

UnB - UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FGA - FACULDADE GAMA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**DESENVOLVIMENTO DE MAGNETIZADOR PARA
TRATAMENTO MAGNÉTICO DA ÁGUA**

MARCELO GIOVANE ALVES

ORIENTADOR: Dr. Euler de Vilhena Garcia

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

PUBLICAÇÃO: 35A/2015

BRASÍLIA/DF: JULHO – 2015

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
FACULDADE UNB GAMA
ENGENHARIA BIOMÉDICA

DESENVOLVIMENTO DE MAGNETIZADOR PARA TRATAMENTO
MAGNÉTICO DA ÁGUA.

MARCELO GIOVANE ALVES

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.

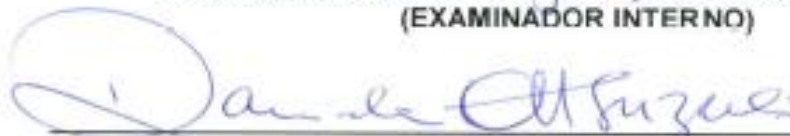
APROVADA POR:



EULER VILHENA GARCIA, Dr. - FGA / UNB
(ORIENTADOR)



CRISTIANO JACQUES MIOSSO RODRIGUES, Dr. - FGA/UNB
(EXAMINADOR INTERNO)



DANIELA OTA HISAYASU SUZUKI, Dra. - UFSC
(EXAMINADORA EXTERNO)

BRASÍLIA, 31 DE JULHO DE 2015

BRASÍLIA/DF, 31 DE JULHO DE 2015.

FICHA CATALOGRÁFICA

MARCELO GIOVANE ALVES

DESENVOLVIMENTO DE MAGNETIZADOR PARA TRATAMENTO MAGNÉTICO DA ÁGUA, [Distrito Federal] 2015.

95.p., 210 x 297 mm (FGA/UnB Gama, Mestre, Engenharia Biomédica, 2015). Dissertação de Mestrado - Universidade de Brasília. Faculdade Gama. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

1. PROJETO

2. SIMULAÇÃO

3. PROTÓTIPO

4. ÁGUA ESTRUTURADA

I. FGA UnB Gama/ UnB.
tratamento magnético da água

II. Desenvolvimento de magnetizador para

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

ALVES, M. G. (2015). DESENVOLVIMENTO DE MAGNETIZADOR PARA TRATAMENTO MAGNÉTICO DA ÁGUA. Dissertação de Mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 35A/2015, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Faculdade Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 95.p..

CESSÃO DE DIREITOS

AUTOR: MARCELO GIOVANE ALVES

TÍTULO: DESENVOLVIMENTO DE MAGNETIZADOR PARA TRATAMENTO MAGNÉTICO DA ÁGUA

GRAU: Mestre

ANO: 2015

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender tais cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

2015

ENDEREÇO: CONDOMÍNIO ECO. PQ MIRANTE, 152 – SHTO (SANTA MARIA).
CEP:72595-630 – Brasília, DF – Brasil.

DEDICATÓRIA

Esse trabalho é dedicado à Mãe natureza, que nos brinda com sua presença todos os dias através da água em nossos corpos e em todos os reinos.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos primeiramente ao Universo pela oportunidade de serviço disponibilizada, aos meus pais pelo apoio incondicional e a minha esposa pelo suporte nos momentos mais difíceis. Aos amigos que de alguma forma nos impulsionaram a realização deste trabalho e ao nosso Orientador pelas contribuições feitas.

*"A Água Estruturada é a essência de toda a vida, o homem que puder controlar essa estrutura molecular em sistemas celulares mudará o mundo".
Dr. Albert Szent-Gyorgy, Nobel de medicina em 1937.*

RESUMO

DESENVOLVIMENTO DE MAGNETIZADOR PARA TRATAMENTO MAGNÉTICO DA ÁGUA

Autor: MARCELO GIOVANE ALVES

Orientador: Prof. Dr. Euler de Vilhena Garcia

Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Brasília, Julho de 2015.

INTRODUÇÃO. A exposição a campos magneto-estáticos possui efeitos comprovados na função dos canais iônicos celulares. Pode alterar sua cinética por rotação dos fosfolipídios da membrana e consequente deformação das estruturas dos canais associados. Ou ativar canais dependentes de tensão por alterações no gradiente elétrico celular. Também foram relatados efeitos citoprotetores na quimioterapia com cisplatina e mudanças nos arranjos moleculares da água em estado líquido (domínios coerentes ou zonas de exclusão): estes rearranjos alteram várias propriedades macroscópicas (*e.g.*, índice de refração, viscosidade, taxa de evaporação, solubilidade de gases, absorção do espectro IV, pH). Ou ainda, efeitos nos mecanismos de relaxação da energia vibracional das moléculas de água e do spin dos prótons. Estes efeitos fazem com que o tratamento magnético da água (WMT) seja usado industrialmente com sucesso comprovado em tratamento anti-incrustações em tubulações e com sucesso não tão comprovado em terapias clínicas alternativas. Porém não há padronização ou dimensionamento no WMT que favoreça a execução e reprodutibilidade de estudos. **OBJETIVOS.** Em função de uma lacuna de conhecimento na compreensão do princípio ativo que possibilite o desencadear os efeitos relatados, vislumbra-se a possibilidade de contribuir com a caracterização da componente magnética de forma a disponibilizar um arranjo de ímãs permanentes que possibilite a uniformização da indução magnética em 100% do volume da amostra. Permitindo-se que esta componente não mais influencie as demais variáveis de controle de forma desconhecida em sua forma de distribuição espacial e variações de intensidade. **METODOLOGIA.** Inicialmente, buscaram-se experimentos de WMT publicados em grau suficiente de detalhes que permitissem sua replicação por simulação, e também por *layouts* de arranjos magneto-estáticos de alta efetividade (Halbach e Aubert). Os cilindros Halbach (Hc) e Aubert (Au) foram aproximados a 95% do ideal teórico por anéis discretizados compostos por 16 Ímãs comerciais e foram simulados cilindros de 4, 6, 8, 12 e 16 anéis concêntricos. Os experimentos publicados e arranjos magnéticos foram simulados no software Maxwell (versão 12, ANSYS), quatro vezes cada um para atestar a convergência dos dados obtidos. Resultados são apresentados em ilustrações da indução magnética (B) nos planos XY, XZ, YZ, e valores numéricos nas linhas de corte transversal e longitudinal. **RESULTADOS.** B possui menor dispersão na amostra de água à medida que o cilindro aumenta (56,7% e 0,4%, respectivamente para Au-16 e Hc-16 anéis), o maior valor dos arranjos Aubert é devido à inversão de polaridade do campo presente. Além de maior dispersão longitudinal, arranjos Aubert possuem dispersão transversal, com B disposta em faixas de valores; o que não acontece com cilindros Halbach. Em compensação, cilindros Aubert mostram valores máximos (em módulo) de B progressivamente mais altos (Au-4: 159 mT, Hc-4: 193 mT; Au-6: 203 mT, Hc-6:

21 6mT; Au-8: 234 mT, Hc-8: 225 mT; Au-12: 249 mT, Hc-12: 232 mT; Au-16: 258 mT, Hc-16: 233 mT). Os dois experimentos reproduzidos a partir da literatura científica apresentaram valores bem mais fracos de B (máximos de 4,4 mT e 16 mT, respectivamente). Por último, construiu-se um protótipo em plástico ABS e ímãs de neodímio do cilindro Halbach de 8 anéis. **CONCLUSÕES.** Este trabalho permite concluir que para uma irradiação homogênea e constante de uma amostra de água deve-se optar por um magnetizador em cilindro Halbach. Cilindros Aubert, contudo, devem ser preferidos caso seja possível manter o volume de líquido a ser irradiado limitado a uma das faixas transversais de B . Desta forma, é possível testar diferentes valores de B para um mesmo cilindro construído. Trabalhos futuros incluem o estudo de magnetização estática e dinâmica de amostras de águas em diferentes aplicações.

Palavras-chave: Tratamento Magnético da Água, Água Estruturada, Projeto, Simulação, Protótipo.

ABSTRACT

MAGNETISER DEVELOPMENT FOR MAGNETIC WATER TREATMENT

Author: MARCELO GIOVANE ALVES

Supervisor: Dr. Euler de Vilhena Garcia

Post-Graduation Program in Biomedical Engineering

Brasília, July of 2015.

INTRODUCTION. Exposure to static magnetic fields has effects on cellular ion channel function. This may be due to membrane phospholipids rotation and, therefore, deformation of channel structures. Or else, by activation of voltage-dependent channels due to changes in cell electric gradient. Cito-protective effects in cisplatin chemotherapy and changes in liquid water molecules arrangements were also reported (coherent domains or exclusion zones), with shifts in several macroscopic properties (e.g, refraction index, viscosity, evaporation ratio, gas solubility, IV-spectrum absorption, pH). Also, there were changes in relaxation mechanisms of water molecules vibrational energy and proton spin. Altogether, these results are responsible for the successful use of water magnetic treatment (WMT) in anti-scale facilities and the not-so-successful use in alternative therapies. However, there are no standards or dimensioning in WMT which favours studies execution and reproducibility. **AIMS.** Due to a knowledge gap in understanding the active ingredient that enables the trigger the reported effects, envisions the possibility of contributing to the characterization of magnetic component in order to provide a permanent magnet arrangement that enables the standardization of magnetic induction 100% of the sample volume. Allowing that this component no longer influence other unknown form of control variables in form of spatial distribution and intensity variations. **METHODS.** Firstly, scientific literature were reviewed in search for replicable experiments and static magnet *layouts* of high effectivity (Halbach e Aubert). Halbach (Hc) and Aubert (Au) cylinders were approximated to 95% of the ideal limit by discretized rings composed of 16 commercially available magnets. Cylinders of 4, 6, 8, 12 and 16 concentric rings were simulated. Selected publicized experiments and all cylinder *layouts* were simulated in Maxwell software (version 12, ANSYS), four times each to assess for output data convergence. Results are shown in magnetic induction (B) illustrations of XY, XZ and YZ plans, as well as numeric values in longitudinal and transversal cut lines. **RESULTS.** As cylinder length increased, B showed lesser dispersion in water sample (56,7% and 0,4%, Au-16 e Hc-16 rings respectively), the higher Aubert layout values due to polarity inversion of the magnetic field. Besides higher longitudinal dispersion, Aubert *layouts* showed transversal dispersion, with B depicted in layers; which was not seen in Halbach cylinders. On the other hand, Aubert cylinders had increasingly higher (modulus) maximum values (Au-4: 159 mT, Hc-4: 193 mT; Au-6: 203 mT, Hc-6: 216 mT; Au-8: 234 mT, Hc-8: 225 mT; Au-12: 249 mT, Hc-12: 232 mT; Au-16: 258 mT, Hc-16: 233 mT). The two selected experiments drawn from scientific literature showed considerably lower B values (top values: 4,4mT and 16mT, respectively). We also designed an 8-ring Halbach cylinder prototype in ABS plastic with neodymium magnets. **CONCLUSIONS.** In summary, this work shows that a Halbach cylinder *layout* is better suited for a stable and homogeneous irradiation of a water sample. However, Aubert cylinders may be favoured whether the required liquid sample can be confined in one of the available B layers. In such cases it is possible to evaluate several B values with the same cylinder. Future work includes static and dynamic magnetization of water sample in several distinct applications.

Key-words: Magnetic Water Treatment, Structured Water, Project, Simulation, Prototype.

SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO.....	15
1.1.	OBJETIVOS.....	19
1.1.1.	Objetivos específicos.....	19
1.2.	ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO.....	20
2.	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	21
3.	METODOLOGIA.....	26
3.1	Seleção do referencial teórico.....	26
3.2	Metodologia de simulação.....	27
3.3	Experimentos simulados.....	29
3.4	Definição dos requisitos de projeto para construção do protótipo.....	33
4.	RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	34
4.1.	Referencial teórico.....	34
4.2.	Padrões de Qualidade.....	36
4.3.	Análise das Simulações.....	37
4.3.1.	Simulação do experimento de Gang.....	39
4.3.2.	Simulação do experimento de Toledo.....	41
4.3.3.	Cálculo teórico de B para o arranjo Aubert.....	43
4.3.4.	Simulação arranjo Aubert.....	45
4.3.4.1.	Simulação arranjo Aubert com 4 anéis.....	45
4.3.4.2.	Simulação arranjo Aubert com 6 anéis.....	47
4.3.4.3.	Simulação arranjo Aubert com 8 anéis.....	49
4.3.4.4.	Simulação arranjo Aubert com 12 anéis.....	51
4.3.4.5.	Simulação arranjo Aubert com 16 anéis.....	53
4.3.4.6.	Resumo simulações Aubert.....	55
4.3.5.	Cálculo teórico de B para o arranjo Halbach.....	57
4.3.6.	Simulação arranjo Halbach.....	58
4.3.6.1.	Simulação arranjo Halbach com 4 anéis.....	59
4.3.6.2.	Simulação arranjo Halbach com 6 anéis.....	60
4.3.6.3.	Simulação arranjo Halbach com 8 anéis.....	62
4.3.6.4.	Simulação arranjo Halbach com 12 anéis.....	64
4.3.6.5.	Simulação arranjo Halbach com 16 anéis.....	66
4.3.6.6.	Resumo simulações Halbach.....	67
4.4.	Escolha do arranjo a ser prototipado.....	70
4.5.	Construção do protótipo.....	71
5.	CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS.....	74
	REFERÊNCIAS.....	76
	APÊNDICE.....	81

LISTA DE FIGURAS

Fig. 1: Configurações de um arranjo Halbach (unipolar)	29
Fig. 2: Diagrama esquemático de um arranjo Aubert com dois cilindros (bipolar)	30
Fig. 3: Geometria utilizada no experimento de Toledo	31
Fig. 4: Geometria utilizada no experimento de Gang	31
Fig. 5: Malha de discretização refinada automaticamente (a) e manualmente (b)	39
Fig. 6: Corte transversal e frontal da geometria do arranjo Gang com linha L1	39
Fig. 7: Simulação Gang com ímã de NdFe35 ($B_r = 0,16$ T) nos planos XYZ.....	40
Fig. 8: Distribuição típica de B ao longo de L1 da primeira simulação Gang.....	40
Fig. 9: Corte transversal e frontal da geometria do arranjo Toledo com linhas L2 e L3.....	41
Fig. 10: Simulação Toledo ($B_r = 0,055$ T) nos planos XYZ.....	42
Fig. 11: Distribuição típica de B ao longo de L2 da primeira simulação Toledo.....	42
Fig. 12: Distribuição típica de B ao longo de L3 da primeira simulação Toledo.....	43
Fig. 13: Tipos de cilindros Aubert conforme a distribuição da indução magnética.....	44
Fig. 14: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 4 anéis e linha L4.....	46
Fig. 15: Simulação Aubert de 4 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.....	46
Fig. 16: Distribuição típica de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 4 anéis.....	47
Fig. 17: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 6 anéis e linha L4.....	47
Fig. 18: Simulação Aubert de 6 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.....	48
Fig. 19: Distribuição típica de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 6 anéis.....	49
Fig. 20: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 8 anéis e linha L4.....	49
Fig. 21: Simulação Aubert de 8 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.....	50
Fig. 22: Distribuição típica de B ao longo de para o arranjo Aubert com 8 anéis.....	51
Fig. 23: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 12 anéis e linha L4.....	51
Fig. 24: Simulação Aubert de 12 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.....	52
Fig. 25: Distribuição típica de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 12 anéis.....	52
Fig. 26: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 16 anéis e linha L4.....	53
Fig. 27: Distribuição típica de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 16 anéis.....	54
Fig. 28: Distribuição típica ampliada de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 16 anéis.....	54
Fig. 29: Sobreposição da Distribuição típica de B ao longo de L4 (180 mm) para todas simulações do arranjo Aubert.....	56
Fig. 30: Tipos de cilindros Halbach conforme a distribuição da indução magnética.....	57
Fig. 31: A eficiência do arranjo Halbach em função da relação dos raios internos, externos e de p.....	58
Fig. 32: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 4 anéis e linha L5.....	59
Fig. 33: Simulações Halbach com 4 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.....	59

Fig.34: Distribuição típica de B ao longo de L5 para o arranjo Halbach com 4 anéis.....	60
Fig.35: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 6 anéis e linha L5.....	61
Fig.36: Simulações Halbach com 6 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2 \text{ T}$), nos planos XYZ.....	61
Fig.37: Distribuição típica de B ao longo de L5 para o arranjo Halbach com 6 anéis.....	62
Fig.38: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 8 anéis e linha L5.....	63
Fig.39: Simulações Halbach com 8 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2 \text{ T}$), nos planos XYZ.....	63
Fig.40: Distribuição típica de B ao longo de L5 para o arranjo Halbach com 8 anéis.....	64
Fig.41: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 12 anéis e linha L5.....	64
Fig.42: Simulações Halbach com 12 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2 \text{ T}$), nos planos XYZ.....	65
Fig.43: Distribuição típica de B ao longo de L5 para o arranjo Halbach com 12 anéis.....	65
Fig.44: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 16 anéis e linha L5.....	66
Fig.45: Distribuição típica de B ao longo de L5 para simulação para o arranjo Halbach com 16 anéis.....	67
Fig.46: Evolução de B máximo no centro de L5 em função do número anéis Halbach simulados.....	67
Fig.47: Sobreposição da distribuição típica de B ao longo de L5 para todas simulações do arranjo Halbach.....	68
Fig.48: Sobreposição da distribuição típica B ao longo de L5 para todas simulações do arranjo Halbach com valores de SMI médios.....	69
Fig.49: Modelagem dos suportes para ímãs e espaçadores de anéis para o arranjo Halbach de 4 anéis.....	72
Fig.50: Suportes impressos em ABS para ímãs com espaçador de anéis na versão final.....	73
Fig.51: Medição da SMI no protótipo construído.....	73

LISTA DE QUADROS

Quadro 1: Metodologia proposta.....	26
Quadro 2: Configurações e resultados dos experimentos de Gang e Toledo simulados.....	32
Quadro 3: Parametrização das Simulações Aubert e Halbach.....	32
Quadro 4: síntese dos principais resultados da revisão.....	34
Quadro 5: Processamento e solução da malha de discretização por simulação.....	38
Quadro 6: Valores médios da SMI calculados no interior da amostra e do magnetizador.....	71

LISTA DE SÍMBOLOS E ABREVIACÕES

AMT – Anti-Scale Magnetic Treatment

B – Intensidade de Indução Magnética

B_i – Intensidade de Indução Magnética inicial

B_f – Intensidade de Indução Magnética final

$B_{m\acute{a}x}$ – Intensidade de Indução Magnética máxima

B_{rem} – Intensidade de Indução Magnética Remanescente

DC – Domínio Coerente

EEG– eletroencefalograma

ELF – Extreme Low Frequencies

EMF – Electric Magnetic Fields

FCC – *U.S. Federal Communications Commission*

H-O – Ligação de Hidrogênio

ICNIRP – International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection

MR – Magnetic Ressonance

M* – Figura de mérito

MWT –Magnetic Water Treatment

n – Número de ímãs permanentes por anel

NA – Não aplicável

p – Número inteiro

PM –Permantent Magnet

R_i – Raio interno

R_o – Raio externo

RS – Ressonância de Schumann

SAR – Specific Absorption Rate

SMI –Static Magnetic Induction

SMF – Static Magnetic Field

SNC – Sistema Nervoso Central

VGCC – Voltage Gated Calcium channels

ZE – Zona de Exclusão

η – Viscosidade da amostra de água

γ – Tensão superficial

ζ – Coeficiente de Difusão

1. INTRODUÇÃO

O plasma das membranas das células é composto por moléculas com anisotropia¹ diamagnética, que na presença da indução magnética estática ou *Static Magnetic Field* (SMF), rotacionam atingindo por fim uma nova orientação de equilíbrio, representando um mínimo estado de energia livre. Segundo a “Teoria da Membrana”: a rotação molecular na matriz de uma membrana celular influenciará os canais de íons nela contidos e, portanto, afetará sua mobilidade nesses canais (YA; JA, 2014).

A membrana celular de microrganismos é assim afetada pela indução magnética e responde ao aumento de sua intensidade, provocando um efeito bactericida, em função da consequente alteração na estrutura interna das células das bactérias. A exposição da bactéria *Staphylococcus aureus* a indução magnética entre 400 e 1600 mT provoca um aumento de sensibilidade a certos antibióticos após 6 h, porém após 16 h de exposição tornam-na resistente. Já o tratamento de enzimas com diferentes intensidades de indução magnética pode inibir ou promover a atividade desses microrganismos (KAMEL; SAEED; QADER, 2014).

Dessa forma, para estabelecer os efeitos biológicos da indução magnética em sistemas vivos, torna-se necessário classificar a intensidade da indução magnética. Assim adotaremos a seguinte classificação: a SMF será considerada fraca quando for menor que 1 mT, moderada quando situar-se entre 1 mT e 1 T, forte quando situar-se entre 1 e 5 T e muito forte quando for maior que 5 T. Para efeito deste trabalho serão analisados predominantemente os efeitos da SMF moderada e fraca.

Atualmente há evidências das mudanças ocorridas em vários sistemas biológicos decorrentes da exposição a SMF, especialmente aqueles cuja função está relacionada às propriedades dos canais iônicos das membranas. A maioria dos efeitos relatados são em relação a SMF moderada e podem ser explicados com base em alterações no fluxo de íons de cálcio na membrana, bem como em sua disponibilidade intracelular do mesmo. O mecanismo proposto para explicar esses efeitos é baseado nas propriedades diamagnéticas anisotrópicas dos fosfolipídios da membrana, que resulta na deformação dos encaixes nos canais de íons, alterando assim a cinética de sua ativação. Estudos de fixação de membrana ou *patch-clamp*² em canais de cálcio têm

¹ Anisotrópico significa que certas propriedades físicas como condutividade de calor, de eletricidade, dureza, resistência mecânica, refração da luz, diamagnetismo dentre outras, dependem da direção em que são medidas.

² Esta é uma técnica de fixação de membranas desenvolvida por Erwin Neher e Bert Sakmann no final de 1970 e início de 1980. Esta descoberta tornou possível gravar as correntes de moléculas em canais iônicos individuais, pela primeira vez, o que melhorou a compreensão do envolvimento dos estudos do canais em processos celulares. Neher e Sakmann receberam o Prêmio Nobel de Fisiologia ou Medicina em 1991 por este trabalho.

proporcionado suporte a essa hipótese, bem como demonstrado uma dependência da temperatura. Para a SMF de intensidade moderada o grau de orientação será bastante pequeno em relação a moléculas individuais, mesmo que elas sejam fortemente anisotrópicas. No entanto, para moléculas alinhadas paralelamente e ligadas funcionalmente, a anisotropia sobrepõe-se, provocando a rotação desses conjuntos mesmo em intensidades moderadas de SMF, causando um efeito inverso ao da energia térmica randomizada (ROSEN, 2010).

A exposição a campos elétricos estáticos pode modificar o gradiente elétrico de tensão no entorno do plasma da membrana celular possibilitando, portanto, que Canais de Cálcio dependentes de tensão ou *Voltage Gated Calcium channels* (VGCC) sejam ativados em função de suas propriedades elétricas. Campos eletromagnéticos ativam os canais de cálcio, promovendo uma rápida elevação de íons de Ca^{+2} , monóxido de nitrogênio e em alguns casos peroxinitrito no meio intracelular. O surpreendente é que SMF também atua ativando o VGCC mesmo sem induzir mudanças no gradiente elétrico de tensão nas proximidades do plasma da membrana e isto tem um potencial efeito terapêutico (PALL, 2013).

A SMF interatua com vários tecidos biológicos, incluindo o Sistema Nervoso Central (SNC), afetando assim processos biológicos fundamentais, tais como a expressão gênica³, a proliferação e a diferenciação celular, assim como a apoptose⁴. Estudos descrevem o efeito da SMF na morte celular por apoptose em vários tipos de células não neuronais, salientam a importância de uma modulação deste potencial no caso de doenças neurodegenerativas, em que apoptose constitui uma via principal através da qual os neurônios degeneram e morrem (AHMADIANPOUR et al., 2013)(TENUZZO et al., 2006)(ODA; KOIKE, 2004)(PIROZZOLI et al., 2003)(TOFANI et al., 2001). O efeito da SMF na sobrevivência de neurônios corticais e do hipocampo primário possibilita a proteção contra a apoptose induzida por fosfato de etoposido⁵. Em experimentos práticos, neurônios corticais primários expostos a SMF durante sete dias exibiram um decréscimo de $57,1 \pm 6,3\%$ na percentagem de células passando por apoptose induzida por fosfato de etoposido, sendo acompanhadas por uma diminuição expressiva na expressão pró-apoptótica, mostrando assim que a SMF proporciona uma ação neuroprotetora, dependente da dose, relacionada com a capacidade anti-apoptótica mediada pelo influxo de Ca^{2+}

³ Expressão gênica ou expressão genética é o processo pelo qual a informação hereditária contida em um gene, tal como a sequência de DNA, é processada em um produto gênico funcional, tal como proteínas ou RNA.

⁴ Apoptose, conhecida como "morte celular programada", é um tipo de "auto-destruição celular" que ocorre de forma ordenada e demanda energia para a sua execução diferentemente da necrose.

⁵ O fosfato de etoposido ou etoposida é usado para retardar tumores. É um inibidor da enzima Topoisomerase do tipo II, utilizado como uma forma de quimioterapia para doenças malignas como o sarcoma de Ewing, câncer de pulmão, câncer testicular, linfoma, leucemia não-linfocítica e glioblastoma multiforme.

através do VGCC. Estes resultados enfatizam a susceptibilidade do SNC à exposição a SMF fraca e podem proporcionar uma base para novas estratégias no tratamento de distúrbios neurodegenerativos (BEN YAKIR-BLUMKIN *et al.*, 2014).

As células vivas expostas a SMF podem reagir à intensidade da indução magnética induzindo um estado coerente alternativo provocado por um torque diamagnético no interior da membrana, enquanto mais células se tornam susceptíveis à mesma SMF por um longo tempo, mesmo após a interrupção da irradiação. Os resultados observados indicam uma interrelação entre a dinâmica subcelular alterada e a despolarização do potencial da membrana da mitocôndria sob efeito de SMF (RAJA; DASGUPTA, 2014).

Avaliando-se os efeitos da SMF em pacientes com câncer, constata-se experimentalmente que as células são protegidas da exposição à toxicidade na quimioterapia quando tratados com Cisplatina⁶ por pelo menos 24h, quando se utiliza intensidade indução magnética com distribuição não uniforme na faixa de 31,7 a 232 mT. Portanto, a exposição a SMF pode comprometer o sucesso da quimioterapia à base de Cisplatina, devido ao declínio da efetividade desta droga. Ao mesmo tempo, SMF pode contrabalancear o efeito tóxico da Cisplatina espalhada no restante do corpo e acumulada em pequenas concentrações nos tecidos saudáveis dos pacientes. Conseqüentemente, o efeito reverso de SMF sobre a Cisplatina pode ser considerado em terapias clínicas preventivas ou na redução de efeitos colaterais da quimioterapia, já que a Cisplatina é considerada a Penicilina no tratamento do câncer por ser o primeiro grande quimioterápico amplamente utilizado (VERGALLO *et al.*, 2014).

Na área industrial a aplicação da SMF é mais conhecida no tratamento magnético contra incrustações ou *Anti-Scale Magnetic Treatment* (AMT) e vem sendo utilizado no controle de corrosão, através da prevenção da formação de incrustações que reduzem a vazão nas tubulações e são altamente insolúveis após sua formação. Essas incrustações formam-se sobre imperfeições em elementos de aquecimento ou em sistemas de encanamento e são compostas principalmente por cálcio (Ca^{2+}), magnésio (Mg^{2+}) e bicarbonato (HCO_3^-). Em tubulações com velocidade do fluxo d'água entre 1 a 2 m/s e tempo de exposição à indução magnética estática (*Static Magnetic Induction*, SMI), variando de 0,1 a 0,2 segundos, a densidade de fluxo magnético mínima necessária para se obter eficiência no controle contra incrustações situa-se na faixa entre 100 e 200mT (LIPUS; ACKO; HAMLER, 2012).

⁶ A cisplatina é um medicamento de quimioterapia usado para tratar câncer, incluindo: sarcoma, câncer de pulmão de pequenas células, tumores de células germinativas, linfoma e câncer de ovário. A cisplatina é à base de platina, e foi a primeira droga desenvolvida dentro desta classe.

O AMT afeta a água e as impurezas em suspensão, influenciando o processo de formação de incrustações de sais e íons no processo de dissolução e cristalização físico-químico. Na água submetida a AMT é possível mudar a hidratação dos íons, a solubilidade dos sais e o valor do pH que resultam na mudança da taxa de incrustação durante o processo de corrosão. Este método apresenta vantagens indisputáveis em relação aos métodos tradicionais, *e.g.*, osmose reversa, pela sua simplicidade tecnológica, segurança ambiental e economia. (MOSIN; IGNATOV, 2014).

A exposição das várias espécies de plantas a intensidades de SMF moderadas na agroindústria, portanto com valores superiores a indução geomagnética (em geral inferior a 100 μ T), promove: 1) o aumento da germinação de sementes com 99 mT; 2) o aumento no comprimento da raiz/da área de superfície/do volume na faixa de 250 mT; 3) o aumento dos radicais superóxidos e H_2O_2 entre 100 e 250 mT; 4) a redução do nível do radical O^2 entre 150 e 200 mT; 5) o aumento do peso seco de sementes e raízes entre 50 e 200 mT; 6) o aumento do comprimento e do peso com 125 mT. Dessa forma, é possível verificar uma correlação entre a SMF e a resposta das plantas, sendo este comportamento muito importante para compreender a habilidade das plantas de perceber e responder rapidamente a variação de SMF pela alteração na expressão gênica e de fenótipo. Compreender o efeito da indução geomagnética sobre a vida poderá proporcionar um conhecimento fundamental para compreender a evolução das formas de vida no nosso planeta e ajudará no desenvolvimento científico de novos sistemas de suporte à vida em futuras explorações espaciais (MAFFEI, 2014).

O controle integral do processo de Tratamento Magnético da Água (*Magnetic Water Treatment*, MWT) contempla o estabelecimento da melhor forma de aplicação da SMI. Desta forma pretende-se também separar conhecimentos empíricos ou testemunhais do conhecimento técnico científico, contribuindo para abertura desta nova linha de pesquisa de forma transdisciplinar no meio acadêmico, auxiliando no desenvolvimento de produtos baseados nesta tecnologia para aumento da produção de alimentos, redução de custos nos processos industriais contra incrustações e aumento da efetividade nos tratamentos terapêuticos com base na Magnetoterapia através da ingestão de água dentro do universo da medicina alternativa que foi regulamentada recentemente pela Resolução do Conselho Federal de Fisioterapia e Terapia Ocupacional (COFFITO) nº 380/2010.

São várias as aplicações da indução magnética na área da saúde, indústria e agricultura de forma a possibilitar a abertura de uma vasta gama de novas linhas de pesquisa. Visando uma melhor compreensão dos efeitos da magnetização da água, será apresentado no próximo capítulo

o referencial teórico que possibilita uma compreensão do princípio de funcionamento destes efeitos.

1.1. OBJETIVOS

O objetivo principal deste trabalho é desenvolver um magnetizador com ímãs permanentes, que possibilite a irradiação da indução magnética estática de forma uniforme, segura e econômica aumentando assim absorção da mesma pela água.

1.1.1. Objetivos específicos

Para atingir este objetivo principal será necessário o cumprimento de objetivos específicos em etapas a saber:

- Seleção de experimentos com MWT visando a análise e reprodução por simulação;
- Seleção das melhores técnicas de magnetização homogênea disponíveis no mercado de MR para simulação e comparação com os experimentos anteriores;
- Simulação da SMI para todos arranjos selecionados nas etapas anteriores;
- Seleção do melhor arranjo físico de ímãs permanentes a ser prototipado;
- Montagem do protótipo;

1.2. ORGANIZAÇÃO DO TRABALHO

Este trabalho está organizado em seis capítulos, incluindo este primeiro. O capítulo 2 apresenta uma visão geral do referencial teórico, objetivando a compreensão das principais teorias acerca dos efeitos da indução magnética sobre a água, conceitos relacionados à utilização do tratamento magnético da água e padrões utilizados nas áreas da engenharia biomédica e identificação da lacuna de conhecimento a ser estudada neste trabalho.

O capítulo 3 detalha a metodologia utilizada na seleção do referencial teórico, na definição dos requisitos de projeto para simulação, na análise dos resultados das simulações e na definição dos requisitos de projeto para construção do protótipo.

O capítulo 4 descreve os resultados obtidos e faz a análise do referencial teórico, dos padrões de qualidade, das simulações, da escolha do arranjo a ser prototipado e da construção do protótipo.

O capítulo 5 apresenta as conclusões e os trabalhos futuros que podem ser desenvolvidos a partir das ideias apresentadas neste documento.

Há um Apêndice de figuras para cada simulação feita e exportada pelo Maxwell, com o detalhamento nos planos XY, XZ e YZ; com os gráficos da distribuição da intensidade de indução magnética ao longo de uma linha de referência e imagens das simulações em 3D.

2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

A água é um composto químico com a fórmula química H_2O : um átomo de oxigênio e dois átomos de hidrogênio, que estão unidos por ligações covalentes. A molécula de água não é linear, pois o átomo de oxigênio possui uma eletronegatividade superior à dos átomos de hidrogênio, resultando numa molécula com um momento de dipolo elétrico. A água também pode formar um número elevado de ligações de hidrogênio intermoleculares. Devido à covalência parcial da ligação de hidrogênio da água, os elétrons não são retidos por moléculas individuais, mas são facilmente distribuídos entre agrupamentos de moléculas de água que dão origem a regiões coerentes (DEL GUIDICE, 2010), capazes de interagir com campos elétricos locais (MARÍN; LOHSE, 2010), indução magnética e radiação eletromagnética (MONTAGNIER *et al.*, 2009). Esses agrupamentos (ou *clusters*) de compartilhamento de elétrons são denominados Domínios Coerentes (DC). Por ter essa propriedade de formar moléculas maiores a partir de uma molécula menor, constata-se que a água pode ser considerada como um polímero quando forma DC e que a molécula H_2O pode ser considerada como um monômero⁷.

