
- [11] Lakhal, S., & Wood, M. J. (2011). Exosome nanotechnology: an emerging paradigm shift in drug delivery. *Bioessays*, 33(10), 737-741.
- [12] Sensenig, R., Sapir, Y., MacDonald, C., Cohen, S., & Polyak, B. (2012). Magnetic nanoparticle-based approaches to locally target therapy and enhance tissue regeneration in vivo. *Nanomedicine*, 7(9), 1425-1442.
- [13] Wang, W., Castro, L. A., Hoyos, M., & Mallouk, T. E. (2012). Autonomous motion of metallic microrods propelled by ultrasound. *ACS nano*, 6(7), 6122-6132.
- [14] Ilic, O., Kaminer, I., Lahini, Y., Buljan, H., & Soljagic, M. (2016). Exploiting optical asymmetry for controlled guiding of particles with light. *ACS Photonics*, 3(2), 197-202.

- [15] Zeeshan, M. A., & Nelson, B. J. (2013). Generating Magnetic Fields for Controlling Nanorobots in Medical Applications. *Nanorobotics: Current Approaches and Techniques*, 275
- [16] Martel, S. (2015). Magnetic nanoparticles in medical nanorobotics. *Journal of Nanoparticle Research*, 17(2), 75.
- [17] Estelrich, J., Escribano, E., Queralt, J., & Busquets, M. A. (2015). Iron oxide nanoparticles for magnetically-guided and magnetically-responsive drug delivery. *International journal of molecular sciences*, 16(4), 8070-8101.
- [18] Celedon, A., Hale, C. M., & Wirtz, D. (2011). Magnetic manipulation of nanorods in the nucleus of living cells. *Biophysical journal*, 101(8), 1880-1886.
- [19] {Zhang, L., Abbott, J. J., Dong, L., Kratochvil, B. E., Bell, D., & Nelson, B. J. (2009). Artificial bacterial flagella: Fabrication and magnetic control. *Applied Physics Letters*, 94(6), 064107
- [20] Ye, Z., Régnier, S., & Sitti, M. (2014). Rotating magnetic miniature swimming robots with multiple flexible flagella. *IEEE Transactions on Robotics*, 30(1), 3-13.
- [21] Bourland, J. D., Mouchawar, G. A., Nyenhuis, J. A., Geddes, L. A., Foster, K. S., Jones, J. T., & Graber, G. P. (1990). Transchest magnetic (eddy-current) stimulation of the dog heart. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 28(2), 196-198.
- [22] Zangen, A., Roth, Y., Voller, B., & Hallett, M. (2005). Transcranial magnetic stimulation of deep brain regions: evidence for efficacy of the H-coil. *Clinical neurophysiology*, 116(4), 775-779.
- [23] Chatterjee, D. K., Diagaradjane, P., & Krishnan, S. (2011). Nanoparticle-mediated hyperthermia in cancer therapy. *Therapeutic delivery*, 2(8), 1001-1014.
- [24] Hedayatnasab, Z., Abnisa, F., & Daud, W. M. A. W. (2017). Review on magnetic nanoparticles for magnetic nanofluid hyperthermia application. *Materials & Design*, 123, 174-196.
- [25] Nichols, J. W., & Bae, Y. H. (2012). Odyssey of a cancer nanoparticle: from injection site to site of action. *Nano today*, 7(6), 606-618.
- [26] Peng, X. H., Qian, X., Mao, H., & Wang, A. Y. (2008). Targeted magnetic iron oxide nanoparticles for tumor imaging and therapy. *International journal of nanomedicine*, 3(3), 311.
- [27] Yang, C. C., Yang, S. Y., Ho, C. S., Chang, J. F., Liu, B. H., & Huang, K. W. (2014). Development of antibody functionalized magnetic nanoparticles for the immunoassay of carcinoembryonic antigen: a feasibility study for clinical use. *Journal of nanobiotechnology*, 12(1), 44.
- [28] Egolf, P. W., Shamsudhin, N., Pané, S., Vuarnoz, D., Pokki, J., Pawlowski, A. G., ... & Ansari, M. H. D. (2016). Hyperthermia with rotating magnetic nanowires inducing heat into tumor by fluid friction. *Journal of Applied Physics*, 120(6), 064304.
- [29] Feynman, R. P. (1960). There's plenty of room at the bottom. *Engineering and science*, 23(5), 22-36.
- [30] Drexler, K. E., & Minsky, M. (1990). *Engines of creation* (pp. 171-190). London: Fourth Estate.
- [31] Drexler, K. E. (1992). *Nanosystems: molecular machinery, manufacturing, and computation*. John Wiley & Sons, Inc..



