



Jherson Paul Medina Huacasi

Modelagem de corpos estranhos magnéticos e solução do problema inverso por redes neurais

Dissertação de Mestrado

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Metrologia da PUC-Rio como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Metrologia. Área de concentração: Metrologia para Qualidade e Inovação.

Orientadora: Prof. Elisabeth Costa Monteiro
Coorientador: Prof. Daniel Ramos Louzada

Rio de Janeiro
Outubro de 2018



Jherson Paul Medina Huacasi

Modelagem de corpos estranhos magnéticos e solução do problema inverso por redes neurais

Dissertação apresentada como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Metrologia da PUC-Rio. Aprovada pela Comissão Examinadora abaixo assinada.

Prof^a. Elisabeth Costa Monteiro

Orientador

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof. Daniel Ramos Louzada

Coorientador

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof. Carlos Roberto Hall Barbosa

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof^a. Roberta Dutra de Oliveira Pinto

Programa de Pós-Graduação em Metrologia - PUC-Rio

Prof. Márcio da Silveira Carvalho

Coordenador Setorial de Pós-Graduação do
Centro Técnico Científico - PUC-Rio

Rio de Janeiro, 02 de outubro de 2018

Todos os direitos reservados. É proibida a reprodução total ou parcial do trabalho sem autorização da universidade, do autor e do orientador.

Jherson Paul Medina Huacasi

Graduado em Engenharia de Eletrônica pela Universidad Católica de Santa María (UCSM), em 2014, Arequipa, Peru.

Ficha Catalográfica

Medina Huacasi, Jherson Paul

Modelagem de corpos estranhos magnéticos e solução do problema inverso por redes neurais / Jherson Paul Medina Huacasi ; orientadora: Elisabeth Costa Monteiro ; co-orientador: Daniel Ramos Louzada. – Rio de Janeiro: PUC, Departamento de Metrologia, 2018.

89 f. : il. color. ; 30 cm

Dissertação (mestrado)–Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Centro Técnico Científico, Programa de Pós-Graduação em Metrologia, 2018.

Inclui bibliografia

1. Metrologia – Teses. 2. Metrologia para Qualidade e Inovação – Teses. 3. Metrologia. 4. Resolução de problema inverso. 5. Caracterização de corpos estranhos no organismo humano. 6. Redes neurais artificiais. I. Monteiro, Elisabeth Costa. II. Louzada, Daniel Ramos. III. Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro. Centro Técnico Científico. Programa de Pós-Graduação em Metrologia. IV. Título.

CDD: 389.1

A meus pais por todos os esforços em prol da minha educação.

Agradecimentos

A minha orientadora Elisabeth Costa Monteiro pelos ensinamentos, paciência, dedicação e disponibilidade, em todo o tempo, para o desenvolvimento desta dissertação.

Ao meu coorientador Daniel Ramos Louzada, pela parceria e amizade, sempre contribuindo com o desenvolvimento deste trabalho.

Aos membros da comissão examinadora por suas contribuições a este trabalho.

Aos professores e funcionários do Programa de Pós-graduação em Metrologia pelos ensinamentos e pela ajuda.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

A meu pai quem foi, é, e será minha grande inspiração e quem me incentivou a continuar estudando até seu final.

A minha mãe, meus irmãos e todos os familiares e amigos pela ajuda, apoio e compreensão, e especialmente a minha tia que me deu um grande apoio durante esta etapa.

A meu colega Juan Caicedo pelo grande apoio, e a todos meus colegas e companheiros do PósMQI/PUC-Rio, que de alguma forma contribuíram para esta dissertação a se tornar realidade. Muito obrigado!

Resumo

Huacasi, Jherson Paul Medina; Monteiro, Elisabeth Costa; Louzada, Daniel Ramos. **Modelagem de corpos estranhos magnéticos e solução do problema inverso por redes neurais**. Rio de Janeiro, 2018. 89 p. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Metrologia. Área de concentração: Metrologia para Qualidade e Inovação, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

A introdução de um objeto estranho ao corpo humano pode resultar de diferentes processos que abrangem desde eventos iatrogênicos oriundos de procedimentos cirúrgicos, até eventos traumáticos, ocasionados por acidentes ou violência, como disparos de arma de fogo e perfurações com objetos cortantes. A presença desses corpos estranhos dentro do organismo humano pode ocasionar problemas de saúde que vão desde dor e incômodos ao óbito. Para remoção cirúrgica, torna-se essencial a localização desses objetos, com elevada exatidão, para redução do tempo cirúrgico e garantia de sucesso do procedimento. O presente trabalho tem por objetivo ampliar o estudo do problema de localização de corpos estranhos magnéticos (intrinsecamente magnético ou por indução magnética externa) no organismo humano. Foram desenvolvidos algoritmos computacionais capazes de promover simulações dos padrões de densidade de fluxo magnético em um plano decorrentes de uma fonte extensa, representada por parâmetros modificáveis de comprimento, posição espacial e inclinação ao plano de medição. Essas simulações foram utilizadas como entrada para o treinamento de Redes Neurais Artificiais que, após treinamento, foram capazes de resolver o problema inverso, caracterizando, a partir do mapa de campo magnético, a posição espacial, tamanho (comprimento) e inclinação da fonte metálica. Os resultados obtidos indicaram melhor desempenho com o uso de sensores triaxiais, cujo erro quadrático médio, em 3640 testes, mostrou-se inferior a 2 mm na orientação espacial, a 8 mm no comprimento e a 17° para a inclinação da fonte magnética em relação ao plano de medição.

Palavras-chave

Metrologia; Resolução de problema inverso; Corpos estranhos magnéticos; Redes Neurais Artificiais.

Abstract

Huacasi, Jherson Paul Medina; Monteiro, Elisabeth Costa(Advisor); Louzada, Daniel Ramos(Coadvisor). **Modeling of magnetic foreign bodies and inverse problem solution by neural networks**. Rio de Janeiro, 2018. 89 p. Dissertação de Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Metrologia. Área de concentração: Metrologia para Qualidade e Inovação, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro.

The introduction of a foreign object into the human body may result from different processes ranging from iatrogenic events during surgical procedures to traumatic events caused by accidents or violence such as firing and piercing with sharp objects. The presence of these foreign bodies within the human body can cause health problems ranging from pain and discomfort to death. For surgical removal, it is essential to locate these objects, with high accuracy, to reduce surgical time and guarantee the success of the procedure. The objective of the present work is to contribute to the study of the localization problem of magnetic foreign bodies (intrinsically magnetic or by external magnetic induction) in the human body. The developed computational algorithms are capable of promoting simulations of magnetic flux density patterns in a plane from an extensive source, represented by modifiable parameters of length, spatial position and slope to the measurement plane. These simulations were used as input for the training of Artificial Neural Networks that, after training, were able to solve the inverse problem, characterizing, from the magnetic field map, the spatial position, size (length) and slope of the metallic source. The results indicated a better performance with the use of triaxial sensors, whose mean square error, in 3640 tests, was less than 2 mm in the spatial orientation, 8 mm in length and 17° for the tilt of the magnetic source in relation to the measurement plane.

Keywords

Metrology; Inverse problem resolution; Magnetic foreign bodies; Artificial Neural Networks.

Sumário

| | | |
|---------|---|----|
| 1 | Introdução | 14 |
| 1.1 | Localização de corpos estranhos metálicos | 14 |
| 1.2 | Motivação | 16 |
| 1.3 | Objetivos | 16 |
| 1.4 | Estrutura da dissertação | 17 |
| 2 | Confiabilidade metrológica para sistemas de medição de campo magnético para uso clínico | 18 |
| 2.1 | Confiabilidade Metrológica | 18 |
| 2.2 | Contexto Internacional | 19 |
| 2.2.1 | BIPM | 19 |
| 2.2.2 | OIML | 21 |
| 2.2.3 | OMS | 21 |
| 2.1.2.4 | IUPAP | 22 |
| 2.1.2.5 | ISO | 23 |
| 2.2.6 | IEC | 24 |
| 2.3 | Contexto Nacional | 25 |
| 2.3.1 | INMETRO | 25 |
| 2.1.3.1 | ANVISA | 26 |
| 2.3.1 | ABNT | 26 |
| 3 | Redes Neurais Artificiais | 28 |
| 3.1 | Conceitos de Redes Neurais Artificiais | 30 |
| 3.2 | Tipos de Redes Neurais | 32 |
| 3.2.1 | Redes Neurais Supervisionadas | 32 |
| 3.2.2 | Redes Neurais não Supervisionadas | 34 |
| 3.3 | Topologia | 35 |
| 3.4 | Função de Ativação | 36 |

| | |
|--|----|
| 3.5 Treinamento | 37 |
| 4 Modelagem | 39 |
| 4.1 Modelo para uma fonte de campo magnético com ângulo estático | 39 |
| 4.2 Modelo para uma fonte de campo magnético com ângulo variável | 42 |
| 4.3 Simulação do problema direto | 45 |
| 5 Extração de Atributos Caraterísticos | 49 |
| 6 Resolução do Problema Inverso | 62 |
| 6.1 Topologia da rede neural | 62 |
| 6.2 Aprendizado | 63 |
| 6.3 Configuração da Rede Neural Artificial | 65 |
| 6.4 Otimização da rede neural artificial | 66 |
| 6.5 Algoritmo de localização | 69 |
| 7 Discussão, Conclusão e Trabalhos Futuros | 77 |
| 8 Referências bibliográficas | 86 |

Lista de siglas e abreviaturas

| | |
|---------|---|
| PUC-Rio | Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro |
| PósMQI | Programa de Pós-Graduação em Metrologia |
| Inmetro | Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia |
| CAPES | Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior |
| SI | Sistema Internacional de Unidades |
| IMEKO | <i>International Measurement Confederation</i> |
| BIPM | <i>Bureau International des Poids et Mesures</i> |
| CIPM | <i>Comité International des Poids et Mesures</i> |
| CGPM | <i>Conférence Générale des Poids et Mesures</i> |
| SQUID | <i>Superconducting quantum interference device</i> |

Lista de figuras

| | |
|--|----|
| Figura 1. Esquema típico de SOM | 34 |
| Figura 2. Orientação e posicionamento e comprimento da agulha(vermelho). | 39 |
| Figura 3. Ângulos de inclinação da agulha, sendo p o ponto central da agulha e l o comprimento. | 44 |
| Figura 4. Mapas de densidade de fluxo magnético nas componentes X, Y e Z gerados por uma agulha retilínea representada penha linha vermelha. | 46 |
| Figura 7. Diferença de tipos de interpolação usado para a análise da linha entre os pontos extremos de Bz (vBz). | 51 |
| Figura 8. Exemplo do mapa usado para a extração do atributo 1. | 52 |
| Figura 9. Exemplo de valores de Bz para extração do atributo 2. | 53 |
| Figura 10. Exemplo de um caso de Bz para a extração do atributo 3 | 53 |
| Figura 11. Exemplo das componentes Bx, By e Bz de um caso com uma fonte sem inclinação, indicando onde se situa a dispersão acima de 70 % da amplitude pico a pico para os atributos 4, 5 e 6. | 55 |
| Figura 12. Exemplo das componentes Bx, By e Bz de um caso com uma fonte sem inclinação, indicando onde se situa a dispersão acima de 50 % da amplitude pico a pico para os atributos 7, 8 e 9. | 56 |
| Figura 13. Exemplo de Bx, By e Bz de um caso com a fonte inclinada, visualizando de diferentes lados das dispersões acima de 90 % e abaixo de 10 % da amplitude pico a pico. | 57 |
| Figura 14. Exemplo de Bx, By e Bz de um caso com a fonte inclinada, visualizando as dispersões acima e abaixo de 50 % da amplitude pico a pico. | 59 |
| Figura 15. Exemplo de um caso de vBz com a fonte inclinada, indicando os valores superiores a 90 % e inferiores a 10 % da amplitude pico a pico. | 60 |
| Figura 16. Exemplo de um caso de vBz com a fonte inclinada, indicando os valores superiores a 90 % e inferiores a 10 % da amplitude pico a pico. | 60 |
| Figura 17. Exemplo de um caso de vBz com a fonte inclinada, indicando os valores superiores e inferiores a 50 % da amplitude pico a pico. | 61 |
| Figura 19. RMSE médio para cada Target em relação ao número de neurônios na camada intermediaria para aprendizado das RNAs. | 67 |
| Figura 20. RMSE médio para cada Target em relação ao número de neurônios na camada intermediaria para aprendizado das RNAs para dados da componente Z. | 68 |

- Figura 21. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 1. 71
- Figura 22. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 2. 72
- Figura 23. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 3. 73
- Figura 24. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 4. 74
- Figura 25. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 5. 75
- Figura 27. Porcentagem do total de erros que são inferiores 1, 2, 3 e 4 mm na localização do posicionamento central do dipolo, em função do comprimento do dipolo, para a profundidade de 0.5, 1, 2 e 3 cm, nas medições triaxial. 80
- Figura 30. Representação gráfica de exemplos de configuração do dipolo que resultaram em erros superiores a 25 mm, considerando entradas baseadas em uma componente de campo (monoaxial). 83
- Figura 31. Porcentagem de erros de posicionamento inferior ao 10 % do tamanho do dipolo, para cada comprimento de 1 a 4 cm, em função da profundidade, para sensores de configuração (a) triaxial e (b) monoaxial. 84

Lista de tabelas

| | |
|---|----|
| Tabela 1. Valores assumidos pelos parâmetros nas simulações..... | 64 |
| Tabela 2. Neurônios definidos para o aprendizado das RNAs..... | 67 |
| Tabela 3. Neurônios definidos para o aprendizado das RNAs para Bz. | 69 |
| Tabela 4. RMSE dos resultados obtidos pelas RNAs, considerando a totalidade de atributos. | 69 |
| Tabela 5. RMSE dos resultados obtidos pelas RNAs considerando apenas os dados fornecidos a partir da componente Z do campo magnético gerado na simulação..... | 70 |
| Tabela 7. Comparação do resultado RMSE de ambas configurações do algoritmo sobre a linha vBz (linha entre os maximos valores de Bz)..... | 79 |

1 Introdução

A presença de um corpo estranho dentro do organismo humano pode ocasionar uma série de problemas de saúde que vão desde desconforto, dor, infecções e envenenamento por chumbo, até o óbito do indivíduo. Esses corpos estranhos podem ser ocasionados por eventos acidentais ou traumáticos, resultantes de acidentes/violência (disparos de arma de fogo, perfurações com objetos cortantes, etc.), ou por eventos iatrogênicos associados a procedimentos cirúrgicos [1-3]. Uma vez determinada a presença de um corpo estranho no organismo humano, pode ser identificada a necessidade da sua extração cirúrgica. Esta última requer informação confiável sobre a localização destes corpos estranhos no paciente, objetivando a redução do tempo para remoção e dos riscos de insucesso cirúrgico [1].

1.1 Localização de corpos estranhos metálicos

As estratégias clínicas convencionais para identificar a localização de um corpo estranho metálico abrangem procedimentos de radiografia, tomografia computadorizada, radioscopia e também ultrassonografias [1, 4-7]. Essas abordagens de diagnóstico por imagem, no entanto, apresentam desvantagens importantes, por não fornecerem informação precisa sobre a localização do corpo estranho, levando a procedimentos cirúrgicos longos com grande índice de insucesso, sendo a maioria baseada na exposição à radiação ionizante, promovendo riscos tanto para o paciente quanto para os profissionais de saúde [1].

A ressonância magnética nuclear (RMN) [8], pode oferecer uma boa estimativa da posição de um corpo estranho, mas tem o inconveniente de não poder ser empregada quando os objetos são formados por materiais metálicos. A elevadas intensidade de campo magnético emitido (que podem chegar até uma magnitude de cerca de 5 tesla), provocaria uma força de atração magnética sobre os corpos

Introdução

estranhos, resultando no seu deslocamento abrupto capaz de ocasionar malefícios ao paciente.

Analisando as limitações dos diferentes métodos de diagnóstico por imagem existentes para uso clínico, observa-se a importância por propostas que levem a métodos que apresentem maior exatidão no posicionamento, que sejam não invasivos, inócuos e ainda apresentem baixo custo de investimento e fácil operação [9, 10].

Utilizando transdutor magnético ultrasensível, *Superconducting Quantum Interference Device* (SQUID), realizaram-se estudos *in vitro* e clínicos que demonstraram o grande potencial do mapeamento da densidade de fluxo magnético para fornecer a localização de corpos estranhos metálicos [1]. A técnica proposta foi aplicada em procedimentos cirúrgicos para extração de corpos estranhos magnéticos constituídos por agulhas. Os resultados desse estudo indicaram a possibilidade de obtenção informações precisas sobre a localização de corpos estranhos magnéticos, possibilitando a redução do tempo cirúrgico para cerca de 10 minutos e o aumento significativo do índice de sucesso do procedimento para a remoção do corpo estranho [1].

Neste cenário, os métodos para a localização de corpos estranhos metálicos no organismo humano que fazem uso de sensores magnéticos se tornam atraentes, considerando a capacidade de gerar informações de boa resolução e principalmente por serem não invasivos e inócuos [9-11].

Assim, diversas pesquisas buscaram desenvolver e aprimorar métodos não-invasivos para localizar corpos estranhos inseridos no organismo humano, baseados na detecção do campo magnético gerado por materiais ferromagnéticos [1, 12] e não-ferromagnéticos [13, 14, 15, 16].

Os sensores SQUID são os magnetômetros mais sensíveis, no entanto, sua fabricação e operação, que requer temperaturas criogênicas, são de elevado custo. Recentemente, esforços têm sido investidos para o desenvolvimento de transdutores magnéticos com alta sensibilidade aliada a características de baixo custo, destinados a aplicações biomédicas, enriquecendo a literatura científica e abrindo novas oportunidades a serem exploradas [17-23].

1.2 Motivação

A aplicação clínica do imageamento magnético na determinação da conduta para remoção cirúrgica requer a interpretação da distribuição espacial da densidade de fluxo magnético para solução do problema inverso, com o objetivo de identificar as coordenadas do centro geométrico do corpo estranho, assim como sua inclinação e projeção na superfície da pele.

Dessa forma, torna-se relevante o desenvolvimento de ferramentas de interpretação da imagem magnética, capazes de caracterizar espacialmente a posição de corpos estranhos metálicos no organismo humano.

Tornar disponível um algoritmo que facilite a conduta clínica, fornecendo informação sobre o posicionamento do objeto e sua projeção na superfície da pele, a partir da solução do problema inverso de mapas da densidade de fluxo magnético gerada pelo objeto a ser removido cirurgicamente poderá contribuir para a confiabilidade de diagnósticos e tratamentos no meio clínico [9, 10].

1.3 Objetivos

O presente trabalho tem como objetivo geral desenvolver um algoritmo de localização de fontes de campo magnético gerada por uma linha de dipolos magnéticos que representam a magnetização de corpos estranhos metálicos, por meio de redes neurais artificiais.

São objetivos específicos desta pesquisa:

1. Desenvolver um modelo teórico para solução do problema direto, para simulação das fontes magnéticas correspondentes a corpos estranhos magnéticos, e determinação da distribuição espacial da densidade de fluxo magnético ao longo do espaço para diferentes dimensões e posicionamentos espaciais em relação a uma grade de sensores.

2. Identificar atributos de padrões de campo magnético que sirvam como parâmetros de entrada para treinamento de redes neurais artificiais.

3. Desenvolver e avaliar parâmetros das redes neurais artificiais que otimizem o desempenho da rede para solução do problema inverso.

1.4 Estrutura da dissertação

A presente dissertação encontra-se estruturada em sete capítulos descritos a seguir:

- **Capítulo 1 – Introdução.** Contextualiza o trabalho apresentando as motivações para a sua realização, assim como os objetivos geral e específicos, além da estrutura da dissertação.
- **Capítulo 2 – Confiabilidade Metrológica de Medições Magnéticas.** Apresenta a metrologia no setor da saúde. Relevância das organizações internacionais e nacionais para a confiabilidade de transdutores magnéticos.
- **Capítulo 3 – Redes Neurais Artificiais.** Resume os principais conceitos sobre redes neurais. Apresenta uma breve explicação sobre princípios de funcionamento, características e funções.
- **Capítulo 4 – Modelagem.** Contém a resolução da modelagem teórica a partir da lei de Biot-savart para o cálculo dos campos magnéticos no espaço.
- **Capítulo 5 – Extração de atributos caraterísticos.** Exibe os critérios de cada atributo representativo para o posterior aprendizado das redes neurais artificiais.
- **Capítulo 6 – Resolução do problema inverso.** Apresenta a metodologia para a resolução do problema inverso por meio de redes neurais artificiais a partir das modelagens do problema direto descritas no capítulo 4.
- **Capítulo 7 – Discussão, Conclusão e Trabalhos Futuros.** Discutem-se os resultados, apresentam-se as conclusões dos estudos realizados nesta dissertação, assim como as propostas de trabalhos futuros.

2

Confiabilidade metrológica para sistemas de medição de campo magnético para uso clínico

De acordo com o Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM), “Metrologia é a ciência que abrange todos os aspectos teóricos e práticos relativos às medições, qualquer que seja a incerteza, em qualquer campo da ciência que da tecnologia” [24]. A metrologia engloba todos os aspectos teóricos e práticos da medição, qualquer que seja a incerteza de medição e o campo de aplicação [25]. Medições e metrologia são indispensáveis a quase todos os aspectos dos empreendimentos humanos, visto que são utilizadas em atividades que abrangem o controle da produção, a avaliação da qualidade do meio ambiente, da saúde e da segurança, da qualidade de materiais, alimentos, etc., para garantir práticas seguras.

Medições confiáveis em um país são garantidas por um sistema de metrologia nacional organizado, de forma que possa prover os meios para a transferência de seus valores para instrumentos de medição comuns de acordo com procedimentos aceitos internacionalmente.

2.1

Confiabilidade Metrológica

Como o próprio nome indica, confiabilidade metrológica é a capacidade de ter confiança ou credibilidade nos resultados obtidos por meio de medições. A confiabilidade das medições oferece um aumento de fiabilidade aos trabalhos desenvolvidos e uma diminuição das barreiras técnicas que hoje representam obstáculos ao comércio internacional. Em contrapartida, é a com a normalização que indica regras ou estabelece leis para atender exigências técnicas predeterminadas, contribuindo com o desenvolvimento econômico e social [20].

A metrologia subdivide-se, principalmente, em três grupos [26, 27]:

Metrologia Científica: Aborda os padrões de medição internacionais e nacionais dos instrumentos laboratoriais, das pesquisas e metodologias científicas associadas a uma qualidade metrológica de alto nível. Prepara as

unidades de medida com base da definição, valendo-se da ciência assim como as constantes físicas fundamentais, desenvolvendo, mantendo e conservando os padrões de referência, atuando ao nível da mais alta exatidão e incerteza, sendo independente de outras entidade em termos de rastreabilidade.

Metrologia Industrial: Abarca os sistemas de medição encarregado do controle de processos produtivos, garantia da qualidade e segurança dos produtos finais. Assegura o funcionamento adequado de instrumentos de medição se baseando numa série de padrões existentes em laboratórios e empresas, desde padrões rastreáveis a padrões primários internacionais ou nacionais.