A exposição da água à indução magnética provoca alterações das suas propriedades físico-químicas (VALLÉE *et al.*, 2005). A água líquida é afetada pela indução magnética (PANG; DENG, 2008)(CAI *et al.*, 2009) que pode ajudar na sua purificação (AMBASHTA; SILLANPÄÄ, 2010). A água é diamagnética⁸ e pode levitar com uma indução magnética muito elevada (10 T) (IKEZOE *et al.*, 1998). Valores de indução magnética menores (0,2 T) aumentam o número de ligações entre moléculas de água em monômeros (ZHOU *et al.*, 2000) e também a tetraedralidade⁹. Outros estudos mostram um aumento no tamanho do *cluster* de água em estado líquido causado pela indução magnética (CAI *et al.*, 2009). Em contraste foi mostrado que a indução magnética na faixa 0,16 - 0,53 T pode reduzir o coeficiente de atrito da água em filmes finos, o que indica uma possível redução na força de ligação do hidrogênio (WANG *et al.*, 2013).

⁷ Em química, um monômero (do grego "*mono*", "um" e "*meros*", "parte") é uma pequena molécula que pode ligar-se a outros monômeros formando moléculas maiores denominadas polímeros.

⁸ Diamagnetismo é o termo utilizado para designar o comportamento dos materiais serem ligeiramente repelidos na presença de campos magnéticos. Todo material diamagnético submetido a um campo magnético externo apresenta um momento dipolar magnético orientado no sentido oposto ao do campo magnético externo.

⁹ Cada molécula de água é capaz de doar duas ligações hidrogênio e de aceitar outras duas, com isso as moléculas de água tendem a se organizar de uma maneira tetraédrica, permitindo que uma rede tridimensional se forme com as moléculas de água.

O aumento do índice de refração com a indução magnética tem sido atribuído a um aumento da força de ligação de hidrogênio (HOSODA *et al.*, 2004). Valores de indução magnética fracos (15 mT) também têm mostrado um aumento na taxa de evaporação da água. A Indução magnética estática provoca o reforço de ligações de hidrogênio (SZCZES *et al.*, 2011), e um aumento na estrutura ordenada da água formada em torno de moléculas hidrofóbicas¹⁰ e coloides (OZEKI; WAKAI; ONO, 1991). A indução magnética afeta a absorção de energia da água no espectro de infravermelho e este efeito permanece por um tempo considerável após a sua remoção (DENG, 2010). Surpreendentemente, a indução magnética mesmo pequena pode afetar a solubilidade de gases na água do mar (a solubilidade aumenta com a indução magnética de 20 a 50 μT) (PAZUR; WINKLHOFER, 2008). A indução magnética também pode aumentar a relaxação de spin do próton (MADSEN, 2004), o que pode acelerar algumas reações dependentes de transferência de prótons.

Devido ao bom equilíbrio entre a ligação conflitante de hidrogênio e interações em *clusters* isolados de água, qualquer enfraquecimento da atração de Van der Waals leva a um reforço da ligação de hidrogênio e maior agregação cíclica da ligação de hidrogênio (HOLYSZ; SZCZES; CHIBOWSKI, 2007). Sabe-se que a indução magnética quebra as ligações de Van der Waals (KREMS, 2004), justificando assim o incremento das ligações de hidrogênio observado, mesmo com valores de indução magnética fracos.

A utilização de indução magnética como terapia alternativa em seres humanos é de uso milenar no Oriente, porém no ocidente vem sendo utilizada a menos tempo. Devido à falta de parâmetros técnicos que possibilitem a reprodutibilidade dos estudos científicos há dificuldade no reconhecimento e estabelecimento da Magneto Terapia como uma técnica eficaz na redução de dores como identificado por MACFARLANE *et al.* (2012) em uma revisão sistemática sobre terapias alternativas. Em uma revisão crítica, COLBERT *et al.* (2009) estabelece que 61% dos estudos pesquisados falharam em não prover detalhes explícitos sobre a dosagem da indução magnética que permita a replicabilidade do protocolo utilizado, nesses estudos clínicos, por outros pesquisadores. Assim surge a necessidade de estabelecer parâmetros técnicos e científicos que possibilitem a reprodutibilidade destes eventos em ambiente controlado, de

¹⁰ São moléculas de estruturas piramidal, tetraédrica ou trigonal, que repelem a água, tornando-se insolúveis na mesma.

forma a permitir o estabelecimento de parâmetros de controle e qualidade para experimentos futuros.

Segundo IRENA; CVETKOVI; LAZOURA (2006), o corpo humano detecta, absorve e responde a sinais de campos eletromagnéticos (EMF) em ambientes com frequências extremamente baixas (ELF) na faixa de 8,8 a 13,2 Hz. Estas frequências correspondem as duas primeiras frequências fundamentais da Ressonância de Schumann (RS) e podem ser compreendidas como os limites de um filtro passa faixa onde exames de eletroencefalograma (EEG) apresentaram maior atividade. Este processo de filtragem é um fenômeno físico clássico, utilizado em sistemas de telecomunicações que tem implicações na possível comunicação biológica entre células. Para BORGHINI *et al.* (2012) estes fenômenos representam mais que uma nova ferramenta para a Medicina e podem ser considerado como um nível de controle superior ao bioquímico.

Interfaces de água líquida desempenham um papel crítico numa grande variedade de processos que ocorrem em biologia, numa variedade de tecnologias (U.S. Patent, 2008) e no meio ambiente. Observações macroscópicas esclarecem que as propriedades das interfaces da água líquida diferem significativamente da água não interfacial, a compreensão do mecanismo de relaxamento do excesso de energia vibracional é indispensável para compreender plenamente processos físicos e químicos da água e das soluções aquosas, tais como taxas e caminhos de reações químicas, transferência de prótons, e a dinâmica de ligação do hidrogênio. Recentemente esclareceu-se o processo pelo qual a água absorve e transmite eficientemente a energia vibracional entre moléculas, que chega por meio da interação entre dipolos (antenas) resultante do oscilador O-H na interface água/ar (ZHANG *et al.*, 2011). Sendo que dois terços da energia são destinados a transferências intermoleculares e o terço restante é utilizado para movimentos de reorientação dos grupos de OH livres na interface água/ar (HSIEH *et al.*, 2013).

DEL GUIDICE (2010) demonstrou que a água em estado líquido se auto-organiza e produz grandes regiões ou DCs onde as moléculas componentes se comportam em uníssono, travadas em fase com a indução magnética autoaprisionada. É assim concebível que a indução magnética aplicada externamente deve ter a organização coletiva da água como seu alvo principal, sendo capaz de afetar outras biomoléculas através da mediação da água. Os cristais líquidos são afetados pela indução magnética, que são aprisionados em DC e produzem oscilações coerentes (HO, 2010).

DC pode provocar a redução na Potência Absorvida pelos Tecidos (SAR)¹¹ do corpo humano. Testes realizados nos laboratórios das corporações MET dos EUA, obedecendo aos padrões da Comissão Federal de Comunicações norte-americana ou *Federal Communications Commission* (FCC) nas faixas frequências da telefonia celular, comprovaram que através de alterações na estrutura molecular da água verifica-se uma redução da SAR em 80% dos 242 pontos medidos numa “cabeça de prova humana” e que em 10% desses pontos a redução foi de 40% na SAR (SMIRNOV, 2012). Experimentos e teoria concordam que DCs não somente podem ser replicados, como ocorrem preferencialmente em alguns números e configurações das moléculas de água com simetria icosaédrica. Isso ocorre pelo bombeamento ótico do DC na faixa mínima de vibração de 1 a 6 THz, onde o DC é “carregado” e pode funcionar como um reservatório de elétrons para reações químicas envolvendo transferência de elétrons para as espécies reagentes (JOHNSON, 2012).

Segundo POLLACK (2014) (POLLACK, 2013) (SCHURR, 2013) há ainda um novo conceito que define o quarto estado da água, situando-se entre o líquido e o sólido. É o estado gelatinoso da água, também conhecido como Zona de Exclusão (ZE). Para melhor compreensão do fenômeno imagine um copo de água em que centenas de milhares de microesferas plásticas estão suspensas. Pela química padrão esperar-se-ia que estas esferas ficassem distribuídas uniformemente por todo volume. Contudo, nas laterais internas do copo, a água permanece limpa, livre de quaisquer esferas pelo menos $\frac{1}{4}$ (um quarto) de milímetro ou centenas de milhares de moléculas em espessura. A água na forma de ZE exclui quase tudo, não só partículas em suspensão, mas solutos também. Ela exhibe um pico de absorção eletromagnética a 270 nm, e emite menos radiação infravermelha em comparação com a água comum; ela tem uma viscosidade mais elevada e um índice de refração maior do que água comum. Surpreendentemente, a ZE apresenta uma carga elétrica negativa em seu interior e em seu exterior um pH mais baixo em relação a água comum, indicando que os prótons de alguma forma foram ejetados da ZE aumentando assim a disponibilidade de elétrons livres na ZE.

O MWT incrementa o número de ligações de hidrogênio, alterando assim a estrutura molecular da água, possibilitando a criação de DC ou ZE (ALVES *et al*, 2014). Experimentos relatam que a densidade da ZE é 10% maior quando comparado com a água comum, enquanto que DCs apresentam densidades menores (PANG, 2011). Os DCs apresentam estrutura

¹¹ SAR significa taxa de absorção específica, que é a unidade de medida para a quantidade de energia em radiofrequência (RF) absorvida pelo corpo quando, por exemplo, utiliza um telefone celular. A SAR é expressa em unidades de watts por quilograma (W/kg).

molecular variável, conforme o número de moléculas de H₂O conectadas através das ligações de hidrogênio que por sua vez são influenciadas pela indução magnética aplicada. As ZEs possuem estrutura hexagonal rígida e dependem de uma interface hidro-repelente para absorver energia e expandir sua estrutura molecular de forma a repelir todos os íons no seu interior o que leva ao surgimento de uma diferença de potencial de aproximadamente -150mV entre a ZE e a água comum (MOAYED; POLLACK, 2013).

O MWT consiste em submeter uma amostra de água à SMI ou à indução alternada, com intensidades de indução magnética, volumes, arranjos físicos e geometrias dos ímãs permanentes (*Permantent Magnets*, PM) variáveis conforme a disponibilidade e características dos recursos utilizados em condições ambientais nem sempre controladas.

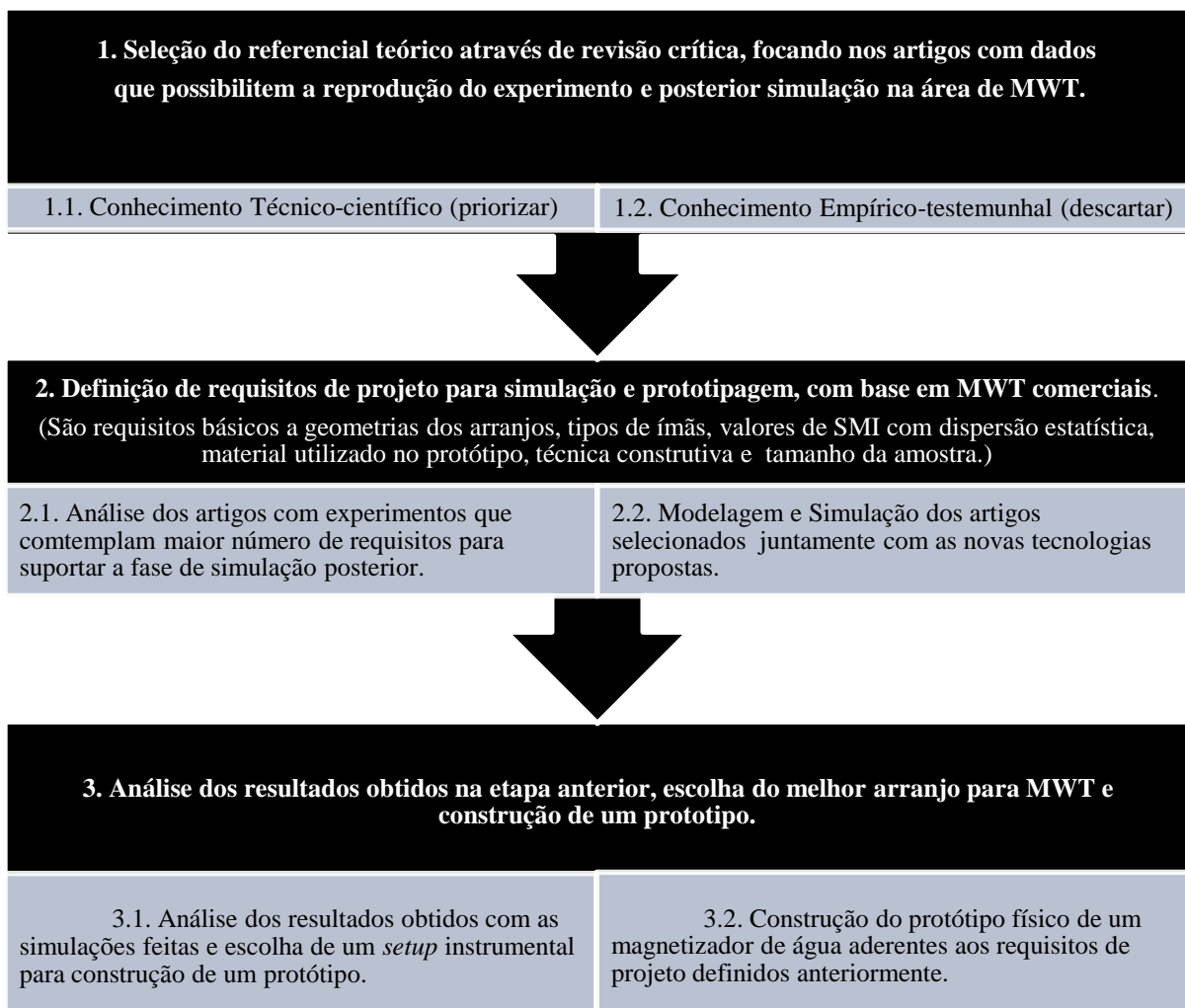
Há um grande número de variáveis inerentes ao processo de MWT, falta padronização entre experimentos e constata-se uma grande discrepância nos resultados apresentados. As revisões bibliográficas nesta área esbarram na dificuldade em correlacionar estes resultados de forma satisfatória, simplesmente pela falta de dados que possibilitem a replicabilidade do experimento (COLBERT *et al.*, 2009). Há necessidades da definição de parâmetros mínimos que possibilitem a reprodução, análise e aferição da dosagem da SMI para conferência dos efeitos atribuídos a mesma (COLBERT; MARKOV; SOUDER, 2008).

Desta forma constata-se uma lacuna na utilização de SMI de forma homogênea sobre 100% da amostra utilizada em MWT, que pretende-se comprovar através da comparação das simulações dos melhores e mais detalhados experimentos referenciados com as simulações das tecnologias utilizadas em diagnósticos por imagem. Destaca-se ainda a necessidade de padronização da SMI dos PM utilizados para o MWT, que poderão ser manipulados pelo público em geral, de forma a atender o limite máximo de exposição à SMI recomendado pela *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* (ICNIRP) de 400 mT (RAPID, 2006). Assim pretende-se contribuir para uniformização dos resultados em experimentos futuros de MWT, através da uniformização da SMI aplicada em 100% da amostra de água e atendendo aos critérios de segurança estabelecidos pelo ICNIRP.

3. METODOLOGIA

Este trabalho visa o projeto de um dispositivo magnetizador de água capaz de se adequar a requisitos mínimos de qualidade e de permitir a simulação e o planejamento de experimentos de MWT com SMI. A metodologia desenvolvida contempla a revisão crítica da literatura técnico-científica existente, a análise de magnetizadores comerciais existentes, a simulação das principais topologias e a construção de protótipo baseado no arranjo de melhor resultado computacional (Quadro 1).

Quadro 1: Resumo da Metodologia proposta



3.1. Seleção do referencial teórico

Após uma revisão crítica dos efeitos da indução magnética estática sobre as propriedades físicas e estruturais da água, com base nos resultados obtidos por meio do mecanismo de busca do Portal Periódicos CAPES, que atualmente fornece acesso pela internet a 863 bases de dados

nacionais e internacionais incluindo, mas não limitando-se: a *Web of Science*, *ProQuest*, *IEEEExplore*, *Scielo*, Biblioteca Digital ACM, *SCOPUS*, *SpringerLink*, *Science Direct/Elsevier*, *Wiley Library Online*. Utilizando-se as palavras chave: *water cluster*, *magnetic field treatment*, *macroscopic properties*, encontraram-se 1.261 possibilidades de artigos para pesquisa.

A restrição do número de artigos encontrados foi feita através de um filtro de busca com os seguintes parâmetros: citações identificadas como revisões sistemáticas, meta-análises, revisões de estudos científicos, conferências de desenvolvimento de consenso, diretrizes e citações de artigos de revistas especializadas em estudos de revisão de valor para engenharia biomédica. O critério de inclusão do artigo era a existência de pelo menos um dos itens:

- Tempo de aplicação da indução magnética;
- Geometria dos Ímãs ou eletroímãs utilizados e
- Definição do arranjo físico que possibilitou o contato entre a indução magnética e a água.

O critério de exclusão dos artigos era a inexistência de pelo menos uma das informações abaixo relacionadas:

- Descrição do tipo de água utilizada;
- Intensidade da Indução Magnética estática em tesla ou gauss;
- Alterações das propriedades físicas encontradas na água durante e após a aplicação da indução magnética;

Alguns dos artigos não selecionados para análise do experimento, mas que continham informações relevantes para compor a introdução, foram utilizados para contextualizar este trabalho.

3.2. Metodologia de simulação

Com o *software SketchUp* versão 8 (“Home | SketchUp”, [s.d.]), com licença livre, foram modelados em 3D todos os arranjos de PM para MWT. Após a modelagem os dados foram exportados em extensão DWG para o simulador Maxwell versão 12.0 da ANSYS (CANONSBURG; INFORMATION; SUPPORT, 2010), licenciado para UnB. Os parâmetros específicos de cada experimento simulado foram ajustados apropriadamente e são detalhados no tópico 3.3, os resultados de cada simulação foram exportados diretamente do Maxwell e

apresentados na forma de imagem e planilha de dados no formato CSV, com a indicação de cada componente da SMI na direção dos eixos X, Y e Z.

As etapas iniciais de configuração e familiarização com o Maxwell foram:

- Modelagem e simulação com geometrias de ímãs simples, usuais e comerciais;
- Simulações de arranjos comerciais ímãs no ar e com a inclusão da amostra de água.
- Configuração do Maxwell para importação das geometrias dos arranjos magnéticos;
- Escolha do tipo de ímã e dimensões comerciais a serem utilizados;

Inicialmente foi feita uma análise da malha de discretização do software Maxwell, comparando o tratamento automático com a otimização manual. Foram executadas quatro simulações de cada um dos experimentos para atestar a convergência dos resultados. O simulador retorna para cada simulação a figura tridimensional da estrutura simulada assim como os planos XY, YZ e XZ. Os valores de intensidade de indução magnéticas propriamente ditos são obtidos apenas com a marcação de uma linha auxiliar com o corte desejado da geometria.

A análise dos experimentos foi, então, realizada com base nos seguintes itens:

- Figura com geometria do arranjo importado pelo Maxwell;
- Figura com o resultado da simulação executada no Maxwell nos planos XY, YZ e XZ simultaneamente e com escala em T unificada para todas as simulações;
- Gráfico com os valores da intensidade de indução magnética sobre uma linha auxiliar, exportados do Maxwell em formato CSV e tratados posteriormente em planilha eletrônica.
- Comparações estatísticas, quando necessárias, serão realizadas utilizando o teste não-paramétrico *de Mann-Whitney*. Serão considerados significativos valores de p iguais ou menores a 0,05.

Adicionalmente, será disponibilizado um apêndice com todas informações exportadas do Maxwell em formato de imagens para todas as simulações nos planos XY, XZ, YZ, imagens com vistas em 3D e gráficos com a indução magnética sobre a linha auxiliar de cada simulação.

3.3. Experimentos simulados

Após uma seleção de artigos citados em revisões críticas para MWT, foram selecionados apenas dois artigos que publicaram os parâmetros mínimos necessários para reprodução da simulação computacional da SMI na amostra de água. Serão utilizados os experimentos relatados nos artigos de Gang (GANG; LS; MA, 2012a) e Toledo (TOLEDO; RAMALHO; MAGRIOTIS, 2008) como referência. Além da análise das simulações desses experimentos, propõe-se a utilização de arranjos magnéticos usados em diagnóstico por ressonância magnética ou Magnetic Resonance (MR) (SAKELLARIOU *et al.*, 2010)(WINDT *et al.*, 2011), visando simultaneamente uma maior absorção e melhor homogeneidade da SMI na amostra de água.

O primeiro arranjo magnético selecionado utiliza o cilindro Halbach (罗子凌, 2012), que possibilita a concentração da SMI no interior do mesmo de forma homogênea e transversal ao eixo cilíndrico. Porém o custo de produção é elevado e de difícil execução, assim através da segmentação do cilindro Halbach em formas trapezoidais ou cúbicas obtém-se o mesmo efeito do cilindro Halbach ideal, com redução do custo de fabricação, facilidade de produção com uma pequena redução da intensidade da SMI (RAICH; BLUMLER, 2004), conforme Figura 1.

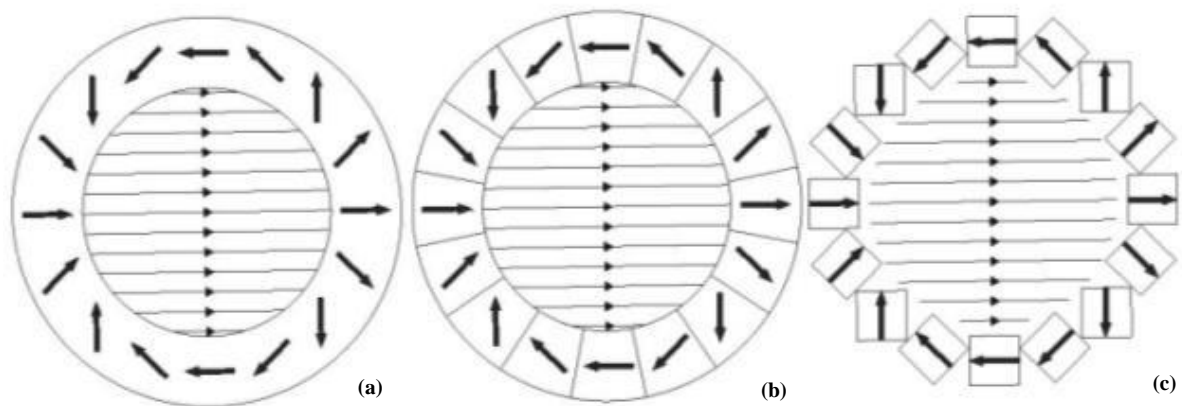


Fig. 1: Configurações de um arranjo Halbach (unipolar): ímã ideal (a), versão segmentada (b) e versão discretizada de 16 ímãs (c). A orientação da SMI é representada pelas setas no centro da imagem.

O segundo arranjo magnético selecionado utiliza o arranjo de cilindros Aubert, que possibilita a concentração da SMI de forma axial no interior do cilindro sem proporcionar a mesma homogeneidade oferecida na técnica anterior. Sendo necessária a utilização de pares de anéis com polaridades opostas (AUBERT, 1994), conforme Figura 2.

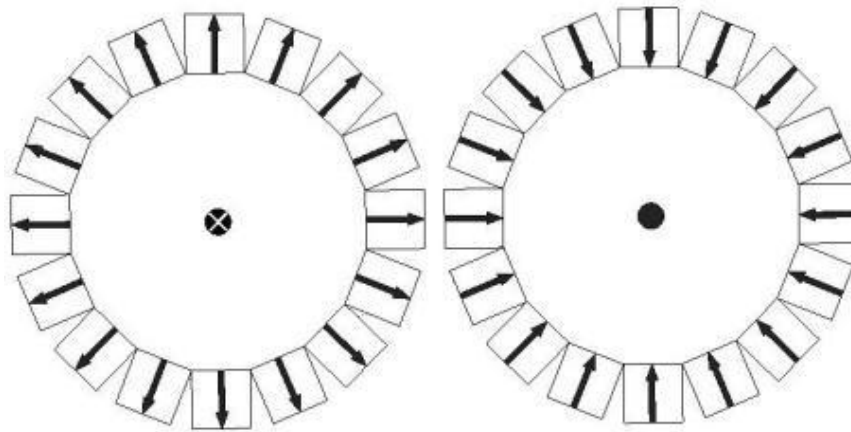


Fig. 2: Diagrama esquemático de um arranjo Aubert com dois cilindros (bipolar), constituído por 32 ímãs. A orientação da SMI é representada pelas setas no centro da imagem.

Os arranjos Aubert e Halbach segmentados diferem basicamente no direcionamento do vetor da SMI, conforme indicado nas Figuras 1 e 2; e na distribuição da intensidade de SMI no volume da amostra, a ser demonstrado, nas simulações para verificação da adequação dos arranjos magnéticos utilizados em MR ao processo de MWT.

Será feita a comparação das simulações dos experimentos de Gang e Toledo com os resultados apresentados em suas respectivas publicações e posteriormente com os arranjos Halbach e Aubert simulados. Após esta etapa, dar-se-á início à escolha do arranjo que melhor atende aos requisitos de projetos, detalhados na próxima seção.

Para simulação do cilindro Halbach adotou-se o sistema segmentado Halbach com 16 PM em anéis concêntricos (RAICH; BLUMLER, 2004), que equivale a 95% de um anel Halbach ideal (BJORK *et al.*, 2008). Utilizaram-se PMs em formato de cubos com aresta de 10 mm para anéis com diâmetro interno de 50 mm (BJORK, 2011), que equivalem à dimensão padrão para tubos de PVC para água fria no mercado brasileiro (MULTILIT[®], 2014). Para a simulação com anéis Aubert (AUBERT, 1991) foi mantido o mesmo número de PM por anel concêntrico da simulação Halbach e o mesmo diâmetro interno, visando a comparação das simulações com a mesma massa de PM em arranjos diferentes.

Apresenta-se a seguir a relação de parâmetros a serem utilizados na modelagem 3D e na simulação da SMI dos experimentos e os arranjos magnéticos que serão objeto de estudo neste trabalho conforme os Quadros 2 e 3. Na Figura 3, observa-se um PM em formato de anel cilíndrico e na Figura 4 um PM em formato de ferradura, que juntamente com as respectivas amostras de água compõem os arranjos geométricos relativos aos experimentos realizados por Toledo e Gang, respectivamente.

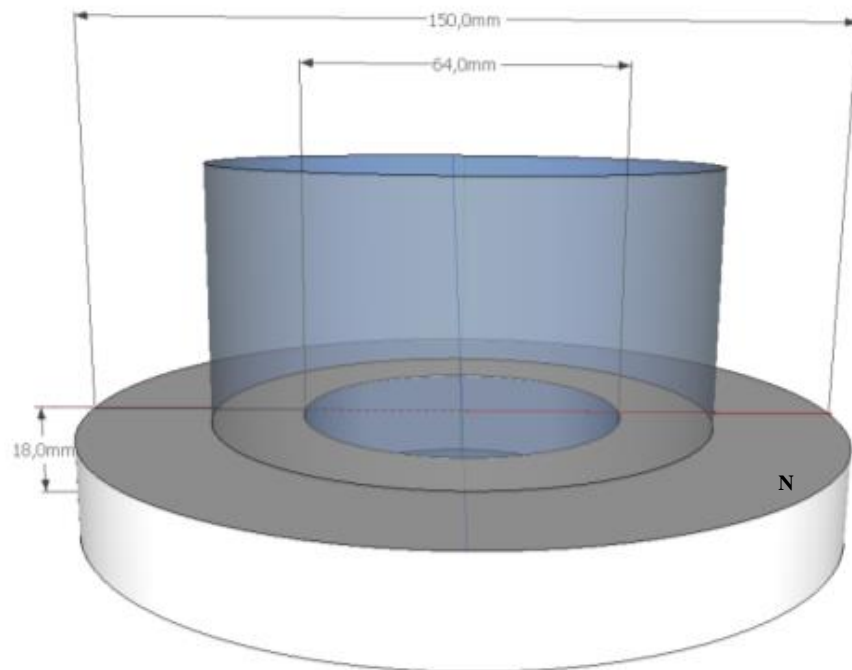


Fig. 3: Geometria utilizada no experimento de Toledo.

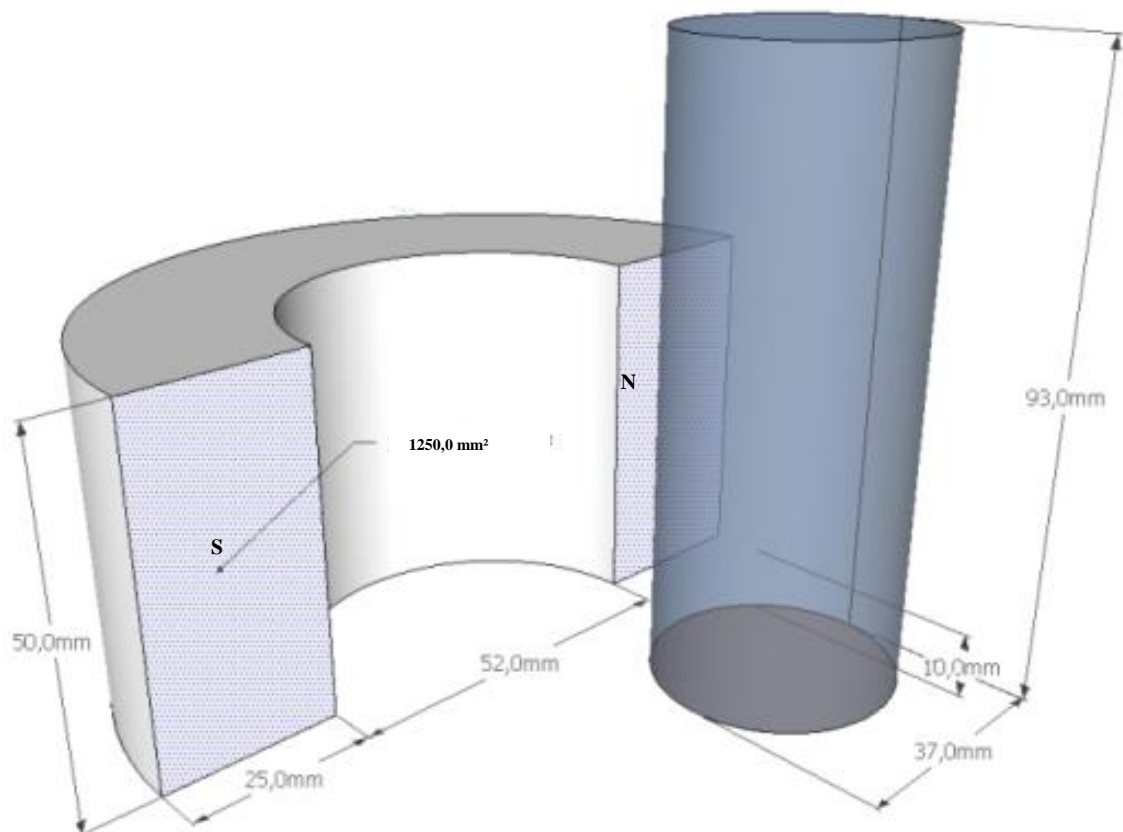


Fig. 4: Geometria utilizada no experimento de Gang.

Quadro 2: Parametrização e resultados originalmente relatados dos experimentos de Gang e Toledo.

Experimento		Gang	Toledo
Água	Tipo	Nascente	
	Temperatura(°C)	25	21.85
	Duração (h)	1	3
	Volume da amostra (ml)	25, 50, 100	
SMI	Geometria	Fig. 3	Fig. 4
	Pólo utilizado	Norte	Norte
	B (mT)	160	45-65
Resultados Obtidos	η	Redução	Aumento
	γ	Redução	Aumento
	ς	Aumento	
	Comportamento	DC	ZE
Ligação O-H	Intra Cluster		Redução
	Inter Cluster		Aumento
Instrumento para Medição	B	GM1A	
	η		Ostwald
	γ		
	ς		

Quadro 3: Parametrização das Simulações Aubert e Halbach.

Simulação		Aubert	Halbach
Parâmetros da água	Tipo	Destilada	Destilada
	Condutividade (S/m) do Maxwell	0.0002	0.0002
	Permeabilidade Relativa do Maxwell	0,999991	0,999991
	Amostra (ml)	50/100	50/100
Características dos ímãs de NdFe35	Geometria	Fig.2	Fig.1
	Orientação B (XYZ)	Z	X
	Br (mT)	1,118.4	1,118.4
	Permeabilidade Relativa do Maxwell	1.099778	1.099778
	B x H	Não linear	Não linear
Configuração Simulações	Número de passos	10	10
	Abrangência da Região (%)	200	200
	Percentual de Erro	1	1

Nota: Abrangência da Região é o percentual da distância a ser simulada a partir da aresta externa do arranjo.

3.4. Definição dos requisitos de projeto para construção do protótipo

Ao final do processo de modelagem, simulação e análise de todos os resultados obtidos para os arranjos propostos, selecionar-se-á o arranjo que passará à etapa de prototipagem. O arranjo escolhido deverá atender simultaneamente pelo menos cinco dos seis critérios estabelecidos a seguir:

- A SMI deverá cobrir 100% da amostra com volume de 100 ml;
- A distribuição da SMI deverá ser homogênea na região da amostra;
- Não deverá haver inversão de polaridade da SMI na região da amostra;
- A dispersão estatística da SMI não deverá ser superior a $\pm 5\%$ do valor máximo simulado no interior da amostra, sendo esta a primeira abordagem;
- Ser economicamente viável;
- O limite máximo da SMI não deverá ultrapassar o valor de 400 mT estabelecido pelo ICNIRP, para uso pelo público em geral.

4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos com base na aplicação da metodologia detalhada no capítulo anterior são apresentados e analisados a seguir.

4.1. Referencial teórico

Foram encontrados oitenta e quatro artigos correlacionados com o tema deste trabalho, que após a leitura dos mesmos restaram apenas dezoito. Desses apenas seis apresentaram os requisitos mínimos para reprodução do experimento. Assim, em função da síntese do referencial teórico apresentado no Quadro 4, agrupam-se resumidamente os principais resultados da revisão crítica, possibilitando a comparação dos parâmetros de controle de qualidade e métricas utilizadas em cada experimento. Verifica-se que a água utilizada tem diversas características e que em função desta origem a quantidade de íons e cátions dissolvidos modifica a estrutura molecular da solução que é chamada simplesmente de água em todos os artigos pesquisados. Apenas Pang (PANG, 2011) utilizou a água destilada no experimento prático, sendo que Toledo (TOLEDO; RAMALHO; MAGRIOTIS, 2008) e Chang (CHANG; WENG, 2006) utilizaram água pura (H₂O) nas simulações teóricas; porém apenas CHANG; WENG, (2006) apresentou o comprimento das ligações entre o átomo de oxigênio e hidrogênio. Os demais experimentos utilizaram água de nascente, água purificada e uma solução eletrolítica não especificada. Há uma ausência de padronização que possibilite a correta interpretação dos resultados obtidos nos vários experimentos revisados.