- [32] Mavroidis, C., & Ferreira, A. (2013). Nanorobotics: past, present, and future. In *Nanorobotics* (pp. 3-27). Springer New York.
- [33] Sattler, K. D. (Ed.). (2010). *Handbook of nanophysics: nanomedicine and nanorobotics*. CRC Press.
- [34] Sattler, K. D. (Ed.). (2010). *Handbook of nanophysics: principles and methods*. CRC press.
- [35] Eigler, D. M., & Schweizer, E. K. (1990). Positioning single atoms with a scanning tunnelling microscope. *Nature*, 344(6266), 524-526.
- [36] Shi, C., Luu, D. K., Yang, Q., Liu, J., Chen, J., Ru, C., ... & Sun, Y. (2016). Recent advances in nanorobotic manipulation inside scanning electron microscopes. *Microsystems & Nanoengineering*, 2, 16024.
- [37] Sharma, G., Dubey, A., & Mavroidis, C. (2013). Protein-Based Nanoscale Actuation. In *Nanorobotics* (pp. 425-455). Springer New York.
- [38] Zhao, Q., Wang, L., Cheng, R., Mao, L., Arnold, R. D., Howerth, E. W., ... & Platt, S. (2012). Magnetic nanoparticle-based hyperthermia for head & neck cancer in mouse models. *Theranostics*, 2(1), 113.
- [39] Tehrani, M. D., Kim, M. O., & Yoon, J. (2014). A novel electromagnetic actuation system for magnetic nanoparticle guidance in blood vessels. *IEEE Transactions on Magnetics*, 50(7), 1-12.
- [40] Punyabrahma, P., & Jayanth, G. R. (2015). A magnetic micro-manipulator for application of three dimensional forces. *Review of Scientific Instruments*, 86(2), 025004.
- [41] Do, T. D., Amin, F. U., Noh, Y., Kim, M. O., & Yoon, J. (2016). Guidance of Magnetic Nanocontainers for Treating Alzheimer's Disease Using an Electromagnetic, Targeted Drug-Delivery Actuator. *Journal of biomedical nanotechnology*, 12(3), 569-574.
- [42] Xu, T., Yu, J., Yan, X., Choi, H., & Zhang, L. (2015). Magnetic actuation based motion control for microrobots: An overview. *Micromachines*, 6(9), 1346-1364.
- [43] Zhang, E., Kircher, M. F., Koch, M., Eliasson, L., Goldberg, S. N., & Renström, E. (2014). Dynamic magnetic fields remote-control apoptosis via nanoparticle rotation. *ACS nano*, 8(4), 3192-3201.
- [44] Ota, S., Kitaguchi, R., Takeda, R., Yamada, T., & Takemura, Y. (2016). Rotation of magnetization derived from brownian relaxation in magnetic fluids of different viscosity evaluated by dynamic hysteresis measurements over a wide frequency range. *Nanomaterials*, 6(9), 170.
- [45] Sendoh, M., Ishiyama, K., & Arai, K. I. (2003). Fabrication of magnetic actuator for use in a capsule endoscope. *IEEE Transactions on Magnetics*, 39(5), 3232-3234.
- [46] Sendoh, M., Yamazaki, A., Chiba, A., Soma, M., Ishiyama, K., & Arai, K. I. (2004, October). Spiral type magnetic micro actuators for medical applications. In *Micro-Nanomechatronics and Human Science, 2004 and The Fourth Symposium Micro-Nanomechatronics for Information-Based Society, 2004. Proceedings of the 2004 International Symposium on* (pp. 319-324). IEEE.
- [47] HALLIDAY, R. WALKER, *Fundamentos de Física-vol. 3, Rio de Janeiro: LTC-Livros Técnicos e Científicos Editora Ltda., 2009. 395 p. ISBN 978-85-216-1607-8.*
- [48] Serway, R., & Jewett, J. (2013). *Physics for scientists and engineers with modern physics*. Nelson Education.