Metrologia Legal: Relacionada com as atividades resultantes de exigências obrigatórias, referentes à medições, unidade de medida, instrumentos e métodos de medição, que são desenvolvidas para organismos competentes. Tendo como objetivo principal socorrer ao consumidor em aspectos relacionados com unidades de medida, métodos e instrumentos de medição, conforme com as exigências técnicas e legais obrigatórias.

Nas seções 2.2 e 2.3 apresentam-se as organizações internacionais e nacionais que representam um arcabouço para a garantia da confiabilidade metrológica, com destaque para dispositivos biomédicos associados ao tema desta dissertação, aplicados à medição da densidade de fluxo magnético.

2.2 Contexto Internacional

2.2.1 BIPM

Foi em 1875, na França, que 17 países (incluído o Brasil) assinaram a Convenção do Metro com a finalidade de estabelecer uma autoridade internacional no campo da metrologia, na qual resultou também a adoção do metro como unidade básica de medida de comprimento. Criando assim três organizações internacionais destinadas a promover e conservar os padrões métricos associados; onde foram delegadas as funções do BIPM (Bureau International des Poids et Mesures) para estabelecer as bases de um sistema de medidas único, coerente, universalmente utilizado e rastreável ao Sistema Internacional de Unidades.

O BIPM contribui com a transferência de conhecimento e o equilíbrio global das capacidades metrológicas principalmente entre os estados membros. Tendo como principais objetivos representar à comunidade de medição do mundo todo, ser um centro de colaboração científica e técnica e de ser o coordenador do sistema de medição mundial [28].

A CGPM (Conférence générale des poids et mesures) está composta por delegados de cada país membro e países associados; recebe os relatórios das atividades desenvolvidas pelo BIPM e do CIPM para discutir e analisar as disposições necessárias para garantir a propagação e melhoria do Sistema Internacional (SI); contribui com os resultados de novas determinações metrológicas fundamentais e varia resoluções científicas de âmbito internacional [28].

O CIPM (Comité international des poids et mesures) composta por 18 representantes dos países membros; tem como função principal fomentar a uniformidade mundial de unidades de medida, promovido por ação direta ou a través de projetos de resolução da CGPM [28].

O Sistema Internacional de Unidades (SI - *Système international d'unités*), criado em 1960, está constituído por 7 unidades de base que a sua vez podem conceber incontáveis unidades derivadas, conformado um conjunto coerente designado “conjunto de unidades SI coerentes”. O SI tem como unidades base: o metro [m] (comprimento), quilograma [kg] (massa), segundo [s] (tempo), ampère [A] (corrente elétrica), kelvin [K] (temperatura termodinâmica), mol[mol] (quantidade de substância) e candela [cd] (intensidade luminosa) [29].

Ao longo do tempo as tarefas do BIPM foram se incrementando, pelo que o CIPM implementou os Comitês Consultivos para atingir as diferentes áreas e unidades de medida, sendo conformado atualmente por 10 comitês consultivos, e estes a sua vez subdividido em diferentes grupos de trabalho e áreas técnicas.

Ao longo do tempo as tarefas do BIPM foram se incrementando, pelo que o CIPM implementou os Comitês Consultivos para atingir as diferentes áreas e unidades de medida, sendo conformado atualmente por 10 comitês consultivos, e estes a sua vez subdividido em diferentes grupos de trabalho e áreas técnicas

2.2.2 OIML

A Organização Internacional de Metrologia Legal (OIML) é uma organização intergovernamental que foi fundada em 1955 com o intuito de promover a harmonização dos procedimentos no âmbito da metrologia legal [30]. Possui uma estrutura parecida com o BIPM composto por uma conferência internacional de metrologia legal, comitê internacional de metrologia legal (CIML) e comitês e subcomitês técnicos; com o objetivo de estabelecer normas técnicas internacionais para melhor aproveitamento metrológico e avaliação de procedimentos de teste de instrumentos de medição sujeitos a controles legais.

Visto isso, a OIML desenvolveu uma estrutura técnica mundial que fornece aos seus membros diretrizes metrológicas para a elaboração de requisitos nacionais e regionais relativos à fabricação e uso de instrumentos de medição para aplicações legais em metrologia [31].

Em relação ao setor saúde, a OIML tem o comitê técnico TC 18 denominado “Medical measuring instruments”, onde estão incluídos 10 membros participantes e 11 membros observadores, sendo o Brasil um país membro; mas especificamente para o uso de instrumentos de medição na área médica está o subcomitê SC4 denominado “Bio-electrical instruments“. Esse subcomitê, no entanto, não apresenta publicação relativa à medição de densidade de fluxo magnético.

2.2.3 OMS

A Organização Mundial de Saúde (WHO em inglês) é uma agência criada por diplomatas de diversos países em consequência da ONU para o desenvolvimento da saúde global. Sua atuação consiste na coordenação de esforços para controle de doenças, além do patrocínio de programas de prevenção e tratamento [32], criada em 7 de abril de 1948, oficializada posteriormente como o Dia Mundial da Saúde, com a participação de 55 estados membros.

Na atualidade a OMS (WHO) está integrada por 193 países membros e dos membros associados, onde reúnem-se anualmente com o objetivo de estabelecer a política geral da organização, aprovar o orçamento e cada cinco anos, assignar ao

diretor geral; e sua labor está respaldada por 34 membros do conselho executivo integrado por 32 experientes da saúde, escolhidos pela assembleia da saúde.

Dessa forma a OMS (WHO) é autoridade diretora e coordenadora de saúde internacional dentro do sistema de nações unidas, atuam em diversas áreas como um sistema de saúde em que sua prioridade é a cobertura universal de saúde, onde segundo (WHO, 2018), “trabalha em conjunto com formuladores de políticas, parceiros globais de saúde, sociedade civil, academia e setor privado para apoiar os países a desenvolver, implementar e monitorar planos nacionais de saúde sólidos”.

2.1.2.4 IUPAP

A IUPAP foi fundada em 1922 em Bruxelas, com 13 países membros. A União é composta por membros representando comunidades físicas identificadas. Órgãos aderentes atuam através de seus Comitês de Ligação. Delegados desses Comitês se reúnem nas Assembleias Gerais da União que são realizadas a cada três anos [33].

Dessa forma a IUPAP tem o objetivo de promover e estimular a cooperação internacional em física, atuar junto ao patrocínio internacional de reuniões que se adequem e visualizar os comitês de organização, firmar acordos internacionais sobre outro uso de símbolos, unidades, nomenclatura e padrões.

IUPAP é uma organização científica internacional, não governamental, sem fins lucrativos; tendo como membros sociedades científicas, academias nacionais e órgãos de representação.

Dentro destas divisões se destacam os comitês, que são divididos conforme responsabilidades associadas a pesquisa, educação, avaliação, entre outras. O BIPM é representado na IUPAC em seu Comitê Inter divisional sobre Terminologia, Nomenclatura e Símbolos (ICTNS). Por sua vez, a IUPAC é membro dos seguintes comitês consultivos e comitê conjunto do BIPM: CCQM, CCU e JCGM [33].

2.1.2.5 ISO

A história da ISO começou em 1946, quando delegados de 25 países se reuniram no Instituto de Engenheiros Civis em Londres e decidiram criar uma nova organização internacional "para facilitar a coordenação internacional e a unificação dos padrões industriais". Em 23 de fevereiro de 1947, a nova organização, ISO, iniciou oficialmente as operações. Desde então, publicaram-se mais de 22206 Normas Internacionais cobrindo quase todos os aspectos de tecnologia e manufatura [34].

A ISO é uma organização internacional não governamental independente com uma adesão a 161 organismos nacionais de normalização. Através de seus membros, reúne especialistas para compartilhar conhecimento e desenvolver Normas Internacionais relevantes, voluntárias, baseadas no consenso e baseadas no mercado, que apoiem a inovação e forneçam soluções para os desafios globais [34].

Dessa maneira a ISO é uma instituição responsável pela criação de normas internacionais de padronização para processos, produtos, serviços e procedimentos. Sendo localizada na Suíça e sua representada no Brasil pela ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas)

A ISO possui padrões que influenciam o funcionamento das “coisas”, fornecendo especificações de classe mundial de produtos, sistemas e serviços, com intuito de garantir a qualidade, eficiência e segurança, sendo de grande valia para o comércio internacional uma vez que elimina barreiras técnicas, visto que a padronização garante equipamentos fabricados em diferentes países sejam compatíveis entre si, conseqüentemente tornado mais simples a avaliação da qualidade dos produtos e serviços.

As atividades da ISO diretamente relacionadas com dispositivos de medição para uso clínico são realizadas pelo comitê técnico TC 210 que é de gestão da qualidade e correspondência de aspectos gerais de dispositivos médicos. Existem algumas normas técnicas publicadas pela ISO para garantir o correto funcionamento de dispositivos médicos que em conjunto com um software fazem do equipamento mais seguro para procedimentos cirúrgicos como proposto no objetivo da pesquisa. Normas como:

- ISO 1828: 2012 - Informática em saúde - Estrutura categorial para sistemas terminológicos de procedimentos cirúrgicos.

- ISO 16142: 2016 - Dispositivos médicos - Princípios essenciais reconhecidos de segurança e desempenho de dispositivos médicos.

- ISO / TR 27809: 2007 - Informática em saúde - Medidas para garantir a segurança do paciente do software de saúde.

Com relação a dispositivos especializados na medição de densidade de fluxo magnético no setor saúde existe apenas normas para avaliação de segurança das ressonâncias magnéticas.

2.2.6 IEC

Fundada em 1906, a IEC (International Electrotechnical Commission) é a organização líder mundial para a preparação e publicação de Normas Internacionais para todas as tecnologias elétricas, eletrônicas e afins. Estes são conhecidos coletivamente como “eletrotecnologia” [35].

Sendo assim a IEC envolver todas as eletrotecnologias, que incluem tecnologia médicas, multimídia, telecomunicação, eletromagnetismo, eletroacústica, distribuição de energia, magnetismo, entre outras. Ressaltando também que incluem disciplinas gerais associadas como terminologia e símbolos, confiabilidade, projeto e desenvolvimento, segurança e meio ambiente.

Segundo (IEC, 2018), “A International Electrotechnical Commission (IEC) é a organização líder mundial que prepara e publica Normas Internacionais para todas as tecnologias elétricas, eletrônicas e relacionadas”.

O comitê técnico especializado em elaborar normas internacionais e outras publicações relacionadas com equipamentos médicos, sistemas elétricos e softwares usados em saúde e seus efeitos em pacientes ou operadores é o TC 62; podem-se destacar, também, os subcomitês relevantes como o SC 62A de aspectos comuns do equipamento elétrico usado na prática médica e o SC 62D que trabalha com equipamentos eletromédicos.

Para o estudo de sistemas de medição de campo magnético para uso clínico foi preparada pelo TC 62 o conjunto de normas da série IEC 60601, que é a base essencial para os padrões de equipamentos e sistemas métricos elétricos; dentro de

esta serie são abordadas questões específicas relacionadas a categorias de dispositivos médicos [35].

2.3 Contexto Nacional

As organizações nacionais que apresentam ação regulamentadora e normativa nacional, sendo relevante para garantir a confiabilidade, desenvolvimento e medição para equipamentos para uso clínico no contexto nacional são: INMETRO, ANVISA e ABNT.

2.3.1 INMETRO

O crescimento econômico verificado no Brasil ao final da década de 1960 motivou novas políticas governamentais de apoio ao setor produtivo. A necessidade de acompanhar o mundo na sua corrida tecnológica, no aperfeiçoamento, na exatidão e, principalmente, no atendimento às exigências do consumidor, trouxe novos desafios para a indústria. Em 1973, nascia o Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial, o Inmetro, hoje chamado Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia [36].

Visto isso o Inmetro tem como principal missão fortalecer as organizações nacionais, gerando mais produtividade por meio da adoção de mecanismos que melhoram a qualidade dos produtos e serviços.

O Instituto Nacional de Metrologia, Qualidade e Tecnologia - Inmetro - é uma autarquia federal, vinculada ao Ministério do Desenvolvimento, Indústria e Comércio Exterior, que atua como Secretaria Executiva do Conselho Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (Conmetro), colegiado interministerial, que é o órgão normativo do Sistema Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (Sinmetro) [36].

O INMETRO possui laboratórios metrológicos que têm como missão a responsabilidade pela guarda dos padrões nacionais, onde destaca-se a rastreabilidade para a grandeza da medição de densidade de fluxo magnético o Laboratório de Magnetismo e Campo Elétrico e Magnético (LAMCE) que realiza os padrões para campos magnéticos estáticos na faixa de 2 μ T a 2T e incertezas

menores que 0,1 %, e para campos magnéticos alternados nas faixas de 1 nT a 10 mT, para frequências entre 10 Hz e 10KHz e incertezas menores que 0,5 %.

2.1.3.1 ANVISA

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa) é uma autarquia sob regime especial, que tem sede e foro no Distrito Federal, e está presente em todo o território nacional por meio das coordenações de portos, aeroportos, fronteiras e recintos alfandegados [37].

A ANVISA através de grupos de trabalho emitem documentos técnicos normativos para organismos da sociedade relacionados ao setor saúde. Por isso, sua finalidade é promover a proteção da saúde dos indivíduos, realizando controles sanitários seja na produção ou consumo de produtos e serviços que são submetidos a vigilância sanitária.

Para equipamentos eletromédicos existe a resolução RDC no 27 de 2011, que dispõe mediante uma certificação compulsória definido no seu artigo 1º que os equipamentos sejam energizados por meio da rede de alimentação elétrica ou fonte de alimentação interna com finalidade medica, odontológica, laboratorial ou fisioterápica, utilizados direta ou indiretamente para diagnostico, tratamento e monitoração em seres humanos, incluídos aqueles com finalidade puramente estética; e que para esses equipamentos elétricos sob regime de vigilância sanitária devem comprovar os requisitos essenciais de segurança e eficácia aplicáveis aos produtos para saúde.

2.3.1 ABNT

A ABNT é o Foro Nacional de Normalização por reconhecimento da sociedade brasileira desde a sua fundação, em 28 de setembro de 1940, e confirmado pelo governo federal por meio de diversos instrumentos legais.

Entidade privada e sem fins lucrativos, a ABNT é membro fundador da International Organization for Standardization (Organização Internacional de Normalização - ISO), da Comisión Panamericana de Normas Técnicas (Comissão Pan-Americana de Normas Técnicas - Copant) e da Asociación Mercosur de

Normalización (Associação Mercosul de Normalização - AMN). Desde a sua fundação, é também membro da International Electrotechnical Commission (Comissão Eletrotécnica Internacional - IEC) [38].

Assim a ABNT, tem responsabilidade em elaboração das Normas Brasileiras, realizadas por comitês brasileiros, Organismos de Normalização Setorial, e Comissões de Estudo Especiais. Trabalhando em conjunto com o governo e sociedade afim de contribuir com políticas públicas e promover o desenvolvimento dos mercados, desenvolvendo a defesa dos consumidores e segurança dos indivíduos.

O comitê técnico responsável pelo setor saúde é o CB-026 (Comitê Brasileiro Odonto-Médico-Hospitalar) que atua na normalização do campo odonto-médico-hospitalar, compreendendo produtos correlatos de saúde, tais como: materiais, artigos, aparelhos, dispositivos, instrumentos e acessórios cujo uso ou aplicação na prática médica, hospitalar, odontológica e de laboratório estejam associados às ações e serviços de saúde, no que concerne a terminologia, requisitos, métodos de ensaio e generalidades. Excluindo-se a normalização de radiação não-ionizante que é de responsabilidade do ABNT/CB-20.

Com relação a equipamentos médicos para o setor saúde destaca-se a série de normas baseadas nas normas da IEC para equipamentos eletromédicos, ABNT NBR IEC 60601.

3 Redes Neurais Artificiais

Sistemas de inteligência artificial (RNA), mais especificamente as redes neurais artificiais, tem apresentado inserção cada vez maior no dia a dia, resolvendo problemas, gerando previsões e identificando padrões com grande rapidez e eficiência. Seu desenvolvimento tem gerado impactos em várias áreas do conhecimento, incluindo a medicina.

Basicamente, as RNA podem ser descritas por malhas de processadores (neurônios artificiais) paralelamente conectados. Em cada conexão na malha de neurônios artificiais, um peso é associado. O valor de cada peso é atualizado durante a fase de treinamento da RNA, e se mantém constante depois de treinado. A resposta de um determinado neurônio (y_k) é dada pela aplicação de uma função de ativação f , sobre o somatório da informação de cada conexão (x_j), vezes o seu peso (w_{kj}), mais um valor de tendência ou ‘bias’ (θ_k) conforme descrito pela equação 1 [39].

$$y_k = f\left(\sum_{j=1}^p w_{kj}x_j + \theta_k\right) \quad (1)$$

Existem vários tipos de RNAs dependendo, por exemplo, de sua arquitetura, algoritmo de treinamento. Uma das RNAs mais utilizadas é a rede neural perceptron multicamada (Multilayer perceptron – MLP), com atualização dos pesos através da técnica de retropropagação de erros (backpropagation) [40].

Os pesos da rede são inicializados de forma aleatória, e à medida que uma base de dados é apresentada à rede, estes são ajustados. Esse procedimento é descrito como uma época de treinamento, e para que uma rede seja efetivamente treinada, deve-se repetir o procedimento, ou seja, promover várias épocas. O aprendizado da rede termina quando o erro de treinamento é baixo e não apresenta mais variações significativas de uma época para outra.

Uma maneira eficiente para se determinar o número ótimo de épocas para que uma rede treinada consiga representar mais assertivamente qualquer padrão que se deseja que ela aprenda, é a técnica de validação cruzada. A técnica consiste em se

treinar a rede por um número pequeno de épocas, e testar seu rendimento (calculando o erro de previsão) com dados os dados de treinamento e outros selecionados para validação. Ao se comparar esses resultados, procura-se identificar o momento (época) em que os erros de validação começam a ter valor superior aos de treinamento. A época que representa esse ponto de inflexão é tida como ótima

Observar o número ótimo de épocas durante o treinamento da rede, proporciona que a mesma não apresente características de super treinamento. Esse efeito, confere à RNA uma excelente resposta para padrões de treinamento (padrões que foram utilizados na sua fase de treinamento) mas uma resposta ruim para outros padrões, mesmo que semelhantes. Em outras palavras, uma rede super treinada perde a capacidade de generalização e só consegue responder bem para padrões específicos.

Redes neurais permitem extrair informações úteis e produzir inferências a partir dos dados disponíveis, graças à sua capacidade de aprendizagem. Suas aplicações, como reconhedores de padrões, permitem combinar as qualidades do raciocínio humano com a velocidade de processamento dos computadores, de modo que são muito úteis na medicina como sistemas de apoio às decisões clínicas.

Existem inúmeras maneiras de definir redes neurais [40], e a seguir são apresentadas algumas definições obtidas na literatura.

1) Uma nova forma de computação, inspirada em modelos biológicos.

2) Um modelo matemático composto por um grande número de elementos processuais organizados em níveis.

3) Um sistema de computador composto de um grande número de elementos simples, elementos de processos altamente interconectados, que processam informações através de seu estado dinâmico em resposta a entradas externas.

4) As redes neurais artificiais são redes interconectadas de elementos simples massivamente paralelo (geralmente adaptativas) e organização hierárquica, que tentam interagir com objetos do mundo real, como ocorre no sistema nervoso biológico.

Devido à sua constituição, as redes neurais artificiais apresentam um grande número de características semelhantes às do cérebro. Por exemplo, eles são capazes de aprender com a experiência, generalizar de casos anteriores a novos casos, abstrair características essenciais de entradas que representam informações

irrelevantes, etc. Isso os faz oferecer inúmeras vantagens e que esse tipo de tecnologia está sendo aplicado em várias áreas. Entre as vantagens incluem [41]:

- Aprendizagem adaptativa. Capacidade de aprender a executar tarefas com base em um treinamento ou uma experiência inicial.
- auto-organização. Uma rede neural pode criar sua própria organização ou representação das informações recebidas por meio de um estágio de aprendizado.
- tolerância a falhas. A destruição parcial de uma rede leva a uma degradação de sua estrutura; No entanto, alguns recursos de rede podem ser mantidos, mesmo sofrendo grandes danos.
- operação em tempo real. Computações neurais podem ser realizadas em paralelo; Para isso, máquinas com hardware especial são projetadas e fabricadas para obter essa capacidade.
- Fácil inserção dentro da tecnologia existente. Você pode obter chips especializados para redes neurais que melhoram sua capacidade em determinadas tarefas. Isso facilitará a integração modular nos sistemas existentes.

As redes neurais são altamente tolerante a falhas, por isso se comportam excelentemente quando existem imprecisões nas informações, como muitas vezes acontece na medicina, o que os torna uma valiosa ajuda na tomada de decisões clínicas, minimizando sua incerteza.

3.1 Conceitos de Redes Neurais Artificiais

O homem sempre se caracterizou por sua busca constante por novas formas de melhorar suas condições de vida. Esses esforços serviram para reduzir o trabalho nas operações em que a força desempenha um papel fundamental. O progresso alcançado tornou possível direcionar esses esforços para outros campos, como, por exemplo, a construção de máquinas de calcular que ajudam a resolver automática e rapidamente determinadas operações que são entediantes quando são feitas à mão [40].

Um dos primeiros a empreender este empreendimento foi Charles Babbage, que tentou, sem sucesso, construir uma máquina capaz de resolver problemas matemáticos. Mais tarde, muitos outros tentaram construir máquinas semelhantes, mas não foi até a Segunda Guerra Mundial, quando os instrumentos eletrônicos

estavam disponíveis, que eles começaram a coletar os primeiros frutos. Em 1946, o primeiro computador eletrônico, o ENIAC, foi construído. Desde então, os desenvolvimentos neste campo tiveram um pico espetacular [40].

Essas máquinas permitem que se implemente algoritmos com facilidade para resolver uma infinidade de problemas que antes eram difíceis de resolver. Entretanto, uma importante limitação é observada: o que acontece quando o problema a ser resolvido não admite um tratamento algorítmico, como é o caso, por exemplo, da classificação de objetos por características comuns? Este exemplo demonstra que a construção de novas máquinas mais versáteis requer uma abordagem do problema de outro ponto de vista.

Os desenvolvimentos das RNA atuais direcionam as pesquisas para o estudo das capacidades humanas como fonte de novas ideias e para o design de novas máquinas. Assim, a inteligência artificial é uma tentativa de descobrir e descrever aspectos da inteligência humana que podem ser simulados por máquinas. Esta disciplina desenvolveu-se fortemente nos últimos anos, tendo aplicação em alguns campos como visão artificial, demonstração de teoremas, processamento de informação expressa através de linguagens humanas, etc. [41].

As redes neurais são mais do que uma outra maneira de imitar certas características dos seres humanos, como a capacidade de memorizar e associar fatos. Se esses problemas, que não podem ser expressos através de um algoritmo, forem cuidadosamente examinados, será observado que todos eles têm uma característica em comum: a experiência. O homem é capaz de resolver essas situações observando a experiência acumulada.

Assim, parece claro que uma maneira de abordar o problema é construir sistemas capazes de reproduzir essa característica humana. Em suma, as redes neurais nada mais são do que um modelo artificial e simplificado do cérebro humano, que é o exemplo mais perfeito que temos para um sistema capaz de adquirir conhecimento por meio da experiência. Uma rede neural é um novo sistema para o tratamento de informação, cuja unidade básica de processamento é inspirada na célula fundamental do sistema nervoso humano: o neurônio [42].