Quadro 4: Síntese dos principais resultados da revisão publicada (ALVES *et al*, 2014).

Referência	Água			Imãs			Resultados				
	Autor	Tipo	Temp .°C	pH	B	Forma	Pólo	η	γ	ζ	Estrutura Molecular
Gang et al	Nascente		25		0,16	Fig. 3	Norte	↓	↓	↑	NA
Pang e Deng	Pura		37,5	7,1	0,44			↓	↓	NA	DC e H-O
Cai et al	Purificada		24,85		0,5			↑	↓	NA	DC e H-O
Toledo et al	Simulação		21,85		45-60mT e 34T	Fig. 4	Norte	↑	↑	NA	H-O Intra-cluster H-O inter-cluster
Chang e Weng	Simulação		26,85		10			↑	NA	↓	H-O
Fahidy	Eletrolítica		10-50		0,50-1,2			↑	NA	NA	NA

Legenda: ↑= Aumento, ↓= Diminuição

Com relação à intensidade da indução magnética, observa-se no Quadro 4 que há uma discrepância entre os valores utilizados em cada experimento. Nas simulações teóricas foram utilizadas densidades de fluxo de até trinta e quatro teslas e nos experimentos práticos prevaleceu a utilização de indução magnética igual ou inferior a meio tesla. Porém as informações sobre o formato e o tipo dos magnetizadores utilizados são divergentes, quando existem. Há Ímãs permanentes com geometrias diversas, eletroímãs com sistemas retificadores sem especificações técnicas definidas e não se encontra referência a utilização de supercondutores para indução magnética superior a dois teslas.

Em função das características inerentes a cada programa, para simulação do campo magnético, fez-se necessário a criação de um campo elétrico para induzir uma corrente elétrica que possibilite a existência da indução magnética necessária ao experimento em algumas simulações das analisadas. Enquanto que outros programas de simulação eletromagnética, como o Maxwell, disponibilizam a indução magnética diretamente a partir de ímãs permanentes sem a necessidade da utilização deste recurso. Como o escopo deste trabalho não contempla o estudo dos efeitos dos campos elétricos sobre a água, não faz parte do escopo a análise destas simulações no universo de artigos analisados.

Também não foi verificada padronização em relação a dosimetria da indução magnética quanto ao volume de água a ser magnetizada, raramente detalharam-se os arranjos físicos que possibilitam a interação da indução magnética com a amostra e o tempo de duração da aplicação da indução magnética.

Tanto para os experimentos práticos quanto para as simulações teóricas anteriores a (PANG, 2011), há uma alteração importante no tocante ao comportamento da água em relação à viscosidade e sua característica de fluido Newtoniano submetida ao tratamento magnético. Houve redução da viscosidade da água após tratamento magnético segundo (PANG, 2011) e (GANG; LS; MA, 2012b), enquanto todos os demais estudos indicaram um incremento na viscosidade da água utilizada no experimento após ser submetida ao tratamento magnético.

Como o coeficiente de difusão varia inversamente proporcional a viscosidade, (GANG; LS; MA, 2012b) e (CHANG; WENG, 2006) apresentam resultados coerentes com as alterações indicadas na viscosidade da água tratada, os demais autores não citam alterações desta propriedade física na água. Em relação à Tensão Superficial, apenas (TOLEDO; RAMALHO; MAGRIOTIS, 2008) indicaram um incremento após o tratamento magnético em contraposição

a (GANG; LS; MA, 2012b), (PANG, 2011) e (CAI *et al.*, 2009) que indicam uma redução desta propriedade física da água quando submetida ao tratamento magnético.

Em relação às alterações na estrutura molecular da água, após o tratamento magnético, registram-se um aumento do número de ligações de hidrogênio segundo CAI *et al.* (2009) e CHANG; WENG. (2006), o que justifica o aumento da viscosidade da água indicado nestes artigos. Porém, TOLEDO; RAMALHO; MAGRIOTIS, (2008) apresentaram uma teoria onde as ligações de hidrogênio são quebradas na região intra DC e reforçadas internamente nos DC menores resultantes, indicando assim um novo caminho de pesquisa para modelagens e experimentos futuros.

A causa da redução da viscosidade está relacionada com o aumento do número de DC que concorrem entre si, distorcendo o volume dos agrupamentos de moléculas da água, que é provocado pela resultante da força de interação entre a indução magnética e esses agrupamentos. Esse fenômeno gera distorções no volume dos DC e um aumento na velocidade da distorção por cisalhamento¹² que, por sua vez, reduz a viscosidade da água destilada. Sendo apontada como a causa raiz da alteração na estrutura molecular da água que possibilita o comportamento plástico da água (PANG, 2011).

Observa-se que dentre todas as variáveis de controle que compõem os experimentos resumidos no Quadro 4, tais como: tipos de ímãs, intensidade de indução magnética, tipo de pólo magnético utilizado para MWT, tipo de água, geometria do ímã e condições ambientais para realização do experimento. E a pesar dos resultados divergentes em relação as variações da viscosidade, tensão superficial e coeficiente de difusão. Apenas o aumento do número de ligações de hidrogênio está presente nos resultados de todos os experimentos que avaliaram os efeitos da indução magnética sobre a estrutura molecular da água, indicando que esta é uma característica a ser investigada com mais atenção.

4.2. Padrões de Qualidade

Em função dos resultados apresentados, da falta de padronização na realização dos experimentos pesquisados e visando facilitar a comparação de trabalhos futuros, propõe-se a adoção de critérios mínimos necessários ao estudo dos efeitos do Tratamento Magnético da Água:

¹² A tensão de cisalhamento ou tensão tangencial é um tipo de tensão gerada por forças aplicadas em sentidos opostos, porém em direções semelhantes no material analisado.

- Utilização de água destilada nos experimentos;
- Limitar SMI a 400 mT, segundo padrão ICNIRP;
- Volume de água tratada poderia ser limitado a até 100 ml, conforme utilizado no experimento de Gang, propiciando melhores resultados por volume de amostra e reduzindo os custos do experimento;
- Utilização de recipientes para armazenamento da amostra não magnetizáveis e se possível protegidos da indução magnética externa na forma de campos elétricos, magnéticos ou eletromagnéticos de qualquer intensidade antes e durante o experimento;
- Verificação de possíveis alterações na viscosidade, tensão superficial, coeficiente de difusão e na estrutura molecular da água em relação ao número de ligações de hidrogênio antes e após o tratamento magnético;
- Registro da duração do tempo de aplicação do tratamento magnético da água e da duração dos seus efeitos até o retorno às condições iniciais;
- Representação gráfica, tipo e diagramação da geometria dos Ímãs ou eletroímãs utilizados com especificação técnica do retificador;
- Diagramação do arranjo físico que possibilita a interação entre a indução magnética e a água, com todas as distâncias cotadas;

A dosimetria da indução magnética deve levar em consideração o volume de água exposta ao tratamento magnético, o tempo de exposição, a geometria dos magnetizadores e o arranjo físico dos componentes no experimento. Nenhum estudo pesquisado levou em consideração as interferências provocadas pela indução magnética, campos elétricos e eletromagnéticos no local do experimento. Indicando assim, a necessidade da realização de experimentos futuros em locais com blindagem eletromagnética, através de gaiola de Faraday, adequada a realidade de cada local onde o experimento for realizado.

4.3. Análise das Simulações

Para a análise das simulações, foram considerados dez passos de processamento. As informações relativas à malha de discretização, memória utilizada e tempo de processamento por tipo de simulação encontram-se resumidas no Quadro 5 a seguir.

Quadro 5: Processamento e solução da malha de discretização por simulação.

Tipo	Tempo	Memória	Região	Ímãs	H₂O
Halbach	03:00	71.9 Mb	88.663	31.867	3.924
Aubert	02:45	66.7 Mb	83.632	23.083	6.301
Toledo	00:06	59.6 Mb	6.693	430	1.825
Gang	00:07	60.1 Mb	4.782	1.088	92

Nota: o tempo de processamento numa CPU Intel Core I7 com 8 processadores e 16Mb de RAM; a memória representa o tamanho do arquivo finalizado e; Region, Magnets e H₂O são o número de Tetraedros gerados em cada tipo de simulação.

Foram realizadas quatro simulações independentes de cada arranjo para efeito de análise da dispersão estatística dos valores de indução magnética. Constatou-se que todas convergiram para os mesmos valores após o décimo passo da simulação, apresentando desvio padrão nulo. O tratamento automático do Maxwell foi mantido, pois a diferença de valores da indução magnética obtida entre o refinamento automático da malha de discretização realizado pelo Maxwell e o refinamento manual apresentou uma diferença média pouco significativa de 27 μ T a menor ou 0,13% em relação ao valor de pico para simulação Gang.

Os principais parâmetros configuráveis para refinamento da malha de discretização no Maxwell são:

- O desvio máximo da superfície em comprimento, que é a distância entre a superfície e a aproximação da verdadeira malha tetraédrica.
- O desvio máximo normal da superfície em graus, que permite limitar o ângulo máximo entre vetores normais para tetraedros adjacentes;
- A relação máxima de aspecto que é a relação entre as maiores e menores bordas dos triângulos.

A título de exemplo, apresenta-se na Figura 5 a malha de discretização resultante do refinamento automático da simulação Gang e o resultado do refinamento manual dos parâmetros descritos acima, que resultaram na pequena diferença citada anteriormente.

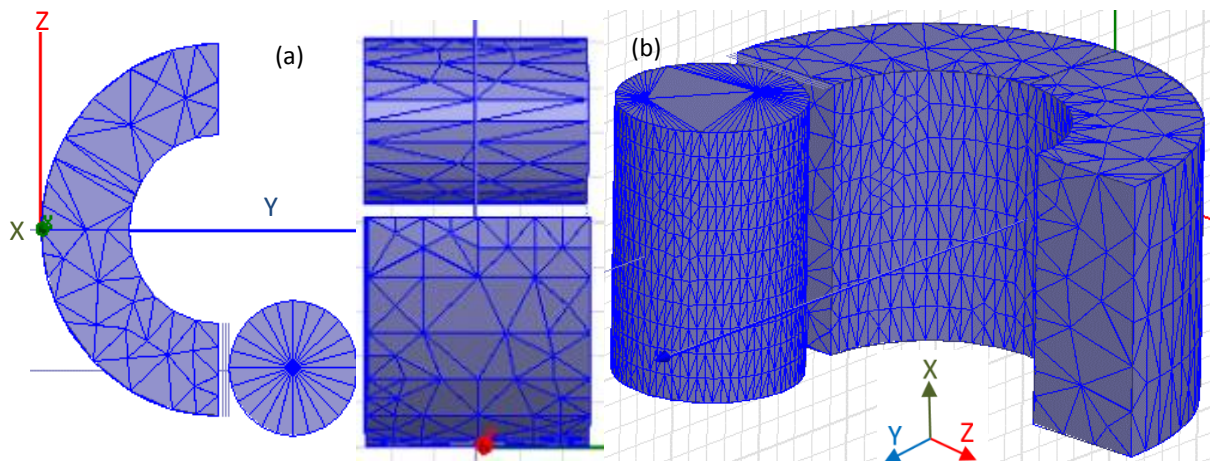


Fig.5: Malha de discretização refinada automaticamente (a) e manualmente (b).

Considera-se assim que há uma homogeneidade entre as simulações realizadas para cada experimento e que os resultados obtidos convergiram dentro da margem de erro de 1% que foi estabelecida para todas as simulações e que não há necessidade do refinamento manual da malha de discretização resultante do refinamento automático do Maxwell em função da pequena diferença percentual encontrada no exemplo acima.

4.3.1. Simulação do experimento de Gang

A geometria do arranjo em forma de ferradura com a amostra de água de 100 ml utilizada por Gang está representada na Figura 5, juntamente com a linha L1 que servirá de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação.

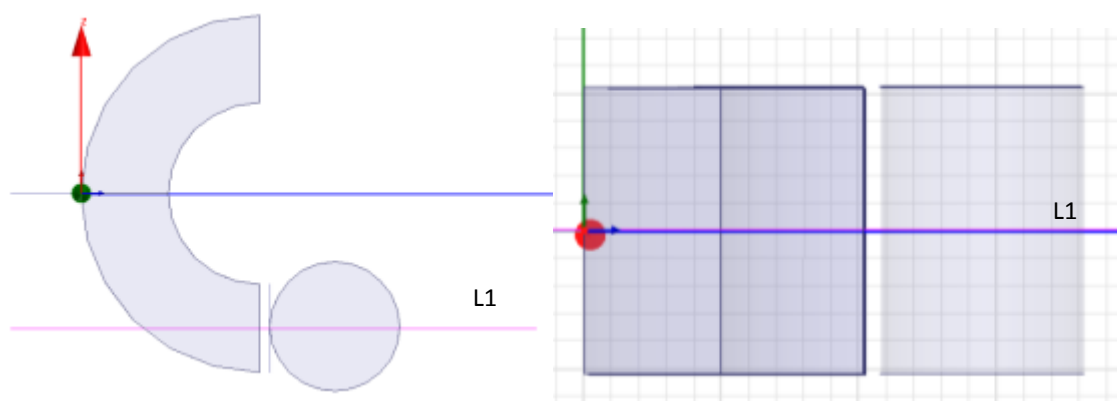


Fig.6: Corte transversal e frontal da geometria do arranjo Gang com linha L1.

Na simulação do experimento Gang conforme Figura 6, observa-se que nas proximidades dos pólos do PM há uma concentração maior da intensidade da indução magnética no ar e que este seria a melhor região para irradiar a partir de um pólo Norte ou Sul. A amostra

de água de 100 m está posicionada a 3 mm do pólo Norte do PM, que tem sua magnetização na direção da linha L1 ao longo do eixo Y.

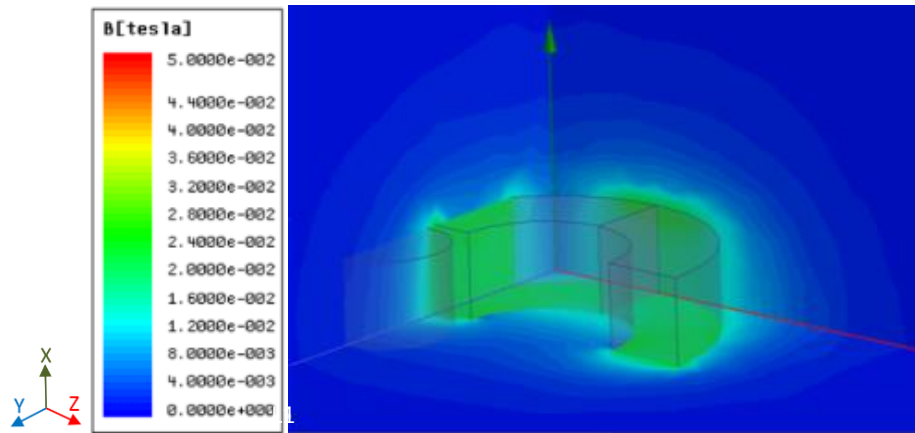


Fig.7: Simulação Gang com ímã de NdFe35 ($B_r = 0,16T$) nos planos XYZ.

Segundo Gang o valor da SMI medido a 3 mm do pólo Norte seria de 160mT, verifica-se através da Figura 7 que o valor máximo da SMI é de 21 mT entre 51 e 59 mm da linha L1 e que a 3 mm da face do pólo Norte o valor simulado é de 16 mT a 74 mm da linha L1. Observa-se uma diferença em relação ao valor medido por Gang e simulado de exatamente 10 (dez) vezes na ordem de grandeza e que pode, portanto, ter havido algum erro no momento da medição durante o experimento já que o valor de $B_r = 160$ mT não poderia ser igual ao valor medido a 3 mm da face do pólo Norte.

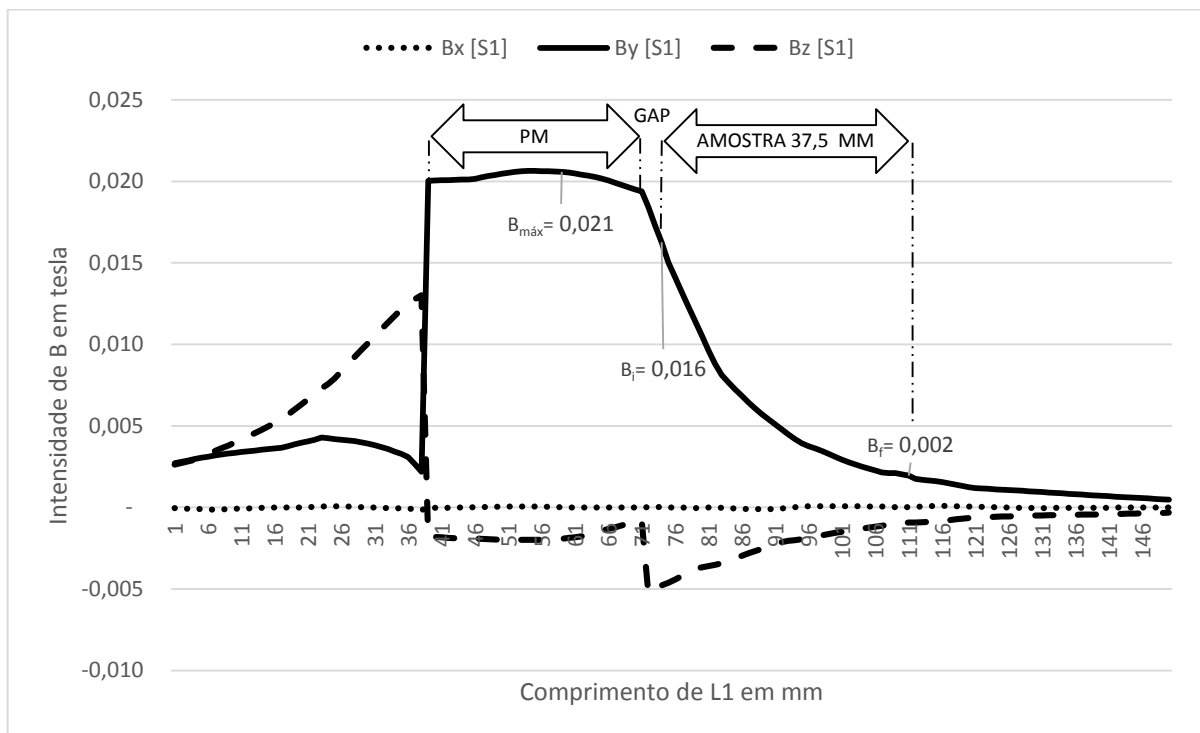


Fig.8: Distribuição típica de B ao longo de L1 da primeira simulação Gang.

Com relação à distribuição de SMI na amostra de água, observa-se que na interseção de L1 com a face da amostra de água o valor máximo da SMI é de 16 mT a 74 mm e reduz para 2 mT a 112,5 mm da linha L1. Constata-se que no interior da amostra de água o valor médio da SMI é de $9 \text{ mT} \pm 77,7\%$ e que não apresenta uma uniformidade de distribuição da intensidade de indução magnética, mais detalhes sobre esta simulação são apresentados no APÊNDICE A.

4.3.2. Simulação do experimento de Toledo

A geometria do arranjo em forma de anel cilíndrico do PM com a amostra de água ao centro do eixo Y, sem volume definido, utilizada por Toledo está representada na Figura 5, juntamente com as linhas L2 e L3 que servirão de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação.

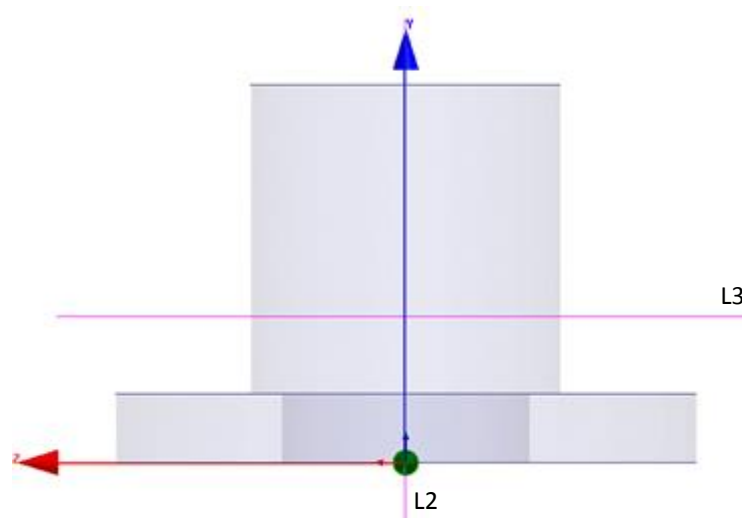


Fig.9: Corte transversal e frontal da geometria do arranjo Toledo com linhas L2 e L3.

Com base nos resultados publicados no experimento de Toledo, conforme Figura 4, constatamos que não há informações relativas ao volume da amostra de água utilizada nem o valor exato da SMI do PM. Desta forma considerou-se o valor médio para SMI de 55 mT e o volume de 300 ml para a amostra de água. Na simulação do experimento Toledo conforme Figura 9, observa-se que nas faces dos pólos junto às bordas do PM há uma concentração maior da intensidade da indução magnética no ar. A amostra de água de 300 ml está posicionada no centro do eixo y e na face do pólo Norte do PM, que tem sua magnetização na direção da linha L2 ao longo do eixo Y.

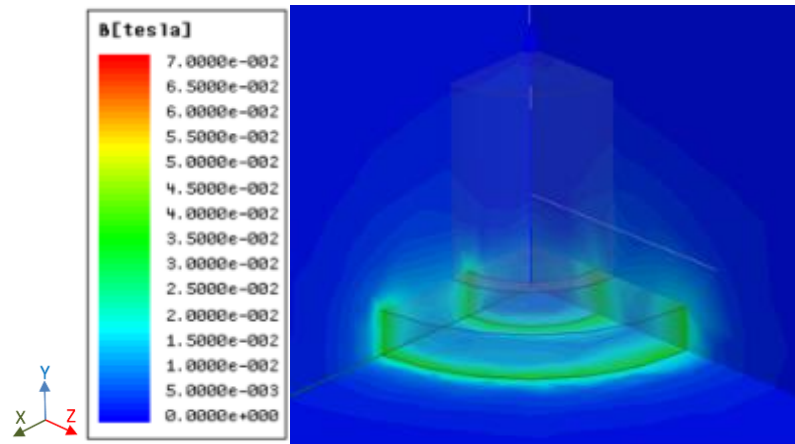


Fig.10: Simulação Toledo ($B_r = 0,055 \text{ T}$) nos planos XYZ.

Na simulação tridimensional do arranjo Toledo, na Figura 10 que equivale a $\frac{1}{4}$ do mesmo, observam-se os maiores valores da SMI nas bordas externas e internas do anel cilíndrico utilizado.

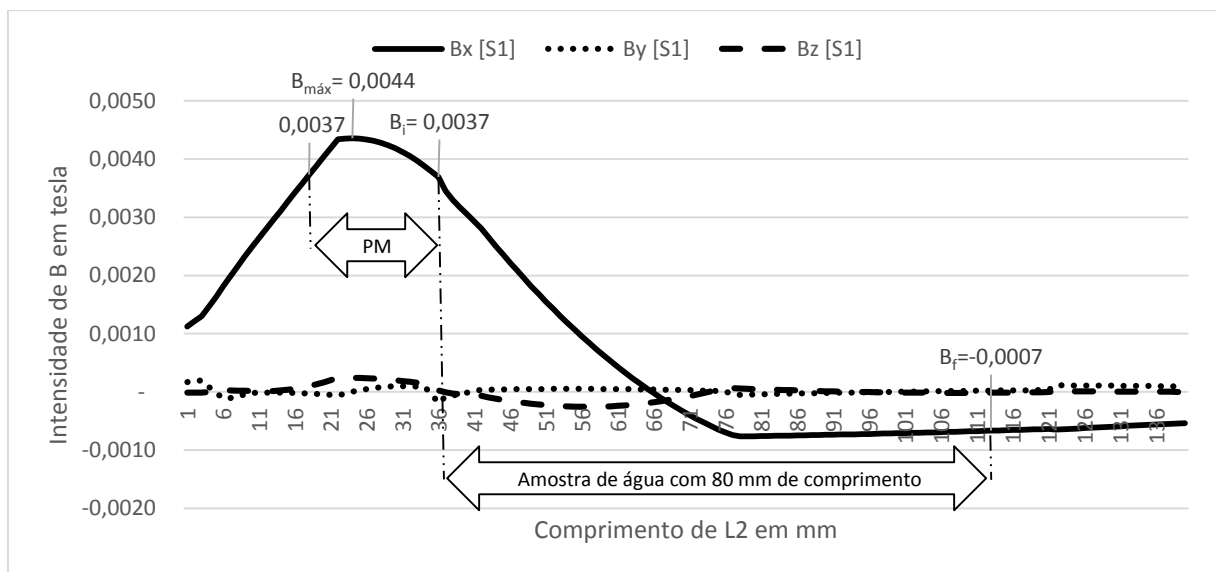


Fig.11: Distribuição típica de B ao longo de L2 da primeira simulação Toledo.

Com relação a distribuição de SMI, observa-se, pela Figura 11, que em ambas faces do PM o valor da SMI é de 3,7 mT e que o valor máximo atinge 4,4 mT. Na amostra de água a SMI reduz de 3,7 mT para -0,7 mT a 113 mm da linha L2. Constata-se que no interior da amostra de água o valor médio da SMI é de $1,5 \text{ mT} \pm 150\%$, não apresenta uma uniformidade na distribuição da intensidade de indução magnética e há uma inversão de polaridade no interior da amostra a 64 mm da linha L2.

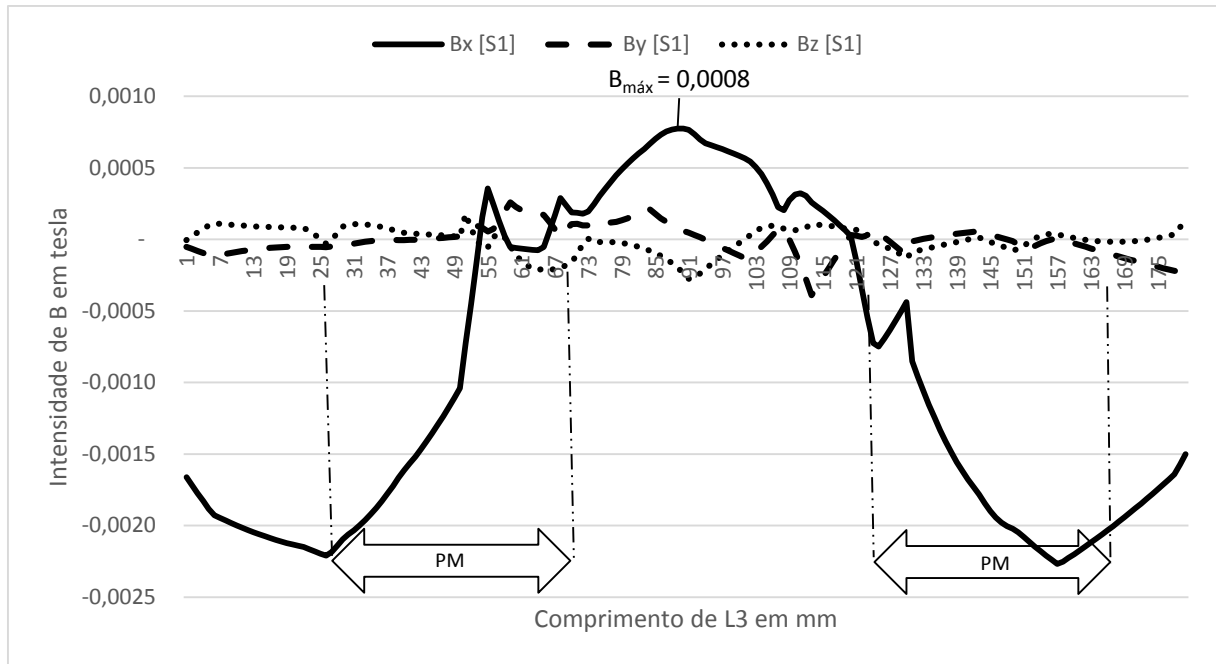


Fig.12: Distribuição típica de B ao longo de L3 da primeira simulação Toledo.

Na Figura 11 observa-se que a 20 mm da face do pólo Norte e sobre a linha L3, o nível da intensidade de indução magnética na direção do eixo X (B_x) aproxima-se das componentes B_y e B_z . A partir da linha L3 B_x tende ao valor zero nas bordas internas do anel cilíndrico, inverte a polaridade e atinge o máximo valor negativo de 0,8 mT, mais detalhes sobre esta simulação são apresentados no APÊNDICE B.

4.3.3. Cálculo teórico de B para o arranjo Aubert

Para o cálculo da indução magnética resultante no interior do arranjo simulado será necessária a utilização dos seguintes parâmetros:

- B_{rem} é a SMI remanescente do ímã, que neste caso é de -1,1184 T;
- R_i é o raio interno do anel Aubert, que neste caso é de 25,0 mm;
- R_o é o raio externo do anel Aubert, que neste caso é de 35,0 mm;
- Considerando o segundo cilindro da Figura 13 (2), como um caso particular do cilindro Halbach, quando $p = -1$ ¹³. Tem-se que o vetor de \mathbf{B} inverte-se e passa a apontar para o interior do cilindro de forma radial, possibilitando o cálculo da eficiência do arranjo magnético.

¹³ O valor de p é um número inteiro que define a função da figura de mérito a ser utilizada em relação ao número de pólos de um arranjo magnético.

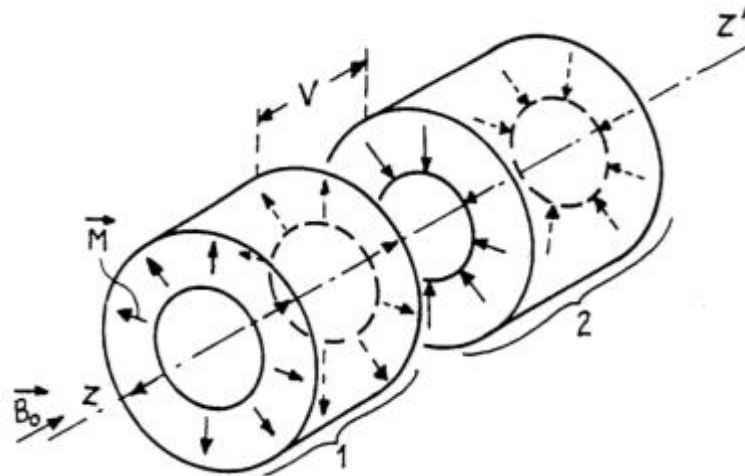


Fig.13: Tipos de cilindros Aubert conforme a distribuição da indução magnética.
 Fonte: Patente registrada nos EUA sob nº 5.014.032 por Guy Aubert em sete de maio de 1991.

A figura de mérito M^* ¹⁴ caracteriza a eficiência de um projeto com arranjo de ímãs conhecidos, representa a relação entre a energia armazenada na região do campo para a quantidade máxima de energia magnética disponível no arranjo magnético e quando $p = -1$, temos (BJØRK; SMITH; BAHL, 2015):

$$M^* = - \left(\frac{R_i}{R_o} \right)^{-2p} \frac{\left(\frac{R_i}{R_o} \right)^2}{1 - \left(\frac{R_i}{R_o} \right)^2} \frac{p}{(1-p)^2} \left(1 - \left(\frac{R_i}{R_o} \right)^{p-1} \right)^2$$

Assim, com os valores de R_i , R_o e p pode-se calcular a eficiência do arranjo Aubert para um cilindro de comprimento infinito para $p = -1$, resultando em $M^* = 0,1227$ ou 12,27%. Desta forma, o valor da indução magnética no interior deste cilindro infinito equivale a:

$$B = 0,1227 \times B_{rem}$$

Pode-se demonstrar que o valor máximo da eficiência é de 25%, neste caso particular onde $p = -1$, conforme simplificação da equação acima. Quando R_i tende a zero, M^* tende ao seu valor máximo de $1/4$ ou 25% (BJØRK; SMITH; BAHL, 2015). Constata-se desta forma, que a eficiência do arranjo Aubert simulado equivale a 49,08% da eficiência máxima teórica.

$$M^* = 1/4 (1 - (R_i/R_o)^2)$$

¹⁴ A figura de mérito é uma relação utilizada para caracterizar o desempenho de um dispositivo, sistema ou método, em relação às alternativas.

Assim, em função da discretização do cilindro infinito com a utilização de 16 ímãs permanentes por anel, pode-se calcular o valor estimado da indução magnética equivalente para o cilindro discretizado pela equação (BJØRK *et al.*, 2008):

$$B_{(n)} = 0,1227 \times B_{rem} \times (\text{sen}(2\pi/n)/2\pi/n)$$

onde n é o número de ímãs permanentes por anel ($n = 16$), o que equivale a 95% da indução magnética do cilindro infinito. Portanto, para um arranjo discretizado com infinito número de anéis:

$$B_{(16)} = -130,37 \text{ mT}$$

4.3.4. Simulação arranjo Aubert

A seguir apresentam-se as simulações feitas com o arranjo Aubert para 4, 6, 8, 12 e 16 anéis, com uma amostra de água cilíndrica de 80 mm de comprimento por 48 mm de diâmetro e a linha L4 de 180 mm no eixo Z constante em todas simulações. Foi estabelecido o valor máximo de 1,5 T e 125 mT de intervalo entre as faixas da SMI em todas simulações realizadas, visando a homogeneização entre todas as simulações.

Destaca-se que não houve memória RAM suficiente no computador para obter-se as simulações para 16 anéis nos planos X, Y, Z e em 3D mas houve capacidade para obter-se a simulação sobre uma linha no eixo Z através de um relatório 2D do Maxwell. Todas as imagens foram exportadas através do Maxwell juntamente com os valores numéricos em formato CSV, que foram convertidos nos gráficos e imagens seguintes. Mais detalhes sobre as simulações e os dados exportados encontram-se no APÊNDICE C.