- [49] Griffiths, D. J. College R (1999) Introduction to electrodynamics.
- [50] Coey, J. M. D. (1995). Rare-earth magnets. *Endeavour*, 19(4), 146-151.
- [51] Baun, O., & Blümmler, P. (2017). Permanent magnet system to guide superparamagnetic particles. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 439, 294-304.
- [52] Waki, H., Igarashi, H., & Honma, T. (2006). Analysis of magnetic shielding effect of layered shields based on homogenization. *IEEE transactions on magnetics*, 42(4), 847-850.
- [53] Man, J., Ding, F., Li, Q., & Da, J. (2010). Novel high-speed electromagnetic actuator with permanent-magnet shielding for high-pressure applications. *IEEE Transactions on Magnetics*, 46(12), 4030-4033.
- [54] Mahoney, A. W., & Abbott, J. J. (2014). Generating rotating magnetic fields with a single permanent magnet for propulsion of untethered magnetic devices in a lumen. *IEEE Transactions on Robotics*, 30(2), 411-420.
- [55] Do, T. N., Ho, K. Y., & Phee, S. J. (2016). A Magnetic Soft Endoscopic Capsule-Inflated Intra-gastric Balloon for Weight Management. *Scientific reports*, 6.
- [56] Halbach, K. (1980). Design of permanent multipole magnets with oriented rare earth cobalt material. *Nuclear instruments and methods*, 169(1), 1-10.
- [57] Belardi, J., Schorr, N., Prucker, O., & Rühle, J. (2011). Artificial cilia: Generation of magnetic actuators in microfluidic systems. *Advanced Functional Materials*, 21(17), 3314-3320.
- [58] Cheng, Y., Muroski, M. E., Petit, D. C., Mansell, R., Vemulkar, T., Morshed, R. A., ... & Zhang, L. (2016). Rotating magnetic field induced oscillation of magnetic particles for in vivo mechanical destruction of malignant glioma. *Journal of Controlled Release*, 223, 75-84.
- [59] Cooley, C. Z., Stockmann, J. P., Armstrong, B. D., Sarracanie, M., Lev, M. H., Rosen, M. S., & Wald, L. L. (2015). Two-dimensional imaging in a lightweight portable MRI scanner without gradient coils. *Magnetic resonance in medicine*, 73(2), 872-883.
- [60] Cooley, C. Z., Stockmann, J. P. (2017). "Improved Uniformity of the Spatial PSF for Portable MRI Using an Optimized Rotating Magnet," *Proc. 25th Annu. Meet. ISMRM Honol. 2017*, p. 1049, 2017.
- [61] Arcese, L., Fruchard, M., & Ferreira, A. (2013). Propulsion and Navigation Control of MRI-Guided Drug Delivery Nanorobots. In *Nanorobotics* (pp. 243-273). Springer New York.
- [62] Nance, E., Timbie, K., Miller, G. W., Song, J., Louttit, C., Klibanov, A. L., ... & Hanes, J. (2014). Non-invasive delivery of stealth, brain-penetrating nanoparticles across the blood– brain barrier using MRI-guided focused ultrasound. *Journal of controlled release*, 189, 123-132.
- [63] Dahmen, C., Wortmann, T., & Fatikow, S. (2013). Techniques for MRI-Based Nanorobotics. In *Nanorobotics* (pp. 301-322). Springer New York.
- [64] Cerofolini, G. F., & Amato, P. (2013). Sensing Strategies for Early Diagnosis of Cancer by Swarm of Nanorobots: An Evidential Paradigm. In *Nanorobotics* (pp. 331-352). Springer New York.
- [65] Kummer, M. P., Abbott, J. J., Kratochvil, B. E., Borer, R., Sengul, A., & Nelson, B. J. (2010). OctoMag: An electromagnetic system for 5-DOF wireless micromanipulation. *IEEE Transactions on Robotics*, 26(6), 1006-1017.