Todos os processos do corpo humano estão relacionados de uma maneira ou de outra à (in)atividade desses neurônios. Eles são um componente relativamente simples do ser humano, mas quando milhares deles se conectam, eles se tornam muito poderosos. Além disso, todo ser humano é capaz de aprender por

experiências. Aprender significa que os problemas que inicialmente não podem ser resolvidos podem ser resolvidos depois de obter mais informações sobre o problema. Portanto, redes neurais [41]:

- Consiste em unidades de processamento que trocam dados ou informações.
- Eles são usados para reconhecer padrões, incluindo imagens, manuscritos e sequências de tempo (por exemplo: tendências financeiras).
- Eles têm a capacidade de aprender e melhorar seu funcionamento.

3.2

Tipos de Redes Neurais

Dentre as diferentes formas de se classificar uma rede neural, é bastante usual a implementação da classificação por tipo de treinamento, a saber: treinamento supervisionado e não supervisionado. A seguir, serão apresentadas as principais características de cada um desses casos.

3.2.1

Redes Neurais Supervisionadas

A aprendizagem supervisionada é caracterizada pelo fato de que o processo de aprendizagem é realizado por meio de treinamento controlado por um agente externo (supervisor, professor) que determina a resposta que a rede deve gerar a partir de uma determinada entrada [40]. O supervisor controla a saída da rede e, caso não corresponda ao desejado, procederemos a modificar os pesos das conexões, para que a saída obtida fique próxima da desejada.

Neste tipo de aprendizado são geralmente consideradas, por sua vez, três formas de realizá-lo, que levam ao seguinte aprendizado supervisionado [41]:

- 1) Aprendizagem por correção de erros.

Consiste em ajustar os pesos das conexões de rede de acordo com a diferença entre os valores desejados e aqueles obtidos na saída da rede, ou seja, com base no erro cometido na saída.

Um exemplo desse tipo de algoritmo é a regra de aprendizado backpropagation. Esta é uma regra muito simples, para cada neurônio na camada de saída, o desvio para a saída alvo é calculado como o erro. Este, é então usado para alterar os pesos na conexão do neurônio precedente.

Outro algoritmo de treinamento conhecido é a regra de aprendizagem Delta ou erro dos mínimos quadrados (LMS de erro: Pelo menos erro quadrático médio), que também usa o desvio para a saída de destino, mas leva em consideração todos os neurônios predecessores que o neurônio de saída possui. Isso permite quantificar o erro global cometido a qualquer momento durante o processo de treinamento da rede, o que é importante, pois quanto mais informações você tiver sobre o erro, mais rápido você poderá aprender. Então o erro calculado é igualmente distribuído entre as conexões dos neurônios predecessores [42].

2) Aprendizagem por reforço.

É um aprendizado supervisionado, mais lento que o anterior. Basea-se na ideia de não ter um exemplo completo do comportamento desejado, isto é, não indicar durante o treinamento exatamente a saída que se deseja que a rede forneça dado uma certa entrada.

No aprendizado por reforço, a função do supervisor é reduzida para indicar, por meio de um sinal de reforço, se a saída obtida na rede é ajustada para a desejada (sucesso = +1 ou falha = -1), e dependendo disso, o pesos com base em um mecanismo de probabilidade. Pode-se dizer que, nesse tipo de aprendizagem, o papel do supervisor é mais parecido com o de um crítico (que pensa na resposta da rede) do que com o de um professor (que informa à rede a resposta concreta que deve ser gerada) como aconteceu no caso de supervisão por correção do erro.

3) Aprendizagem estocástica.

Consiste basicamente em fazer mudanças aleatórias nos valores dos pesos das conexões de rede e avaliar seu efeito a partir do objetivo desejado e das distribuições de probabilidade.

Na aprendizagem estocástica, uma analogia é geralmente feita em termos termodinâmicos, associando a rede neural com um sólido físico que tem um certo estado energético. No caso da rede, a energia da rede representaria o grau de estabilidade da rede, de tal forma que o estado de energia mínima corresponderia a uma situação em que os pesos das conexões teriam sua operação mais ajustada ao objetivo desejado [40].

De acordo com o anterior, o aprendizado consistiria em fazer uma mudança aleatória dos valores dos pesos e determinar a energia da rede (geralmente a função de energia é uma função de Liapunov). Se a energia é menor após a mudança, isto é, se o comportamento da rede se aproxima do desejado, a mudança é aceita; se,

pelo contrário, a energia não for menor, a mudança seria aceita de acordo com uma distribuição predeterminada e predeterminada de probabilidades.

3.2.2 Redes Neurais não Supervisionadas

Esse tipo de redes tenta imitar o comportamento do cérebro no tratamento da informação em certos casos específicos, e não tem um supervisor para indicar a resposta correta. Informações que gerem padrões de saída ou estímulos similares são classificadas com um alto grau de correlação. Dessa forma, um mapa de similaridade começa a se auto organizar.

Essas redes são também referenciadas como redes competitivas, porque imitam a competição dos neurônios pela sua ativação, quando novas informações são processadas [41]. Apenas os neurônios que são mais semelhantes ou especializados (em um padrão de entrada) são ativados e, portanto, podem ser considerados como vencedores, coletando as novas informações, como mostrado na figura 1.

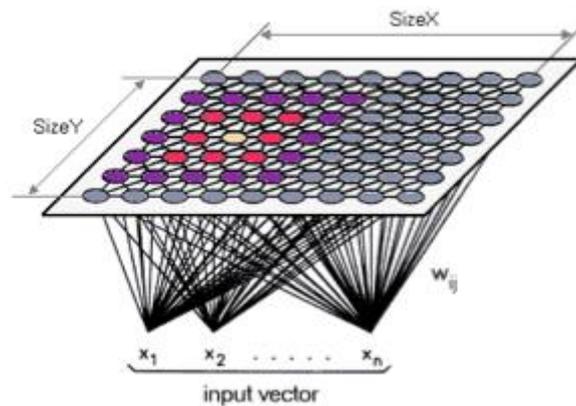


Figura 1. Esquema típico de SOM

Como se observa há um vetor de entrada (input vector). Esse vetor caracteriza a nova informação que entra no sistema e que será classificada em um mapa de neurônios de tamanho X por Y. A rede começa a treinar com pesos aleatórios (w_{ij}) e será apresentado com vetores de entrada de dados. A rede identifica qual neurônio ou grupo de neurônios é o mais semelhante, observados os dados de entrada. Esses neurônios são os "vencedores" e a rede atualizará seus pesos de modo que, em um padrão similar, esses mesmos neurônios sejam mais especializados. Quando o

número de casos apresentados à rede e o número de iterações realizadas é grande o suficiente, os pesos acabam convergindo e a rede identificará as novas informações classificando-as em zonas dentro do mapa [40].

Essas redes têm sido amplamente utilizadas para classificação, dada a grande capacidade de sintetizar informações de uma forma muito visual. Além disso, as distâncias entre os dados de entrada são preservadas, de modo que as distâncias entre os neurônios no mapa são também distâncias equivalentes nos dados de entrada. Exemplos de aplicações são encontrados entre análises para classificar países com base em sua pobreza, classificar textos e páginas da web, música, detecção de linfomas em imagens, processamento de linguagem.

No campo das finanças têm sido usados para classificar ações e títulos em termos de rentabilidade e volatilidade, o que é útil para gestão de carteiras de valores mobiliários, também para a seleção de fundos de investimento, a detecção de grupos de empresas em dificuldades financeiras e falências ou previsão de classificações de agências de notação de risco, entre outras [41].

A redução de dimensões de grande quantidade de informações para apenas um mapa bidimensional permite processar e entender padrões nos dados que, de outra forma, seriam mais complicados.

3.3 Topologia

A topologia ou arquitetura de uma rede neural consiste na organização e disposição dos neurônios, formando camadas ou grupos de neurônios mais ou menos distantes da entrada e saída da rede [42]. Nesse sentido, os parâmetros fundamentais da rede são: o número de camadas, o número de neurônios por camada, o grau de conectividade e o tipo de conexões entre os neurônios.

1. Redes de camada única.

Em redes de monocamada, são estabelecidas conexões entre os neurônios que pertencem à camada única que constitui a rede. Redes de camada única são geralmente usadas em tarefas relacionadas ao que é conhecido como auto associação (informações de entrada em regeneração que são apresentadas à rede de forma incompleta ou distorcida) [42].

2. Redes Multilayer.

As redes multicamadas são aquelas que possuem um conjunto de neurônios agrupados em vários níveis ou camadas. Nestes casos, uma maneira de distinguir a camada a que pertence um neurônio seria observar a origem dos sinais recebidos na entrada e o destino do sinal de saída. Normalmente, todos os neurônios em uma camada recebem sinais de entrada de outra camada anterior (que está mais próxima da entrada da rede) e enviam sinais de saída para uma camada subsequente (que está mais próxima da saída da rede). Essas conexões são chamadas de conexões de avanço ou de *feedforward*.

Entretanto, em um grande número dessas redes existe também a possibilidade de conectar a saída dos neurônios das camadas subseqüentes à entrada das camadas anteriores; essas conexões são chamadas de conexões ou *feedback* de retorno [42]. Essas duas possibilidades tornam possível distinguir entre dois tipos de redes com múltiplas camadas: redes com conexões diretas ou redes *feedforward* e redes que possuem conexões para frente ou para trás ou redes *feedforward / feedback*.

3.4 Função de Ativação

Em redes computacionais, a função de ativação de um nó define a saída de um determinado nó como uma entrada ou um conjunto de entradas. Pode-se dizer que um circuito de computador padrão se comporta como uma rede digital de funções de ativação quando ativado como "ON" ou "OFF", dependendo da entrada. Isso é semelhante à operação de um *Perceptron* em uma rede neural artificial.

Nas redes neurais artificiais (inspiradas na biologia), a função de ativação é geralmente uma abstração que representa uma taxa de ativação do potencial de ativação na célula. Em sua forma simplificada, essa função é binária, ou seja, o neurônio é ativado ou não [42].

Uma função de rampa também pode ser usada para refletir o aumento no potencial de ativação que ocorre quando a entrada aumenta. Essa função de ativação é linear e, portanto, tem os mesmos problemas que a função binária. Além disso, as redes neurais construídas com este modelo têm convergência instável porque, a

longo prazo, as entradas para o neurônio tendem a aumentar sem limite, essa função não é normalizável.

Os problemas mencionados acima podem ser manipulados usando uma função de ativação sigmoidal. Um modelo realista permanece em zero até que uma entrada seja recebida, neste ponto a frequência de ativação aumenta rapidamente, mas gradualmente se torna assíntota quando a frequência é de 100 %. Esse comportamento é realisticamente refletido no neurônio, já que os neurônios não podem se ativar fisicamente mais rápido que uma determinada taxa [40].

O modelo final utilizado nos *perceptrons* multicamadas é o modelo de ativação sigmoidal na forma de tangente hiperbólica. Uma classe especial de funções de ativação conhecida como Funções de Base Radial (*Radial Base Functions* - RBFs) é usada em Redes Neurais de Base Radial, que são extremamente eficientes como funções de aproximação universal [42].

Vector Support Machines (VSMs) podem efetivamente usar uma classe de funções de ativação que incluem funções sigmoidais e Funções de Base Radial. Nesse caso, o vetor de entrada é transformado para refletir um limite de decisão de hiperbólica com base em algumas poucas entradas de treinamento chamadas vetores de suporte [41]. A função de ativação para as camadas ocultas dessas máquinas é referida como um produto do núcleo interno. Os vetores de suporte são representados como os centros em RBFs com o núcleo igual à função de ativação.

3.5 Treinamento

Normalmente, o treinamento para, quando o cálculo do erro quadrado em todos os exemplos de treinamento atingiu um mínimo ou quando, para cada um dos exemplos dados, o erro observado está abaixo de um certo limite. Para observar este processo, a maioria das ferramentas de redes neurais exibem estes erros usando gráficos [42].

Outra condição para interromper o aprendizado pode ser quando um certo número de ciclos e / ou etapas de treinamento foram completamente concluídos. Depois de atingir a condição de detenção, os pesos não serão alterados novamente. Então pode-se dizer que a transformação dos dados de entrada para a saída é resolvida. Isso pode ser interpretado como uma função oculta em toda a rede neural.

Redes Neurais Artificiais

Esta função é exatamente a "instrução" de como a saída será calculada a partir de uma constelação de entrada (vetor).

A ordem em que os dados de treinamento são apresentados à rede neural pode ser um fator que influencia a sua capacidade de aprender. Observa-se, que em determinados casos, é benéfico realizar a apresentação dos dados de maneira aleatória.

4 Modelagem

Encontram-se diversas aproximações de cálculo para o campo gerado por um ímã e normalmente depende da distância entre o ponto de medição e a forma do ímã. Os modelos aqui apresentados pretendem ajudar como base para o treinamento das redes neurais artificiais.

4.1 Modelo para uma fonte de campo magnético com ângulo estático

Com finalidade de apresentar o comportamento da densidade de fluxo magnético gerada por um ímã com forma de uma agulha retilínea, considera-se uma orientação paralela ao eixo Z e posicionada no ponto (x_s, y_s, z_s) como apresentada na figura 2.

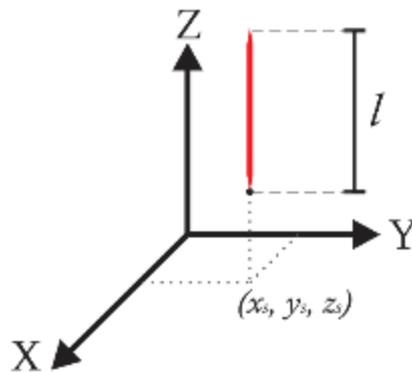


Figura 2. Orientação e posicionamento e comprimento da agulha(vermelho).

Supõe-se uma fonte (agulha) uniformemente magnetizada ao longo do seu comprimento e composto por uma infinidade de dipolos magnéticos unitários orientados na mesma direção que a agulha.

De acordo com as leis de Maxwell (forma diferencial), mais precisamente a lei de Gauss para magneto estática, pode-se escrever que o divergente da densidade de fluxo magnético (\vec{B}) é igual a zero (equação 4.1).

$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \quad (4.1)$$

Dessa forma, pode-se escrever que a densidade de fluxo magnético deve ser o rotacional de um campo vetorial \vec{A} (equação 4.2) que é então denominado de potencial vetor magnético.

$$\vec{B} = \nabla \times \vec{A} \quad (4.2)$$

Para o caso de um dipolo magnético o potencial vetor magnético pode ser representado pela equação 4.3, mostrada a seguir.

$$\vec{A} = \frac{\mu}{4\pi} \left(\frac{\vec{m} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^3} \right) \quad (4.3)$$

Assim, para calcular a densidade de fluxo magnético de um dipolo basta substituir a equação 4.3 na 4.2.

$$\vec{B} = \frac{\mu}{4\pi} \left[\nabla \times \left(\frac{\vec{m} \times \vec{r}}{|\vec{r}|^3} \right) \right] \quad (4.4)$$

Utilizando a identidade de cálculo vetorial descrita na equação 4.5, pode-se reescrever a equação 4.4 como se segue.

$$\nabla \times (C \times D) = C (\nabla \cdot D) - D (\nabla \cdot C) + C (D \cdot \nabla) - D (C \cdot \nabla) \quad (4.5)$$

$$\vec{B} = \frac{\mu}{4\pi} \left[\vec{m} \left(\nabla \cdot \frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} \right) - \frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} (\nabla \cdot \vec{m}) + \vec{m} \left(\frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} \cdot \nabla \right) - \frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} (\vec{m} \cdot \nabla) \right] \quad (4.6)$$

Uma vez que \vec{m} é independente dos eixos de coordenadas, pode-se reescrever a densidade de fluxo magnético como:

$$\vec{B} = -\frac{\mu}{4\pi} \left[\frac{\vec{r}}{|\vec{r}|^3} (\vec{m} \cdot \nabla) \right] \quad (4.7)$$

Trabalhando matematicamente a equação 4.7, chega-se à Lei de Biot-Savart, para um dipolo.

$$\vec{B} = \frac{\mu_0}{4\pi} \left[\frac{3[\vec{m} \cdot \vec{r}]\vec{r}}{|\vec{r}|^5} - \frac{\vec{m}}{|\vec{r}|^3} \right] \quad (4.8)$$

Portanto, a densidade de fluxo magnético de uma agulha pode ser representado pela integração da densidade de fluxo de sucessivos dipolos ao longo do comprimento l da agulha.

Fazendo o vetor momento magnético de um dipolo infinitesimal ter somente componente ao longo do eixo ($\vec{m} = (0,0,m)$) e considerando que os dipolos não estão localizados na origem dos eixos, ou seja, sendo $\vec{r} = (x,y,z)$ o vetor de posição do observador e $\vec{r}_0 = (0,0,z_0)$ o vetor de posição do centro geométrico da agulha, e reescrevendo os vetores de posição (observador e centro geométrico da agulha) em função das coordenadas cartesianas chega-se a:

$$|\vec{r} - \vec{r}_0| = \sqrt{x^2 + y^2 + (z - z_0)^2} \quad (4.9)$$

$$m \cdot (\vec{r} - \vec{r}_0) = m(z - z_0) \quad (4.10)$$

Substituindo as equações 4.9 e 4.10 na equação 4.8, chega-se as três componentes cartesianas da densidade de fluxo magnético de um dipolo magnético, equações 4.4, 4.5 e 4.6.

$$B_x(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi} \left[\frac{3(z - z_0)x}{(x^2 + y^2 + (z - z_0)^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.11)$$

$$B_y(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi} \left[\frac{3(z - z_0)y}{(x^2 + y^2 + (z - z_0)^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.12)$$

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi} \left[\frac{2(z - z_0)^2 - x^2 - y^2}{(x^2 + y^2 + (z - z_0)^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.13)$$

Para integrar as equações 4.11, 4.12 e 4.13, ao longo do comprimento da agulha (l), utiliza-se a relação entre o momento de dipolo magnético e a magnetização (M) para determinar o elemento de integração.

Dado que a imantação de um material pode ser descrita por seu vetor magnetização, definido como o momento dipolar magnético pela unidade de volume do material ($\vec{M} = d\vec{m}/dV$, onde V é o volume), pode se considerar a agulha como unidimensional ao longo do seu comprimento (l) no eixo z , então o $d\vec{m} = \vec{M}a dz_0$, sendo que a , área da seção reta do imã, e M são constantes, obtendo as equações que descrevem o fluxo de densidade magnética geradas por uma agulha magnetizada (por componente cartesiano), representadas pelas equações 4.14, 4.15 e 4.16.

$$B_x(x, y, z) = \frac{\mu_0 M a}{4\pi} \int_{z_0 - l/2}^{z_0 + l/2} \frac{3(z - z_0)x}{(x^2 + y^2 + (z - z_0)^2)^{\frac{3}{2}}} dz_0 \quad (4.14)$$

$$B_y(x, y, z) = \frac{\mu_0 Ma}{4\pi} \int_{z_0-l/2}^{z_0+l/2} \frac{3(z-z_0)y}{(x^2 + y^2 + (z-z_0)^2)^{\frac{3}{2}}} dz_0 \quad (4.15)$$

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu_0 Ma}{4\pi} \int_{z_0-l/2}^{z_0+l/2} \frac{2(z-z_0)^2 - x^2 - y^2}{(x^2 + y^2 + (z-z_0)^2)^{\frac{3}{2}}} dz_0 \quad (4.16)$$

Após a integração ao longo do comprimento da agulha, volta-se a considerar o momento de dipolo magnético, substituindo-se $Ma = m/l$

$$B_x(x, y, z) = \frac{\mu_0 mx}{4\pi l} \left[\frac{1}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 - \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} - \frac{1}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 + \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} \right] \quad (4.17)$$

$$B_y(x, y, z) = \frac{\mu_0 my}{4\pi l} \left[\frac{1}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 - \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} - \frac{1}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 + \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} \right] \quad (4.18)$$

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu_0 m}{4\pi l} \left[\frac{z - z_0 - \frac{l}{2}}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 - \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} - \frac{z - z_0 + \frac{l}{2}}{\left(x^2 + y^2 + \left(z - z_0 + \frac{l}{2}\right)^2\right)^{3/2}} \right] \quad (4.19)$$

A partir das equações 4.17, 4.18 e 4.19 consegue se calcular a densidade de fluxo magnético de uma agulha num plano em suas 3 componentes. Dessa forma, foi gerada uma rotina em Matlab com o objetivo de simular diferentes configurações da fonte de campo magnético, parametrizando o comprimento da fonte (agulha), a coordenada do seu centro geométrico e o nível de ruído (artificialmente introduzido).

4.2

Modelo para uma fonte de campo magnético com ângulo variável

De maneira a realizar uma simulação mais realista acerca das condições em que um corpo estranho ao organismo humano pode se apresentar, foi incorporado no modelo apresentado no capítulo 4.1.1, condições iniciais menos restritivas. Assim, ao momento do dipolo magnético foi considerando a sua existência nas 3 componentes cartesianas. Logo, pode-se escrever $\vec{m} = (mx, my, mz) = m_r \hat{r}$,

onde \hat{r} é a direção do vetor unitário no sistema cartesiano. Outra alteração realizada foi a de se realizar uma mudança de sistema de coordenadas de cartesianas para esféricas, descritas no conjunto de equações 4.20.

$$\begin{cases} x\hat{i} = x\cos\alpha\cos\varphi \\ y\hat{j} = y\cos\alpha\sin\varphi \\ z\hat{k} = z\sin\alpha \end{cases} \quad (4.20)$$

Dessa forma, ao se implementar as relações 4.20 na equação 4.8, pode-se seguir o mesmo raciocínio demonstrado anteriormente, e determinar, novamente, as componentes de densidade de fluxo magnético, de um dipolo infinitesimal, no novo sistema de referência (equações 4.21, 4.22 e 4.23).

$$B_x(x, y, z) = \frac{\mu m}{4\pi} \left[\frac{3x(x'\cos\alpha\cos\varphi + y'\cos\alpha\sin\varphi + z'\sin\alpha)}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{\frac{5}{2}}} - \frac{\cos\alpha\cos\varphi}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.21)$$

$$B_y(x, y, z) = \frac{\mu m}{4\pi} \left[\frac{3y(x'\cos\alpha\cos\varphi + y'\cos\alpha\sin\varphi + z'\sin\alpha)}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{\frac{5}{2}}} - \frac{\cos\alpha\sin\varphi}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.22)$$

$$B_z(x, y, z) = \frac{\mu m}{4\pi} \left[\frac{3z(x'\cos\alpha\cos\varphi + y'\cos\alpha\sin\varphi + z'\sin\alpha)}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{\frac{5}{2}}} - \frac{\sin\alpha}{(x'^2 + y'^2 + z'^2)^{\frac{3}{2}}} \right] \quad (4.23)$$

Nas equações 4.21, 4.22 e 4.23, fica evidente a influência dos ângulos de rotação do dipolo. Podendo interpretar o vetor densidade de fluxo magnético com a equação 4.24.

$$\vec{B} = (B_x, B_y, B_z) \quad (4.24)$$

Ao se integrar os dipolos ao longo do comprimento da agulha, figura 3, é possível definir diferentes parâmetros no modelo (rotação, e translação).