4.3.4.1. Simulação arranjo Aubert com 4 anéis

A geometria do arranjo é composta por quatro anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de 10x10x10 mm. A linha L4 ao longo do eixo Z serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 14.

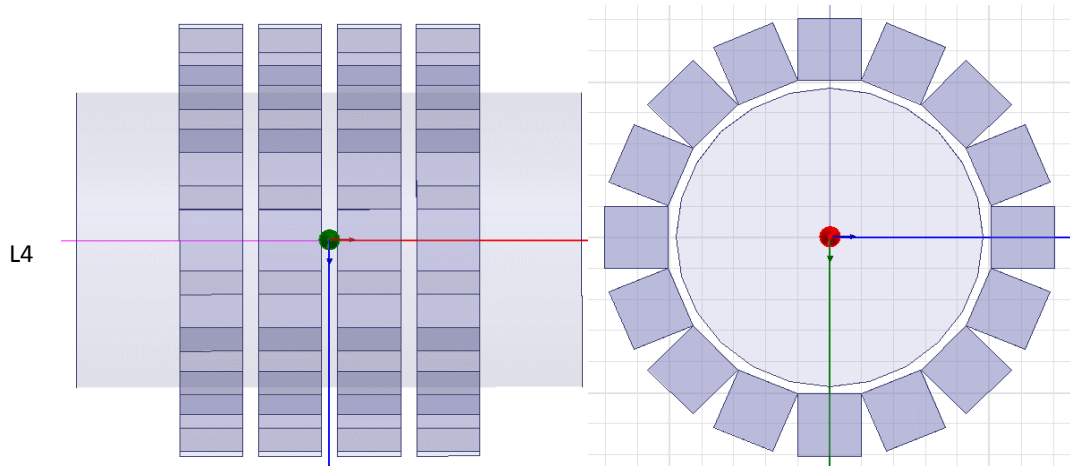


Fig.14: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 4 anéis e linha L4.

A simulação do arranjo Aubert com quatro anéis apresenta cinco faixas de SMI bem definidas no corte transversal do arranjo, conforme pode ser observado na Figura 15. Na região da amostra a SMI possui uma forma de hiperboloide de uma folha na região entre os dois anéis centrais e de hiperboloide de duas folhas nas extremidades dos dois anéis externos, conforme Figura 11(a) do APÊNCIDE C.

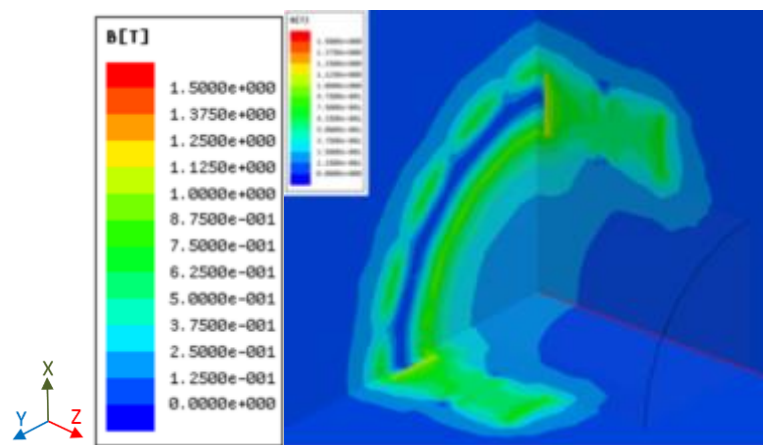


Fig.15: Simulação Aubert de 4 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.

Na simulação da SMI sobre a linha L4, conforme Figura 16, verifica-se uma inversão de polaridade no interior do arranjo nas proximidades dos pontos 73 e 109 mm da referida linha e o valor de máxima intensidade da SMI é -159 mT no centro do arranjo e de L4. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor da SMI é de 46 mT demonstrando uma simetria coerente com a forma hiperboloide descrita anteriormente.

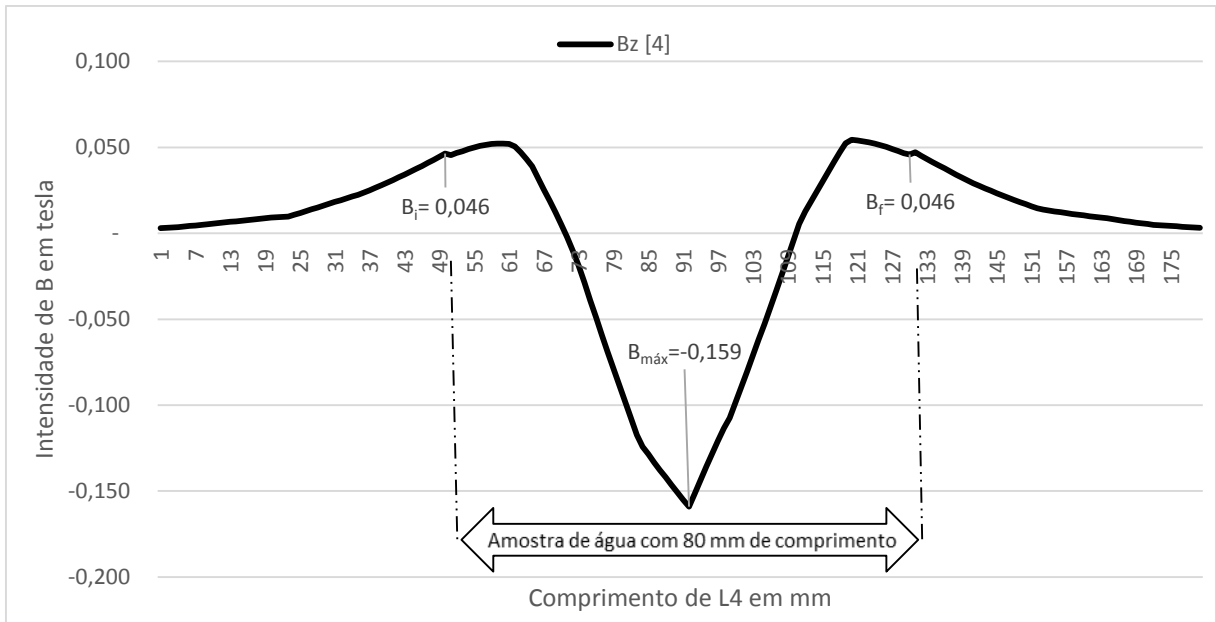


Fig.16: Distribuição típica de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 4 anéis.

A SMI no interior da amostra tem uma intensidade de $-56,7 \pm 180,9\%$, com valores mínimos de 46 mT nas extremidades da mesma, conforme Figura 16. Há uma grande dispersão da indução magnética, aliada a falta homogeneidade e inversão de polaridade que não atendem os requisitos iniciais de projeto.

4.3.4.2. Simulação arranjo Aubert com 6 anéis

A geometria do arranjo é composta por seis anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de 10x10x10 mm. A linha L4 ao longo do eixo Z, serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 17.

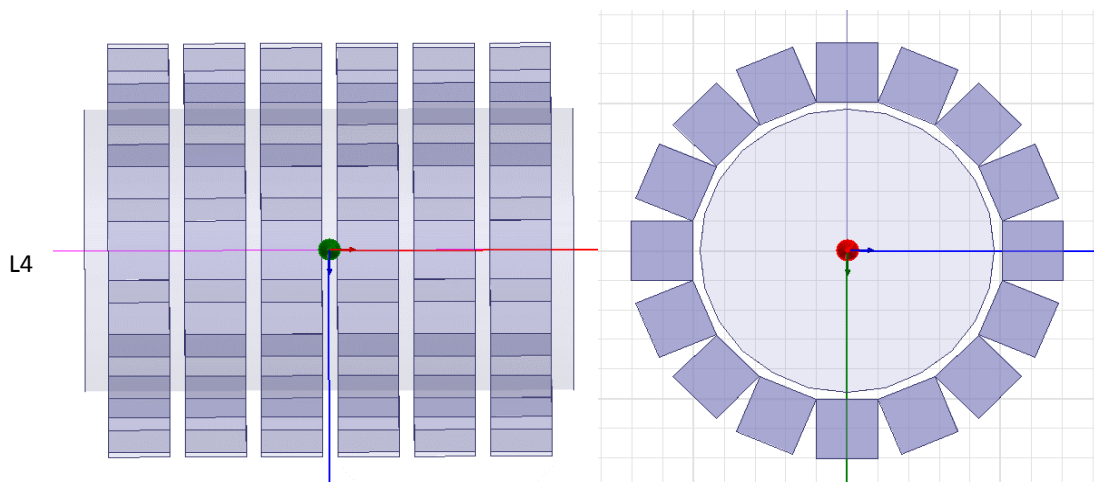


Fig.17: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 6 anéis e linha L4.

A simulação do arranjo Aubert com seis anéis apresenta cinco faixas de SMI bem definidas e o início do surgimento de uma sexta faixa intermitente, de maior intensidade, no corte transversal do arranjo, conforme pode ser observado na Figura 18 e com mais detalhes APÊNCIDE C.

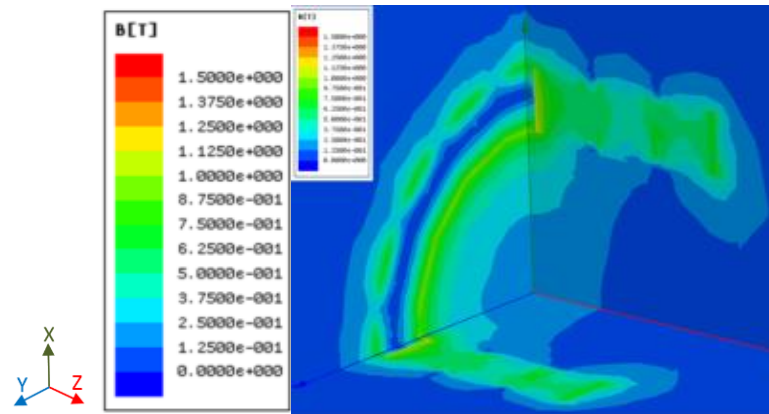


Fig.18: Simulação Aubert de 6 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.

Na região da amostra a SMI mantém a forma de hiperboloide de uma folha na região entre os dois anéis centrais e acrescenta um em cada extremidade do arranjo. Há um hiperboloide de duas folhas intermediário entre o centro e as extremidades do arranjo, conforme Figura 11(b) do APÊNCIDE C.

Na simulação da SMI sobre a linha L4, conforme Figura 19, verifica-se novamente a inversão de polaridade no interior do arranjo nas proximidades dos pontos 67 e 115 mm da referida linha e o valor de máxima intensidade da SMI é -203 mT no centro do arranjo e de L4. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor da SMI máximo é de 82 mT demonstrando uma simetria coerente com a forma hiperboloide descrita anteriormente.

A SMI aumenta de intensidade no interior da amostra e passa a $-61,3 \pm 231,8\%$, com valores mínimos de 46 mT nas extremidades da mesma. A dispersão da indução magnética aumenta ainda mais em relação a simulação com quatro anéis e são mantidas a falta homogeneidade e a inversão de polaridade, não atendendo os requisitos iniciais de projeto.

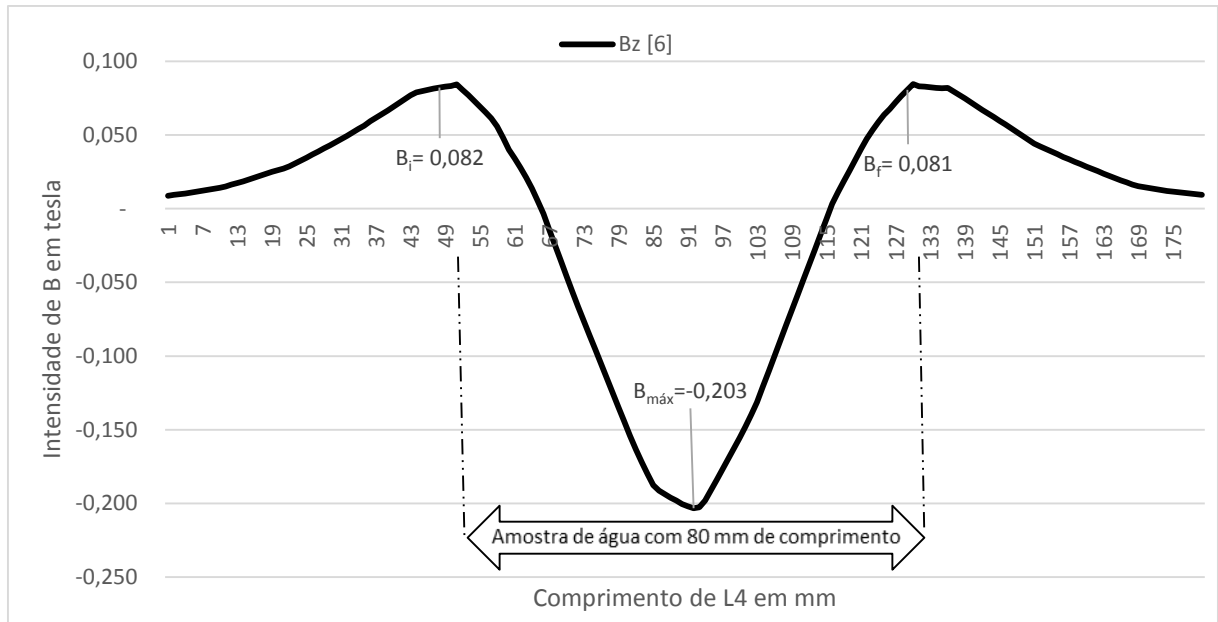


Fig. 19: Distribuição típica de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 6 anéis.

4.3.4.3. Simulação arranjo Aubert com 8 anéis

A geometria do arranjo é composta por oito anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de 10x10x10 mm. A linha L4 ao longo do eixo Z, serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 20.

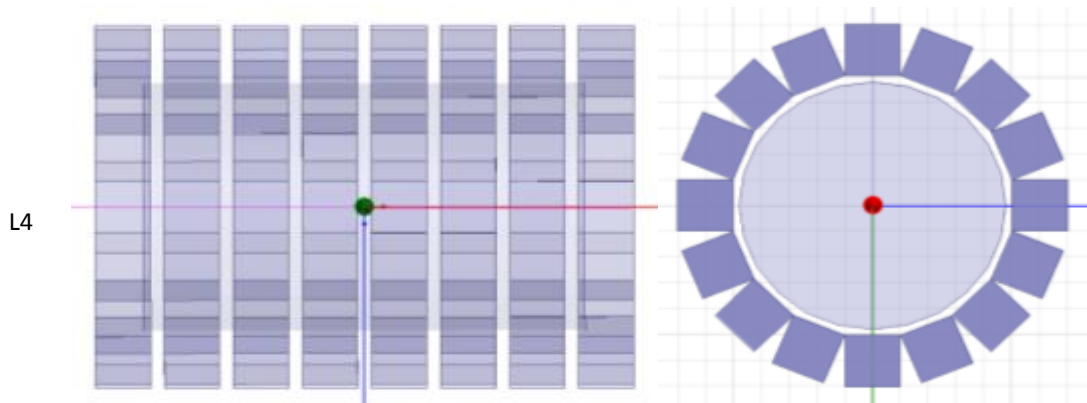


Fig. 20: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 8 anéis e linha L4.

A simulação do arranjo Aubert com oito anéis apresenta cinco faixas de SMI bem definidas e mantém uma sexta faixa intermitente de maior intensidade, conforme Figura 21. Observa-se uma redução da faixa central de menor intensidade de SMI no corte transversal do arranjo, conforme Figura 9 do APÊNCIDE C. Na região da amostra a SMI mantém a forma de hiperbolóide de uma folha na região entre os dois anéis centrais e acrescenta dois em cada

extremidade do arranjo. Há um hiperboloide de duas folhas intermediário entre o hiperboloide central e os demais, conforme Figura 11(c) do APÊNCIDE C.

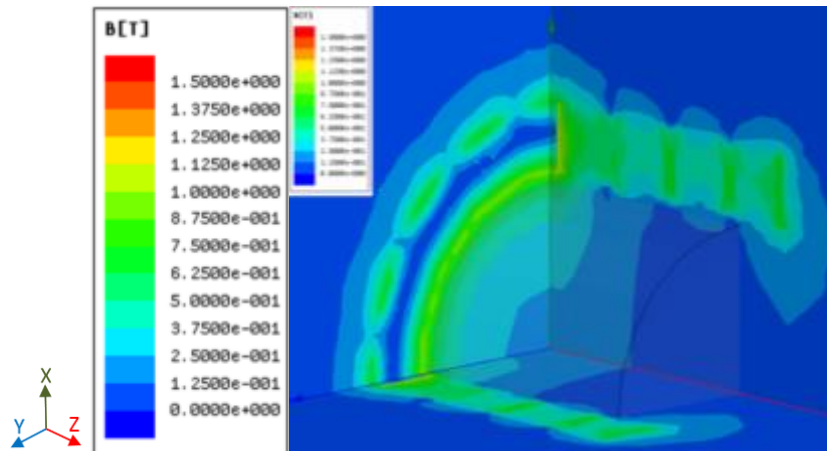
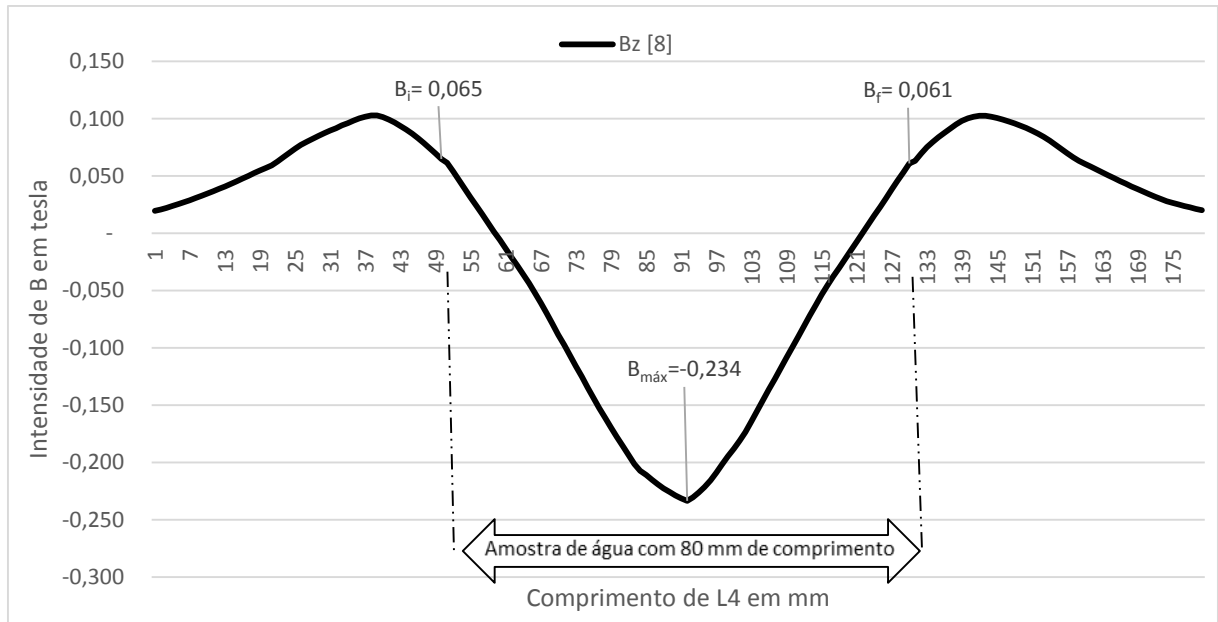


Fig.21: Simulação Aubert de 8 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.

Na simulação da SMI sobre a linha L4, conforme Figura 22, verifica-se novamente a inversão de polaridade no interior do arranjo nas proximidades dos pontos 61 e 121 mm da referida linha e o valor de máxima intensidade da SMI é -234 mT no centro do arranjo e de L4. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor da SMI máximo é de 65 mT demonstrando uma simetria coerente com a forma hiperboloide descrita anteriormente.

A SMI aumenta de intensidade no interior da amostra e passa a $-86,4 \pm 170,4\%$, com valor mínimo de 61 mT numa extremidade da mesma. A dispersão da indução magnética reduz e retorna a um patamar próximo ao da simulação com quatro anéis, sendo mantidas a falta homogeneidade e a inversão de polaridade, não atendendo os requisitos iniciais de projeto. A redução da dispersão deve-se ao fato do arranjo com 8 anéis ter um comprimento de 97,50 mm e a amostra possuir uma largura de 80 mm, ficando assim contida no interior deste arranjo. Este fato não ocorreu nas simulações anteriores, o que justifica a melhora na dispersão da indução magnética no interior da amostra.



4.3.4.4. Simulação arranjo Aubert com 12 anéis

A geometria do arranjo é composta por doze anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de 10x10x10mm. A linha L4 ao longo do eixo Z, serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 23.

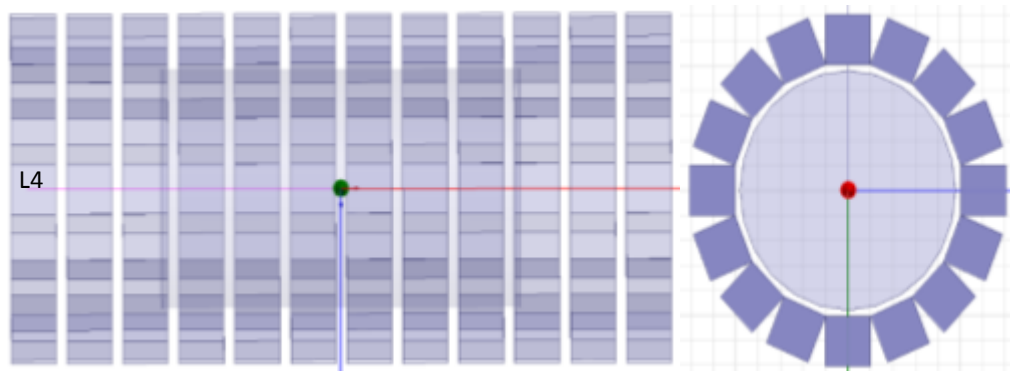


Fig.23: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 12 anéis e linha L4.

A simulação do arranjo Aubert com doze anéis apresenta a eliminação da faixa de menor intensidade no centro do corte transversal que passa a ter quatro faixas de SMI bem definidas, conforme Figura 24, além de manter a uma quinta faixa intermitente de maior intensidade. Conforme Figuras 10 e 12 do APÊNCIDE C. Na região da amostra a SMI mantém a forma de hiperboloide de uma folha na região entre os dois anéis centrais e não é mais possível determinar

o posicionamento das demais formas, exceto pelo hiperboloide de duas folhas em cada extremidade do arranjo, conforme Figura 12 do APÊNCIDE C.

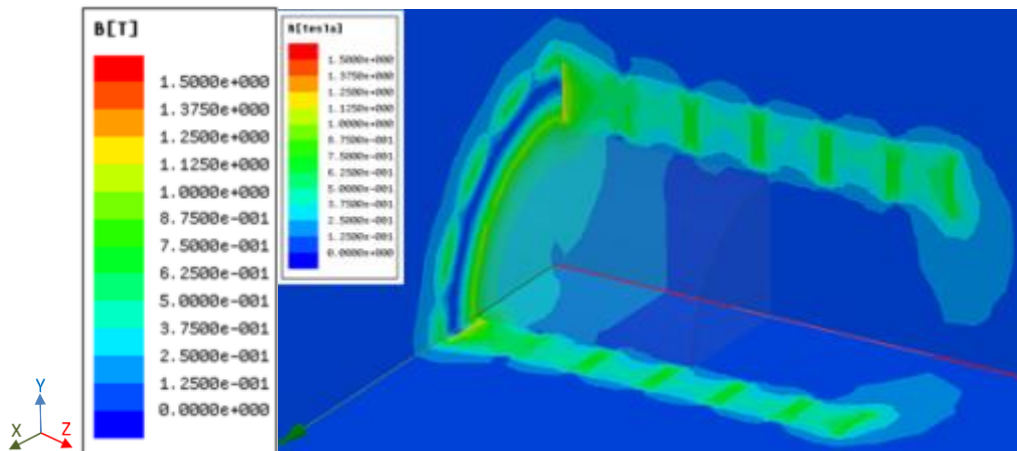


Fig.24: Simulação Aubert de 12 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.

Na simulação da SMI sobre a linha L4, conforme Figura 25, verifica-se novamente a inversão de polaridade no interior do arranjo nas proximidades dos pontos 46 e 131 mm da referida linha e o valor de máxima intensidade da SMI é -249 mT no centro do arranjo e de L4. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor da SMI máximo é agora negativo de -15 mT.

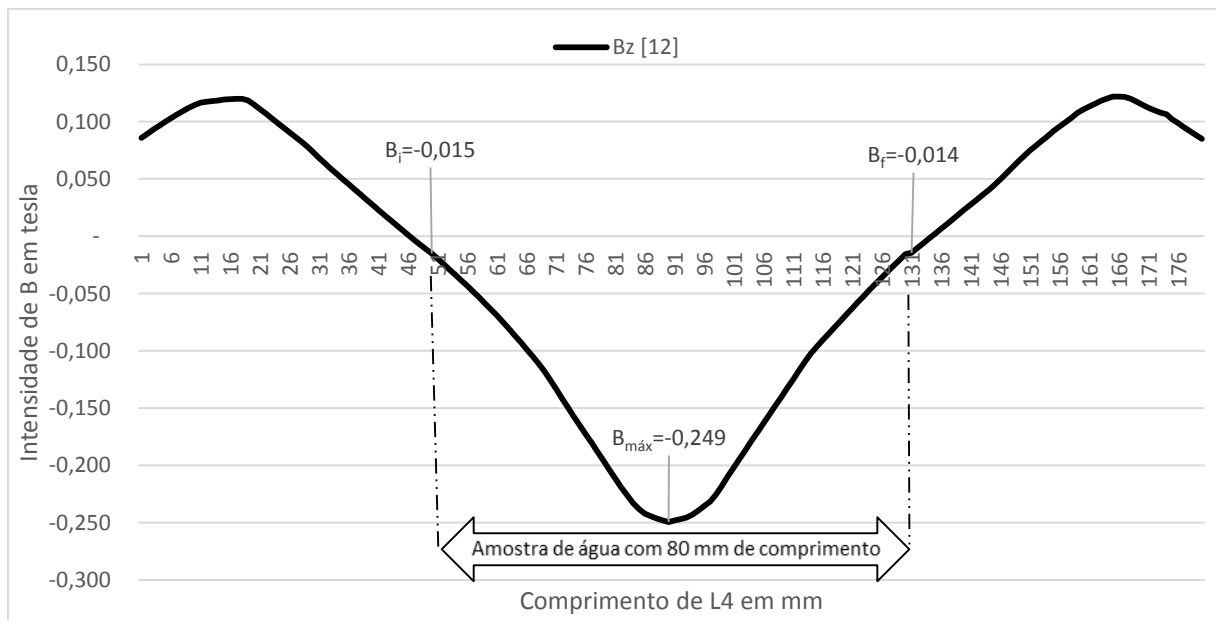


Fig.25: Distribuição típica de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 12 anéis.

A SMI aumenta de intensidade no interior da amostra e passa a $-131,8 \pm 89,2\%$, com valor mínimo negativo de -14 mT numa extremidade da mesma. A dispersão da indução

magnética reduz ao menor valor em função do aumento do comprimento do arranjo, sendo mantidas a falta homogeneidade e não há inversão de polaridade no interior da amostra, atendendo parcialmente aos requisitos iniciais de projeto. A redução da dispersão justifica-se pelo fato do arranjo com 12 anéis ter um comprimento de 147,50 mm e a amostra possuir uma largura de 80 mm, ficando assim contida no interior deste arranjo.

4.3.4.5. Simulação arranjo Aubert com 16 anéis

A geometria do arranjo é composta por dezesseis anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de 10x10x10 mm. A linha L4 ao longo do eixo Z serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 26.

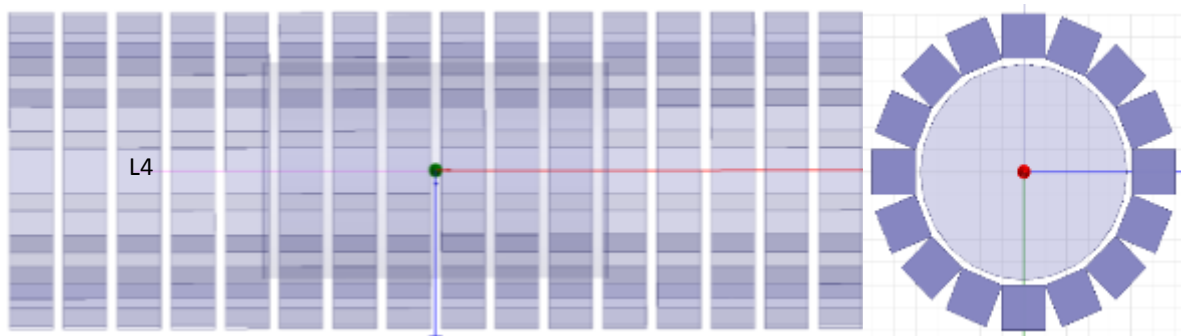


Fig.26: Corte frontal e transversal do arranjo Aubert com 16 anéis e linha L4.

Na simulação da SMI sobre a linha L4, conforme Figura 27, verifica-se novamente a inversão de polaridade no interior do arranjo nas proximidades dos pontos 19 e 162 mm da referida linha e o valor de máxima intensidade da SMI é -258 mT no centro do arranjo e de L4. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor da SMI máximo de -76 mT.

A SMI aumenta de intensidade no interior da amostra e passa a $-163,8 \pm 56,7\%$, com valor mínimo de -71 mT numa extremidade da mesma. A dispersão da indução magnética renova o menor valor em função mais uma vez do aumento do comprimento do arranjo, sendo mantidas a falta homogeneidade e não há inversão de polaridade no interior da amostra, atendendo parcialmente os requisitos iniciais de projeto. O aumento na redução da dispersão justifica-se pelo fato do arranjo com 16 anéis ter um comprimento de 197,50 mm e a amostra possuir uma largura de 80 mm, ficando assim majoritariamente contida no interior deste arranjo.

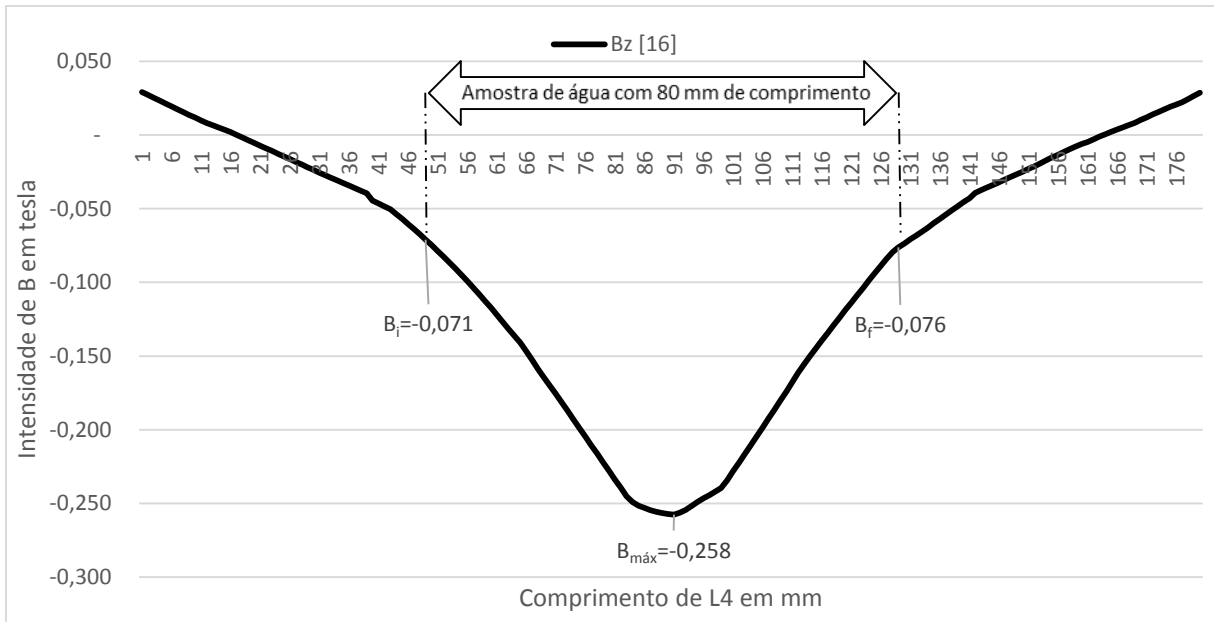


Fig.27: Distribuição típica de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 16 anéis.

Para validar os valores simulados com o arranjo Aubert de 16 anéis foi ampliada a linha L4 para 300 mm e verificada a uniformidade da distribuição da indução magnética ao longo da mesma, conforme Figura 28. Observa-se que não houve alteração no formato da distribuição da indução e que em função do aumento de intensidade os pontos de inversão de polaridade ficaram mais distantes, como relatado anteriormente. Isto possibilitou o valor máximo da SMI dentre todas as configurações do arranjo Aubert, mas não garantiu uma boa dispersão.

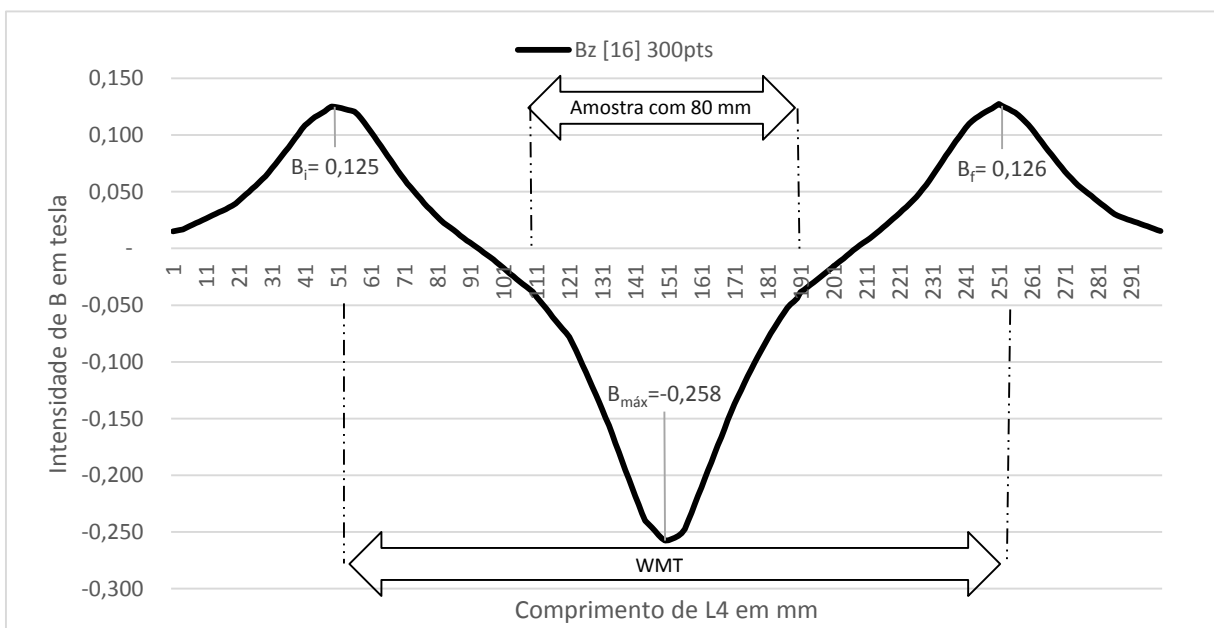


Fig.28: Distribuição típica ampliada de B ao longo de L4 para o arranjo Aubert com 16 anéis.