- [66] Bergeles, C., Kummer, M. P., Kratochvil, B. E., Framme, C., & Nelson, B. J. (2011, September). Steerable intravitreal inserts for drug delivery: in vitro and ex vivo mobility experiments. In *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention* (pp. 33-40). Springer, Berlin, Heidelberg.
- [67] Chen, R., Romero, G., Christiansen, M. G., Mohr, A., & Anikeeva, P. (2015). Wireless magnetothermal deep brain stimulation. *Science*, 347(6229), 1477-1480.
- [68] Godínez, F. A., Chávez, O., & Zenit, R. (2012). Note: Design of a novel rotating magnetic field device. *Review of Scientific Instruments*, 83(6), 066109.
- [69] Podaru, G., Moore, J., Dani, R. K., Prakash, P., & Chikan, V. (2015). Nested Helmholtz coil design for producing homogeneous transient rotating magnetic fields. *Review of Scientific Instruments*, 86(3), 034701.
- [70] Zhe, W., Yang, Y., Qiuliang, W., & Tao, S. (2008). A novel rotating magnetic field generator for driving magnetic micro-machine. *IEEE Transactions on Applied Superconductivity*, 18(2), 887-890.
- [71] Petković, D. M., & Radić, M. D. (2015). Generalization of Helmholtz coil problem. *Serbian Journal of Electrical Engineering*, 12(3), 375-384.
- [72] Cacak, R. K., & Craig, J. R. (1969). Magnetic field uniformity around near-Helmholtz coil configurations. *Review of Scientific Instruments*, 40(11), 1468-1470.
- [73] Beiranvand, R. (2014). Magnetic field uniformity of the practical tri-axial Helmholtz coils systems. *Review of Scientific Instruments*, 85(5), 055115.
- [74] Prinkey, M. (2013). CubeSat Attitude Control Testbed Design: Merritt 4-Coil per axis Helmholtz Cage and Spherical Air Bearing. In *AIAA Guidance, Navigation, and Control (GNC) Conference* (p. 4942).
- [75] Abbott, J. J. (2015). Parametric design of tri-axial nested Helmholtz coils. *Review of Scientific Instruments*, 86(5), 054701.
- [76] Choi, H., Choi, J., Jang, G., Park, J. O., & Park, S. (2009). Two-dimensional actuation of a microrobot with a stationary two-pair coil system. *Smart Materials and Structures*, 18(5), 055007.
- [77] Vach, P. J., & Faivre, D. (2015). The triathlon of magnetic actuation: Rolling, propelling, swimming with a single magnetic material. *Scientific reports*, 5, srep09364.
- [78] Pops, H. (Ed.). (1995). *Nonferrous Wire Handbook: Principles and Practice*. Wire Association International.
- [79] Eaton, J. W., Bateman, D., & Hauberg, S. (2007). *GNU Octave version 3.0. 1 manual: a high-level interactive language for numerical computations*. SoHo Books.
- [80] Maxwell, A. (2012). 3D v. 15-Electromagnetic and Electromechanical Analysis: user's guide/Ansys Inc. *Pittsburgh, 1006*, 11.
- [81] Victor. (2016). VC2002 Function Generator Instruction Manual, Victor.
- [82] Kenington, P. B. (2000). *High linearity RF amplifier design*. Artech House, Inc..
- [83] Leach, W. M. (2003). *Introduction to electroacoustics and audio amplifier design*. Kendall/Hunt Publishing Company.