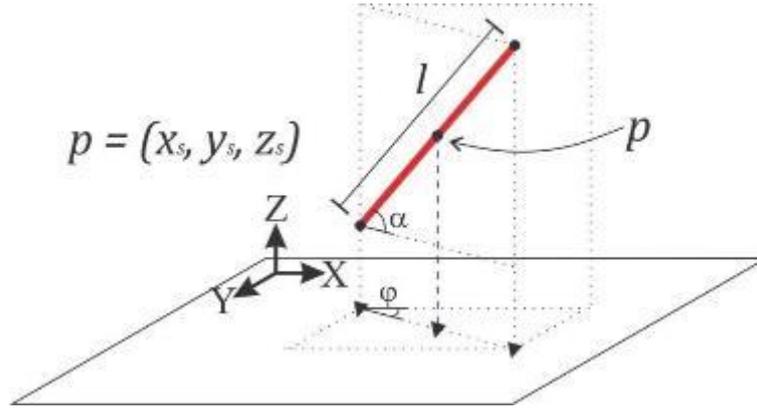


Figura 3. Ângulos de inclinação da agulha, sendo p o ponto central da agulha e l o comprimento.

Assim, integrando ao longo do comprimento da agulha (l) e o ângulo de inclinação, analisa-se como afeta sobre cada eixo no espaço nas equações 4.25, 4.26 e 4.27.

$$\vec{B}|_x = \left(\int_{x_0 - (\frac{l}{2})\cos\alpha\cos\varphi}^{x_0 + (\frac{l}{2})\cos\alpha\cos\varphi} B_x dx_0, \int_{x_0 - (\frac{l}{2})\cos\alpha\cos\varphi}^{x_0 + (\frac{l}{2})\cos\alpha\cos\varphi} B_y dx_0, \int_{x_0 - (\frac{l}{2})\cos\alpha\cos\varphi}^{x_0 + (\frac{l}{2})\cos\alpha\cos\varphi} B_z dx_0 \right) \quad (4.25)$$

$$\vec{B}|_y = \left(\int_{y_0 - (\frac{l}{2})\cos\alpha\sin\varphi}^{y_0 + (\frac{l}{2})\cos\alpha\sin\varphi} B_x dy_0, \int_{y_0 - (\frac{l}{2})\cos\alpha\sin\varphi}^{y_0 + (\frac{l}{2})\cos\alpha\sin\varphi} B_y dy_0, \int_{y_0 - (\frac{l}{2})\cos\alpha\sin\varphi}^{y_0 + (\frac{l}{2})\cos\alpha\sin\varphi} B_z dy_0 \right) \quad (4.26)$$

$$\vec{B}|_z = \left(\int_{z_0 - (\frac{l}{2})\sin\alpha}^{z_0 + (\frac{l}{2})\sin\alpha} B_x dz_0, \int_{z_0 - (\frac{l}{2})\sin\alpha}^{z_0 + (\frac{l}{2})\sin\alpha} B_y dz_0, \int_{z_0 - (\frac{l}{2})\sin\alpha}^{z_0 + (\frac{l}{2})\sin\alpha} B_z dz_0 \right) \quad (4.27)$$

Então, incorpora-se na equação 4.28 a influência da inclinação em cada eixo para as três componentes.

$$\vec{B}|_{xyz} = \cos\alpha\cos\varphi (\vec{B}|_x) + \cos\alpha\sin\varphi (\vec{B}|_y) + \sin\alpha (\vec{B}|_z) \quad (4.28)$$

Deste modo, chega-se às equações 4.29, 4.30 e 4.31, as quais foram implementadas em uma rotina na linguagem Matlab, para gerar simulações da densidade de fluxo magnético de um corpo de dimensões lineares (como uma agulha).

$$\vec{B}_x = \cos\alpha\cos\varphi \int_{x_0 - (\frac{L}{2})\cos\alpha\cos\varphi}^{x_0 + (\frac{L}{2})\cos\alpha\cos\varphi} B_x dx_0 + \cos\alpha\sin\varphi \int_{y_0 - (\frac{L}{2})\cos\alpha\sin\varphi}^{y_0 + (\frac{L}{2})\cos\alpha\sin\varphi} B_x dy_0 + \sin\alpha \int_{z_0 - (\frac{L}{2})\sin\alpha}^{z_0 + (\frac{L}{2})\sin\alpha} B_x dz_0 \quad (4.29)$$

$$\vec{B}_y = \cos\alpha\cos\varphi \int_{x_0 - (\frac{L}{2})\cos\alpha\cos\varphi}^{x_0 + (\frac{L}{2})\cos\alpha\cos\varphi} B_y dx_0 + \cos\alpha\sin\varphi \int_{y_0 - (\frac{L}{2})\cos\alpha\sin\varphi}^{y_0 + (\frac{L}{2})\cos\alpha\sin\varphi} B_y dy_0 + \sin\alpha \int_{z_0 - (\frac{L}{2})\sin\alpha}^{z_0 + (\frac{L}{2})\sin\alpha} B_y dz_0 \quad (4.30)$$

$$\vec{B}_z = \cos\alpha\cos\varphi \int_{x_0 - (\frac{L}{2})\cos\alpha\cos\varphi}^{x_0 + (\frac{L}{2})\cos\alpha\cos\varphi} B_z dx_0 + \cos\alpha\sin\varphi \int_{y_0 - (\frac{L}{2})\cos\alpha\sin\varphi}^{y_0 + (\frac{L}{2})\cos\alpha\sin\varphi} B_z dy_0 + \sin\alpha \int_{z_0 - (\frac{L}{2})\sin\alpha}^{z_0 + (\frac{L}{2})\sin\alpha} B_z dz_0 \quad (4.31)$$

Os resultados das simulações realizadas forneceram os dados necessários para se treinar as RNAs que foram desenvolvidas para resolver o problema inverso.

4.3 Simulação do problema direto

Exibe-se as simulações de densidade de fluxo magnético geradas por uma agulha retilínea para analisar o comportamento do mapa nas diferentes componentes de densidade de fluxo magnético.

Por meio das as equações 4.17, 4.18 e 4.19 apresenta-se na figura 4 os mapas de densidade de fluxo magnético nas três componentes, numa região planar apresentada no plano XY. A agulha encontra-se posicionada e projetada no centro de plano, com um afastamento de $z_0 = 3 \text{ cm}$, com um comprimento de agulha de $L = 2 \text{ cm}$ e o plano de medição de variando x e y de -5 cm até +5 cm. O momento magnético usado é a $m = 0,39 \text{ Am}^2$.

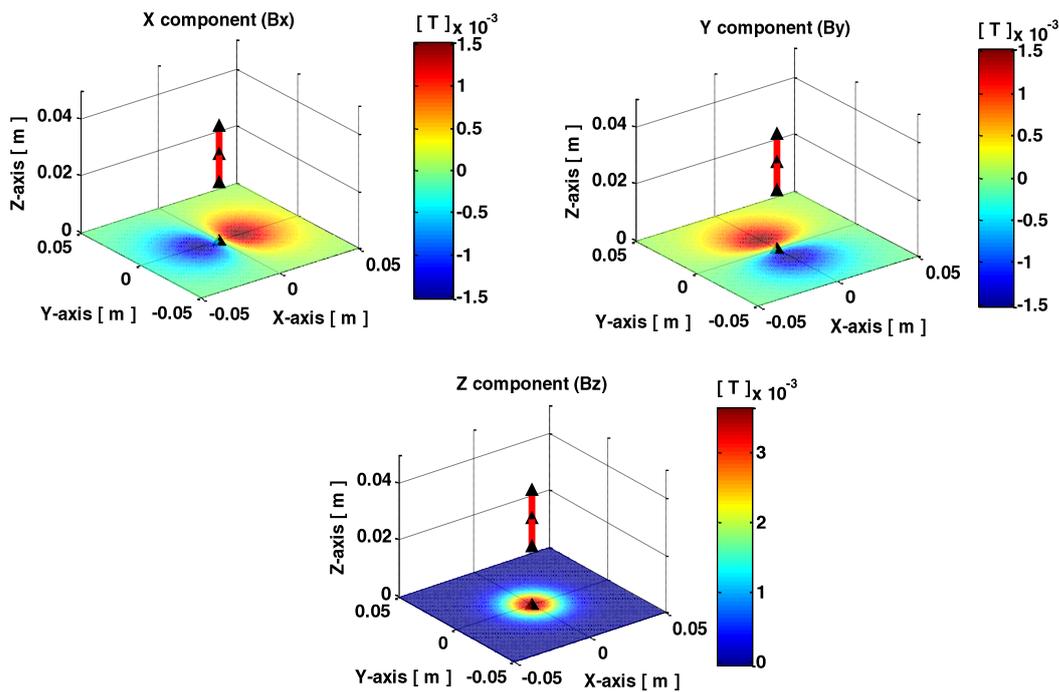
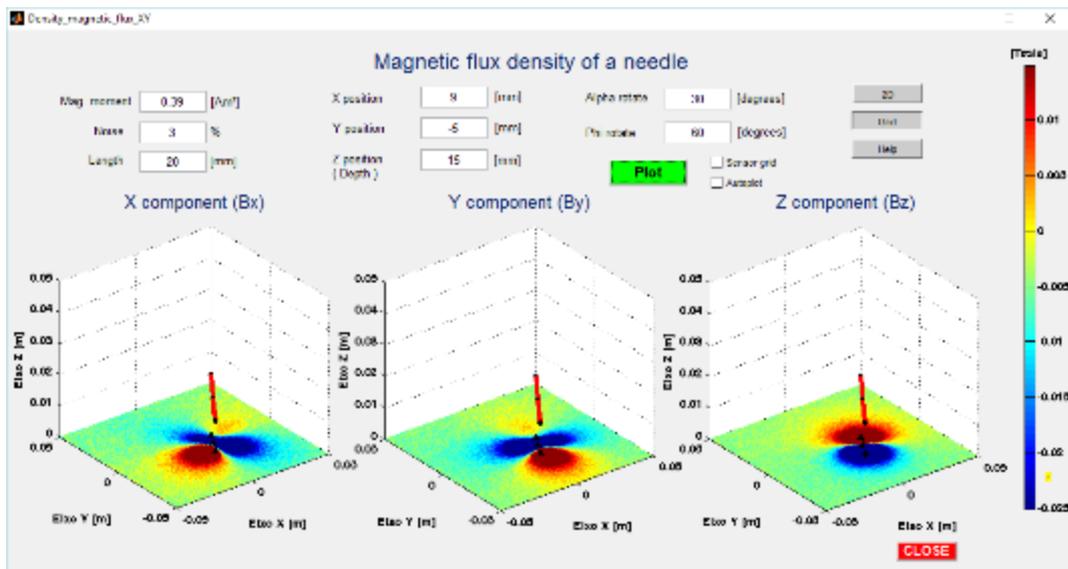
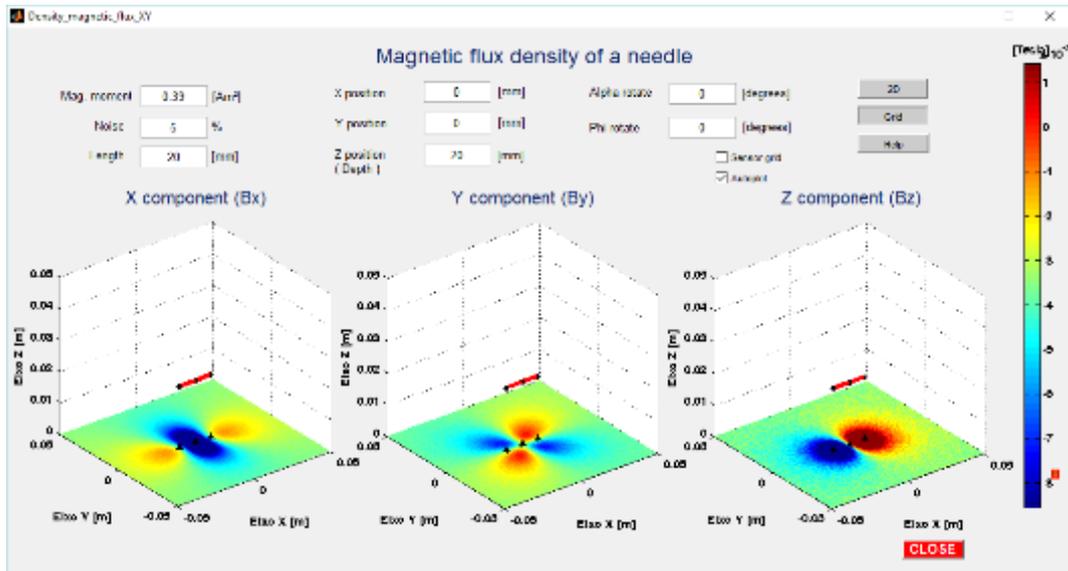
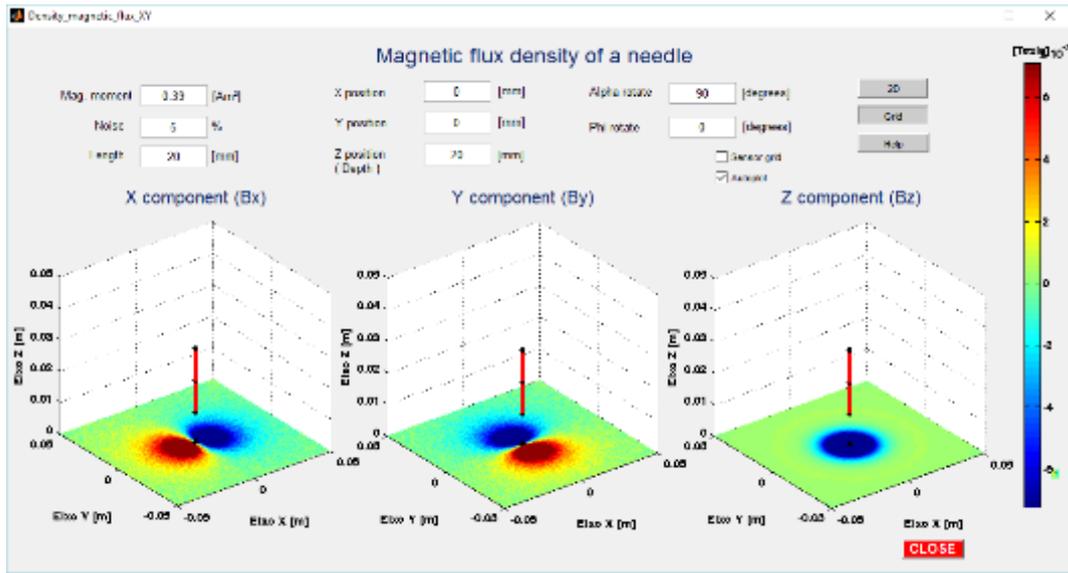


Figura 4. Mapas de densidade de fluxo magnético nas componentes X, Y e Z gerados por uma agulha retilínea representada penha linha vermelha.

Os dados gerados nas simulações com esta configuração (agulha com direção paralela ao eixo Z), foram utilizados posteriormente para a comparação dos resultados da resolução do problema inverso realizado pelas RNAs. Estes resultados foram publicados no congresso brasileiro de metrologia de 2017 [43]. Entretanto, a realidade dos casos clínicos, as configurações em que uma agulha no corpo humano pode apresentar são mais variados (diferentes ângulos de inclinação). Dessa forma, utilizando o algoritmo em MatLab representativo do modelo proposto no capítulo 4.2, foi possível simular os padrões de densidade de fluxo magnético encontrados sob condições de posicionamento da agulha mais realistas, alguns exemplos apresentados na figura 5.



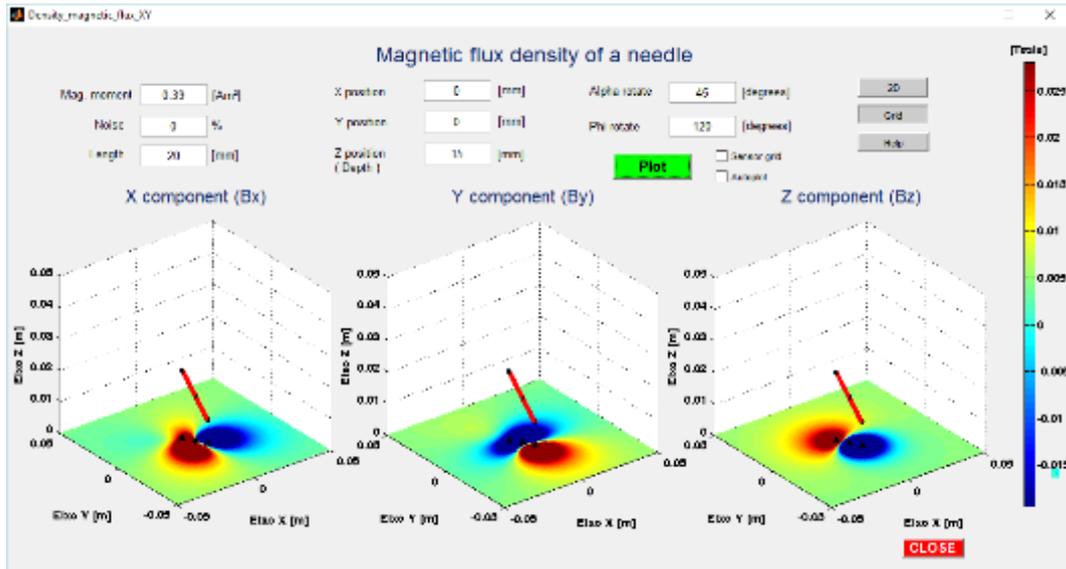


Figura 5. Exemplos de Interfase de simulação das 3 componentes de densidade de fluxo magnético de uma fonte a partir dos seus parâmetros de configuração, de 4 casos, num plano de medição, com os pontos extremos da fonte projetados no plano de medição.

A partir das equações que ajudaram a desenvolver a interfase da figura 5, foram gerados 36 400 casos de diferentes configurações da fonte de campo magnético para o aprendizado da rede neural artificial.

5 Extração de Atributos Caraterísticos

Neste capítulo são apresentadas as metodologias utilizadas para extrair os atributos caraterísticos dos dados gerados a partir de simulações baseadas nos cálculos descritos no capítulo 4. Esse processo é importante para extrair informações relevantes dos dados de entrada e fornecer um conjunto reduzido de valores representativos para o algoritmo.

É importante ressaltar que as simulações foram realizadas fixando o posicionamento do centro geométrico da agulha no eixo Y ($y = 0$), ou seja posicionando o centro do dipolo magnético (visualizado na componente Z) no centro do mapa de densidade de fluxo magnético. Essa condição foi imposta pois tais parâmetros são mais facilmente adquiridos através de um processamento de imagem dos padrões de densidade de fluxo, e dessa forma não precisam ser resolvidos pelas RNAs. Foram testados no total 18 diferentes atributos a partir dos mapas gerados por simulação.

Para uma melhor compreensão utilizou-se a nomenclatura B_x , B_y e B_z para representar os mapas da densidade de fluxo magnético interpolado das componentes X, Y e Z, e de vB_z os valores da componente z da densidade de fluxo magnético que atravessa uma linha reta ligando os valores extremos de B_z , como mostrado na figura 6.

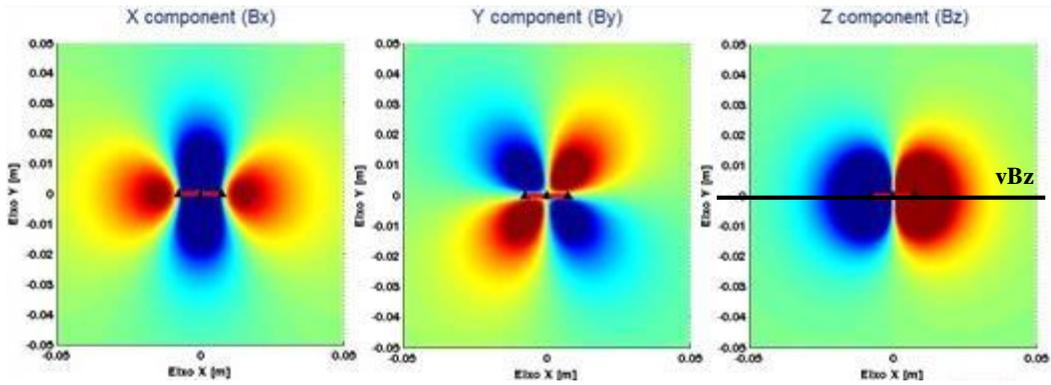
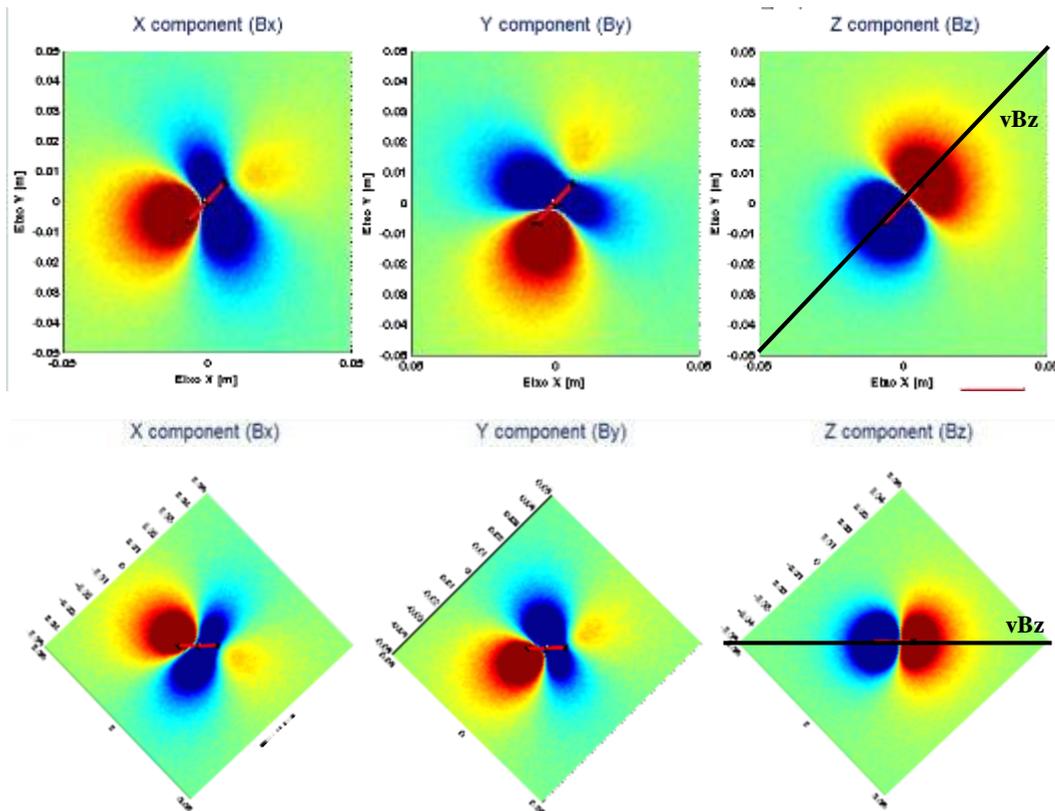
(a) exemplo com ângulo $\phi(\varphi) = 0^\circ$ (b) exemplo com ângulo $\phi(\varphi) = 45^\circ$

Figura 6. Exemplos da nomenclatura usada em relação aos mapas de densidade de fluxo magnético gerada por uma fonte linear de campo magnético.