Observa-se também que o valor médio da SMI na borda do arranjo, corresponde a 49% da intensidade no centro do arranjo (Fig.28). O que torna este arranjo mais suave em relação a distribuição da indução magnética, quando comparado aos demais. Isto pode ser melhor visualizado no resumo a seguir, conforme Figura 29 e nos gráficos exportados do Maxwell na Figura 13 do APÊNDICE C.

4.3.4.6. Resumo simulações Aubert

A seguir apresentam-se a sobreposição da SMI de todas as simulações Aubert sobre a linha L4, conforme Figura 29, onde podem ser observados todos os pontos de máximos e mínimos da SMI em relação a amostra. Mais detalhes na Figura 13 do APÊNDICE C.

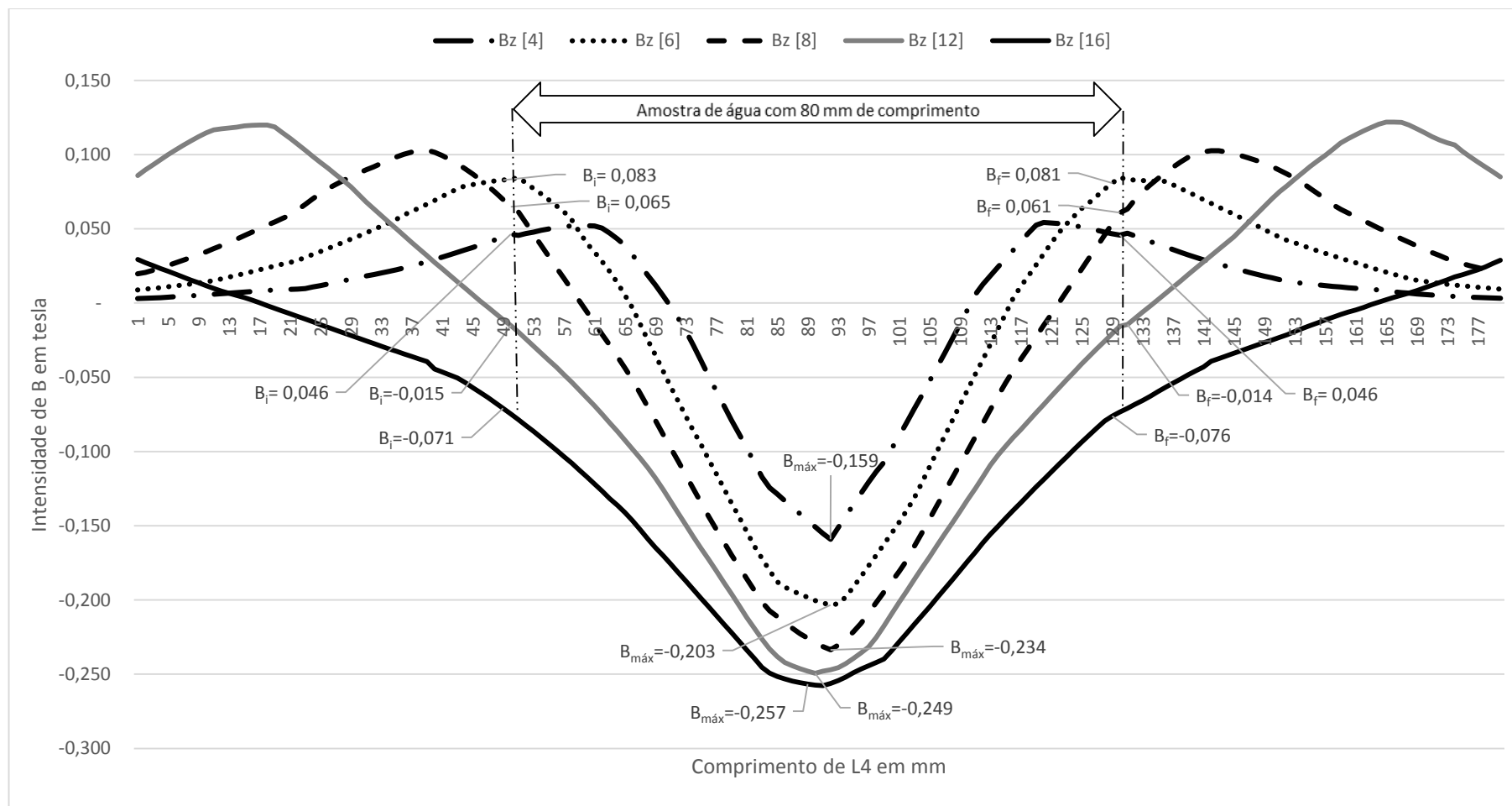


Fig.29: Sobreposição da Distribuição típica de B ao longo de L4 (180 mm) para todas simulações do arranjo Aubert.

4.3.5. Cálculo teórico de B para o arranjo Halbach

Para o cálculo da indução magnética resultante no interior do arranjo simulado será necessária a utilização dos seguintes parâmetros:

- B_{rem} , é a SMI remanescente do ímã, que neste caso é de 1,1184 T;
- R_i , é o raio interno do anel Halbach, que neste caso é de 25,0 mm;
- R_o , é o raio externo do anel Halbach, que neste caso é de 39,1 mm.
- Para o arranjo Halbach simulado, $p = 2$, conforme Figura 1 e 30.

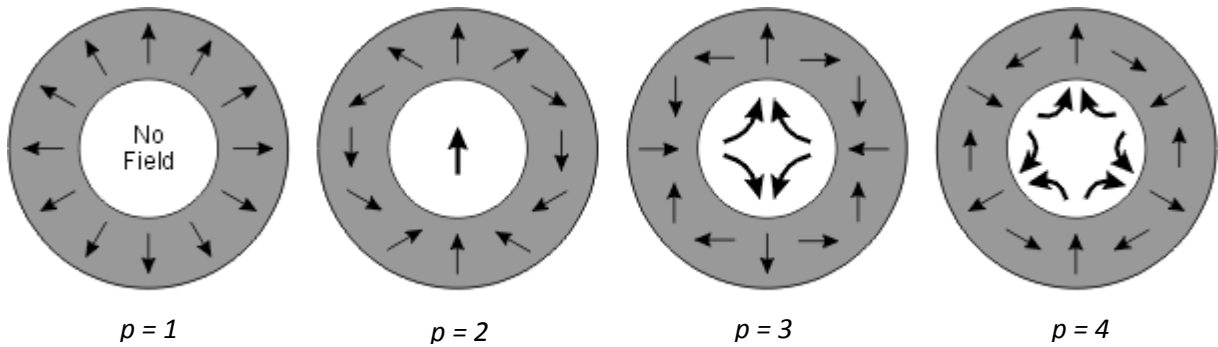


Fig.30: Tipos de cilindros Halbach conforme a distribuição da indução magnética.
 Fonte: https://en.wikipedia.org/wiki/Halbach_array.

A figura de mérito M^* que caracteriza a eficiência magnética do projeto calcula-se conforme equação a seguir, para $p > 1$ (BJØRK; SMITH; BAHL, 2015):

$$M^* = \frac{\left(\frac{R_i}{R_o}\right)^2}{1 - \left(\frac{R_i}{R_o}\right)^2} \frac{p}{(1-p)^2} \left(1 - \left(\frac{R_i}{R_o}\right)^{p-1}\right)^2$$

Assim a eficiência do arranjo Halbach para um cilindro de comprimento infinito onde $p = 2$ resulta em $M^* = 0,1796$ ou 17,96% para os parâmetros estabelecidos inicialmente. A eficiência como uma função da razão entre os raios internos, externos e p também pode calculada graficamente, conforme Figura 31, onde se verifica que do valor obtido (17,96%) está muito próximo do valor máximo para M^* quando $p = 2$. Desta forma, tem-se que o valor da indução magnética no interior deste cilindro infinito equivale a:

$$B = 0,1796 \times B_{rem}$$

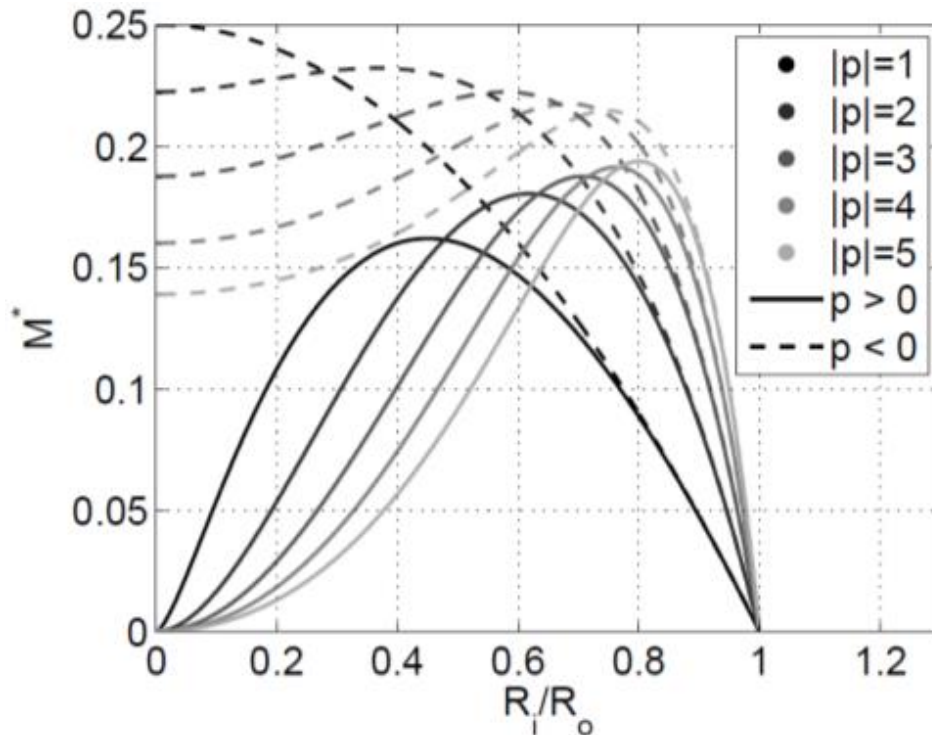


Fig.31: A eficiência do arranjo Halbach em função da relação dos raios internos, externos e de p .
Fonte: BJØRK *et al.*, 2008.

Assim, em função da discretização do cilindro infinito com a utilização de 16 ímãs permanentes por anel, pode-se calcular o valor estimado da indução magnética equivalente para o cilindro discretizado pela equação (BJØRK *et al.*, 2008):

$$B_{(n)} = 0,1796 \times B_{rem} \times (\text{sen}(2\pi/n)/2\pi/n)$$

Onde n é o número de ímãs permanentes por anel ($n = 16$), o que equivale a 95% da indução magnética do cilindro infinito. Portanto, para um arranjo Halbach discretizado com infinito número de anéis:

$$B_{(16)} = 190,86 \text{ mT}$$

4.3.6. Simulação arranjo Halbach

A seguir apresentam-se as simulações feitas com o arranjo Halbach para 4, 6, 8, 12 e 16 anéis iguais e com 16 PMs, com uma amostra de água cilíndrica de 80 mm de comprimento por 48 mm de diâmetro e a linha L4 de 180 mm no eixo Z constante em todas simulações. Foi mantido o valor máximo de 1,5 T e 125 mT de intervalo entre as faixas da SMI em todas simulações realizadas. Destaca-se que não houve memória RAM suficiente no computador para obter-se as simulações para 16 anéis nos planos X, Y, Z e em 3D mas houve capacidade para obter-se a simulação sobre uma linha no eixo Z através de um relatório 2D do Maxwell. Todas

as imagens foram exportadas através do Maxwell juntamente com os valores numéricos em formato CSV, que foram convertidos nos gráficos seguintes. Mais detalhes sobre as simulações e os dados exportados encontram-se no APÊNDICE D.

4.3.6.1. Simulação arranjo Halbach com 4 anéis

A geometria do arranjo é composta por quatro anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de 10x10x10 mm. A linha L5 ao longo do eixo Z, serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 32.

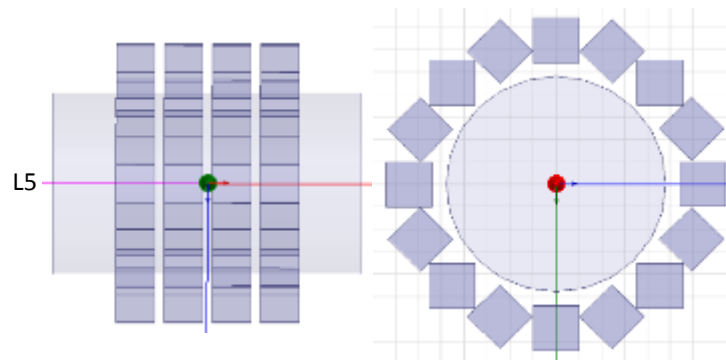


Fig.32: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 4 anéis e linha L5.

A simulação do arranjo Halbach com quatro anéis apresenta uma distribuição uniforme da SMI, no interior do arranjo em todos os planos, conforme pode ser observado na Figura 33 e previsto em (BJORK, 2011). Na região da amostra a SMI possui uma forma côncava nas extremidades dos dois anéis externos, conforme Figura 18(a) do APÊNDICE D. A SMI não envolve totalmente a amostra, pelo fato do arranjo ter um comprimento de 47,50 mm, portanto inferior ao comprimento da amostra de 80 mm.

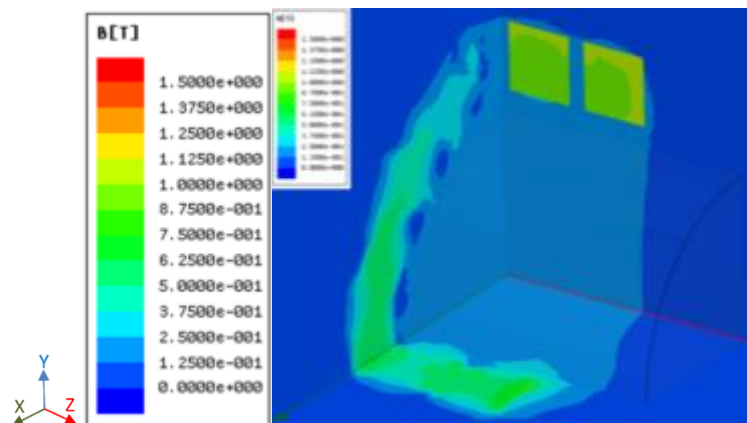


Fig.33: Simulações Halbach com 4 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.

Na simulação da SMI sobre a linha L5, conforme Figura 34, não há inversão de polaridade no interior da amostra e nem do arranjo. O valor de máxima intensidade da SMI é 193 mT no centro do arranjo e de L5. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor máximo da SMI é de 44 mT demonstrando uma redução acentuada de intensidade na direção da forma côncava das bordas do arranjo.

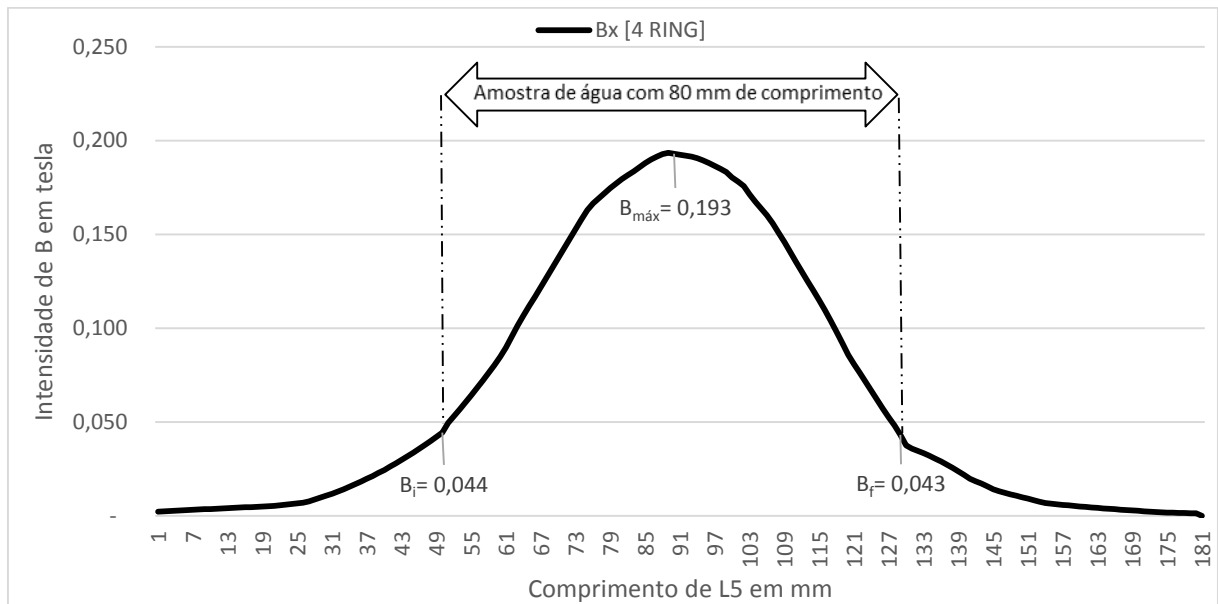


Fig.34: Distribuição típica de B ao longo de L5 para o arranjo Halbach com 4 anéis.

A SMI no interior da amostra tem uma intensidade de $121,52 \pm 59,26\%$, com valor mínimo de 43 mT nas extremidades da mesma. Há uma grande dispersão da indução magnética, que é comparável a menor dispersão da simulação Aubert com 16 anéis. Como há homogeneidade e não há inversão de polaridade, este arranjo atende parcialmente os requisitos iniciais de projeto em função da alta dispersão da SMI e do pequeno comprimento do arranjo para uma amostra de 100 ml com 80 mm de comprimento.

4.3.6.2. Simulação arranjo Halbach com 6 anéis

A geometria do arranjo é composta por seis anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de $10 \times 10 \times 10$ mm. A linha L5 ao longo do eixo Z serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 35.

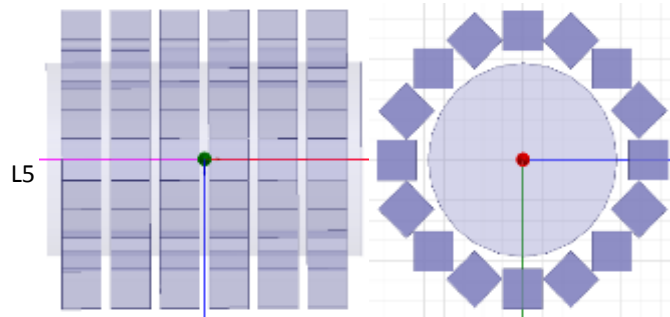


Fig.35: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 6 anéis e linha L5.

A simulação do arranjo Halbach com seis anéis apresenta uma distribuição uniforme da SMI, no interior do arranjo em todos os planos, conforme pode ser observado na Figura 36. Na região da amostra a SMI possui uma forma côncava nas extremidades dos dois anéis externos, conforme Figura 18(b) do APÊNCIDE D. A SMI consegue envolver totalmente a amostra, mesmo o arranjo tendo um comprimento de 72,50 mm, portanto inferior ao comprimento da amostra de 80 mm.

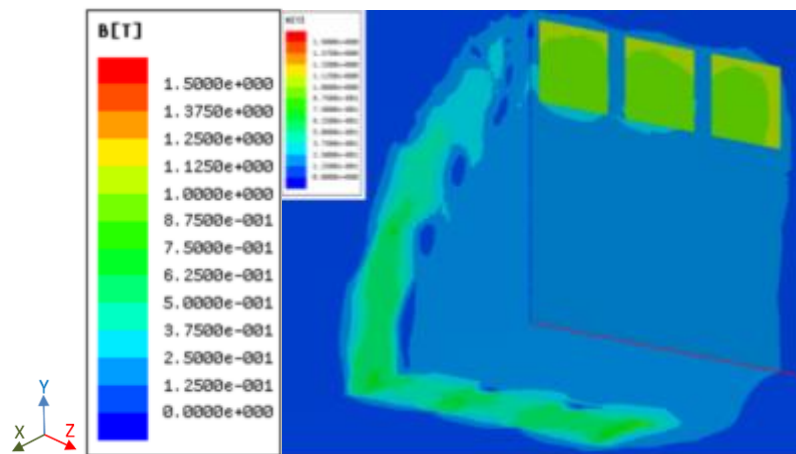


Fig.36: Simulações Halbach com 6 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.

Na simulação da SMI sobre a linha L5, conforme Figura 37, não há inversão de polaridade no interior da amostra e nem do arranjo. Há um aumento do valor de máxima intensidade da SMI para 216 mT no centro do arranjo e de L5. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor máximo da SMI é de 101 mT demonstrando uma redução menos acentuada de intensidade na direção da forma côncava das bordas do arranjo em relação a simulação com quatro anéis.

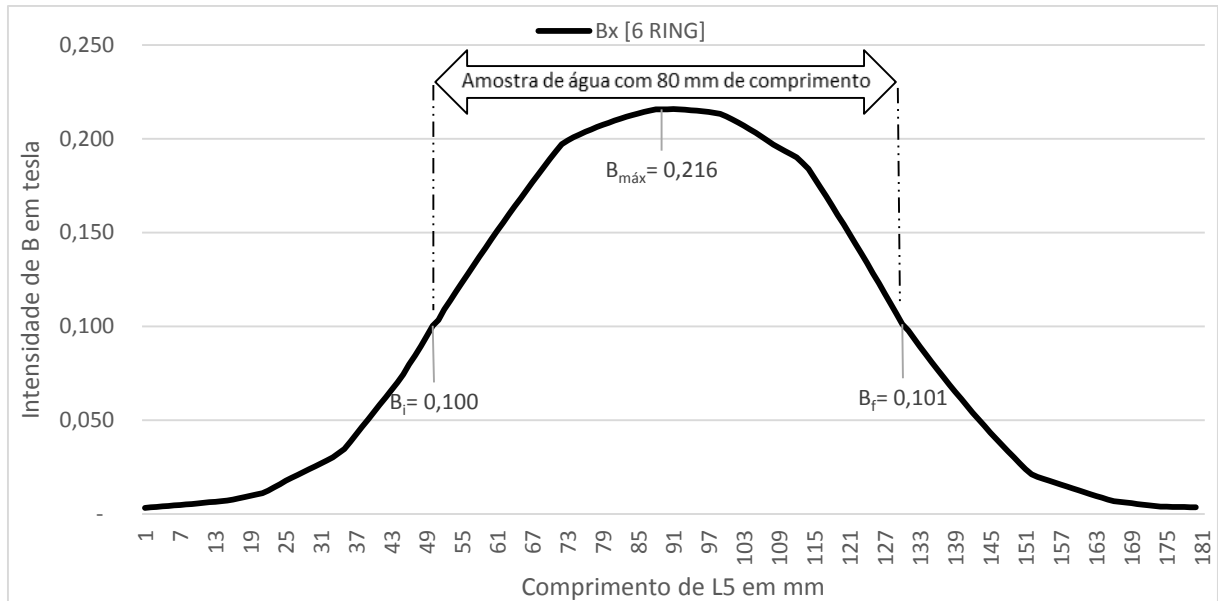


Fig.37: Distribuição típica de B ao longo de L5 para o arranjo Halbach com 6 anéis.

A SMI no interior da amostra tem uma intensidade de $160,4 \pm 30,9\%$, com valor mínimo de 100 mT nas extremidades da mesma. A dispersão da indução magnética reduz consideravelmente, passando a ser a menor dentre todas as simulações feitas até o momento. Como há homogeneidade e não há inversão de polaridade, este arranjo atende parcialmente os requisitos iniciais de projeto em função da alta dispersão da SMI.

4.3.6.3. Simulação arranjo Halbach com 8 anéis

A geometria do arranjo é composta por oito anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de $10 \times 10 \times 10$ mm. A linha L5 ao longo do eixo Z serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 38.

A simulação do arranjo Halbach com oito anéis apresenta uma distribuição uniforme da SMI, no interior do arranjo em todos os planos, conforme pode ser observado na Figura 39. Na região da amostra a SMI possui uma forma côncava nas extremidades dos dois anéis externos, conforme Figura 18(c) do APÊNCIDE D. A SMI envolve totalmente a amostra, com um comprimento de 97,50 mm, portanto superior ao comprimento da amostra de 80 mm.

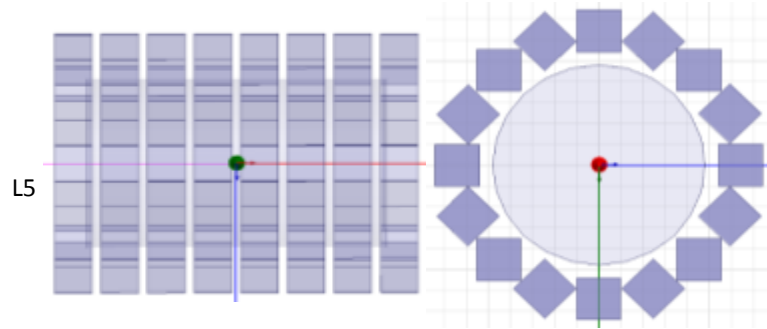


Fig.38: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 8 anéis e linha L5.

Na simulação da SMI sobre a linha L5, conforme Figura 40, não há inversão de polaridade no interior da amostra e nem do arranjo. Há um aumento do valor de máxima intensidade da SMI para 225 mT no centro do arranjo e de L5. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor máximo da SMI é de 175 mT demonstrando uma redução menos acentuada de intensidade na direção da forma côncava das bordas do arranjo em relação a simulação com seis anéis.

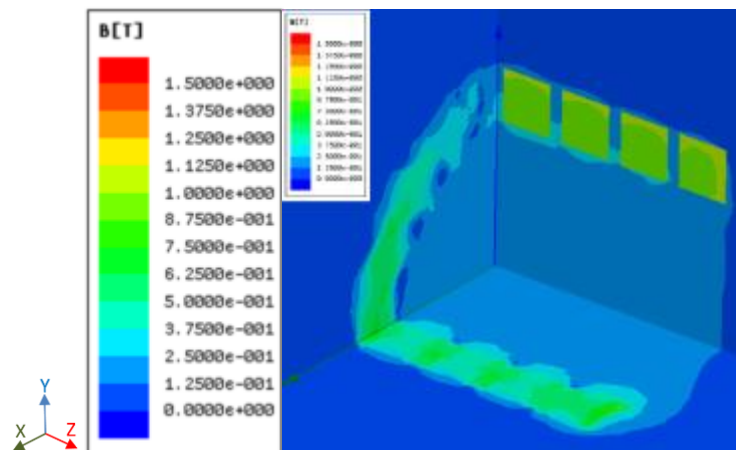


Fig.39: Simulações Halbach com 8 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.

A SMI no interior da amostra tem uma intensidade de $212,7 \pm 20,3\%$, com valor mínimo de 167 mT nas extremidades da mesma. A dispersão da indução magnética reduz consideravelmente, passando a ser a menor dentre todas as simulações feitas até o momento. Como há homogeneidade e não há inversão de polaridade, este arranjo atende parcialmente os requisitos iniciais de projeto em função da alta dispersão da SMI, podendo ser utilizado em condições específicas onde a dispersão de 20,3% da SMI seja aceitável ou para validação de um protótipo de menor custo.

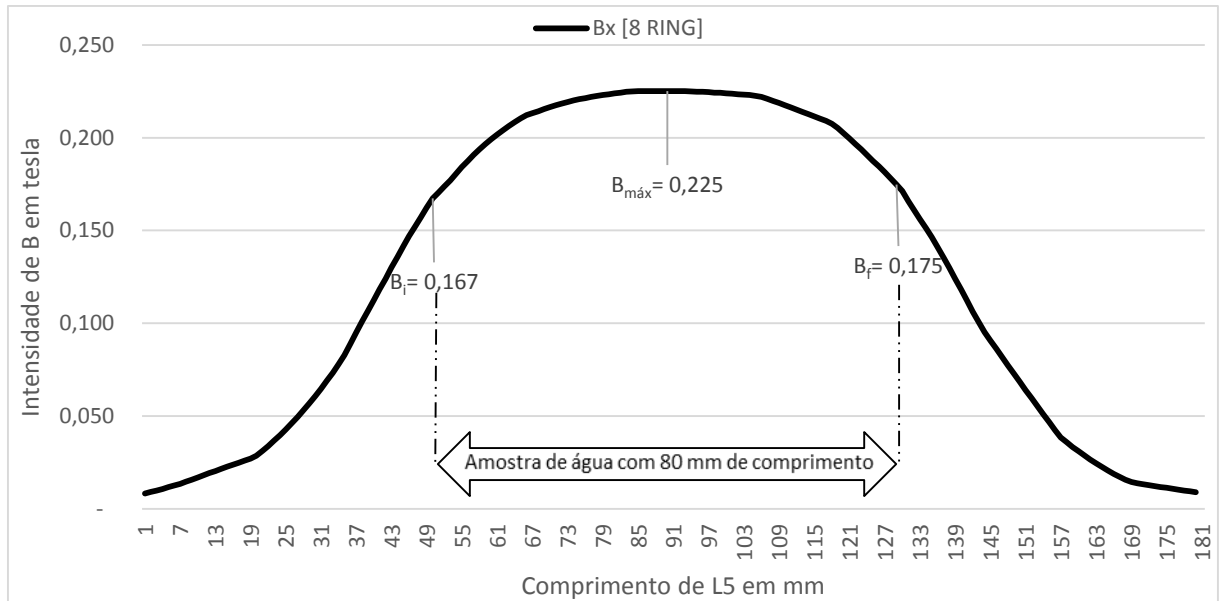


Fig.40: Distribuição típica de B ao longo de L5 para o arranjo Halbach com 8 anéis.

4.3.6.4. Simulação arranjo Halbach com 12 anéis

A geometria do arranjo é composta por doze anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de 10x10x10 mm. A linha L5 ao longo do eixo Z, serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 41.

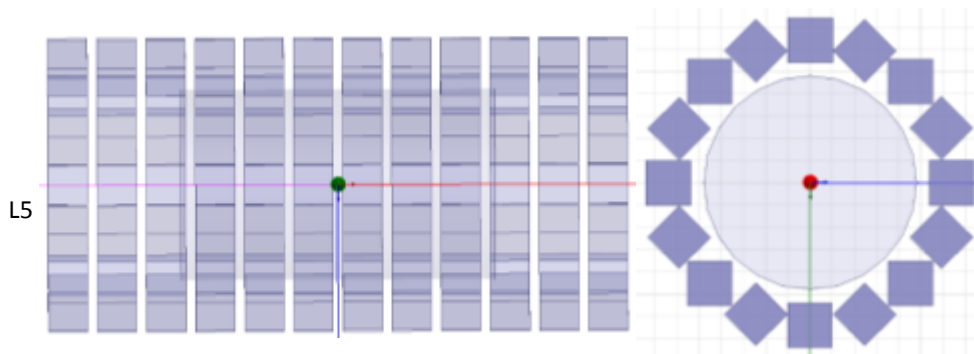


Fig.41: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 12 anéis e linha L5.

A simulação do arranjo Halbach com doze anéis apresenta uma distribuição uniforme da SMI, no interior do arranjo em todos os planos, conforme pode ser observado na Figura 42. Na região da amostra a SMI possui uma forma convexa nas extremidades dos dois anéis externos, conforme Figura 19 do APÊNCIDE D. A SMI envolve totalmente a amostra, com um comprimento de 147,50 mm, portanto muito superior ao comprimento da amostra de 80 mm.

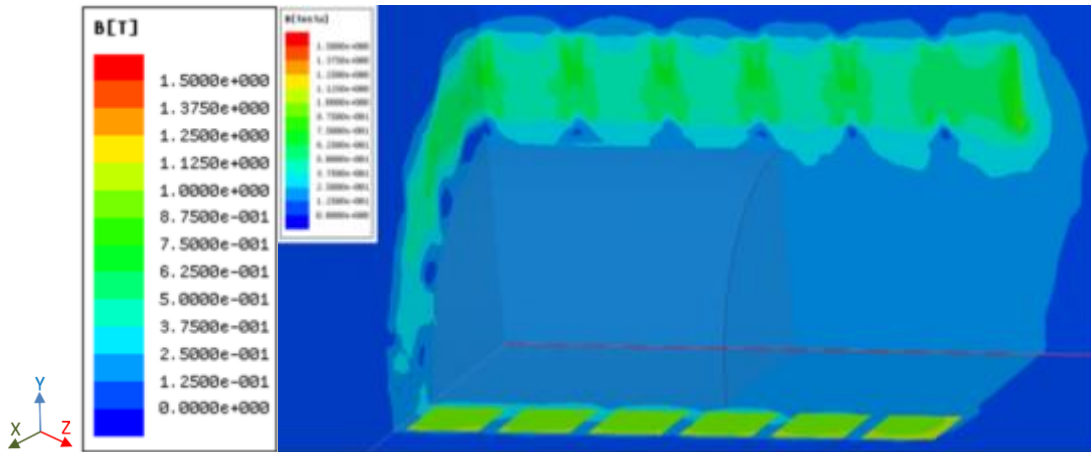


Fig.42: Simulações Halbach com 12 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XYZ.

Na simulação da SMI sobre a linha L5, conforme Figura 43, não há inversão de polaridade no interior da amostra e nem do arranjo. Há um aumento do valor de máxima intensidade da SMI para 232 mT no centro do arranjo e de L5. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor máximo da SMI é de 224 mT demonstrando uma redução bem menos acentuada de intensidade na direção da forma convexa das bordas do arranjo em relação a simulação com oito anéis.