- [84] Honda, J., & Adams, J. (2005). Class D audio amplifier basics. *International Rectifier Application Note*. < <http://www.irf.com>.
- [85] Pires, F. J. A. (2013). Amplificador de áudio classe D.
- [86] Cerezo, J. (2005). Class D audio amplifier performance relationship to MOSFET parameters. *International Rectifier application note, AN-1070*, <http://www.irf.com/technical-info/appnotes/an-1070.pdf>.
- [87] Gaalaas, E. (2006). Class D audio amplifiers: What, why, and how. *Analog Dialogue*, 40(6), 1-7.
- [88] Dancy, A. P., & Chandrakasan, A. P. (1997, June). Ultra low power control circuits for PWM converters. In *Power Electronics Specialists Conference, 1997. PESC'97 Record., 28th Annual IEEE* (Vol. 1, pp. 21-27). IEEE.
- [89] Donkers, F. (1975). An introduction to Digital Signal Processing.
- [90] Kazimierczuk, M. K. (1991, November). Class D voltage-switching MOSFET power amplifier. In *IEE Proceedings B (Electric Power Applications)* (Vol. 138, No. 6, pp. 285-296). IET Digital Library.
- [91] Agarwal, A., & Lang, J. (2005). *Foundations of analog and digital electronic circuits*. Morgan Kaufmann.
- [92] Nilsson, J. W. (2008). *Electric circuits*. Pearson Education India.
- [93] Harlow, J. H. (2004). *Electric power transformer engineering*. CRC press.
- [94] Ellis, B. (2006). Electronic circuits, fundamentals and applications. *Soldering & Surface Mount Technology*, 18(4).
- [95] LTspice, I. V., & Models, D. (2013). Linear technology.
- [96] Kang, J. H., Super, M., Yung, C. W., Cooper, R. M., Domansky, K., Graveline, A. R., ... & Watters, A. L. (2014). An extracorporeal blood-cleansing device for sepsis therapy. *Nature medicine*, 20(10), 1211-1216.
- [97] Nguyen, T. K., Duong, H. T., Selvanayagam, R., Boyer, C., & Barraud, N. (2015). Iron oxide nanoparticle-mediated hyperthermia stimulates dispersal in bacterial biofilms and enhances antibiotic efficacy. *Scientific reports*, 5, 18385.
- [98] Sattler, K. D. (Ed.). (2016). *Handbook of nanophysics: nanoparticles and quantum dots*. CRC press.
- [99] Ohtake, M., Umemura, M., Sato, I., Akimoto, T., Oda, K., Nagasako, A., ... & Hoshino, Y. (2017). Hyperthermia and chemotherapy using Fe (Salen) nanoparticles might impact glioblastoma treatment. *Scientific Reports*, 7.
- [100] Colombo, E., Feyen, P., Antognazza, M. R., Lanzani, G., & Benfenati, F. (2016). Nanoparticles: A challenging vehicle for neural stimulation. *Frontiers in neuroscience*, 10.
- [101] Kolhatkar, A. G., Jamison, A. C., Litvinov, D., Willson, R. C., & Lee, T. R. (2013). Tuning the magnetic properties of nanoparticles. *International journal of molecular sciences*, 14(8), 15977-16009
- [102] Landers, J., Salamon, S., Remmer, H., Ludwig, F., & Wende, H. (2016). Simultaneous Study of Brownian and Néel Relaxation Phenomena in Ferrofluids by Mössbauer Spectroscopy. *Nano letters*, 16(2), 1150-1155.
- [103] Deissler, R. J., Wu, Y., & Martens, M. A. (2014). Dependence of Brownian and Néel relaxation times on magnetic field strength. *Medical physics*, 41(1).