Depois do pré-processamento, o mapa fica posicionado de forma que a linha vBz situa-se acima do novo eixo X.

A interpolação usada para vBz é de tipo spline cúbica de Hermite que é mais suavizada que a spline cúbica normal, um exemplo das duas interpolações na figura

7.

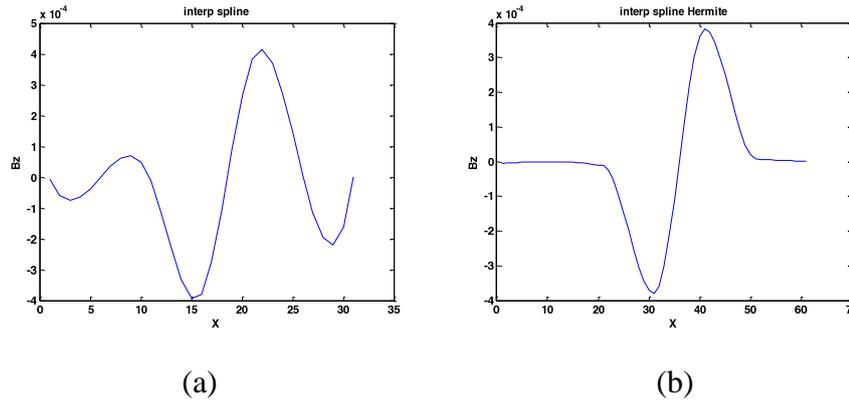


Figura 7. Análise da linha entre os pontos extremos de B_z (vBz) por meio da interpolação do tipo spline cúbica (a) e de Hermite (b).

Alguns atributos escolhidos para cada caso de configuração da fonte de campo magnético foram extraídos depois de um pré-processamento de imagens para posicionar o centro do dipolo magnético (visualizado na componente Z) ao longo do novo eixo X , e foi realizado da seguinte maneira:

- Atributo 1: Posição ao longo do eixo x , do valor máximo da magnitude do vetor densidade de fluxo magnético, considerando as três componentes axiais de medição, sobre a quantidade de pontos medidos no eixo (figura 8).

$$Atributo\ 1 = \frac{\max(\sqrt{B_x^2 + B_y^2 + B_z^2})_{eixo\ X}}{\#medições\ no\ eixo}$$

Extração de Atributos Caraterísticos

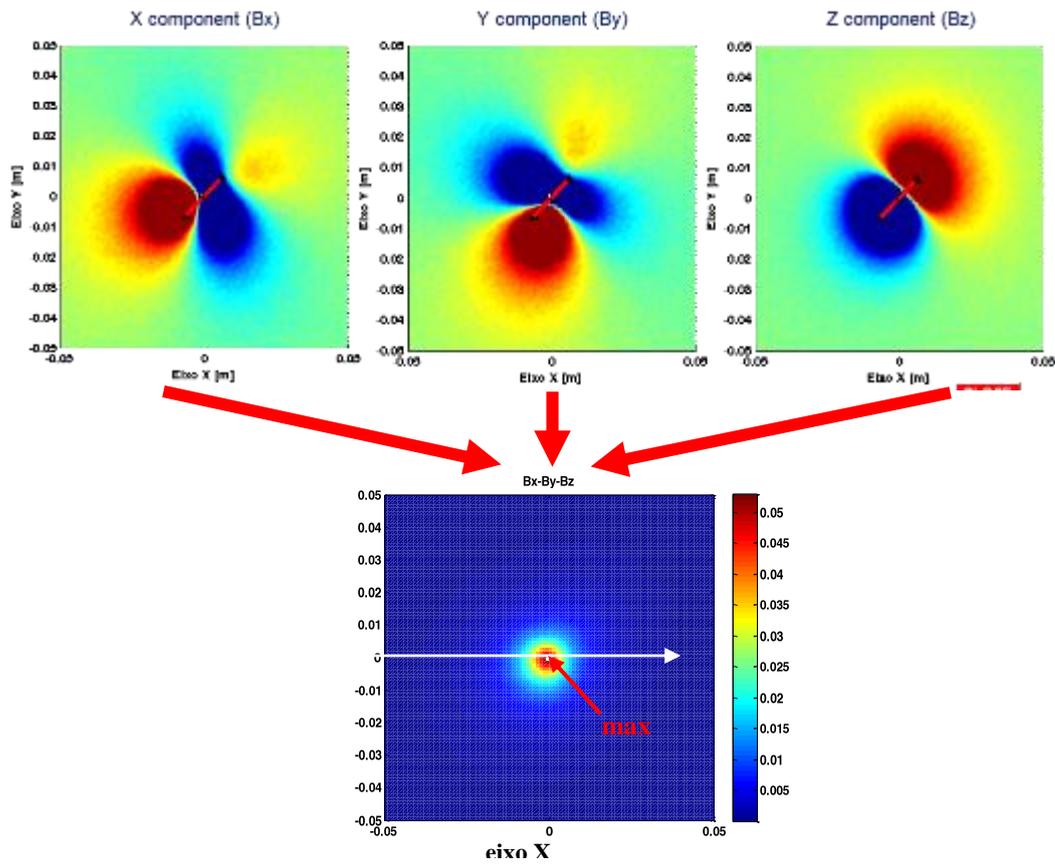


Figura 8. Exemplo do mapa usado para a extração do atributo 1.

- Atributo 2: Distância entre os valores extremos de Bz (exemplo na figura 9).

$$Atributo\ 2 = \sqrt{(y_{max} - y_{min})^2 + (x_{max} - x_{min})^2}$$

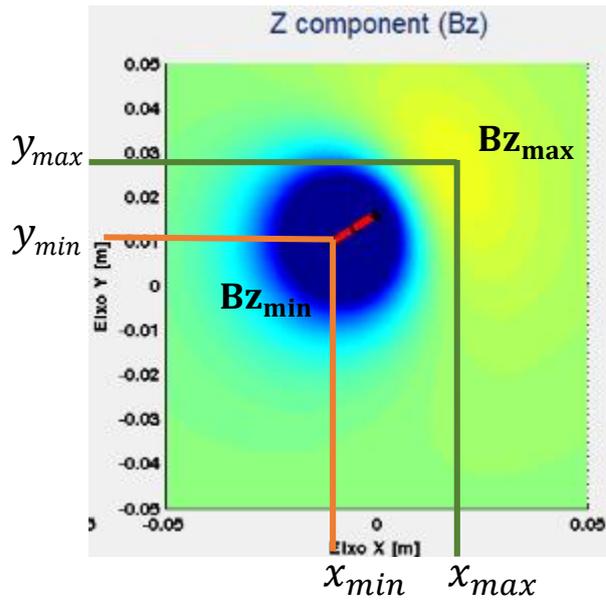


Figura 9. Exemplo de valores de Bz para extração do atributo 2.

- Atributo 3: Primeiro calcula-se uma espécie de offset a partir da média dos pontos extremos do mapa do Bz. Em seguida, extrai-se de vBz (linha entre os pontos extremos do dipolo magnético de Bz) apenas a linha entre os extremos. O atributo seria a distância até a interseção(a) entre a distância entre os pontos extremos da linha vBz(b), como apresentado na figura 10.

$$\text{Atributo 3} = \frac{\text{distancia até a interseção do offset com vBz}}{\text{distancia entre os valores extremos de vBz}} = \frac{a}{b}$$

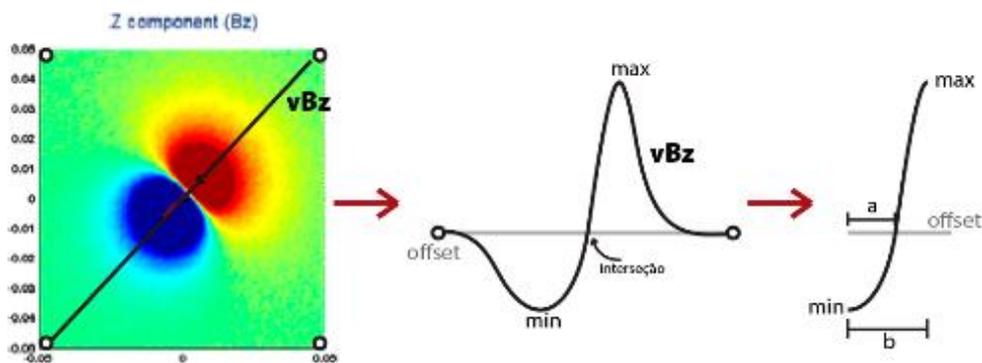


Figura 10. Exemplo de um caso de Bz para a extração do atributo 3

- Atributo 4: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 70 % de Bx dividido pelo número total de pontos no mapa, pode se visualizar um caso de Bx na figura 11.

$$\text{Atributo 4} = \frac{\# > 70 \% \text{ de Bx}}{\# \text{ total de pontos}}$$

- Atributo 5: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 70 % de By dividido pelo número total de pontos no mapa, pode se visualizar um caso de By na figura 11.

$$\text{Atributo 5} = \frac{\# > 70 \% \text{ de By}}{\# \text{ total de pontos}}$$

- Atributo 6: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 70 % de Bz dividido pelo número total de pontos no mapa, pode se visualizar um caso de Bz na figura 11.

$$\text{Atributo 6} = \frac{\# > 70 \% \text{ de Bz}}{\# \text{ total de pontos}}$$

Extração de Atributos Característicos

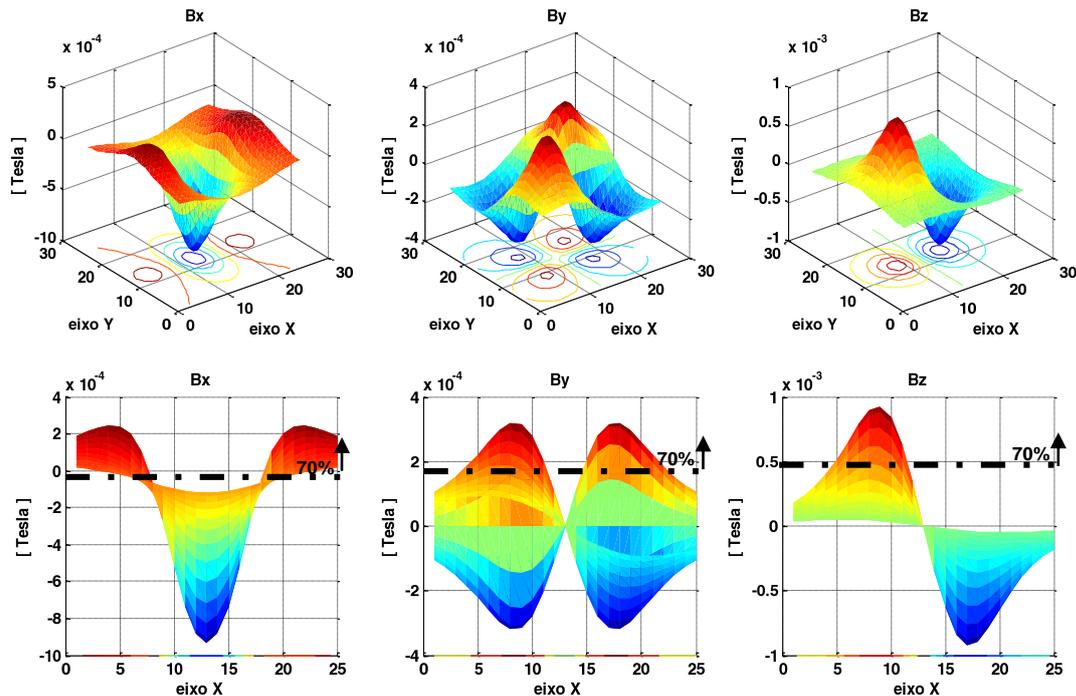


Figura 11. Exemplo das componentes Bx, By e Bz de um caso com uma fonte sem inclinação, indicando onde se situa a dispersão acima de 70 % da amplitude pico a pico para os atributos 4, 5 e 6.

- Atributo 7: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 50 % de Bx dividido pelo número total de pontos da grade de medição (exemplo na figura 12).

$$\text{Atributo 6} = \frac{\# > 50 \% \text{ de } Bx}{\# \text{ total de pontos}}$$

- Atributo 8: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 50 % de By dividido pelo número total de pontos da grade de medição (exemplo na figura 12).

$$\text{Atributo 8} = \frac{\# > 50 \% \text{ de } Bz}{\# \text{ total de pontos}}$$

- Atributo 9: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 50 % de Bz dividido pelo número total de pontos da grade de medição (exemplo na figura 12).

$$\text{Atributo 9} = \frac{\# > 50 \% \text{ de } Bz}{\# \text{ total de pontos}}$$

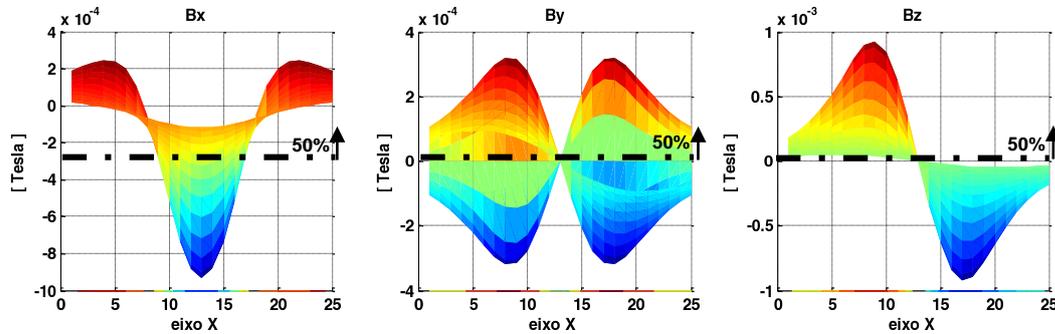


Figura 12. Exemplo das componentes Bx, By e Bz de um caso com uma fonte sem inclinação, indicando onde se situa a dispersão acima de 50 % da amplitude pico a pico para os atributos 7, 8 e 9.

- Atributo 10: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 90 % de Bx, dividido pelo número de pontos associado à dispersão espacial de valores inferiores a 10 % de Bx, exemplo de um caso de Bx apresentado na figura 13.

$$\text{Atributo 10} = \frac{\# > 90 \% \text{ de } Bx}{\# < 10 \% \text{ de } Bx}$$

- Atributo 11: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 90 % de By, dividido pelo número de pontos associado à dispersão espacial de valores inferiores a 10 % de By, exemplo de um caso de By apresentado na figura 13.

$$\text{Atributo 11} = \frac{\# > 90 \% \text{ de } By}{\# < 10 \% \text{ de } By}$$

- Atributo 12: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 90 % de Bz, dividido pelo número de pontos associado à dispersão espacial de valores inferiores a 10 % de Bz, exemplo de um caso de Bz apresentado na figura 13.

$$\text{Atributo 12} = \frac{\# > 90 \% \text{ de } B_z}{\# < 10 \% \text{ de } B_z}$$

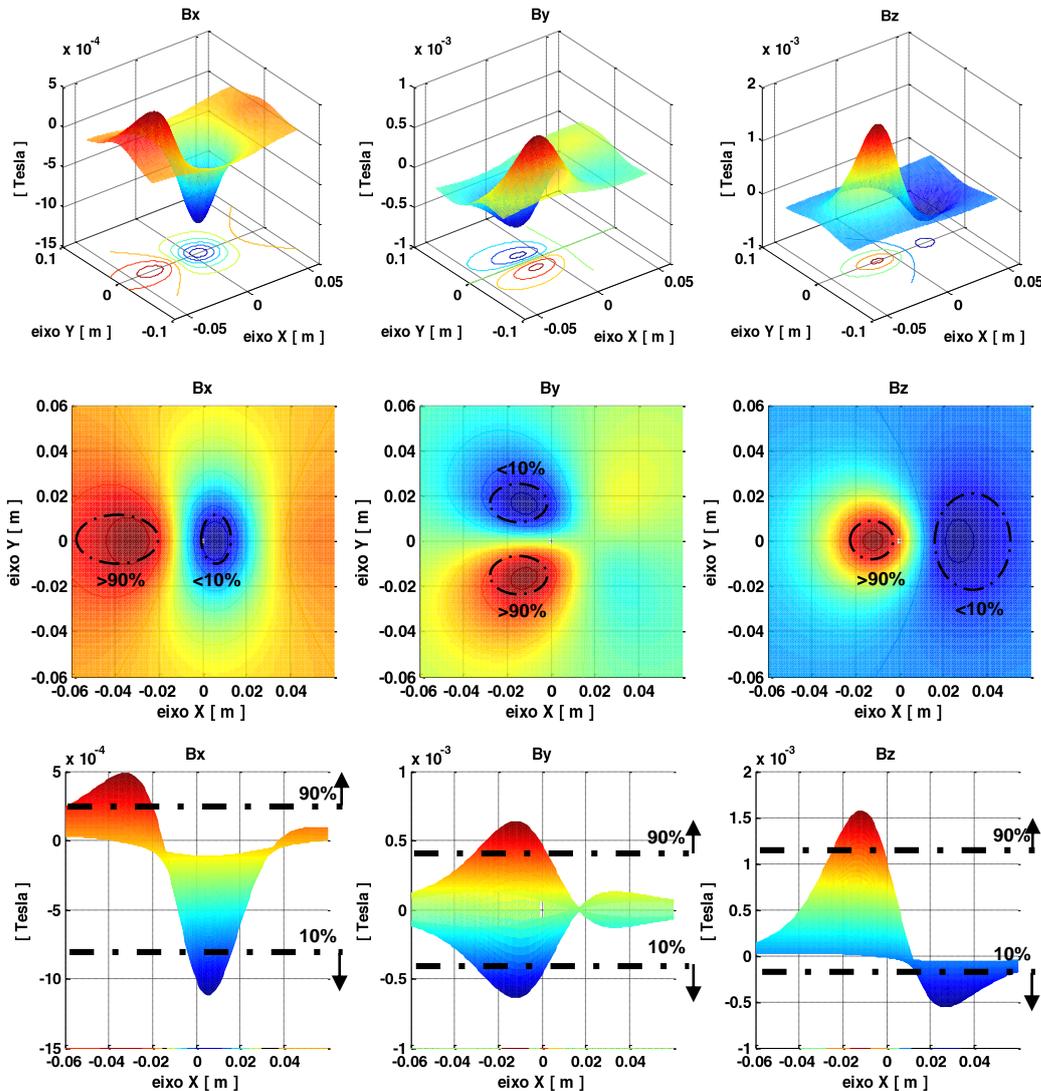


Figura 13. Exemplo de B_x , B_y e B_z de um caso com a fonte inclinada, visualizando de diferentes lados das dispersões acima de 90 % e abaixo de 10 % da amplitude pico a pico.

- Atributo 13: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 50 % de B_x , dividido pelo número de pontos associado à dispersão espacial de valores inferiores a 10 % de B_x , exemplo de um caso de B_x apresentado na figura 14.

$$\text{Atributo 13} = \frac{\# > 50 \% \text{ de } Bx}{\# < 50 \% \text{ de } Bx}$$

- Atributo 14: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 50 % de B_y , dividido pelo número de pontos associado à dispersão espacial de valores inferiores a 10 % de B_y , exemplo de um caso de B_y apresentado na figura 14.

$$\text{Atributo 14} = \frac{\# > 50 \% \text{ de } B_y}{\# < 50 \% \text{ de } B_y}$$

- Atributo 15: Número de pontos associado à dispersão espacial de valores superiores a 50 % de B_z , dividido pelo número de pontos associado à dispersão espacial de valores inferiores a 10 % de B_z , exemplo de um caso de B_z apresentado na figura 14.

$$\text{Atributo 15} = \frac{\# > 50 \% \text{ de } B_z}{\# < 50 \% \text{ de } B_z}$$

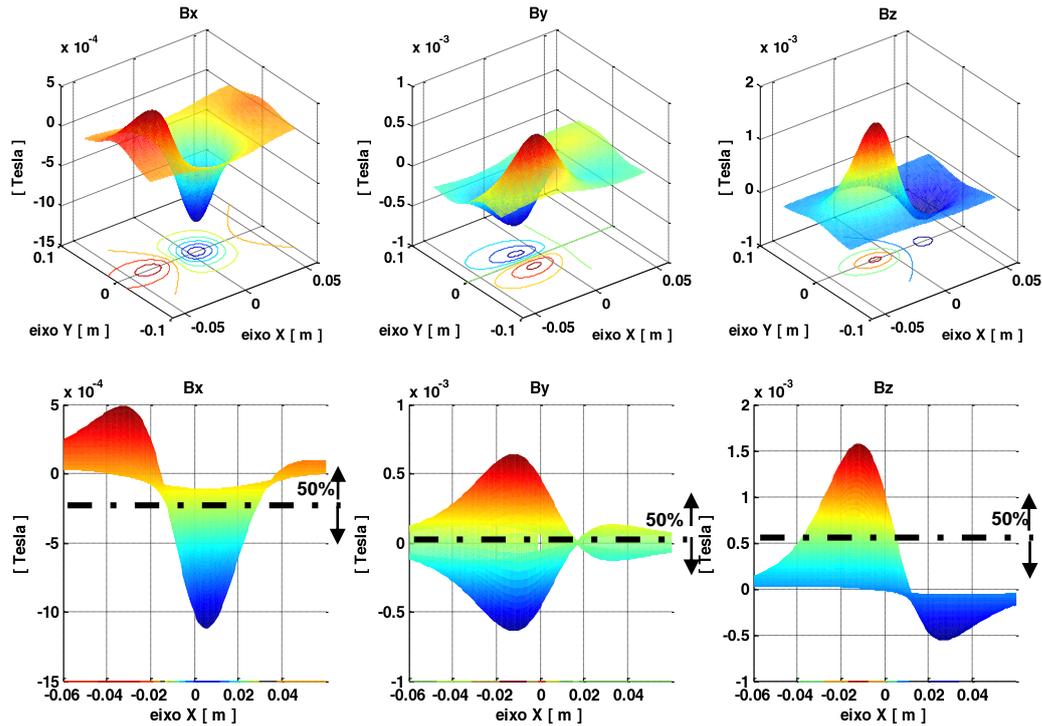


Figura 14. Exemplo de Bx, By e Bz de um caso com a fonte inclinada, visualizando as dispersões acima e abaixo de 50 % da amplitude pico a pico.

- Atributo 16: Número de pontos associado à dispersão de valores superiores a 90 % da amplitude pico a pico entre os valores extremos de vBz (linha entre os extremos de Bz) dividido pelo número de pontos associado à dispersão de valores inferiores a 10 % dessa amplitude pico a pico, exemplo na figura 15.

$$tributo\ 16 = \frac{\# > 90\ \% \ de\ vBz}{\# < 10\ \% \ de\ vBz}$$

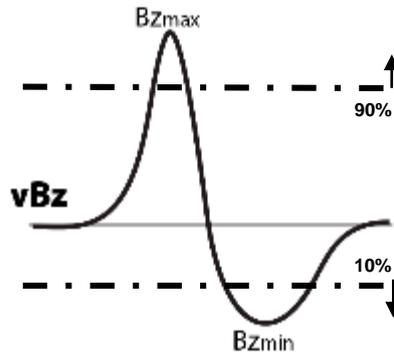


Figura 15. Exemplo de um caso de vBz com a fonte inclinada, indicando os valores superiores a 90 % e inferiores a 10 % da amplitude pico a pico.