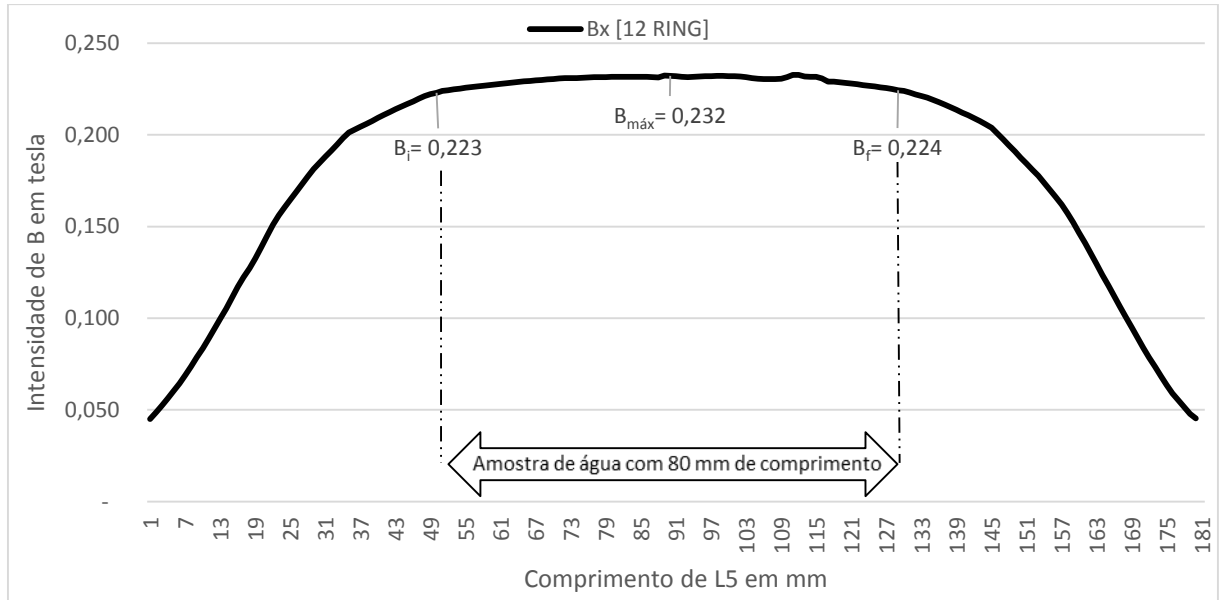


Fig.43: Distribuição típica de B ao longo de L5 para o arranjo Halbach com 12 anéis.

A SMI no interior da amostra tem uma intensidade de $227,7 \pm 2,0\%$, com valor mínimo de 223 mT nas extremidades da mesma. A dispersão da indução magnética reduz consideravelmente, passando a ser a menor dentre todas as simulações feitas até o momento. Como há homogeneidade e não há inversão de polaridade, este arranjo atende integralmente os requisitos iniciais de projeto e pode ser utilizado na fase de protótipo.

4.3.6.5. Simulação arranjo Halbach com 16 anéis

A geometria do arranjo é composta por dezesseis anéis em forma cilíndrica com dezesseis ímãs permanentes de Neodímio em formato de cubo de 10x10x10 mm. A linha L5 ao longo do eixo Z serve de referência para distribuição da intensidade de indução magnética na simulação, conforme Figura 44.

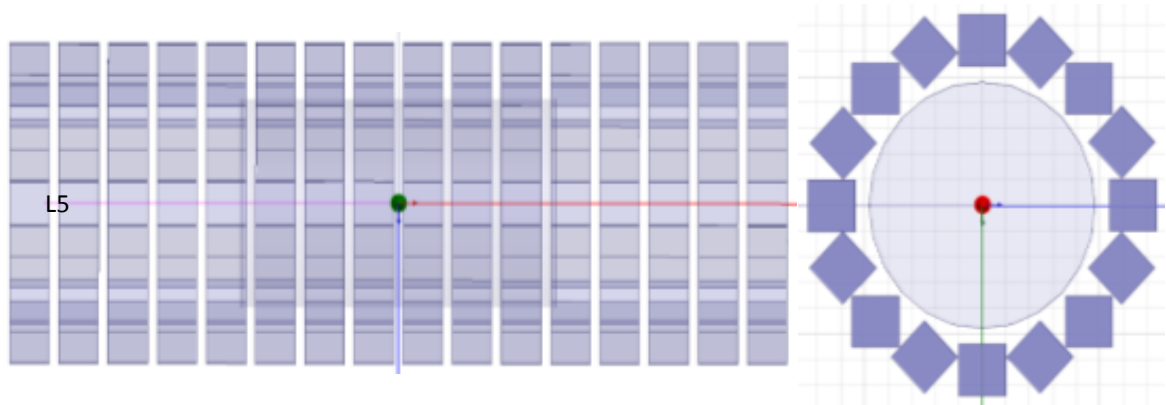


Fig.44: Corte frontal e transversal do arranjo Halbach com 16 anéis e linha L5.

Na simulação da SMI sobre a linha L5, conforme Figura 45, não há inversão de polaridade no interior da amostra e nem do arranjo. Há um pequeno aumento do valor de máxima intensidade da SMI para 233 mT no centro do arranjo e de L5. Nas bordas do cilindro onde está contida a amostra, o valor máximo da SMI é de 232 mT demonstrando uma redução imperceptível de intensidade em relação a simulação com doze anéis.

A SMI no interior da amostra tem uma intensidade de $232,2 \pm 0,4\%$, com valor mínimo de 221 mT nas extremidades da mesma. A dispersão da indução magnética reduz ainda mais, passando a ser a menor dentre todas as simulações feitas. Como há homogeneidade e não há inversão de polaridade, este arranjo atende integralmente os requisitos iniciais de projeto e pode ser utilizado na fase de protótipo, ressalvados os altos custos associados dentre as demais opções.

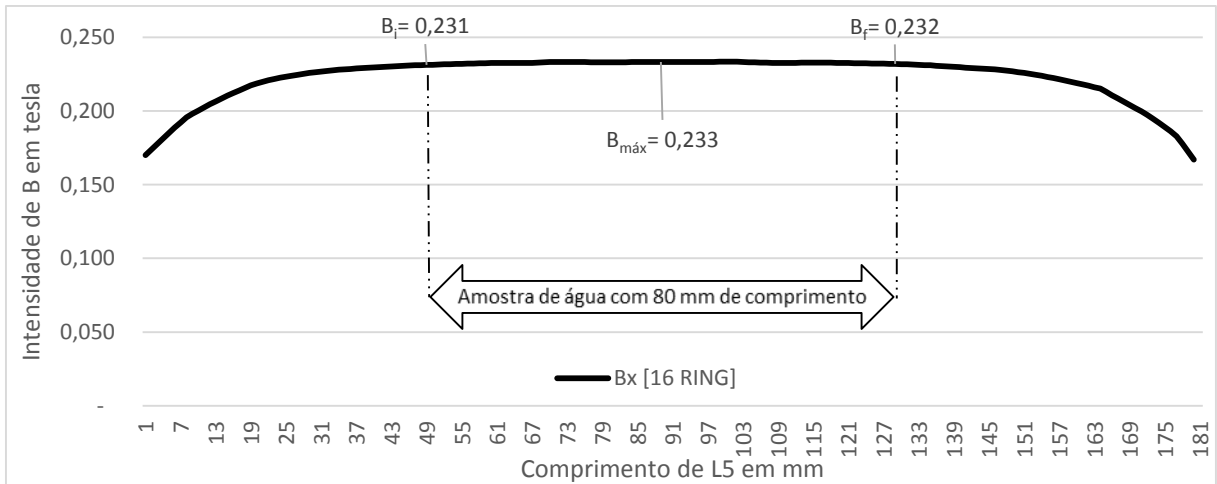


Fig.45: Distribuição típica de B ao longo de L5 para simulação para o arranjo Halbach com 16 anéis.

4.3.6.6. Resumo simulações Halbach

Na Figura 46 observa-se a evolução do aumento de intensidade da indução magnética em função do incremento do número de anéis nos arranjos Halbach, tendendo a valores bem próximos das intensidades máximas obtidas com 12 e 16 anéis. A tendência dos valores da intensidade de B seguirem uma distribuição logarítmica é muito grande, a ponto da linha de tendência projetada $y = 0,0257\ln(x) + 0,1952$ quase não aparecer no gráfico devido à grande sobreposição dos pontos da curva com os valores simulados.

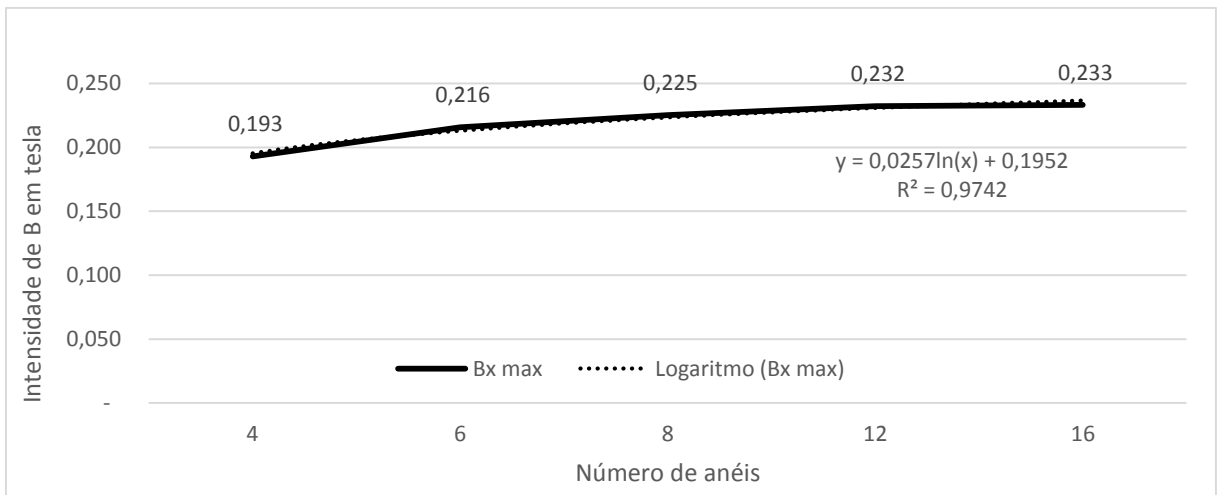


Fig.46: Evolução de B máximo no centro de L5 em função do número anéis Halbach simulados.

Na sequência apresenta-se a sobreposição da SMI para todas as simulações Halbach sobre a linha L5, conforme Figuras 47 e 48, onde podem ser observados todos os pontos de máximos e mínimos da SMI em relação a amostra. Mais detalhes na Figura 20, 21 e 22 do APÊNDICE D.

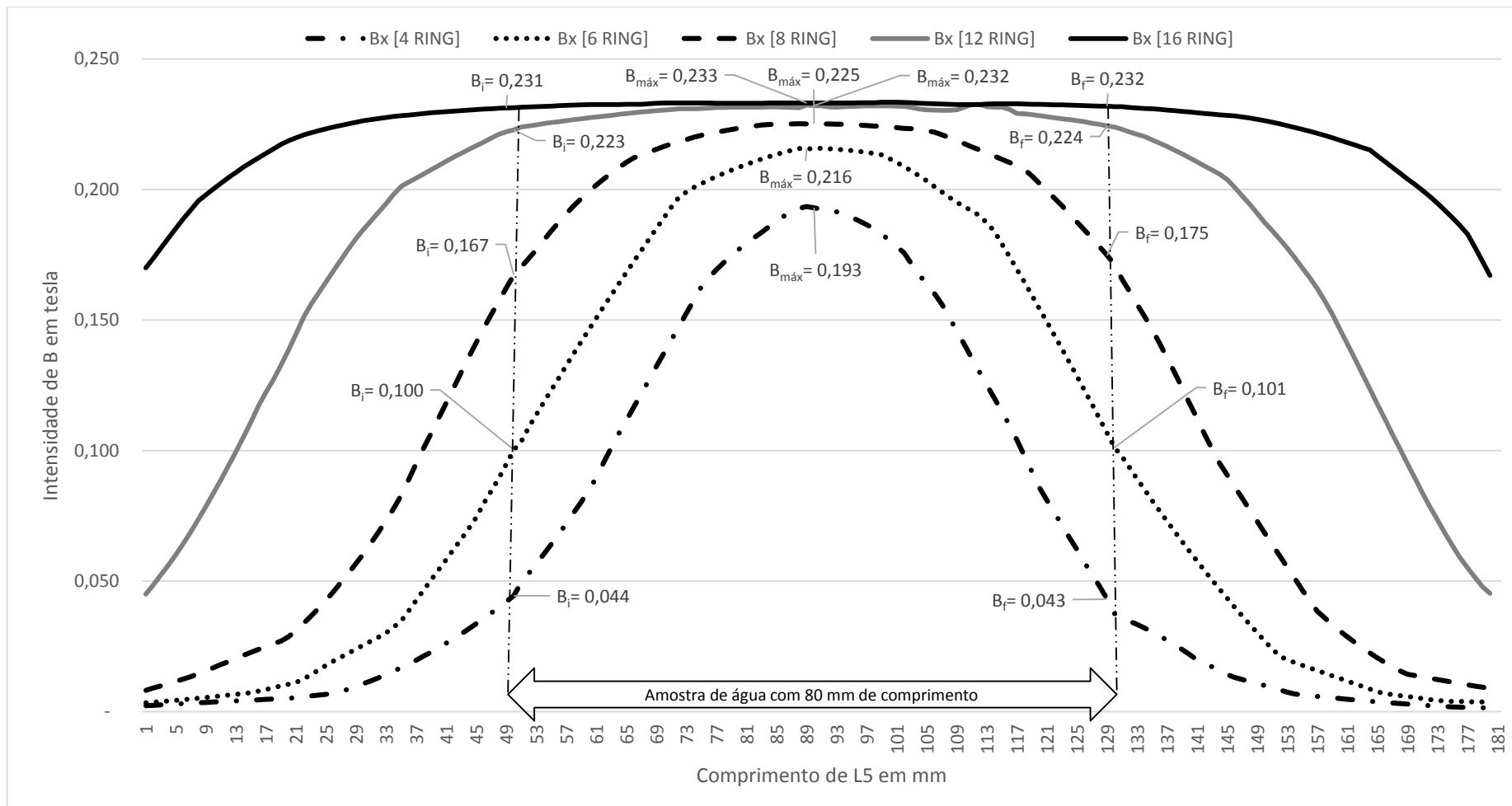


Fig.47: Sobreposição da distribuição típica de B ao longo de L5 para todas simulações do arranjo Halbach.

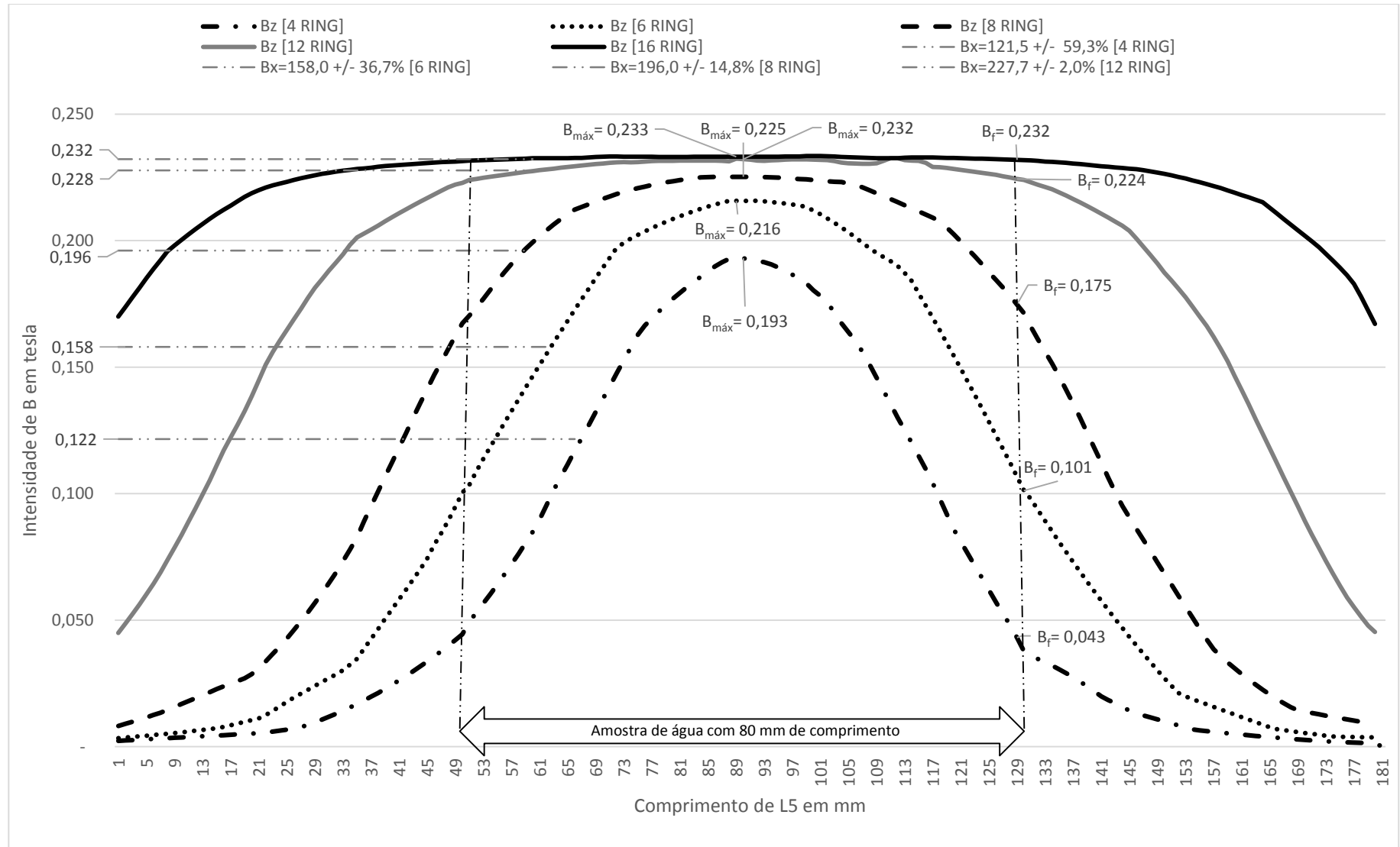


Fig.48: Sobreposição da distribuição típica B ao longo de L5 para todas simulações do arranjo Halbach com valores de SMI médios.

4.4. Escolha do arranjo a ser prototipado

A simulação Gang apresentou valores de SMI inferiores aos apresentados no artigo científico, não tem uma distribuição uniforme da SMI na região da amostra, não envolve integralmente a amostra, apresenta uma dispersão estatística da SMI de 77,7% na amostra e 82,6% no magnetizador, conforme Quadro 6. Portanto, não se qualifica para etapa de prototipagem.

A simulação Toledo apresentou não tem uma distribuição uniforme da SMI na região da amostra, não envolve integralmente a amostra, apresenta uma dispersão estatística da SMI de 100% na amostra e no magnetizador, conforme Quadro 6. Portanto, não se qualifica para etapa de prototipagem.

Todas as simulações Aubert apresentam uma inversão de polaridade no interior do arranjo e apenas as simulações com 12 e 16 não apresentam esta inversão de polaridade no interior da amostra. Não há uma distribuição uniforme da SMI na região da amostra nem do arranjo. Todas as simulações apresentam uma dispersão estatística da SMI muito elevada, na região da amostra a dispersão é superior a 50% e na região do magnetizador é de 100%, conforme Quadro 6. Portanto, não se qualificam para etapa de prototipagem.

Com base na análise das simulações Halbach feitas e nos requisitos de projeto estabelecidos, constata-se através Quadro 6 que os arranjos Halbach com doze e dezesseis anéis proporcionam uma distribuição da indução magnética no interior da amostra muito similares e com dispersão estatística da indução magnética de 1,96% para 12 anéis e 0,41% para 16 anéis. Desta forma qualificam-se como melhores opções para construção de um protótipo futuro.

Porém, por questões de viabilidade econômica e tempo de execução, não descartaremos a opção de 8 anéis que apresenta dispersão de 14,8% no interior da amostra e 33,4% no interior do magnetizador, pois atende aos demais requisitos de projeto e será o arranjo escolhido para construção do protótipo na próxima etapa.

Quadro 6: Valores médios da SMI calculados no interior da amostra e do magnetizador.

Simulação	Valor médio para SMI (mT)		MWT (mm)	
	Amostra	Magnetizador		
Gang	9 ± 77,7%	11,5 ± 82,6%	52,0	
Toledo	1,5 ± 150,0%	1,5 ± 150,0%	86,0	
Aubert	4 anéis	-56,7 ± 180,9%	-79,6 ± 100,0%	47,5
	6 anéis	-61,3 ± 231,8%	-101,7 ± 99,9%	72,5
	8 anéis	-86,4 ± 170,4%	-116,9 ± 99,9%	97,5
	12 anéis	-131,8 ± 89,2%	-124,7 ± 99,9%	147,5
	16 anéis	-163,8 ± 56,7%	-128,3 ± 100,0%	197,5
Halbach	4 anéis	121,5 ± 59,3%	152,4 ± 26,7%	47,5
	6 anéis	158 ± 36,7%	164,7 ± 30,9%	72,5
	8 anéis	196 ± 14,8%	168,8 ± 33,4%	97,5
	12 anéis	227,7 ± 2,0%	171,6 ± 35,6%	147,5
	16 anéis	232,2 ± 0,4%	200,1 ± 16,5%	197,5

4.5. Construção do protótipo

Na seleção dos materiais a serem utilizados no protótipo, desconsiderou-se a utilização de metais não magnéticos como o Alumínio, Titânio e o Aço Inox devido ao elevado custo de produção. Na análise da viabilidade construtiva considerou-se a utilização de materiais alternativos, como madeira, acrílico, PLA, ABS ou *Nylon*. O tipo de material a ser utilizado impacta diretamente na definição das técnicas construtivas do protótipo, há possibilidade de utilização de corte a *laser* da madeira ou do acrílico com a fixação das peças através de parafusos de alumínio e a possibilidade de utilização de uma impressora 3D para confecção das peças com os plásticos sintéticos. Estas técnicas para produção dos componentes de um protótipo possibilitam à redução dos custos de produção e uma maior velocidade na produção, sem prejuízo da qualidade necessária à precisão da geometria do arranjo Halbach.

Apesar do custo mais elevado na execução dos serviços de impressão em comparação com o corte a laser da madeira, optou-se pela construção de peças em ABS¹⁵ numa impressora 3D em função da velocidade de produção, precisão e flexibilidade necessários durante o processo construtivo.

Na escolha de parceiros comerciais para produção das peças e fornecimentos de Ímãs, observou-se a disponibilidade no mercado nacional para serviços de impressão 3D e a aderência aos padrões internacionais de qualidade na construção dos ímãs permanentes. Há várias

¹⁵ O ABS possui características estruturais bem conhecidas, como a alta resistência mecânica e é utilizado inclusive na indústria automotiva.

empresas no Brasil que oferecem o serviço de impressão 3D e vendem de ímãs permanentes de Neodímio. Porém os custos variam muito e fez-se necessário uma pesquisa de mercado para redução de custos de produção de forma a viabilizar economicamente a construção do protótipo no prazo disponível.

Fez-se necessário o completo domínio das técnicas de produção que envolvem a modelagem 3D, equiparação de versões entre software, ajustes de escalas entre modelos, detecção de erros antes da liberação para produção, fatiamento, preenchimento e ajuste das dimensões das peças pós-produção em função das características de contração após o resfriamento do ABS.

Quanto aos ajustes necessários nas peças após a produção da primeira versão do protótipo, foi necessário incrementar a qualidade das mesmas em função da necessidade de obter-se um melhor desempenho do protótipo. Ao todo foram quatro versões construídas a partir do protótipo original, conforme Figura 49.

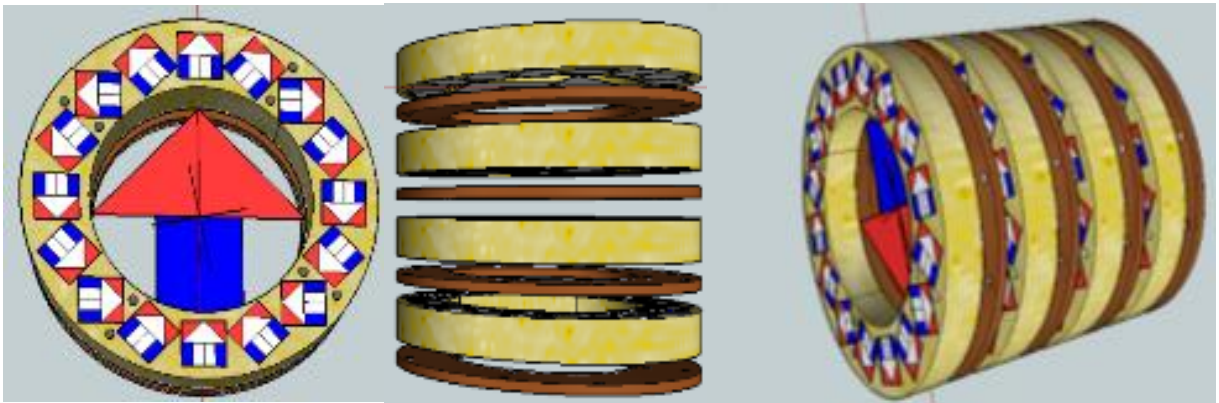


Fig.49: Modelagem dos suportes para ímãs e espaçadores de anéis para o arranjo Halbach de 4 anéis.

A seguir apresenta-se a versão final utilizada para montagem dos ímãs permanentes no protótipo Halbach com oito anéis, conforme Figura 50 e a primeira medição da SMI realizada no centro do arranjo com todos os anéis, conforme Figura 51. Observa-se que alguns PM foram expulsos do anel externo em função da força resultante sobre os mesmos, porém a ausência desses PM não afetou o valor medido de 224 mT que está dentro da margem de erro estabelecida e muito próximo do valor simulado de 225 mT para esse arranjo.

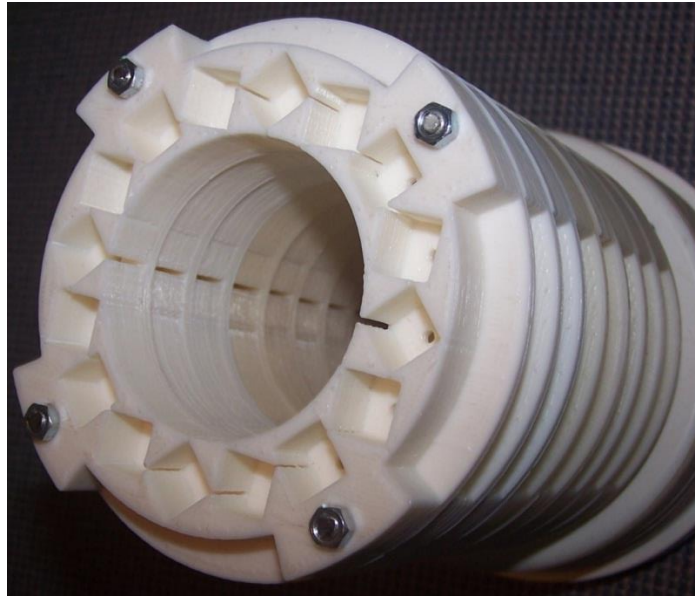


Fig.50: Suportes impressos em ABS para ímãs com espaçador de anéis na versão final.

A margem de erro dos instrumentos utilizados é de $\pm 2\%$ para o transdutor magnético TMAG v.2 da Global Mag na escala de 1,0 T/V e $\pm 0,5\%$ para o multímetro ET-1400 da Minipa, quando utilizado como voltímetro, na escala de 2000 mV. Assim o erro acumulado nessa medição preliminar, feita apenas para testar o funcionamento do protótipo construído sem excluir a necessidade de aferição do mesmo, é de $\pm 2,5\%$.



Fig.51: Medição da SMI no protótipo construído.

5. CONCLUSÃO E TRABALHOS FUTUROS

A simulação teórica dos efeitos da indução magnética estática na estrutura molecular da água pode representar uma boa alternativa para validação dos resultados práticos obtidos em laboratório, sendo esta uma alternativa viável de baixo custo para a antecipação de experimentos futuros. Acredita-se que uma vez adotados padrões de qualidade comuns no estudo do Tratamento Magnético da Água poder-se-á facilmente preencher as lacunas atuais e iniciar uma nova fase de pesquisa nesta nova “Ciência da Água”, descortinando novos horizontes na pesquisa científica.

Dentre as simulações realizadas, constata-se que a SMI no arranjo Halbach com doze e dezesseis anéis concêntricos atende simultaneamente:

- Aos requisitos de homogeneidade da SMI;
- Aos requisitos de dispersão estatística da SMI
- A cobertura de 100% da amostra de 100 ml água e;
- Ao limite estabelecido pelo ICNIRP de 400 mT para uso geral de dispositivo magnético.

Posteriormente será necessário avaliar qual o desvio padrão mínimo da SMI no interior da amostra, de forma a atender as demais especificações de projeto, para estabelecer a dispersão estatística ideal de projeto. Porém, estas características são suficientes para indicar estes arranjos como uma solução viável para MWT, reduzindo as divergências nos resultados em pesquisas futuras devido a menor variabilidade da componente magnética inerente ao mesmo. O arranjo Halbach com oito anéis não atende apenas o requisito de dispersão estatística da SMI e por ter menor custo de produção foi escolhido para construção do protótipo e validação das simulações feitas e dos cálculos teóricos. Cilindros Aubert com doze e dezesseis anéis, contudo, devem ser preferidos caso seja possível manter o volume de líquido a ser irradiado limitado a uma das faixas transversais de B. Desta forma, é possível testar diferentes valores de B para um mesmo cilindro construído.

Para verificação do cumprimento dos requisitos de projeto simulados, comparação da SMI do protótipo com os valores teóricos calculados e medição dos valores de SMI no interior do protótipo e na amostra de água. Necessita-se de um medidor de intensidade de indução magnética com escala na faixa de 1,5 T, de uma câmara anecoica e de um mecanismo que possibilite a colocação da ponta de prova do medidor de intensidade de campo magnético de

forma a ter-se o controle do posicionamento da mesma nas coordenadas X, Y e Z no interior do protótipo de forma a permitir a reprodução do ensaio para fins de análise estatística. Portanto, a etapa de ensaios e aferições do protótipo não faz parte do escopo deste trabalho e fica proposto a realização deste trabalho futuro.

Ultrapassadas as etapas elencadas acima, vislumbra-se a utilização do protótipo do magnetizador Halbach com oito anéis em campo para verificação dos efeitos do tratamento magnético da água de forma estática e dinâmica. Neste contexto podem ser consideradas as seguintes áreas de pesquisa para realização de trabalhos futuros:

- Produção de alimentos, utilização do protótipo em processos dinâmicos como a irrigação de plantações;
- Processos industriais, utilização do protótipo no controle de incrustações mais conhecidos com AMT;
- Experimentos clínicos, utilização do protótipo em experimentos com seres humanos através do consumo da água submetida ao MWT com o mesmo.

Estas são as áreas de pesquisa preferenciais onde constata-se a necessidade de integração com diversas linhas de pesquisa de forma horizontal, proporcionando um trabalho transdisciplinar.

REFERÊNCIA BIBLIOGRÁFICA

AHMADIANPOUR, M. R. et al. Static magnetic field of 6 mT induces apoptosis and alters cell cycle in p53 mutant Jurkat cells. **Electromagnetic Biology and Medicine**, v. 32, n. 1, p. 9–19, 2013.

ALVES, M. G., GARCIA, E. V, MARÃES, V. R. F. S., MATEUS, S. R. M. **Magnetic Water Treatment: review and proposal for quality standards for research on medical applications** 2014 PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES (PAHCE). CONFERENCE, WORKSHOPS, AND EXHIBITS. COOPERATION / LINKAGES. **Anais...** APRIL 7 – 12, 2014, BRASILIA, BRAZIL: IEEE Catalog Number: CFP1418G-DVD, 2014 Disponível em: <http://issuu.com/marcelogiovane/docs/magnetic_water_treatment_review_and?utm_source=conversion_success&utm_campaign=Transactional&utm_medium=email>

AMBASHTA, R. D.; SILLANPÄÄ, M. Water purification using magnetic assistance: a review. **Journal of hazardous materials**, v. 180, n. 1-3, p. 38–49, 15 ago. 2010.

AUBERT, G. **Cylindrical permanent magnet with longitudinal induced field US Patent 5014032**, 7 maio 1991. Disponível em: <<http://www.google.com/patents/US5014032>>. Acesso em: 18 nov. 2014

AUBERT, G. **Permanent magnet for nuclear magnetic resonance imaging equipment US Patent 5332971**, 26 jul. 1994. Disponível em: <<http://www.google.com.ar/patents/US5332971>>. Acesso em: 18 nov. 2014

BEN YAKIR-BLUMKIN, M. et al. Neuroprotective effect of weak static magnetic fields in primary neuronal cultures. **Neuroscience**, v. 278, p. 313–326, 2014.

BJORK, R. et al. Optimization and improvement of Halbach cylinder design. **Journal of Applied Physics**, v. 104, n. 1, p. 013910, 2008.

BJORK, R. The ideal dimensions of a Halbach cylinder of finite length. **Journal of Applied Physics**, v. 109, n. 1, p. 013915, 2011.

BJØRK, R. et al. Optimization and improvement of Halbach cylinder design. **Journal of Applied Physics**, v. 104, n. 1, p. 1–9, 2008.

BJØRK, R.; SMITH, A.; BAHL, C. R. H. The efficiency and the demagnetization field of a general Halbach cylinder. **Journal of magnetism and magnetic materials**, v. 384, p. 128–132, 2015.

BORGHINI, F. et al. Electromagnetic Information Transfer (EMIT) by Ultra High Diluted (UHD) solutions : the suggestive hypothesis of an epigenetic action. v. 11, n. 40, p. 113–114, 2012.

CAI, R. et al. The effects of magnetic fields on water molecular hydrogen bonds. **Journal of Molecular Structure**, v. 938, n. 1-3, p. 15–19, dez. 2009.

CANONSBURG, T. D.; INFORMATION, G.; SUPPORT, T. **Getting Started with Maxwell : Designing a Rotational Actuator**. [s.l: s.n.].