- [104] Nedelcu, G. (2008). Magnetic nanoparticles impact on tumoral cells in the treatment by magnetic fluid hyperthermia. *Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures*, 3(3), 103-107.
- [105] Coelho, B. C. P., Siqueira, E. R., Ombredane, A. S., Joanitti, G. A., Chaves, S. B., da Silva, S. W., ... & Sousa, M. H. (2017). Maghemite–gold core–shell nanostructures ( $\gamma$ -Fe<sub>2</sub>O<sub>3</sub>@ Au) surface-functionalized with aluminium phthalocyanine for multi-task imaging and therapy. *RSC Advances*, 7(19), 11223-11232.
- [106] Silva, A. F. D. (2016). Caracterização e determinação da ocupação catiônica de nanopartículas de magnetita dopadas com ítrio.
- [107] Alexandrescu, R., Bello, V., Bouzas, V., Costo, R., Dumitrache, F., García, M. A., ... & Veintemillas-Verdaguer, S. (2010, October). Iron Oxide Materials Produced by Laser Pyrolysis. In *AIP Conference Proceedings* (Vol. 1275, No. 1, pp. 22-25). AIP.
- [108] Py-Daniel, K. R. (2017). Desenvolvimento e aplicação biológica de nanossistemas contendo o fotossensibilizante cloreto de alumínio ftalocianina.
- [109] Pearce, J., Giustini, A., Stigliano, R., & Hoopes, P. J. (2013). Magnetic Heating of Nanoparticles: The Importance of Particle Clustering to Achieve Therapeutic Temperatures. *Journal of nanotechnology in engineering and medicine*, 4(1), 011005.
- [110] Ferguson, R. M., Khandhar, A. P., Jonasson, C., Blomgren, J., Johansson, C., & Krishnan, K. M. (2013). Size-dependent relaxation properties of monodisperse magnetite nanoparticles measured over seven decades of frequency by AC susceptometry. *IEEE transactions on magnetics*, 49(7), 3441-3444.
- [111] Katsikis, G., Cybulski, J. S., & Prakash, M. (2015). Synchronous universal droplet logic and control. *Nature Physics*, 11(7), 588-596.
- [112] Kataria, V., Berte, B., Vandekerckhove, Y., Tavernier, R., & Duytschaever, M. (2017). Remote Magnetic versus Manual Navigation for Radiofrequency Ablation of Paroxysmal Atrial Fibrillation: Long-Term, Controlled Data in a Large Cohort. *BioMed research international*, 2017.
- [113] Wheeler, M. A., Smith, C. J., Ottolini, M., Barker, B. S., Purohit, A. M., Grippo, R. M., ... & Patel, M. K. (2016). Genetically targeted magnetic control of the nervous system. *Nature neuroscience*, 19(5), 756-761.
- [114] Nimpf, S., & Keays, D. A. (2017). Is magnetogenetics the new optogenetics?. *The EMBO journal*, e201797177.

## ANEXO 1

### Código Octave

$$B_{\max} = 30 \cdot 10^{-3}$$

$$B_{\min} = 25 \cdot 10^{-3}$$

$$r_{\text{médio}} = 0.085$$

$$l = 0.040$$

$$N = 360$$

$$d_{\text{fio}} = 1.628 \cdot 10^{-3}$$

$$f = 2.5 \cdot 10^3$$

$$\text{espiras}_{\text{cm}} = 5.6$$

$$\text{kg}_{\text{km}} = 18.5$$

$$\text{ohm}_{\text{km}} = 8.17$$

$$I_{\max} = (r_{\text{médio}} \cdot B_{\max}) / (0.8991 \cdot 10^{-6} \cdot N)$$

$$I_{\min} = (r_{\text{médio}} \cdot B_{\min}) / (0.8991 \cdot 10^{-6} \cdot N)$$

$$L = N^2 \cdot r_{\text{médio}} \cdot 0.494 \cdot 10^{-6} + ((N^2 \cdot r_{\text{médio}}^4 \cdot \pi \cdot 10^{-7} \cdot (\log((16 \cdot r) / d_{\text{fio}}) - 2))) / 2$$

$$C_s = 1 / ((2 \cdot \pi \cdot f)^2 \cdot 2 \cdot L)$$

$$\text{qnt}_{\text{fio}} = (2 \cdot \pi \cdot r_{\text{médio}} \cdot N)$$

$$\text{ohm} = (\text{qnt}_{\text{fio}} \cdot \text{ohm}_{\text{km}}) / 1000$$

$$\text{peso} = (\text{qnt}_{\text{fio}} \cdot \text{kg}_{\text{km}}) / 1000$$

$$\text{camadas} = N / ((\text{espiras}_{\text{cm}} \cdot l) / 0.01)$$

$$\text{altura} = \text{camadas} \cdot d_{\text{fio}}$$