- Atributo 17: Número de pontos associado à dispersão de valores superiores a 80 % da amplitude pico a pico entre os valores extremos de vBz (linha entre os extremos de Bz) dividido pelo número de pontos associado à dispersão de valores inferiores a 20 % dessa amplitude pico a pico, exemplo na figura 16.

$$\text{atributo 17} = \frac{\# > 80 \% \text{ de } vBz}{\# < 20 \% \text{ de } vBz}$$

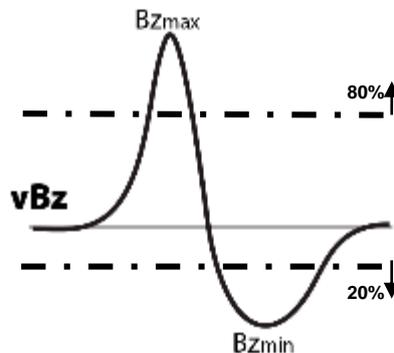


Figura 16. Exemplo de um caso de vBz com a fonte inclinada, indicando os valores superiores a 80 % e inferiores a 20 % da amplitude pico a pico.

- Atributo 18: Número de pontos associado à dispersão de valores superiores a 50 % da amplitude pico a pico entre os valores extremos de vBz (linha entre os extremos de Bz) dividido pelo número de pontos associado à dispersão de valores inferiores a 50 % dessa amplitude pico a pico, exemplo na figura 17.

$$tributo\ 18 = \frac{\# > 50\ \% \ de\ vBz}{\# < 50\ \% \ de\ vBz}$$

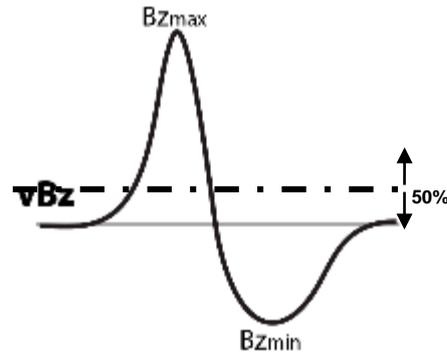


Figura 17. Exemplo de um caso de vBz com a fonte inclinada, indicando os valores superiores e inferiores a 50 % da amplitude pico a pico.

Os atributos considerados para a análise do comportamento dos mapas das diferentes componentes de densidade de fluxo magnético foram selecionados com base na literatura [1, 12] e com base na experiência adquirida pelas análises das simulações realizadas.

6 Resolução do Problema Inverso

De maneira a se resolver o problema inverso (determinação do posicionamento da fonte magnética a partir da interpretação dos padrões de densidade de fluxo magnético no plano), usa-se uma Rede Neural Artificial com os parâmetros apresentados que foram variados durante as simulações com o modelo descrito no capítulo 4.2, assim como os atributos que foram extraídos dos padrões citados, explicados no capítulo 5.

6.1 Topologia da rede neural

A topologia das Redes Neurais Artificiais resulta da forma como os neurônios se conectam para formar uma “rede” de neurônios.

Para a resolução do problema inverso, utilizou-se uma topologia com 3 camadas (camada de entrada, camada escondida e camada de saída) em uma Rede Direta com neurônios estáticos (Feedforward) de multicamada (Multi Layer Perceptron) e com algoritmo de treinamento Backpropagation. Foram desenvolvidas uma rede para cada variável de interesse, dessa forma 4 redes foram desenvolvidas (1 para o comprimento da agulha, uma para a coordenada z do seu centro geométrico, uma para a coordenada Z e uma para o ângulo α). Assim, a camada de saída de todas as redes possuía sempre 1 único neurônio. O número de neurônios na camada de entrada foi definido pelo número de atributos utilizados; e o número de neurônios na camada escondida foi otimizado a partir de testes para os quais foram analisadas as relações entre o número de neurônios utilizados e o rendimento da rede (erro quadrático médio - RMSE).

Para o treinamento das redes, foi utilizada a técnica de validação cruzada. Desta forma, aumentou-se a chance das redes terem maior capacidade de generalização.

6.2 Aprendizado

No algoritmo implementado no MatLab para realizar a simulação da densidade de fluxo magnético foram parametrizados o comprimento da agulha; a coordenada do centro da agulha ao longo do eixo x (translação) e z (profundidade); e os ângulos de rotação da agulha em relação ao eixo x e z, ângulo α e φ .

Ao todo foram testados 8 casos para o comprimento da agulha, 50 casos para a coordenada do centro da agulha ao longo do eixo x (translação), 50 casos da coordenada do centro da agulha ao longo do eixo z (profundidade), 7 casos para o ângulo de inclinação α e 13 casos para o ângulo de inclinação φ . Na tabela 1 é apresentado os valores simulados para cada parâmetro.

Resolução do Problema Inverso

Tabela 1 – Valores de dimensão e posicionamento da agulha, assumidos pelos parâmetros nas simulações.

| Parâmetros da simulação | | | | |
|-------------------------|--------|--------|----------|-----------|
| X [mm] | Z [mm] | L [mm] | α | φ |
| -30 | 21 | 5 | -90 | -90 |
| -1 | 12 | 10 | -60 | -75 |
| 0 | 28 | 15 | -30 | -60 |
| 15 | 22 | 20 | 0 | -45 |
| 30 | 10 | 25 | 30 | -30 |
| -28 | 30 | 30 | 60 | -15 |
| -26 | 27 | 35 | 90 | 0 |
| 6 | 13 | 40 | | 15 |
| -12 | 25 | | | 30 |
| 18 | 4 | | | 45 |
| 10 | 0.1 | | | 60 |
| -23 | 7.5 | | | 75 |
| 22 | 15 | | | 90 |
| -21 | 22.5 | | | |
| -10 | 30 | | | |
| -22.5 | 15 | | | |
| -20 | 1 | | | |
| 3 | 23 | | | |
| 14 | 8 | | | |
| -9 | 18 | | | |
| 5 | 7 | | | |
| 11 | 18 | | | |
| 0 | 17 | | | |
| -13 | 5 | | | |
| 19 | 27 | | | |
| 17 | 14 | | | |
| -4 | 23 | | | |
| 23 | 1 | | | |
| 2 | 5 | | | |
| 7 | 26 | | | |
| -27 | 11 | | | |
| -29 | 3 | | | |
| -26 | 1 | | | |
| -15 | 19 | | | |
| 25 | 20 | | | |
| 21 | 9 | | | |
| -8 | 23 | | | |
| -18 | 28 | | | |
| 25 | 8 | | | |
| 2 | 16 | | | |
| 4 | 27 | | | |
| 28 | 4 | | | |
| -21 | 27 | | | |
| -27 | 17 | | | |
| 1 | 4 | | | |
| 17 | 12 | | | |
| 13 | 21 | | | |
| -16 | 17 | | | |
| -6 | 14 | | | |
| 0 | 1 | | | |

No total o número de permutações possíveis entre todos os parâmetros foi igual a 36 400, significando que 36 400 simulações foram realizadas, uma para cada condição parametrizada.

Na figura 18, pode-se observar um gráfico que apresenta o centro geométrico da agulha em cada simulação realizada, distribuído ao longo do plano XZ.

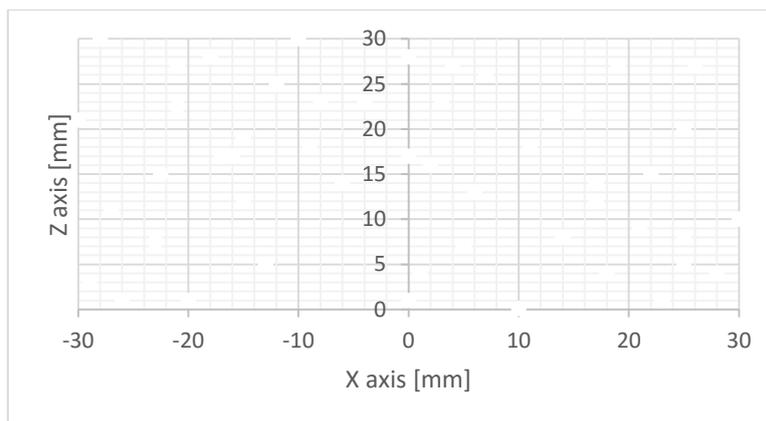


Figura 18. Coordenadas do centro geométrico da agulha de todas as simulações realizadas no plano XZ.

Dado que as simulações varreram uma linha ao longo do eixo X de -30 mm a 30 mm, o plano XY de medição dos padrões de densidade de fluxo magnético foi estabelecido para se estender de -70 mm à 70 mm. Assim, algoritmo gerou um mapa dependente do número de medições feitas na área.

A partir dessa matriz de medições, foram gerados mapas bidimensionais da densidade de fluxo, dos quais foram extraídos atributos para serem utilizados como entradas para as redes neurais interpretar e caracterizar as coordenadas x (posicionamento) e z (profundidade) do centro da agulha, inclinação α e comprimento L.

6.3 Configuração da Rede Neural Artificial

O algoritmo para a solução do problema inverso está conformado por 4 redes neurais artificiais, cada rede com aprendizado exclusivo para se determinar uma variável de interesse. Cada rede foi treinada e testada com base em dois conjuntos de atributos (dados de entrada para rede). A resposta das redes é comparada para os casos delas utilizarem como entrada os 18 atributos e só os atributos exclusivos da componente z da densidade de fluxo magnético (B_z), para analisar as a variação da resposta das redes para o caso de medições reais realizadas com transdutores magnéticos triaxiais e monoaxiais.

A redes neurais artificiais tiveram um aprendizado por validação cruzada, utilizando 70 % dos dados para o treinamento, 20 % para a validação e 10 % para o teste.

6.4 Otimização da rede neural artificial

Mediante a simulação de diferentes RNAs foram analisadas suas respectivas respostas dada a variação do número de neurônios na camada intermediária.

Foram comparados os resultados das RNAs com os valores conhecidos das variáveis de interesse em se caracterizar, gerando erros quadráticos médios. Essa análise foi feita para redes com entradas compostas por atributos na sua totalidade e com seleção de somente os atributos descritos na literatura. Devido a que não existe uma métrica exata para determinar o número de neurônios ótimo na camada intermediária, foram testados diferentes casos. Na figura 19 apresenta-se os resultados dos erros RMSE das RNAs para cada variável de interesse em função do número de neurônios da camada intermediária considerando a totalidade de atributos característicos. De forma a ter uma média para cada caso testado, todas as redes foram testadas 3 vezes. Assim, se reduz o impacto da inicialização aleatória dos pesos em cada rede.

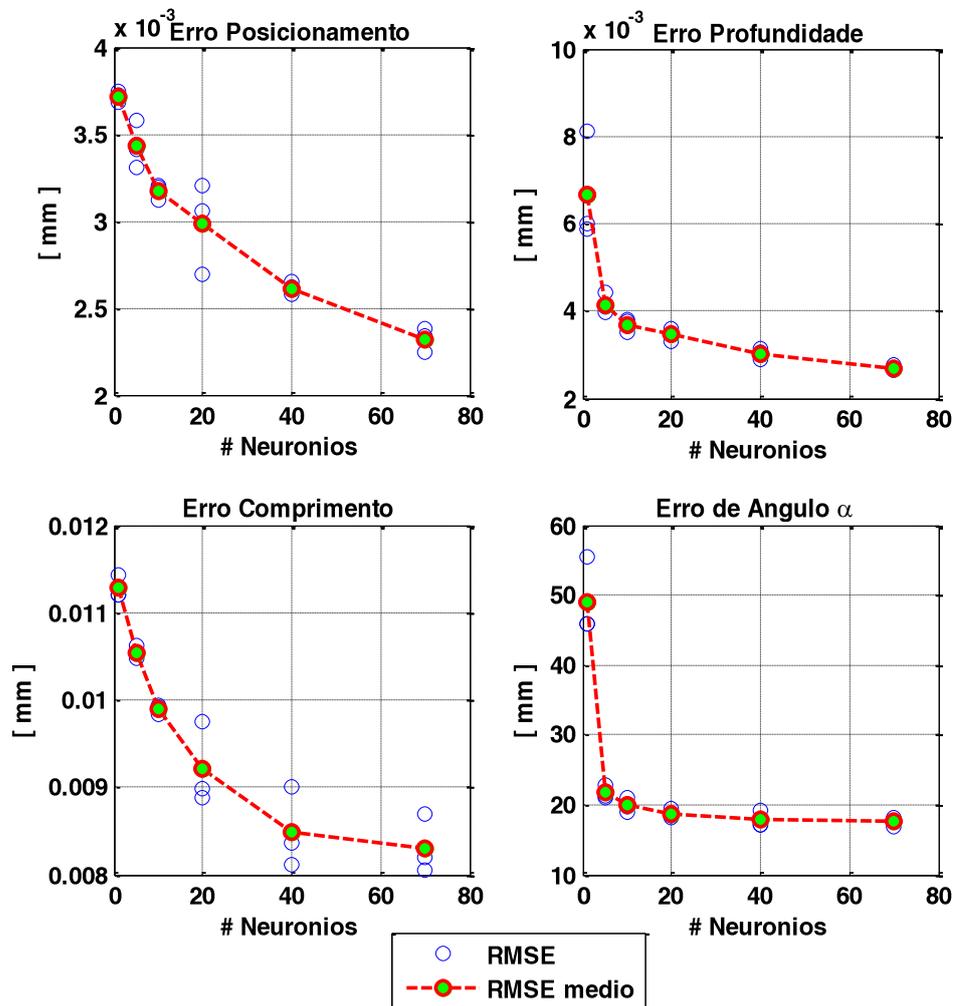


Figura 19. RMSE médio para cada Target em relação ao número de neurônios na camada intermediária para aprendizado das RNAs.

Segundo o observado nos gráficos da figura 19, os números ótimos de neurônios na camada intermediária para cada variável de interesse, obtidos a partir dos gráficos da figura 19, são apresentados na tabela 2.

Tabela 2. Neurônios definidos para o aprendizado das RNAs.

| | # Neurônios na camada escondida |
|-------------------------|------------------------------------|
| Posicionamento X | 70 |
| Profundidade | 70 |
| Comprimento | 70 |
| Inclinação | 40 |

Com estes parâmetros de configuração da RNA, foram treinados e comparados os resultados do RMSE para configurar as características da melhor RNA para cada variável de interesse.

Um processo análogo foi realizado para se estimar o número de neurônios ótimo para cada rede, levando-se em conta a restrição de somente utilizar os atributos obtidos através da componente z da densidade de fluxo magnético (figura 20).

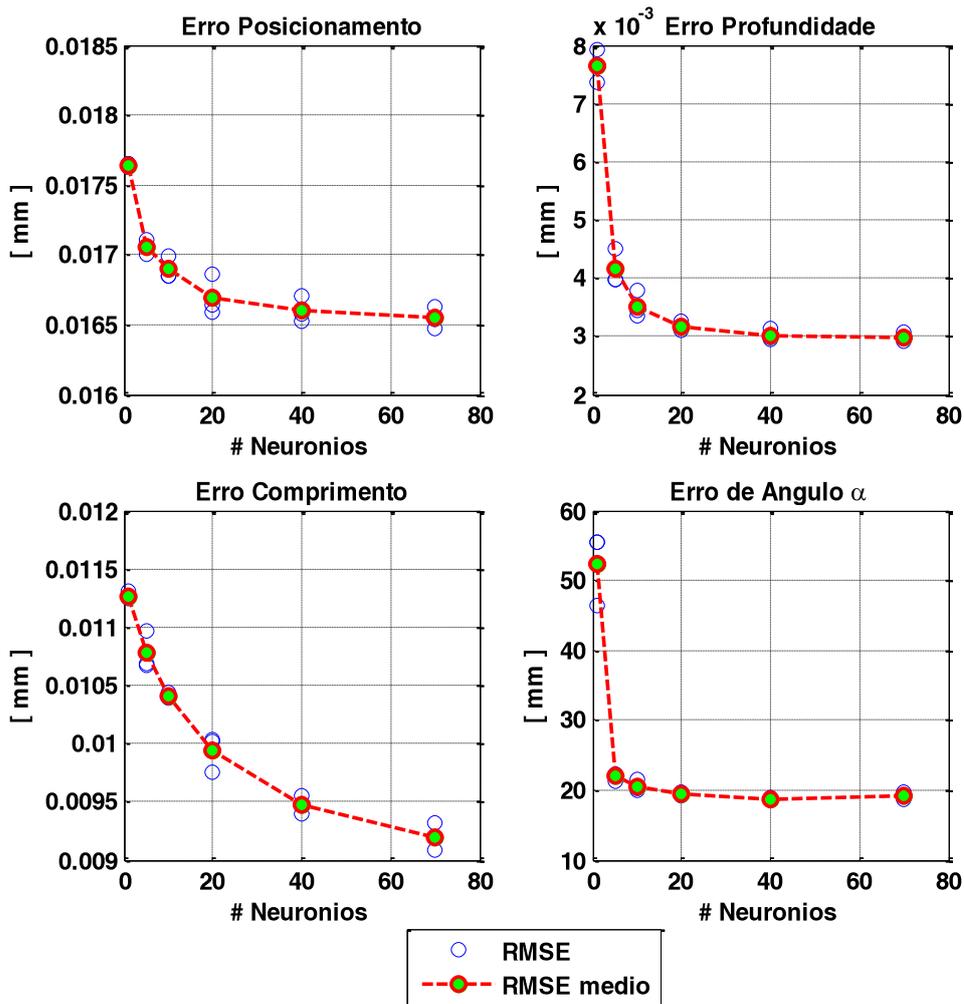


Figura 20. RMSE médio para cada Target em relação ao número de neurônios na camada intermediária para aprendizado das RNAs para dados da componente Z.

Com base nos gráficos da figura 20, a tabela 3 apresenta o número ótimo de neurônios selecionado para camada intermediária associado a cada uma das quatro variáveis de interesse.

Tabela 3. Neurônios definidos para o aprendizado das RNAs para Bz.

| | # Neurônios na camada escondida |
|-------------------------|--|
| Posicionamento X | 70 |
| Profundidade | 70 |
| Comprimento | 70 |
| Inclinação | 70 |

6.5

Algoritmo de localização

O algoritmo de localização desenvolvido foi obtido após o aprendizado das diferentes RNAs mencionadas no capítulo 5.4 e busca a solução do problema inverso a partir da distribuição espacial da densidade de fluxo magnético medida, de forma a fornecer os parâmetros de posicionamento da fonte de campo magnético.

A configuração do algoritmo de localização consiste em 4 diferentes RNAs, obtidas por meio de processos de otimização. O resultado final foi obtido por meio do teste dessas redes com atributos de teste. Na tabela 4 apresentam-se os erros entre a caracterização das redes desenvolvidas e os valores conhecidos das variáveis de interesse.

Tabela 4. RMSE dos resultados obtidos pelas RNAs, considerando a totalidade de atributos.

| | RMSE |
|---------------------------------|-------------|
| Posicionamento X [mm] | 2.2435 |
| Profundidade [mm] | 2.6270 |
| Comprimento [mm] | 8.0426 |
| Ângulo de inclinação [°] | 16.8269 |

Analisou-se o impacto de considerar-se apenas as entradas dos sensores monoaxiais, especificamente a componente Z, situação mais comumente utilizada na prática de estudos com sensores magnéticos. Selecionaram-se as RNA com melhor resultado para cada saída e os RMSE calculados são apresentados na tabela 5.

Tabela 5. RMSE dos resultados obtidos pelas RNAs considerando apenas os dados fornecidos a partir da componente Z do campo magnético gerado na simulação.

| | RMSE |
|---------------------------------|-------------|
| Posicionamento X [mm] | 16.473 |
| Profundidade [mm] | 2.9290 |
| Comprimento [mm] | 9.0880 |
| Ângulo de inclinação [°] | 18.7135 |

Nas figuras 21 a 25 apresentam-se alguns exemplos da solução do problema inverso obtida pelos algoritmos de localização, utilizando os dados de mapeamento gerados pelos sensores triaxiais da simulação da fonte magnética para o algoritmo triaxial e apenas o mapa da componente Z para o algoritmo monoaxial. Nessas figuras, a referência é o dipolo magnético simulado, que se apresenta em vermelho, e o resultado fornecido pelo algoritmo desenvolvido é o dipolo apresentado em verde (para o algoritmo simulando uso de sensores triaxiais) e roxo (simulando uso de sensores monoaxiais).

Como a fonte de campo magnético encontra-se orientada ao longo da linha entre os extremos máximos da componente Z da densidade de fluxo magnético, toma-se a orientação dessa linha como eixo das abscissas para definir o ponto de comparação do centro da fonte de campo magnético com o resultado dos algoritmos.