CHANG, K.-T.; WENG, C.-I. The effect of an external magnetic field on the structure of liquid water using molecular dynamics simulation. **Journal of Applied Physics**, v. 100, n. 4, p. 043917, 2006.

COLBERT, A. P. et al. Static magnetic field therapy: a critical review of treatment parameters. **Evidence-based complementary and alternative medicine : eCAM**, v. 6, n. 2, p. 133–9, jun. 2009.

COLBERT, A. P.; MARKOV, M. S.; SOUDER, J. S. Static magnetic field therapy: dosimetry considerations. **Journal of alternative and complementary medicine (New York, N.Y.)**, v. 14, n. 5, p. 577–82, jun. 2008.

Conexões para água fria em PVC - MULTILIT. Disponível em: <http://www.multilit.com.br/uploads/link/tca_catalogo_tecnico.pdf>. Acesso em: 18 nov. 2014.

DEL GUIDICE, E. Collective Molecular Dynamics of a Floating Water Bridge. n. July, p. 69–82, 2010.

DENG, X. P. AND B. Infrared absorption spectra of pure and magnetized water at elevated temperatures. **EPL (Europhysics Letters)**, v. 92, n. 6, p. 65001, 2010.

GANG, N.; LS, S.; MA, P. Water Dynamics Following Treatment by One Hour 0 . 16 Tesla Static Magnetic Fields Depend on Exposure Volume. **Water Journal**, p. 122–131, 2012a.

GANG, N.; LS, S.; MA, P. Water Dynamics Following Treatment by One Hour 0 . 16 Tesla Static Magnetic Fields Depend on Exposure Volume. p. 122–131, 2012b.

HO, M. LIQUID CRYSTALLINE WATER , QUANTUM MOLECULAR MACHINES & THE LIVING STATE. v. 2, p. 117–123, 2010.

HOLYSZ, L.; SZCZES, A.; CHIBOWSKI, E. Effects of a static magnetic field on water and electrolyte solutions. **Journal of colloid and interface science**, v. 316, n. 2, p. 996–1002, 15 dez. 2007.

Home | SketchUp. Disponível em: <<http://www.sketchup.com/>>. Acesso em: 3 nov. 2014.

HOSODA, H. et al. Refractive Indices of Water and Aqueous Electrolyte Solutions under High Magnetic Fields. **The Journal of Physical Chemistry A**, v. 108, n. 9, p. 1461–1464, 2004.

HSIEH, C.-S. et al. Mechanism of vibrational energy dissipation of free OH groups at the air-water interface. **Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America**, v. 110, n. 47, p. 18780–5, 2013.

IKEZOE, Y. et al. Making water levitate. **Nature**, v. 393, n. 6687, p. 749–750, 25 jun. 1998.

IRENA, Ć.; CVETKOVI, D.; LAZOURA, H. Human Electrophysiological Signal Responses to ELF Schumann Resonance and Artificial Electromagnetic Fields. p. 93–103, 2006.

JOHNSON, K. Terahertz vibrational properties of water nanoclusters relevant to biology. **Journal of biological physics**, v. 38, n. 1, p. 85–95, jan. 2012.

KAMEL, F. H.; SAEED, C. H.; QADER, S. S. Magnetic Field Effect on Growth and Antibiotic Susceptibility of *Staphylococcus aureus*. **Journal of Al-Nahrain University**, v. 17, n. 3, p. 138–143, 2014.

KREMS, R. V. Breaking van der Waals Molecules with Magnetic Fields. **Phys. Rev. Lett.**, v. 93, n. 1, p. 13201, jun. 2004.

LIPUS, L. C.; ACKO, B.; HAMLER, A. Magnetic device simulation modelling and optimisation for scale control. **International Journal of Simulation Modelling**, v. 11, n. 3, p. 141–149, 15 set. 2012.

MACFARLANE, G. J. et al. A systematic review of evidence for the effectiveness of practitioner-based complementary and alternative therapies in the management of rheumatic diseases: rheumatoid arthritis. **Rheumatology (Oxford, England)**, v. 51, n. 9, p. 1707–13, set. 2012.

MADSEN, H. E. L. Crystallization of calcium carbonate in magnetic field in ordinary and heavy water. **Journal of Crystal Growth**, v. 267, n. 1–2, p. 251–255, 2004.

MAFFEI, M. E. Magnetic field effects on plant growth, development, and evolution. **Frontiers in Plant Science**, v. 5, n. September, p. 1–15, 2014.

MARÍN, A. G.; LOHSE, D. Building water bridges in air: Electrohydrodynamics of the floating water bridge. **Physics of Fluids**, v. 22, n. 12, p. 122104, 2010.

MOAYED, A. A.; POLLACK, P. G. H. The effect of the DC / AC magnetic fields on the size of exclusion zone and the UV-visible absorption spectrum of Water. v. 42, n. 42, p. 31408, 2013.

MONTAGNIER, L. et al. Electromagnetic signals are produced by aqueous nanostructures derived from bacterial DNA sequences. **Interdisciplinary sciences, computational life sciences**, v. 1, n. 2, p. 81–90, jun. 2009.

MOSIN, O.; IGNATOV, I. Basic Concepts of Magnetic Water Treatment. **European Journal of Molecular Biotechnology**, v. 4, n. 2, p. 72–85, 2014.

ODA, T.; KOIKE, T. Magnetic field exposure saves rat cerebellar granule neurons from apoptosis in vitro. **Neuroscience Letters**, v. 365, n. 2, p. 83–86, 2004.

OZEKI, S.; WAKAI, C.; ONO, S. Is a magnetic effect on water adsorption possible? **The Journal of Physical Chemistry**, v. 95, n. 26, p. 10557–10559, 1991.

PALL, M. L. Electromagnetic fields act via activation of voltage-gated calcium channels to produce beneficial or adverse effects. **Journal of Cellular and Molecular Medicine**, v. 17, n. 8, p. 958–965, 2013.

PANG, X.; DENG, B. Investigation of changes in properties of water under the action of a magnetic field. **Science in China Series G: Physics, Mechanics and Astronomy**, v. 51, n. 11, p. 1621–1632, 4 out. 2008.

PANG, X. F. Is water a fluid conforming to the Newtonian laws? **2011 International Conference on Applied Superconductivity and Electromagnetic Devices**, p. 175–182, dez. 2011.

PAZUR, A.; WINKLHOFER, M. Magnetic effect on CO₂ solubility in seawater: A possible link between geomagnetic field variations and climate. **Geophysical Research Letters**, v. 35, n. 16, p. L16710, 30 ago. 2008.

PIROZZOLI, M. C. et al. Effects of 50 Hz electromagnetic field exposure on apoptosis and differentiation in a neuroblastoma cell line. **Bioelectromagnetics**, v. 24, n. 7, p. 510–516, 2003.

POLLACK, G. **The Fourth Phase of Water: Beyond Solid, Liquid, and Vapor (Google e-Libro)**. [s.l: s.n.].

POLLACK, G. **The Fourth Phase of Water: Beyond Solid, Liquid, and Vapor (Google e-Libro)**. [s.l: s.n.].

POLLACK, G. H. Comment on “A Theory of Macromolecular Chemotaxis” and “Phenomena Associated with Gel–Water Interfaces. Analyses and Alternatives to the Long-Range Ordered Water Hypothesis”. **The Journal of Physical Chemistry B**, v. 117, n. 25, p. 7843–7846, 2013.

RAICH, H.; BLUMLER, P. Design and construction of a dipolar Halbach array with a homogeneous field from identical bar magnets: NMR Mandhalas. **Concepts in Magnetic Resonance**, v. 23B, n. 1, p. 16–25, 21 out. 2004.

RAJA, S. O.; DASGUPTA, A. K. Instant Response of Live HeLa Cells to Static Magnetic Field and Its Magnetic Adaptation. 2014.

RAPID, H. E. GUIDELINES ON LIMITS OF EXPOSURE TO STATIC MAGNETIC FIELDS International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection *. 2006.

ROSEN, A. D. Studies on the Effect of Static Magnetic Fields on Biological Systems. **PIERS Online**, v. 6, n. 2, p. 133–136, 2010.

SAKELLARIOU, D. et al. Permanent magnet assembly producing a strong tilted homogeneous magnetic field: towards magic angle field spinning NMR and MRI. **Magnetic resonance in chemistry : MRC**, v. 48, n. 12, p. 903–8, dez. 2010.

SCHURR, J. M. Phenomena Associated with Gel–Water Interfaces. Analyses and Alternatives to the Long-Range Ordered Water Hypothesis. **The Journal of Physical Chemistry B**, v. 117, n. 25, p. 7653–7674, 2013.

SMIRNOV, I. The Effect of MRET Noise Field Generator on SAR Values of RF Phones. v. 2, n. 9, p. 878–885, 2012.

SZCZEŚ, A. et al. Effects of static magnetic field on water at kinetic condition. **Chemical Engineering and Processing: Process Intensification**, v. 50, n. 1, p. 124–127, jan. 2011.

TENUZZO, B. et al. Biological effects of 6 mT static magnetic fields: A comparative study in different cell types. **Bioelectromagnetics**, v. 27, n. 7, p. 560–577, 2006.

TOFANI, S. et al. Static and ELF magnetic fields induce tumor growth inhibition and apoptosis. **Bioelectromagnetics**, v. 22, n. 6, p. 419–428, 2001.

TOLEDO, E. J. L.; RAMALHO, T. C.; MAGRIOTIS, Z. M. Influence of magnetic field on physical–chemical properties of the liquid water: Insights from experimental and theoretical models. **Journal of Molecular Structure**, v. 888, n. 1-3, p. 409–415, out. 2008.

VALLÉE, P. et al. Effects of pulsed low frequency electromagnetic fields on water using photoluminescence spectroscopy: role of bubble/water interface. **The Journal of chemical physics**, v. 122, n. 11, p. 114513, 15 mar. 2005.

VERGALLO, C. et al. Impact of Inhomogeneous Static Magnetic Field (31.7–232.0 mT) Exposure on Human Neuroblastoma SH-SY5Y Cells during Cisplatin Administration. **PLoS ONE**, v. 9, n. 11, p. e113530, 2014.

WANG, Y. et al. The effect of a static magnetic field on the hydrogen bonding in water using frictional experiments. **Journal of Molecular Structure**, v. 1052, n. 0, p. 102–104, 2013.

WINDT, C. W. et al. A portable Halbach magnet that can be opened and closed without force: the NMR-CUFF. **Journal of magnetic resonance (San Diego, Calif. : 1997)**, v. 208, n. 1, p. 27–33, jan. 2011.

YA, A.; JA, M. Antimicrobial Effects of Electromagnetic Fields: A Review of Current Techniques and Mechanisms of Action. v. 8, n. October, p. 4031–4043, 2014.

ZHANG, Z. et al. Ultrafast vibrational energy transfer at the water/air interface revealed by two-dimensional surface vibrational spectroscopy. **Nature chemistry**, v. 3, n. 11, p. 888–93, nov. 2011.

ZHOU, K. X. et al. Monte Carlo simulation of liquid water in a magnetic field. **Journal of Applied Physics**, v. 88, n. 4, p. 1802, 2000.

罗子凌. **Halbach permanent-magnet array water treater CN Patent 202358950 U**, 1 ago. 2012. Disponível em: <<http://www.google.com/patents/CN202358950U?cl=en>>. Acesso em: 18 nov. 2014

APÊNDICE

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Fig.1: Simulação Gang com ímã de NdFe35 ($B_r = 0,16T$) em formato de ferradura, nos planos XY, XZ.....	82
Fig.2: Detalhe da simulação Gang com ímã de NdFe35 ($B_r = 0,16T$), nos planos XY, YZ.....	82
Fig.3: Variação de B (T) ao longo da linha L1 no eixo Y, nas direções X, Y e Z.....	83
Fig.4: Simulação Toledo com ímã permanente de NdFe35 ($B_r = 0,055T$), nos planos XZ, YZ.....	84
Fig.5: Variação de B (T) ao longo da linha L2 no eixo Z, nas direções X, Y e Z.....	84
Fig.6: Variação de B (T) ao longo da linha L3 paralela ao eixo Y, nas direções X, Y e Z.....	85
Fig.7: Simulação Aubert de 4 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2 T$), nos planos XY, XZ, YZ.....	86
Fig.8: Simulação Aubert de 6 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2 T$), nos planos XY, YZ, XZ.....	86
Fig.9: Simulação Aubert de 8 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2 T$), nos planos XY, XZ, YZ.....	87
Fig.10: Simulação Aubert de 12 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2 T$), nos planos XY, YZ, XZ.....	87
Fig.11: Vista frontal da resultante B das simulações Aubert com 4, 6 e 8 anéis, em 3D com linha L4.....	88
Fig.12: Vista frontal da resultante B das simulações Aubert com 12 anéis, em 3D com linha L4.....	88
Fig.13: Variação de B (T) ao longo da linha L4 no eixo Z, nas direções X, Y e Z com 4, 6, 8, 12 e 16 anéis.....	89
Fig.14: Simulações Halbach com 4 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2 T$), nos planos XY, XZ, YZ.....	90
Fig.15: Simulações Halbach com 6 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2 T$), nos planos XY, XZ, YZ.....	90
Fig.16: Simulações Halbach com 8 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2 T$), nos planos XY, XZ, YZ.....	91
Fig.17: Simulações Halbach com 12 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2 T$), nos planos XY, XZ, YZ.....	91
Fig.18: Vista frontal da resultante B das simulações Halbach com 4, 6 e 8 anéis, em 3D com linha L5.....	92
Fig.19: Vista frontal da resultante B das simulações Halbach com 12 anéis, em 3D com linha L5.....	92
Fig.20: Variação de B (T) ao longo da linha L4 no eixo Z, nas direções X, Y e Z com 4, 6, 8, 12 e 16 anéis.....	93
Fig.21: Evolução de B no centro de L5 em função do número anéis Halbach simulados.....	94
Fig.22: Detalhe da Evolução de B máximo no centro de L5 em função do número anéis Halbach simulados.....	95

APÊNCICE A – Detalhamento da simulação Gang

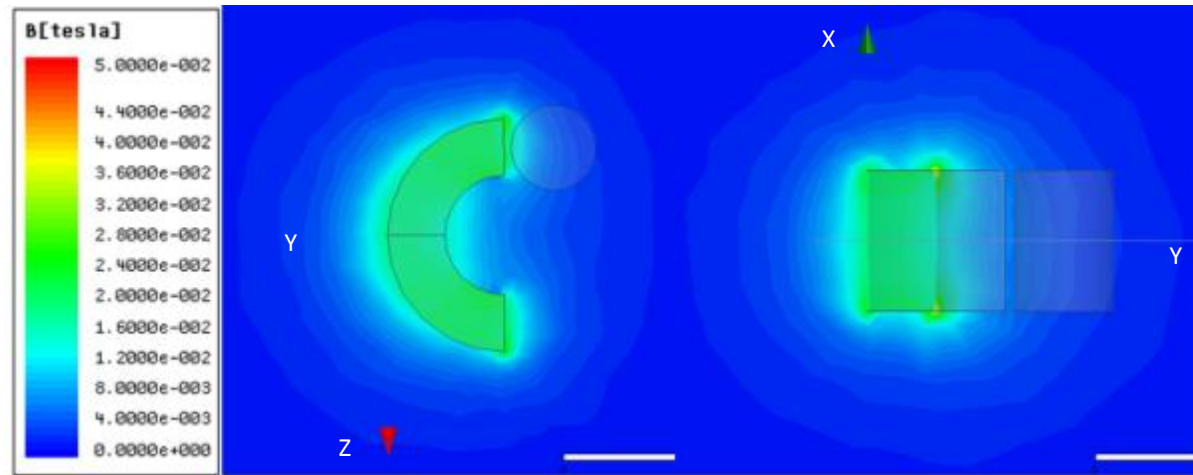


Fig.1: Simulação Gang com ímã de NdFe35 ($B_r = 0,16T$) em formato de ferradura, nos planos YZ, XY.

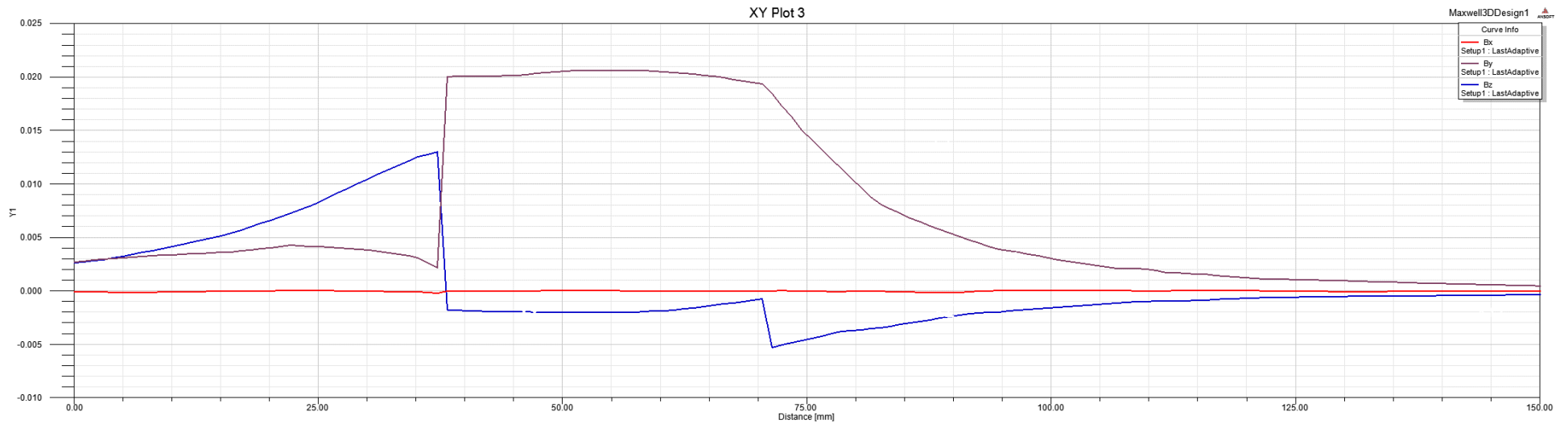


Fig.2: Variação de B (T) ao longo da linha L1 no eixo Y, nas direções X, Y e Z.

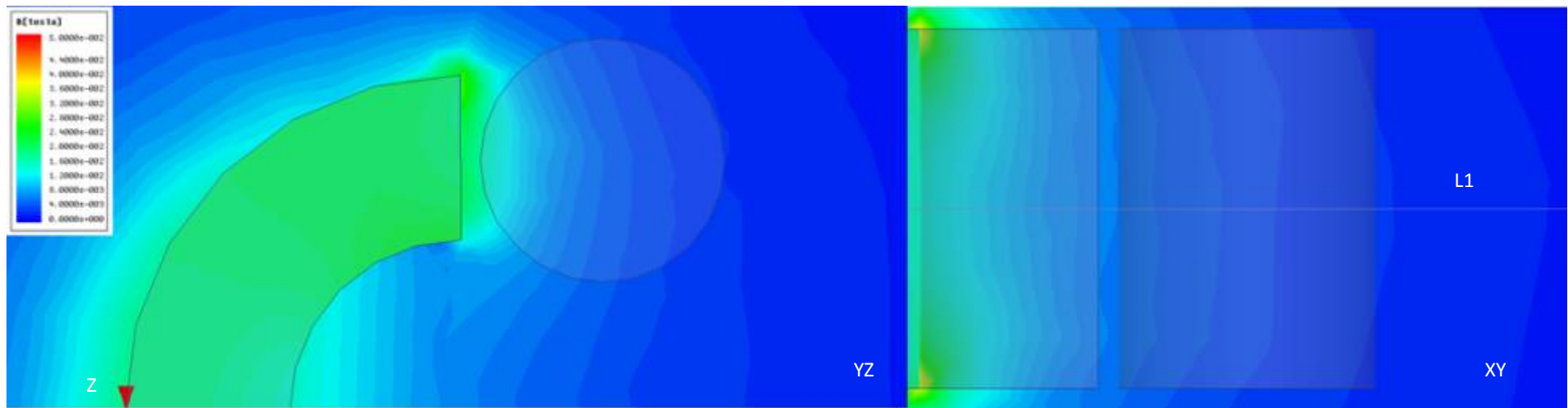


Fig.3: Detalhe da simulação Gang com ímã de NdFe35 ($B_r = 0,16T$), nos planos YZ, XY.

APÊNCICE B – Detalhamento da simulação Toledo

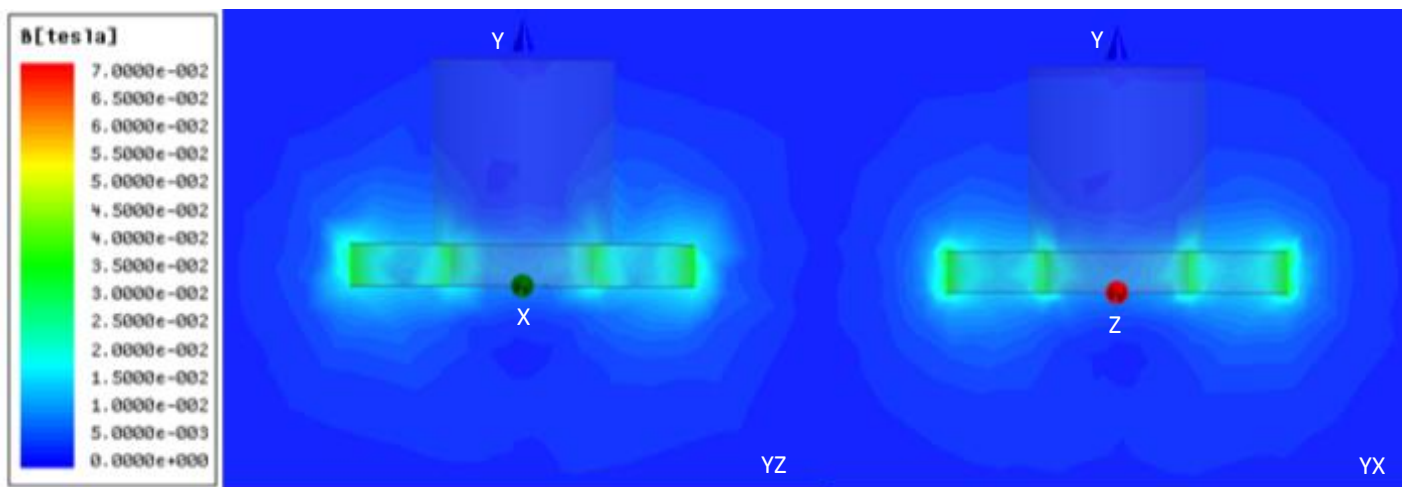


Fig.4: Simulação Toledo com ímã permanente de NdFe35 ($B_r = 0,055T$) em formato de anel cilíndrico, nos planos YZ, YX.

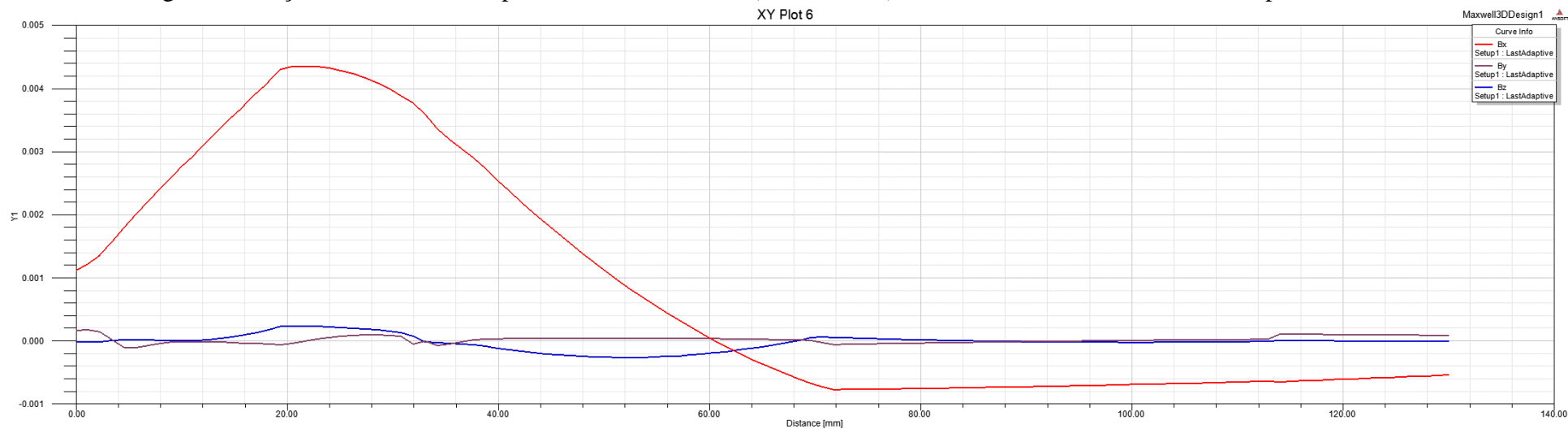


Fig.5: Variação de B (T) ao longo da linha L2 no eixo Z, nas direções X, Y e Z.

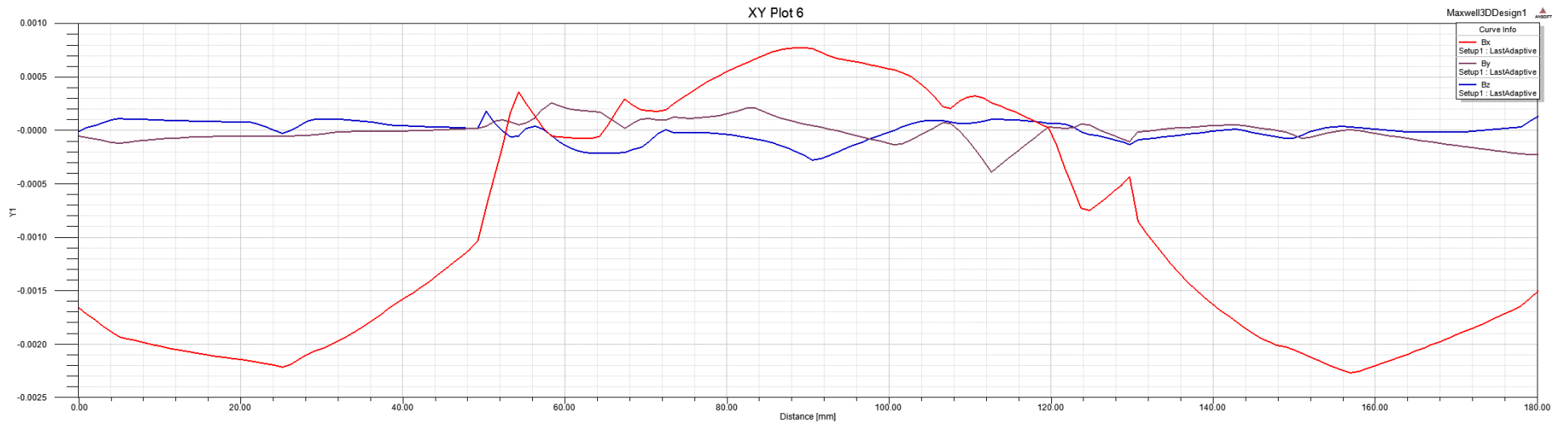


Fig.6: Variação de B (T) ao longo da linha L3 paralela ao eixo Y, nas direções X, Y e Z.

APÊNCICE C – Detalhamento das simulações Aubert com 4, 6, 8, 12 e 16 anéis

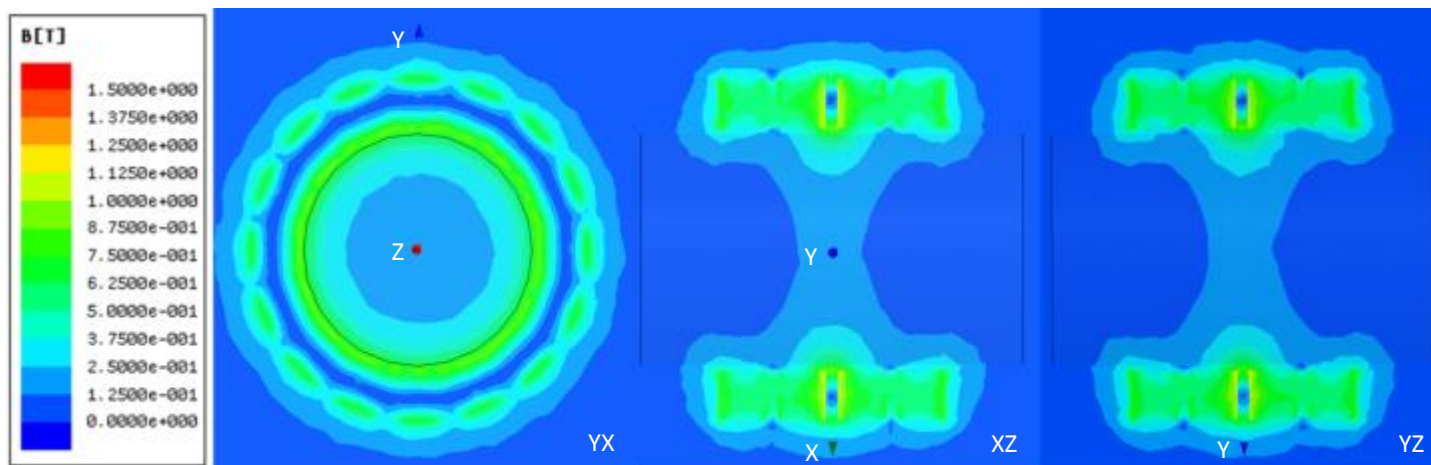


Fig.7: Simulação Aubert de 4 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos YX, XZ, YZ.

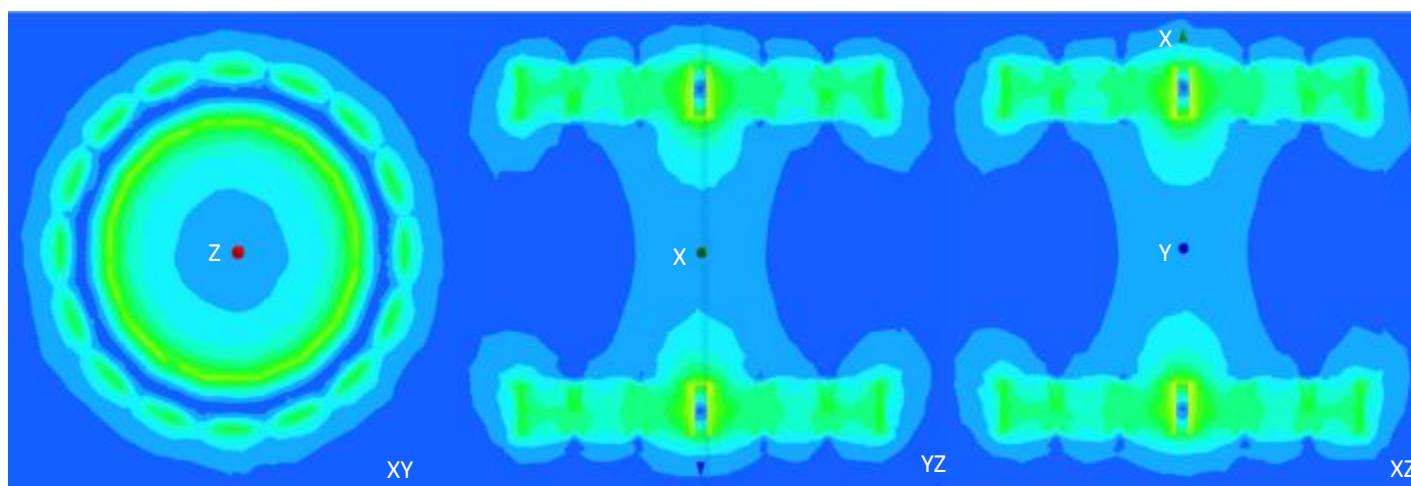


Fig.8: Simulação Aubert de 6 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XY, YZ, XZ.

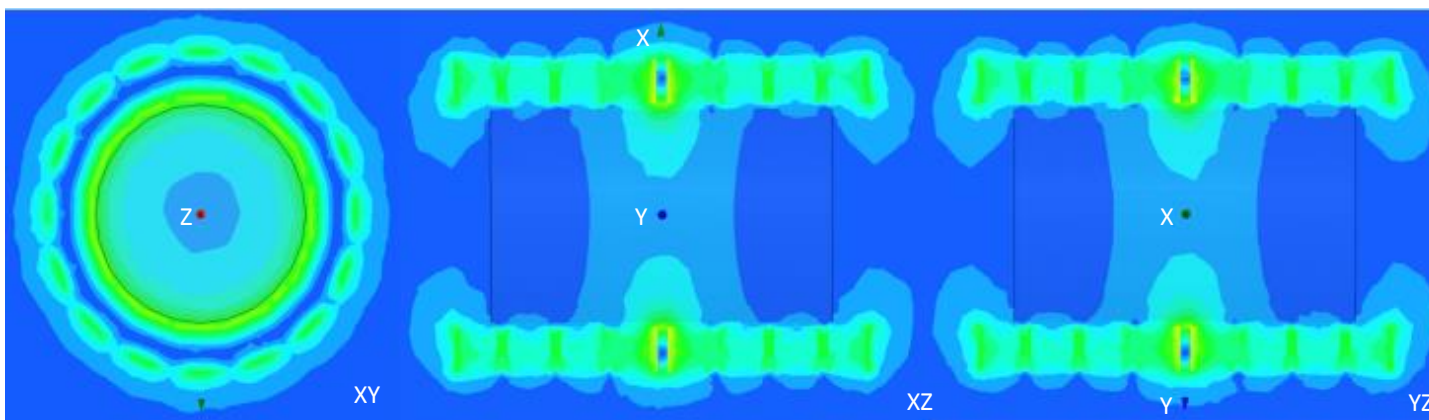


Fig.9: Simulação Aubert de 8 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XY, XZ, YZ.

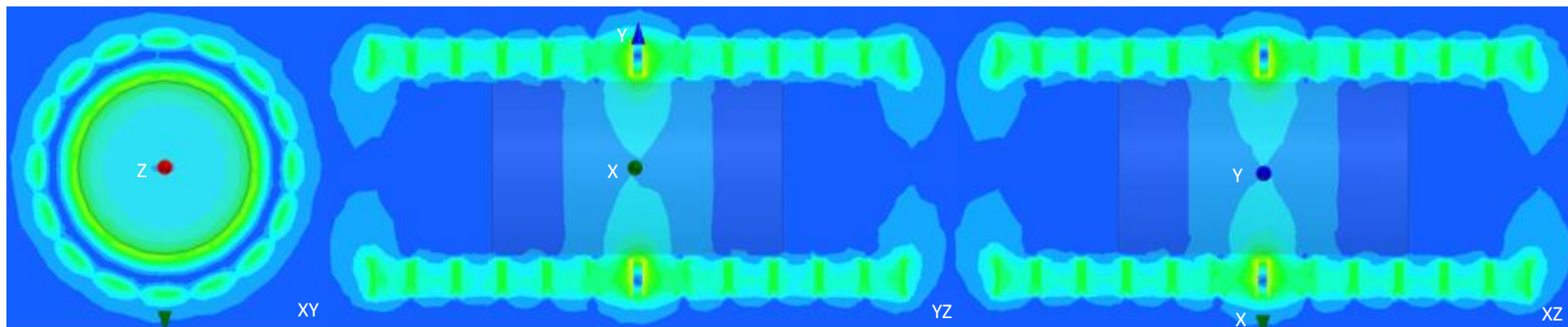


Fig.10: Simulação Aubert de 12 anéis com 16 ímãs NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XY, YZ, XZ.

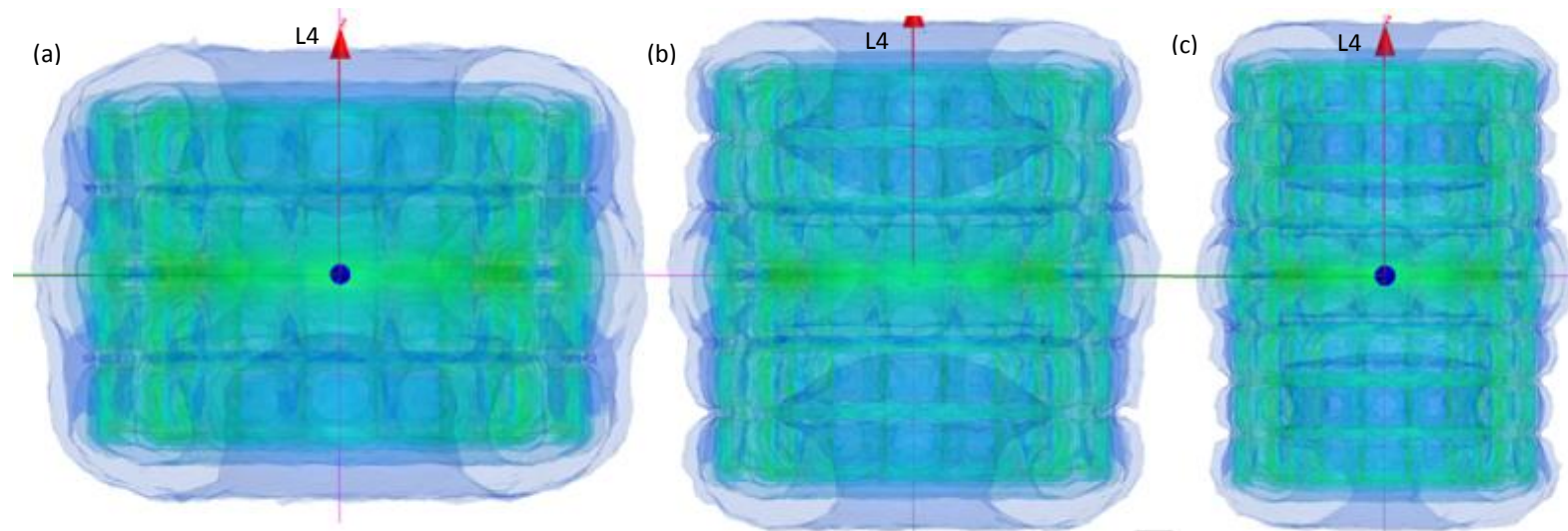


Fig.11: Vista frontal da resultante B das simulações Aubert com 4 (a), 6 (b) e 8 (c) anéis, em 3D com linha L4.

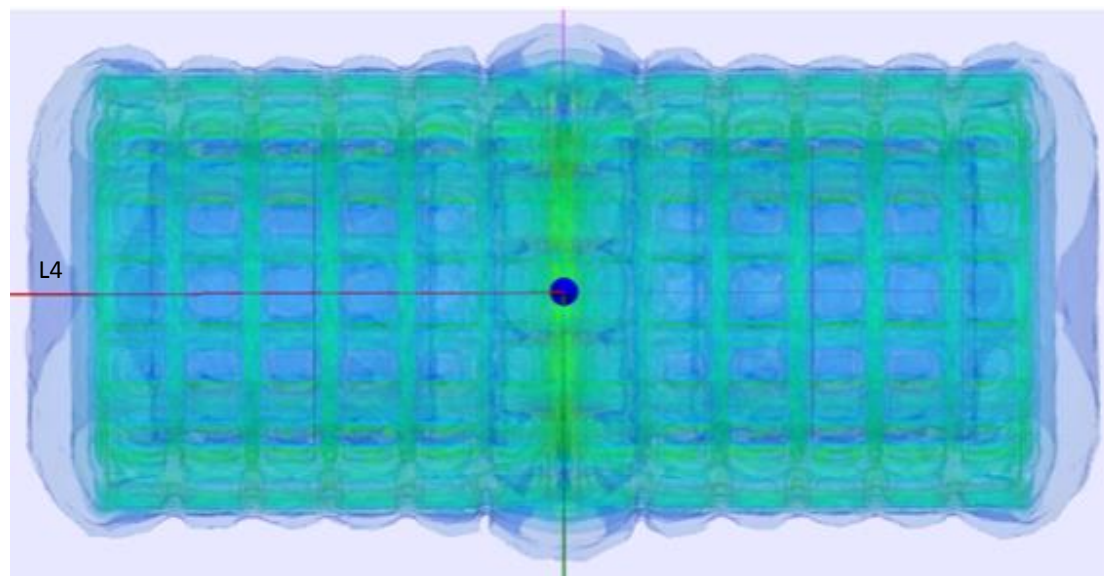
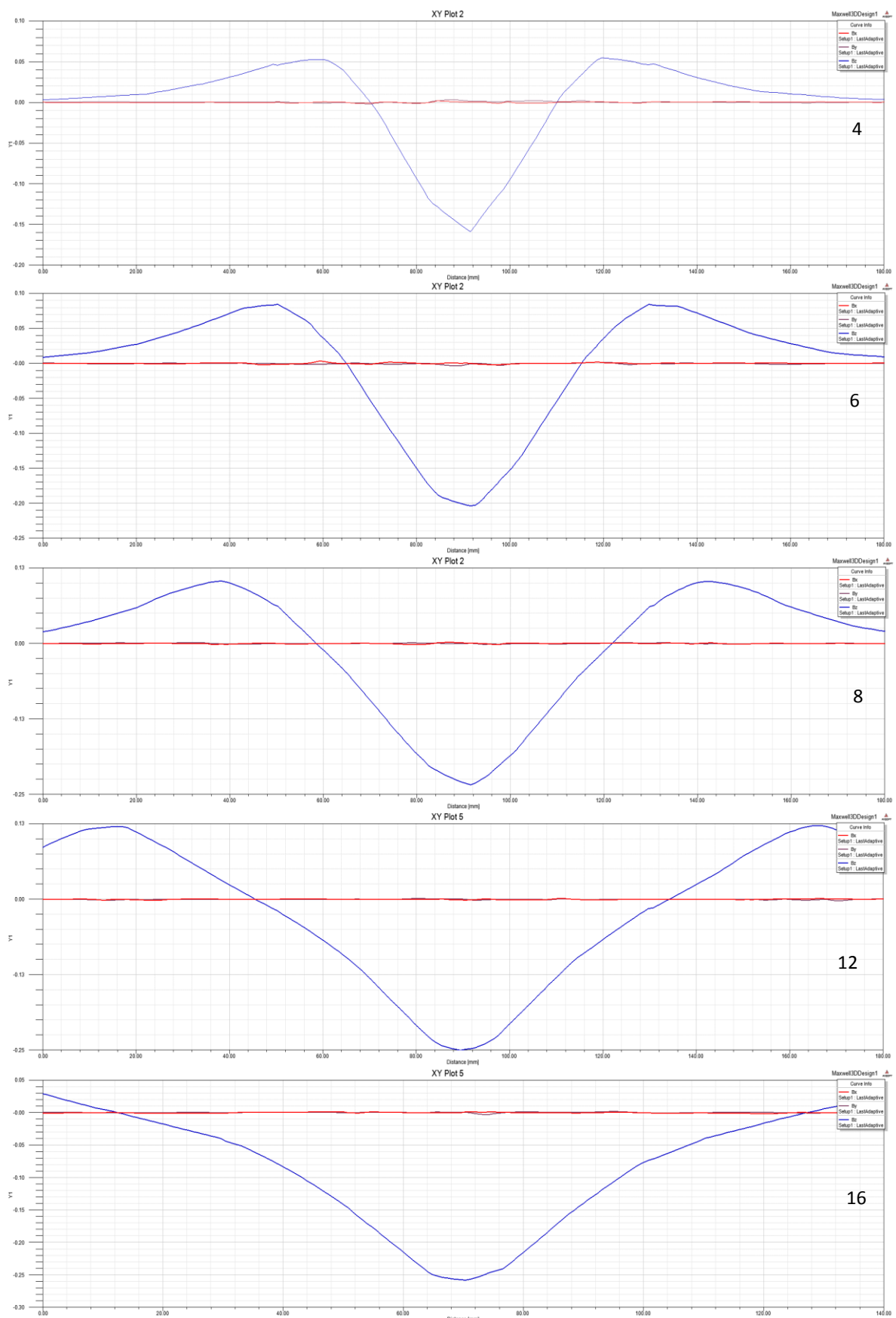


Fig.12: Vista frontal da resultante B das simulações Aubert com 12 anéis, em 3D com linha L4.

Fig.13: Variação de B (T) ao longo da linha L4 no eixo Z, nas direções X, Y e Z com 4, 6, 8, 12 e 16 anéis.



APÊNDICE D – Detalhamento das simulações Halbach com 4, 6, 8, 12 e 16 anéis

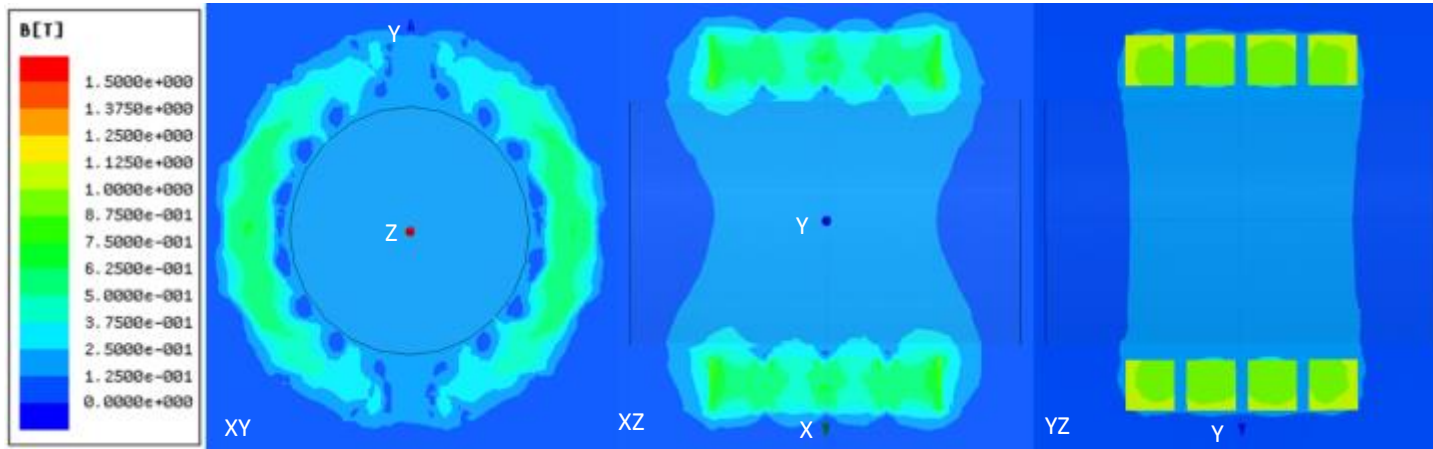


Fig.14: Simulações Halbach com 4 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XY, XZ, YZ.

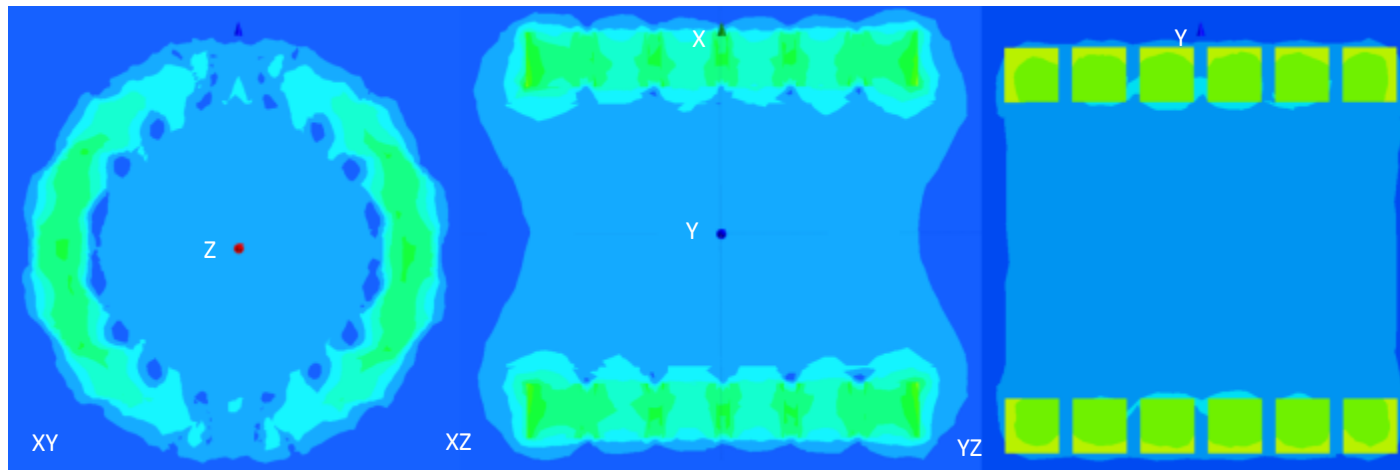


Fig.15: Simulações Halbach com 6 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XY, XZ, YZ.

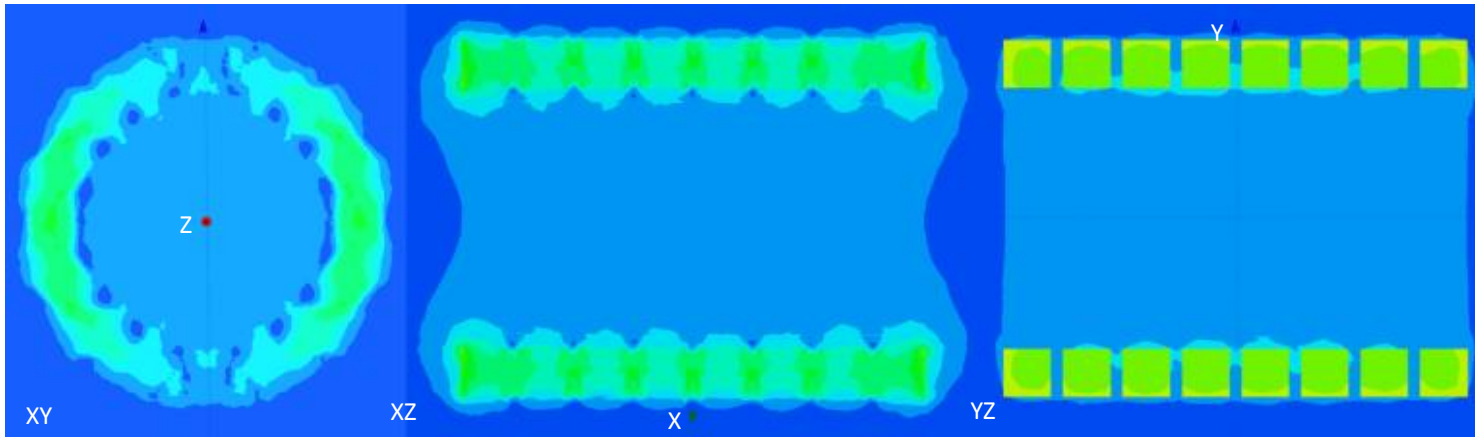


Fig.16: Simulações Halbach com 8 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XY, XZ, YZ.

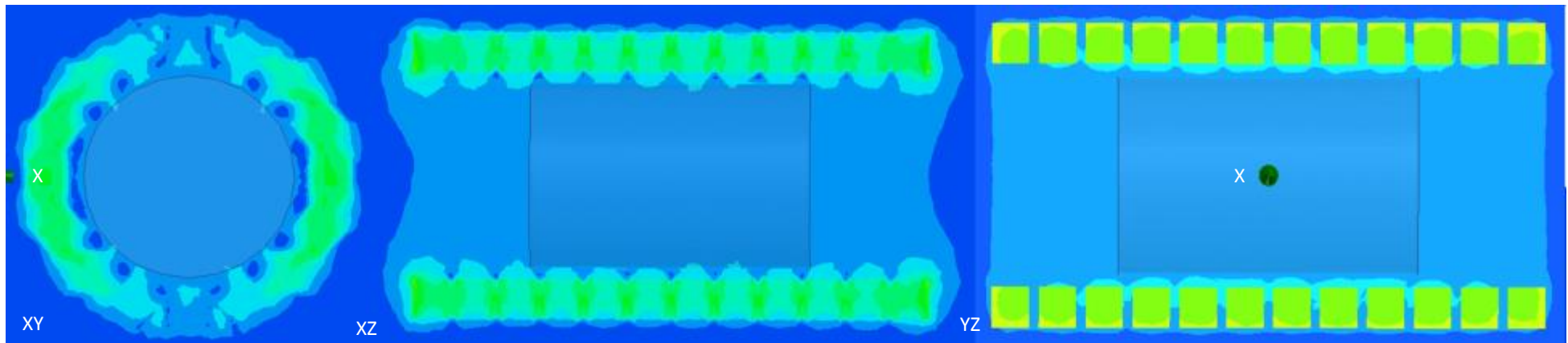


Fig.17: Simulações Halbach com 12 anéis com 16 ímãs de NdFe35 ($B_r = 1,2$ T), nos planos XY, XZ, YZ.

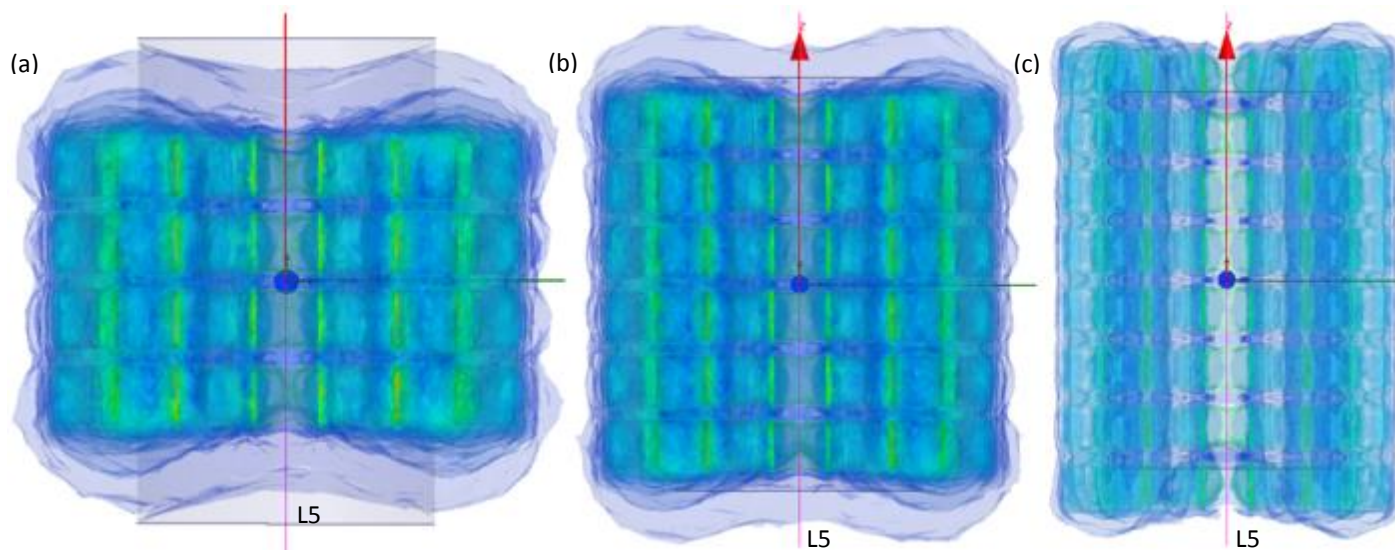


Fig.18: Vista frontal da resultante B das simulações Halbach com 4 (a), 6 (b) e 8 (c) anéis, em 3D com linha L5.

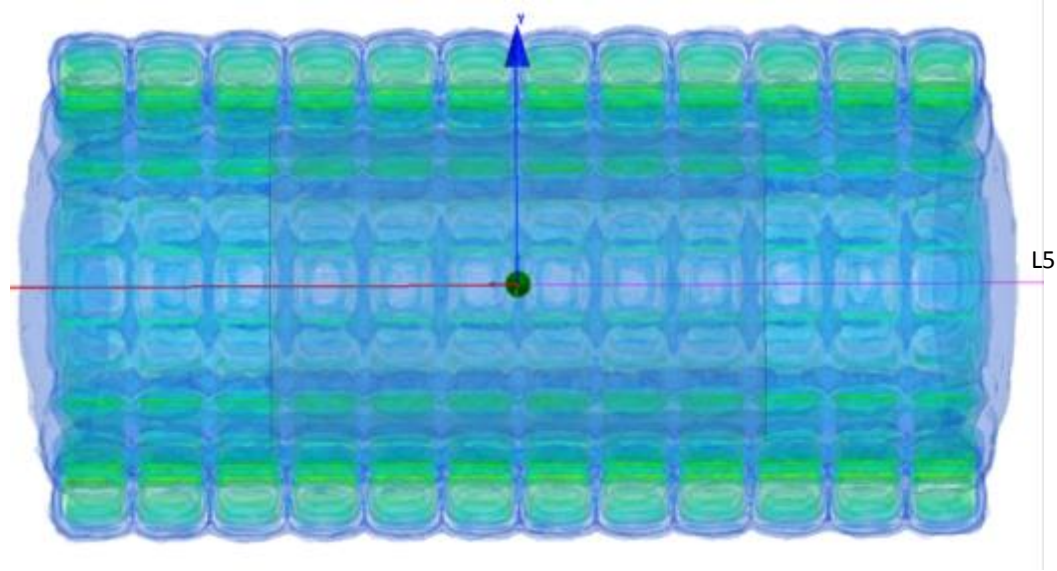
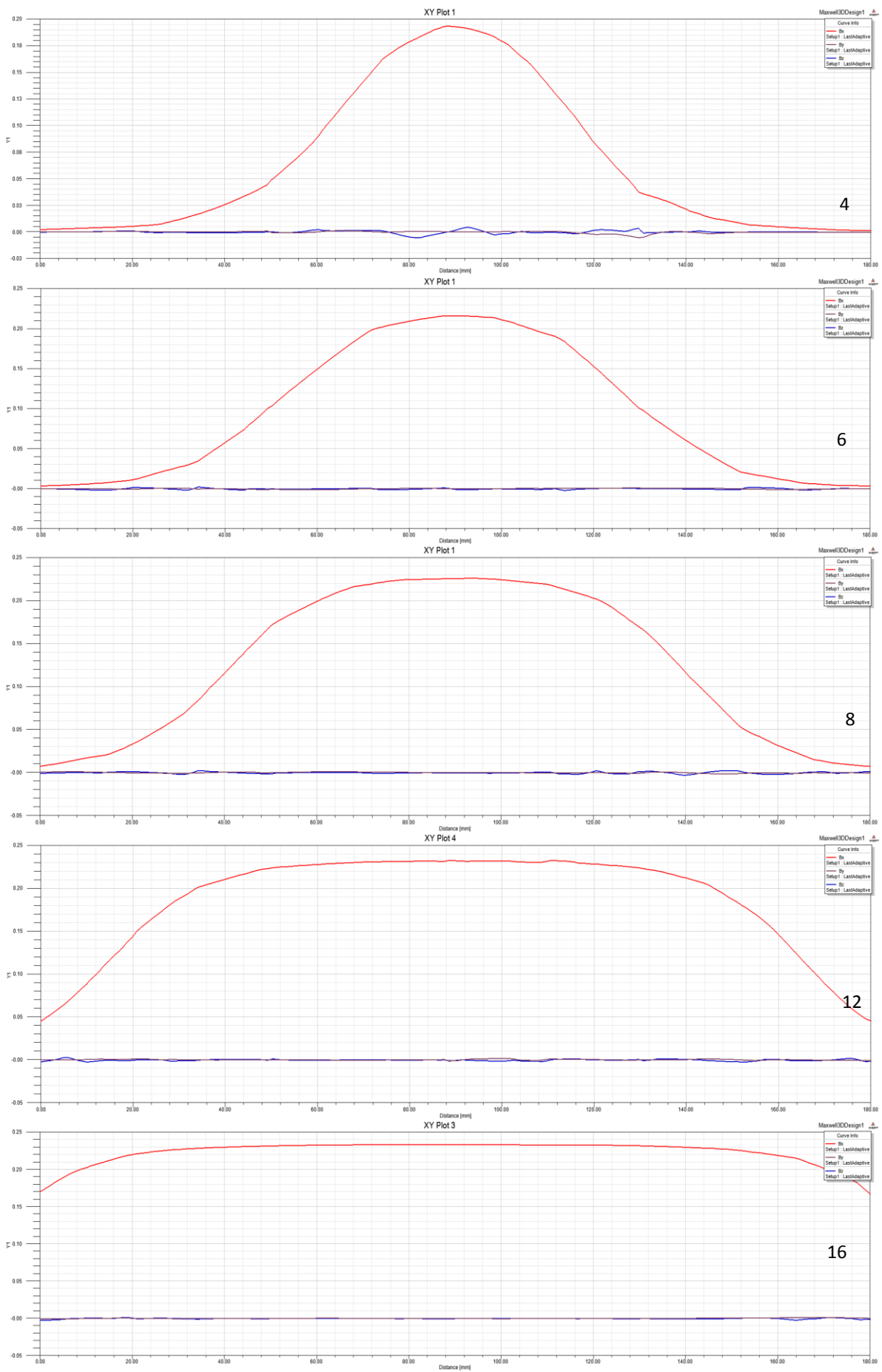


Fig.19: Vista frontal da resultante B das simulações Halbach com 12 anéis, em 3D com linha L5.

Fig.20: Variação de B (T) ao longo da linha L4 no eixo Z, nas direções X, Y e Z com 4, 6, 8, 12 e 16 anéis.



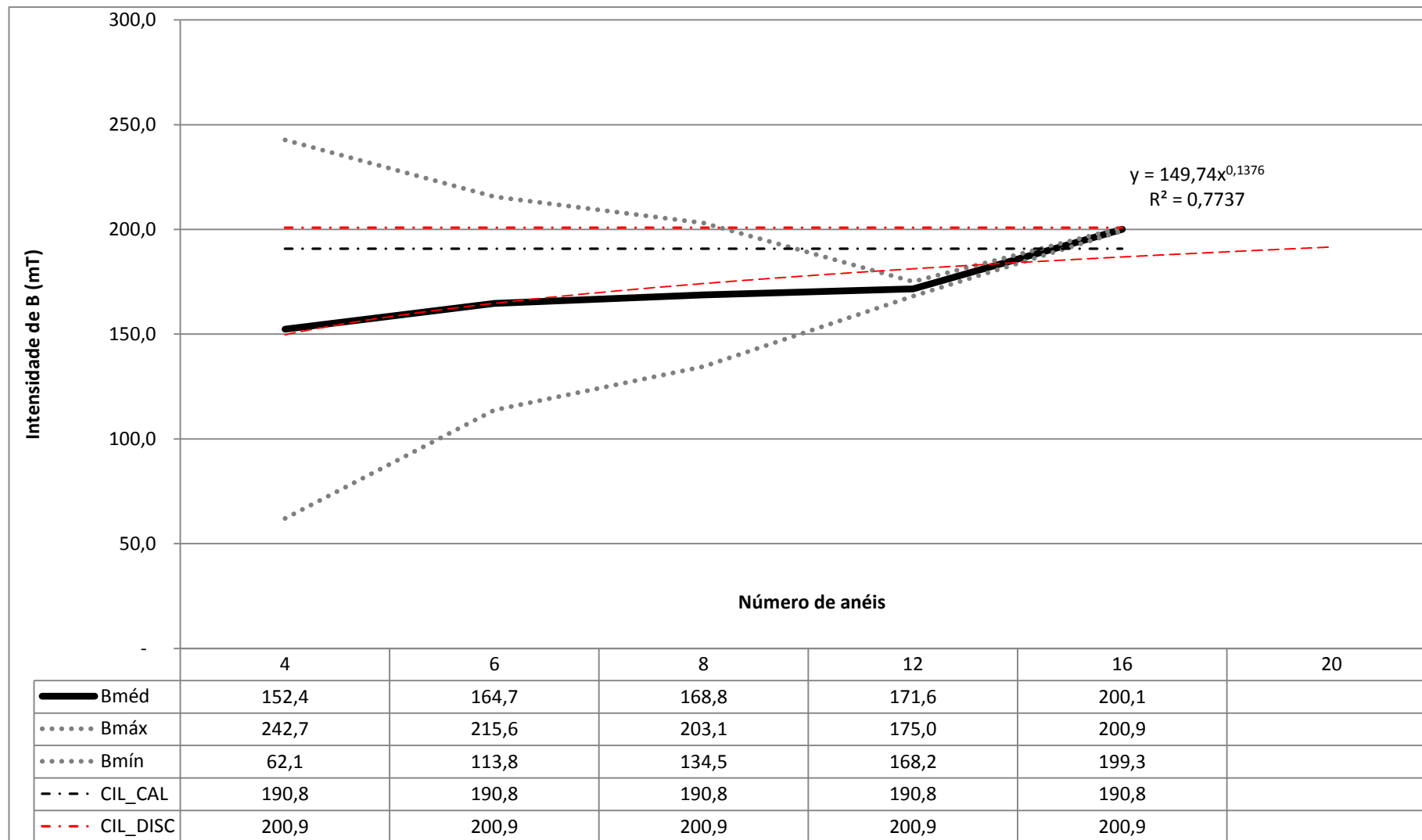


Fig.21: Evolução de B no centro de L5 em função do número anéis Halbach simulados.

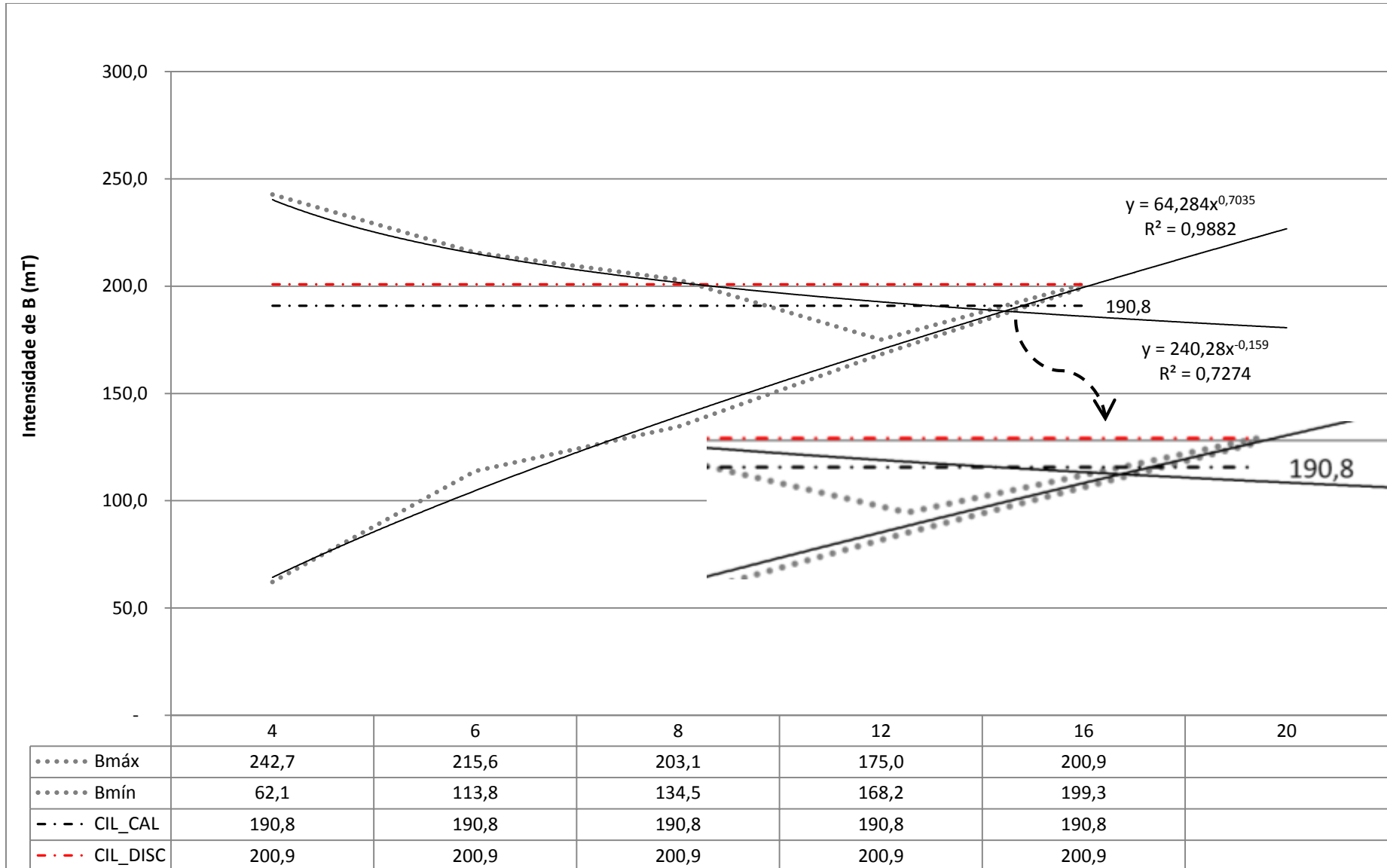


Fig.22: Detalhe da Evolução de B no centro de L5 em função do número anéis Halbach simulados.