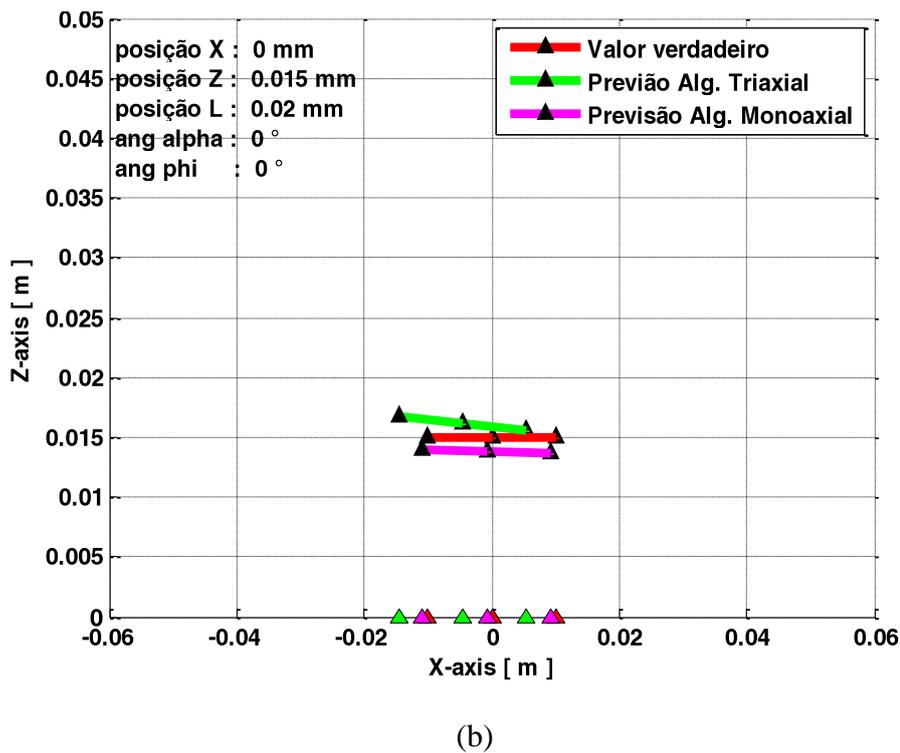
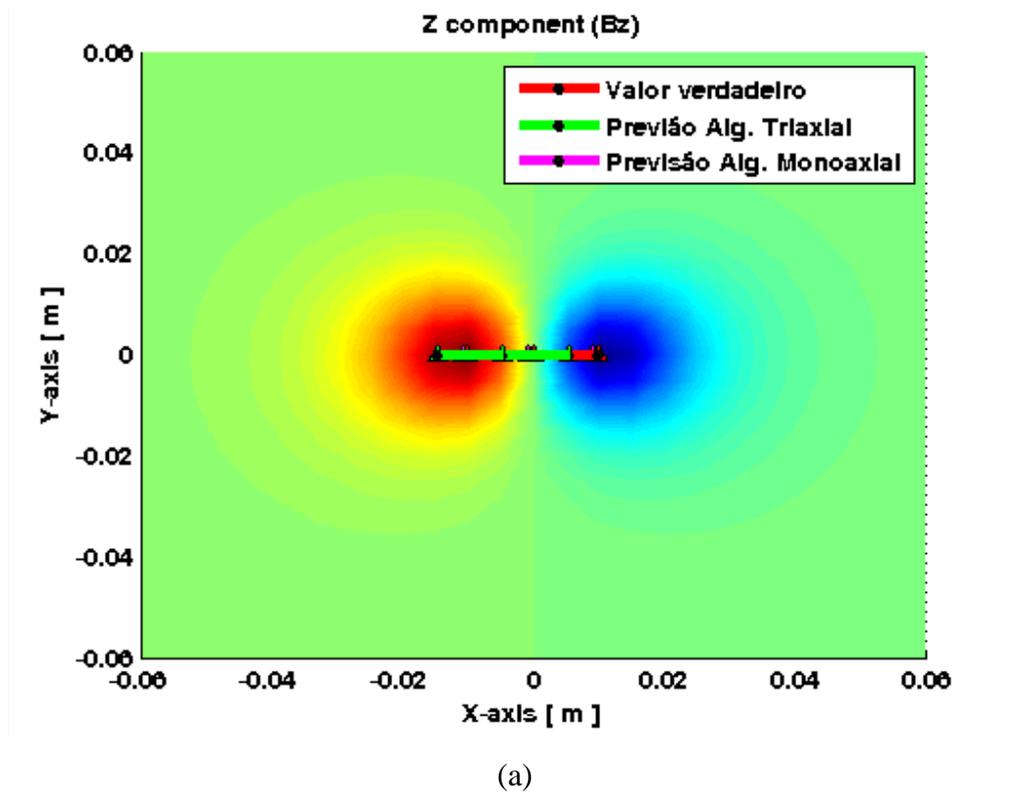
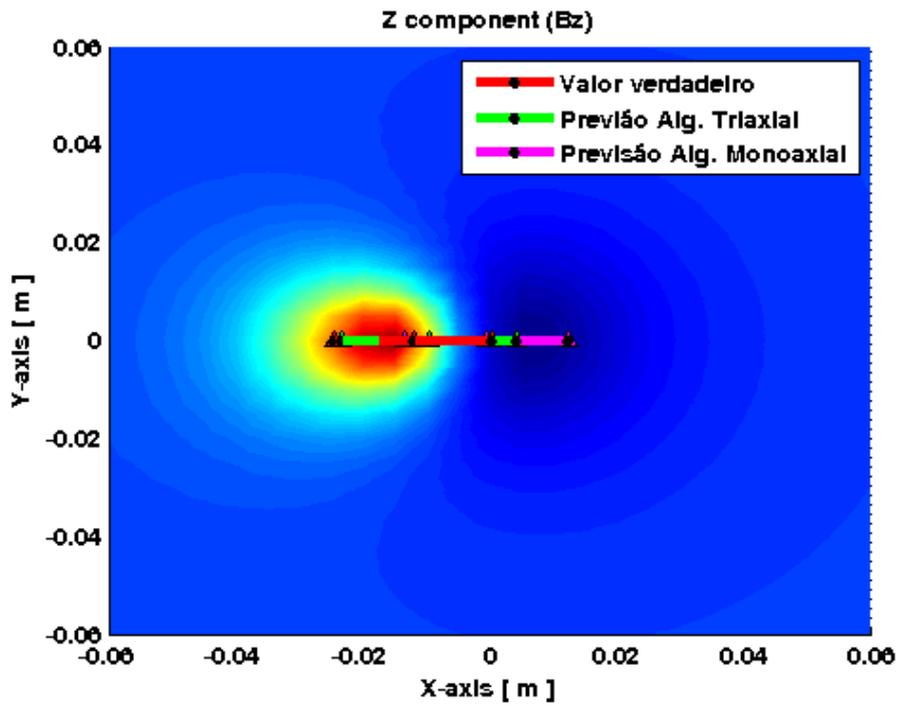
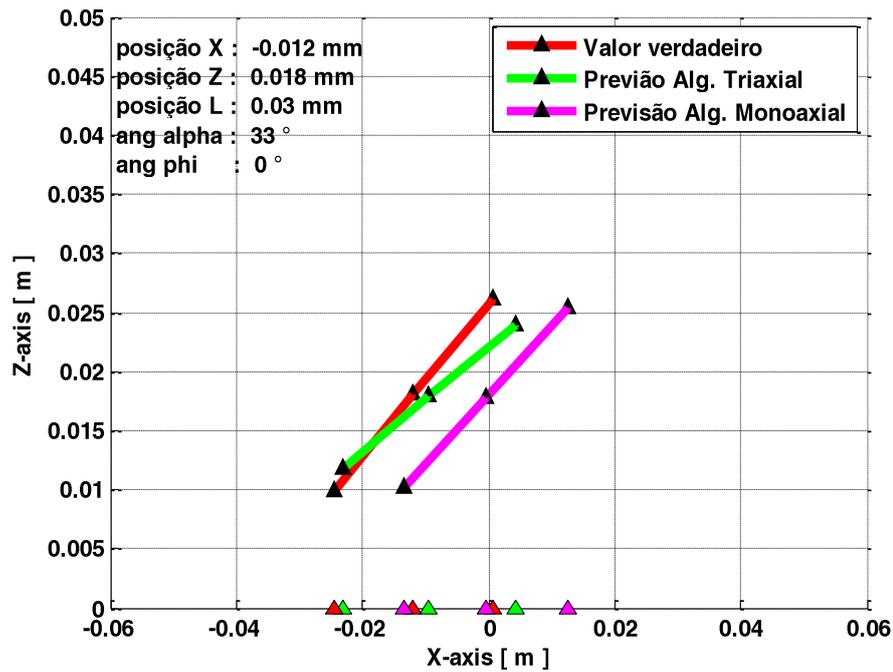


Figura 21. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 1.

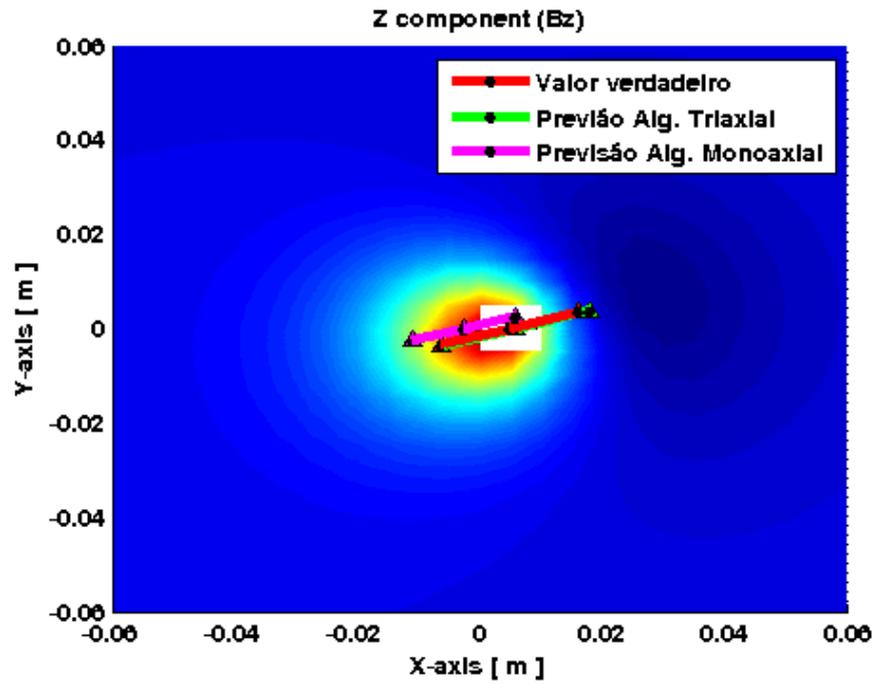


(a)

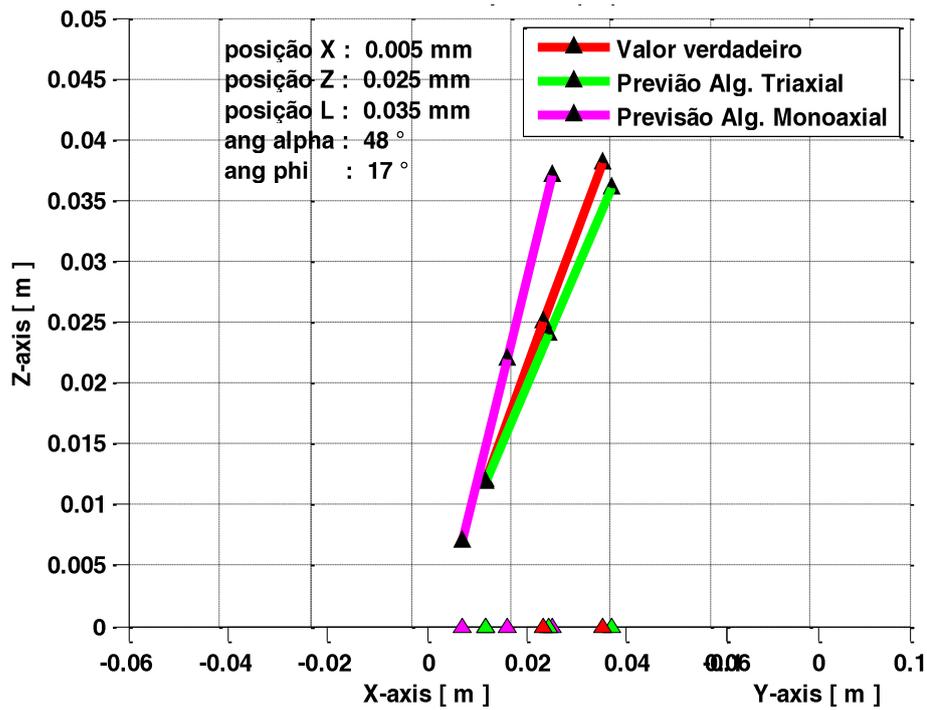


(b)

Figura 22. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 2.

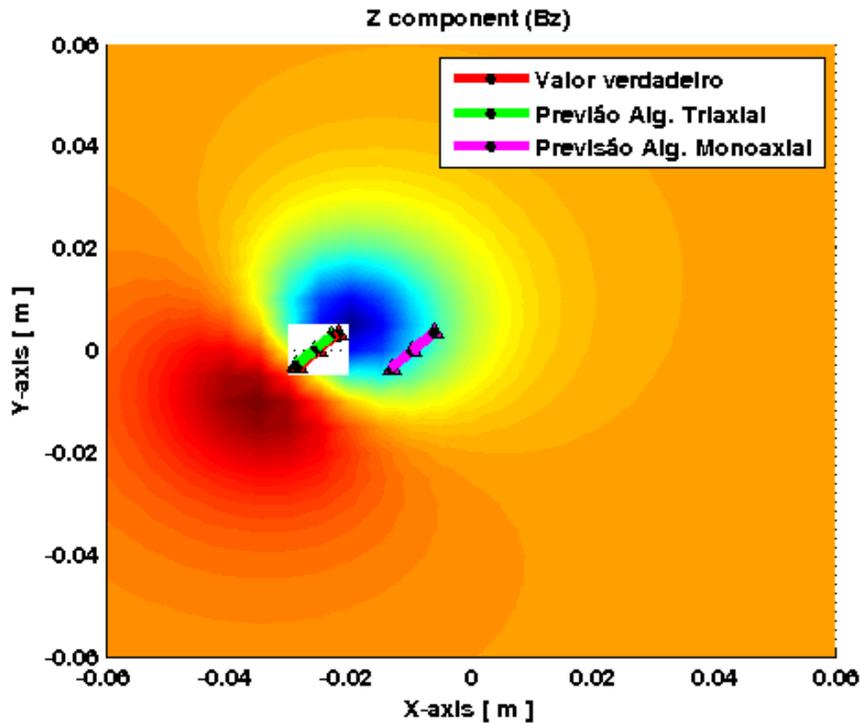


(a)

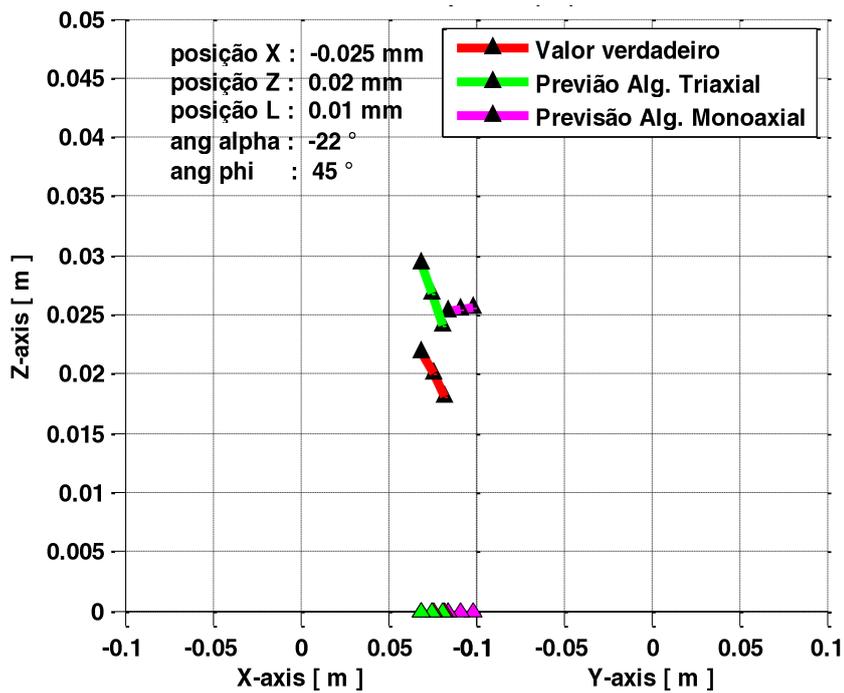


(b)

Figura 23. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 3.

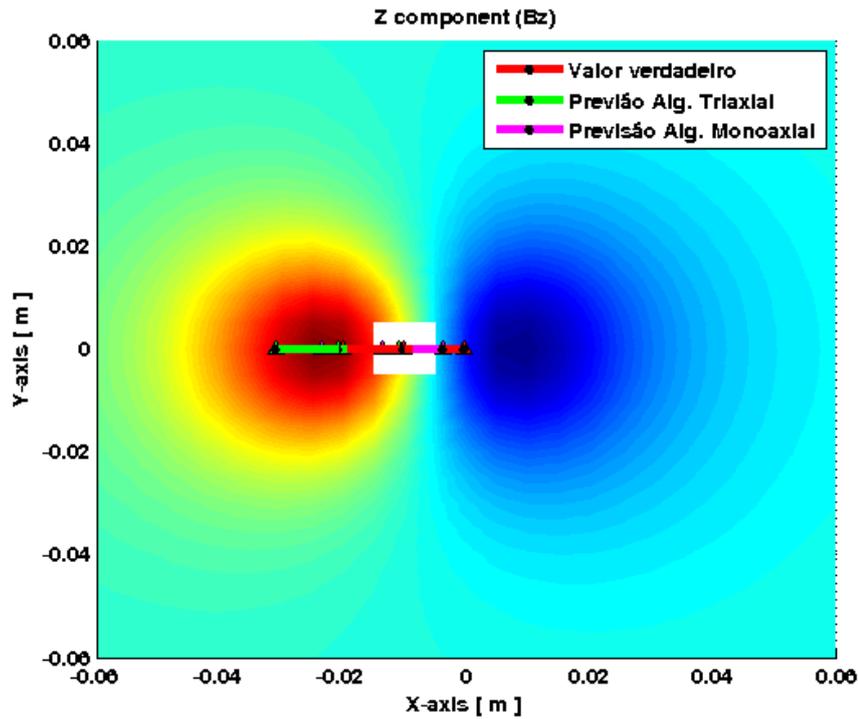


(a)

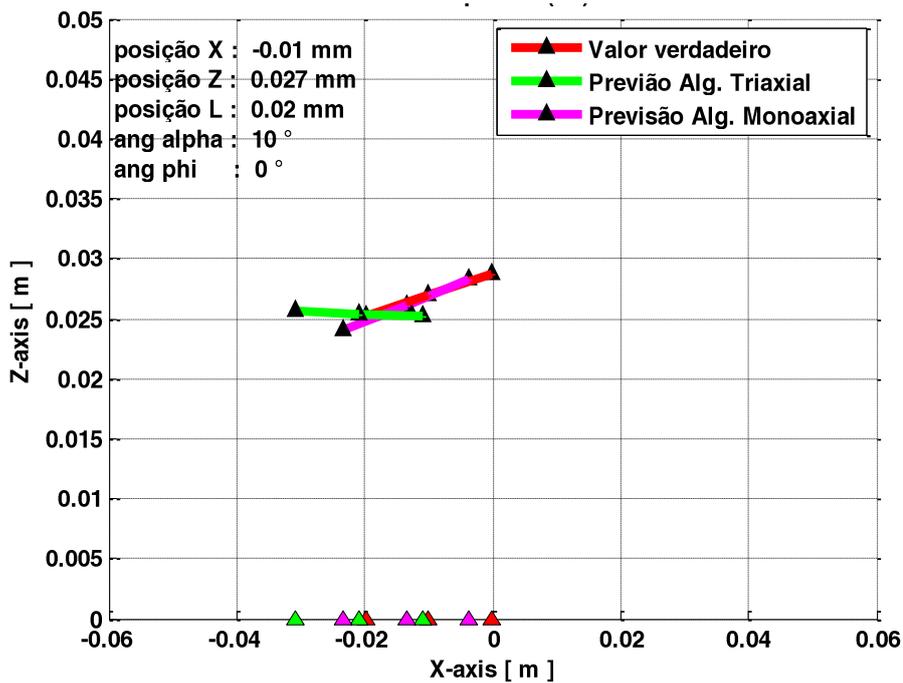


(b)

Figura 24. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 4.



(a)



(b)

Figura 25. Comparação entre a referência representada pelo dipolo simulado (vermelho) e o valor e a previsão fornecida pelos algoritmos (verde e roxo), (a) projetada no plano XY da componente Z e (b) projetada ao longo da linha dos extremos máximos da componente Z. Exemplo 5.

Observa-se que os erros observados graficamente nas figuras 21 a 25 não impediriam alcançar o objeto de referência, a partir da projeção do centro do corpo estranho fornecido pelo algoritmo, projetado no eixo de posicionamento do conjunto de sensores.

A análise dos resultados das tabelas 4 e 5 indicam que dentre os parâmetros analisados, os erros mais baixos foram observados para a localização das coordenadas de posicionamento do centro do corpo estranho nas duas diferentes situações analisadas: entradas com todos os dados do sistema de sensores triaxial e entradas com os dados da componente Z do campo magnético. Esse parâmetro é o mais essencial para a orientação da conduta cirúrgica. Por sua vez, considerando todos os parâmetros do corpo estranho, os melhores resultados foram obtidos utilizando-se como entrada para RNA todas as componentes do sensor triaxial.

Apesar do melhor desempenho RMSE alcançado pela configuração triaxial, a análise gráfica dos exemplos indica que os erros ao se utilizar apenas a componente Z como entrada para o algoritmo, com base na projeção dos dipolos no eixo de posicionamento do conjunto de sensores, teriam ainda menor impacto para alcançar o objeto cirurgicamente, embora ambas configurações considerando todas as componentes de medição ou apenas a componente Z, apresentam resultados que possibilitariam o sucesso cirúrgico para remoção do corpo estranho.

7

Discussão, Conclusão e Trabalhos Futuros

O presente trabalho apresenta um método de localização, baseado em redes neurais artificiais, visando à solução do problema inverso, a fim de determinar o conjunto de parâmetros associados a um dipolo magnético, responsável pelos mapas de densidade de fluxo magnético medido. Os mapas de densidade de fluxo magnético foram gerados por meio do desenvolvimento da simulação computacional de dipolos magnéticos em diferentes configurações de dimensão e de posição e inclinação em relação ao plano de uma grade de sensores triaxial

O objetivo do algoritmo de localização desenvolvido é definir o posicionamento do centro da fonte do dipolo magnético, o seu comprimento, e o ângulo de inclinação α entre a fonte e o plano de medição.

O algoritmo desenvolvido consta de 4 redes neurais artificiais, cada qual especializada em um parâmetro do dipolo magnético. Foram realizados estudos tanto para entradas provenientes de todas as três componentes dos sensores triaxiais e como para entradas correspondentes apenas à componente Z dos sensores. O algoritmo fornece a solução ao problema inverso para a localização do dipolo magnético que gerou o mapa de densidade de fluxo magnético avaliado. Assim, a conjunção dos sensores magnéticos de um sistema multicanal, um processamento de imagem e o algoritmo de localização possibilita a detecção e solução do problema inverso de uma fonte de dipolo magnético.

Os melhores valores RMSE foram obtidos com os algoritmos para caso triaxial e monoaxial utilizando a componente Z do campo magnético, conforme apresentado nas tabelas 4 e 5 do capítulo 6, e apresentadas na tabela 6 para sua comparação. Esse fato pode ser evidenciado ao analisarem-se as figuras 21 a 25 do capítulo 6, nas quais a imagem gráfica dos dipolos de referência e recuperados pelo algoritmo indicaram que utilizando apenas a componente Z como entrada para o algoritmo os erros teriam menor impacto (do que utilizando todas as componentes) no acesso ao objeto a partir da projeção no eixo X (depois do pré-processamento) e, portanto, no procedimento cirúrgico para remoção do corpo estranho.

Tabela 6 – Comparação do resultado RMSE de ambas configurações do algoritmo: triaxial (componentes X, Y e Z) e monoaxial (componente Z).

| | RMSE | |
|--------------------------|----------|-----------------------------|
| | Triaxial | Monoaxial (Componente Z) |
| Posicionamento X [mm] | 2.2435 | 16.473 |
| Profundidade [mm] | 2.6270 | 2.9290 |
| Comprimento [mm] | 8.0426 | 9.0880 |
| Ângulo de inclinação [°] | 16.8269 | 18.7135 |

Os RMSE apresentados na tabela 6 foram extraídos do erro do posicionamento no eixo X do mapa de medição inicial, ou seja do plano de medição XY onde foram medidos inicialmente. Para considerar a projeção do eixo X na nova abcissa apresentada nas figuras 23(b) e 24(b) dado a existência de um pre-processamento de imagens que calcula o ângulo $\phi(\varphi)$, calcula-se a projeção do ponto central no novo eixo X que é a linha entre os valores máximos da componente Z (B_z) como apresentado na figura 26.

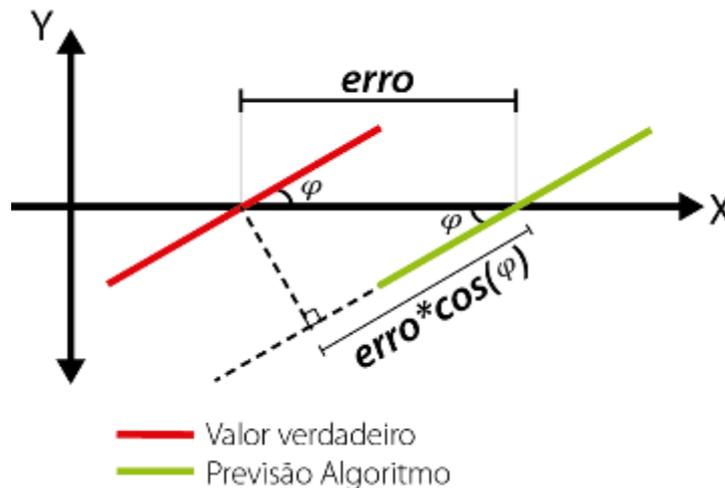


Figura 26. Projeção do erro do eixo X na linha entre a fonte e o resultado do algoritmo.

Por causa dessa inclinação $\phi(\varphi)$ pode-se calcular outros RMSE do posicionamento considerando apenas o erro na distância da projeção na linha visto desde um plano perpendicular ao ângulo $\phi(\varphi)$, mostrados na tabela 7.

Tabela 7– Comparação do resultado RMSE de ambas configurações do algoritmo sobre a linha vB_z (linha entre os máximos valores de B_z).

| | RMSE | |
|------------------------------|----------|-----------------------------|
| | Triaxial | Monoaxial (Componente Z) |
| Posicionamento X [mm] | 1.7365 | 10.889 |

Para uma análise comparativa dos erros obtidos pelo algoritmo com entrada triaxial ou monoaxial (componente Z) em função da profundidade e da dimensão do dipolo, as figuras 27, 28, 29 e 29 apresentam o percentual de erros inferiores a 1, 2, 3 e 4 mm para o algoritmo triaxial e erros inferiores a 5, 10, 15 e 25 mm para o algoritmo monoaxial, na localização do centro do dipolo magnético, em relação à totalidade de erros obtidos, para cada comprimento do dipolo, nas profundidades de 0.5, 1, 2 e 3 cm, respectivamente.

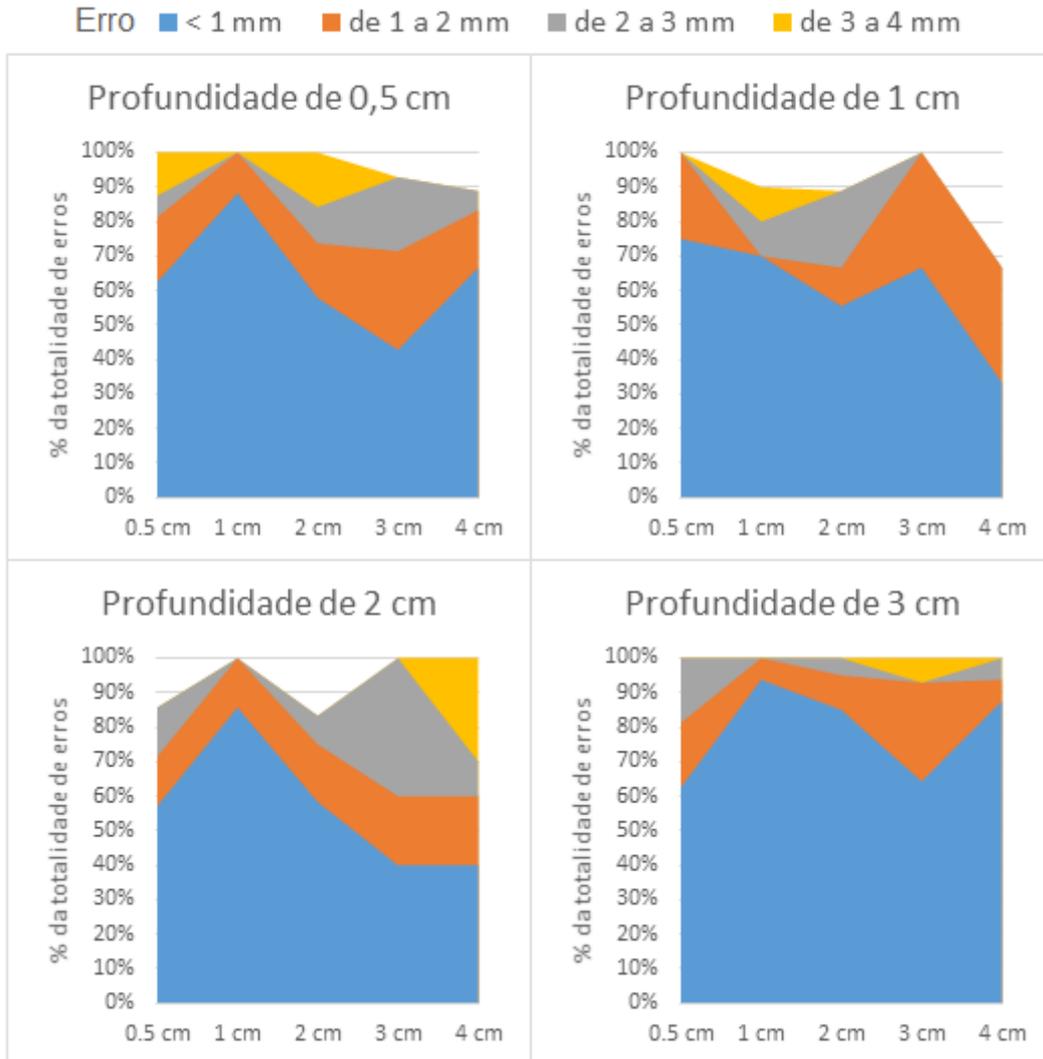


Figura 27. Porcentagem do total de erros que são inferiores 1, 2, 3 e 4 mm na localização do posicionamento central do dipolo, em função do comprimento do dipolo, para a profundidade de 0.5, 1, 2 e 3 cm, nas medições triaxial.

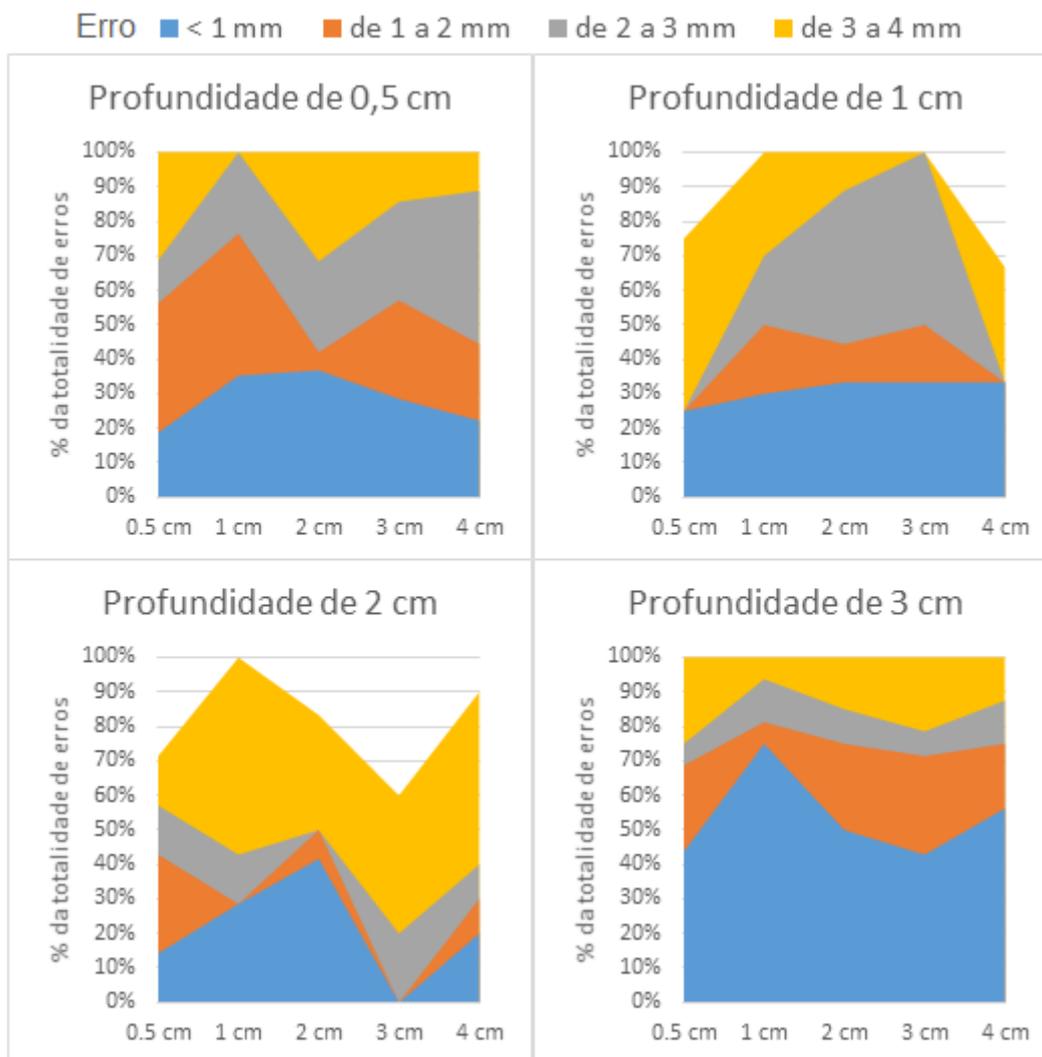


Figura 28. Porcentagem do total de erros que são inferiores 5, 10, 15 e 25 mm na localização do posicionamento central do dipolo, em função do comprimento do dipolo, para a profundidade de 0.5, 1, 2 e 3 cm, nas medições monoaxial.

Evidencia-se que, em média, para o algoritmo triaxial e para todos os casos, quase 50 % dos erros são menores que 1 mm, e 90 % dos erros são inferiores que 4 mm. Observa-se também que, a uma profundidade de 3 cm, há uma maior diferença de desempenho, com melhores resultados obtidos tanto no sistema monoaxial e ainda melhor desempenho no sistema triaxial. Nota-se também que ambos algoritmos tem um desempenho inferior a profundidades de 1 e 2 cm . O algoritmo baseado na entrada triaxial apresenta melhor desempenho no posicionamento para comprimentos de dipolo de 1 cm, em todas as profundidades; enquanto o algoritmo baseado na componente Z (monoaxial) apresenta para casos de profundidade de 3 cm, com comprimento de 1 cm .

Dessa forma, para maiores profundidades, utilizando o algoritmo com entrada triaxial, provavelmente ocorre um maior impacto da inclinação em dipolos de maior comprimento, os quais começam a apresentar maiores índices de erros acima de 4 mm. Este fenômeno não ocorre de forma tão significativa para os dipolos de menor comprimento. Para visualizar esses casos, simulam-se 4 exemplos com erros superiores a 4 mm no teste do algoritmo triaxial (apresentados graficamente na figura 29) e 4 exemplos com erros superiores a 25 mm no teste do algoritmo monoaxial (apresentados graficamente na figura 30).

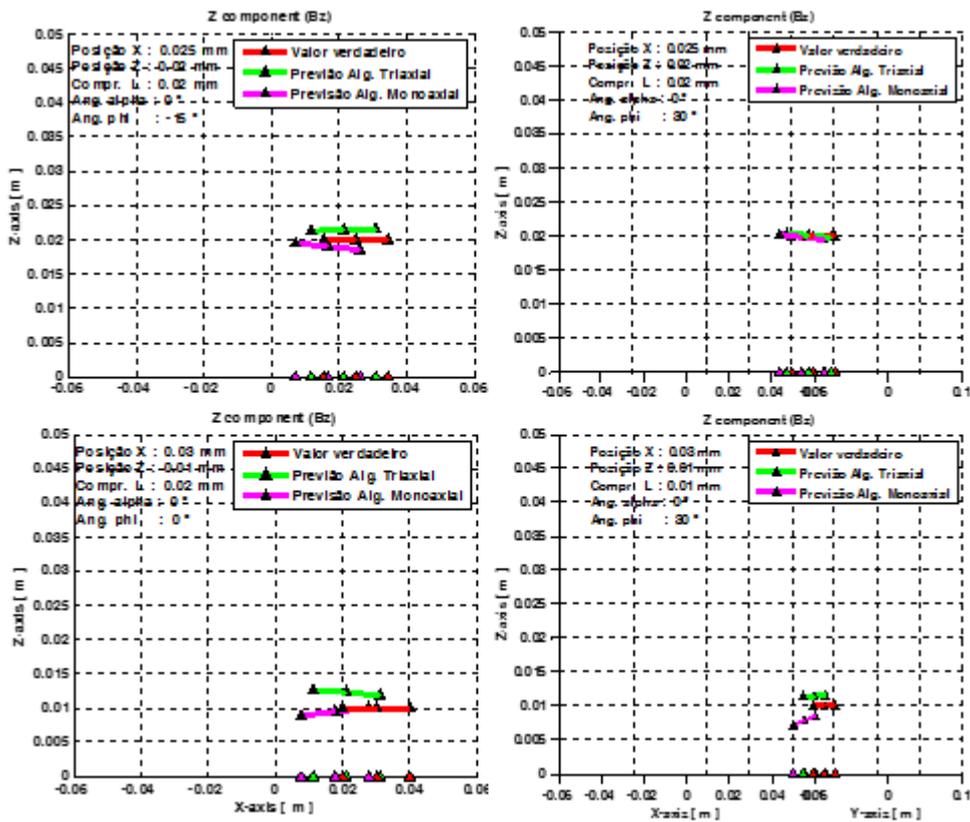


Figura 29. Representação gráfica de exemplos de configuração do dipolo que resultaram em erros superiores a 4 mm, considerando entradas baseadas nas três componentes de campo (triaxial).

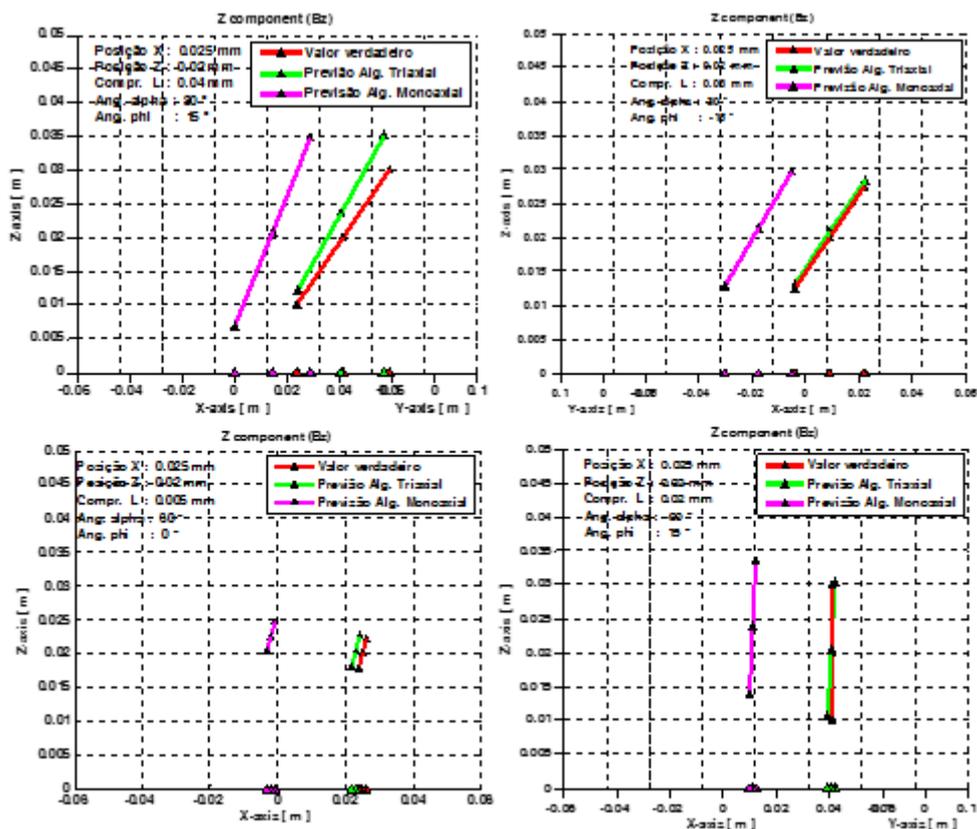


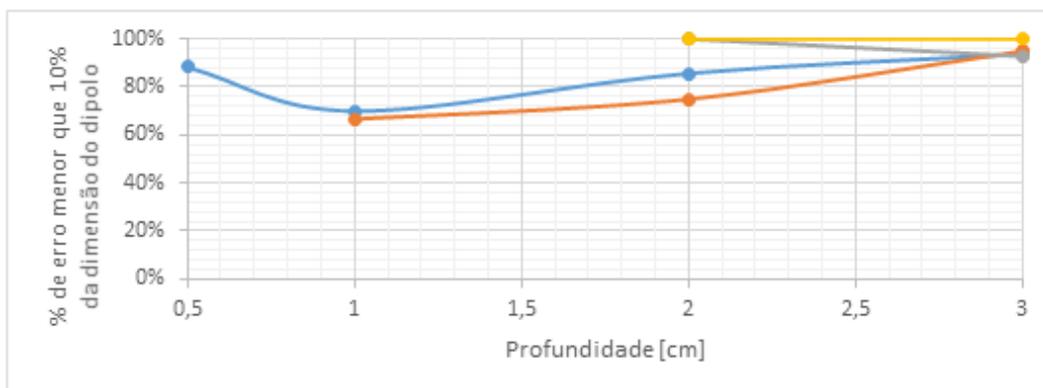
Figura 30. Representação gráfica de exemplos de configuração do dipolo que resultaram em erros superiores a 25 mm, considerando entradas baseadas em uma componente de campo (monoaxial).

Os resultados apresentados da figura 29 indicam que, apesar dos erros, as projeções dos dipolos obtidos utilizando o algoritmo triaxial estão, em geral, contidas na projeção da referência de dipolo magnético sobre o plano de medição. Por outro lado, os resultados apresentados na figura 30, indicam que o algoritmo monoaxial tem problemas para localizar o posicionamento central do dipolo em ângulos superiores a 60° pelo que a projeção de referência do dipolo magnético no plano de medição não se encontra contida em algumas situações.

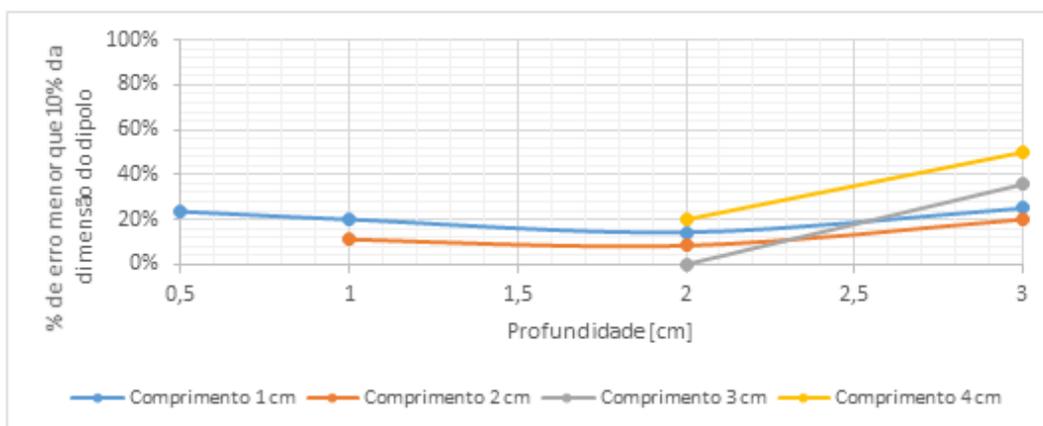
A presente análise de erros pode ainda ser aprimorada, uma vez que para as distâncias menores, parte dos erros obtidos são provenientes do fato do dipolo se posicionar além da distância entre centro e base dos sensores de medição.

Assim, apresenta-se na figura 31, uma análise comparativa na qual avaliam-se as porcentagens do total de erros que são inferiores a 10 % do comprimento do dipolo, excluindo as situações nas quais o tamanho do dipolo possa ter ângulos que atravessem o plano de medição, ou seja, o comprimento pode ser máximo até o

dobro da profundidade, comparando o desempenho dos algoritmos para os casos com uso de configuração de sensores triaxial e monoaxial (Z).



(a)



(b)

Figura 31. Porcentagem de erros de posicionamento inferior a 10 % do tamanho do dipolo, para cada comprimento de 1 a 4 cm, em função da profundidade, para sensores de configuração (a) triaxial e (b) monoaxial.

Observa-se que o algoritmo baseado em entrada triaxial consegue melhor desempenho na localização do centro do dipolo para profundidades de 0,5 cm. À profundidade de 3 cm, o sistema monoaxial tem uma melhoria na resposta em todos os comprimentos. Em todos os casos, o algoritmo para sensores triaxiais apresenta melhoria de desempenho quando comparado aos monoaxiais, mostrando como resultado, em 3640 testes, um erro quadrático médio inferior a 2 mm na orientação espacial, inferior a 3 mm com relação à profundidade, em torno de 8 mm para o comprimento, e inferior a 17° para a inclinação da fonte de campo magnético em relação ao plano de medição(α), expostos na tabela 6.

Dessa forma, os algoritmos desenvolvidos, para ambas configurações de entrada (triaxial e monoaxial) apresentam bom desempenho para a localização. E, nos piores casos de localização do centro do dipolo, as porcentagens de erro encontram-se inferiores à dimensão do dipolo na maioria de casos, possibilitando, ainda assim, projetá-lo na região do dipolo de referência. Esse fato viabilizaria, mesmo nessas situações, o sucesso do procedimento para remoção cirúrgica, especialmente com o uso de sensores triaxiais.

Assim, os estudos realizados indicam a possibilidade de identificar as coordenadas do centro geométrico do corpo estranho, assim como sua inclinação e projeção na superfície da pele, utilizando o algoritmo desenvolvido.

A aplicação do algoritmo desenvolvido em sistemas de detecção para aplicações biomédicas poderá contribuir para a confiabilidade na localização de corpos estranhos metálicos e, assim, na determinação da conduta cirúrgica para sua remoção, de forma a reduzir a duração do procedimento e garantir seu sucesso terapêutico.

Trabalhos Futuros

Como trabalhos futuros sugerem-se:

- Limitar os casos para aprendizado das RNAs dos algoritmos, a situações nas quais o posicionamento do dipolo inclui a totalidade de sua dimensão no espaço de medição dos sensores.

- Incorporar atributos mais característicos do comportamento das componentes X e Y, uma vez que os atributos considerados estão associados, especialmente, às características da distribuição da densidade de fluxo magnético obtidas pelo sensor que detecta a componente Z. Nota-se que o algoritmo para sensores de tipo triaxial tem uma melhor resposta para casos em geral, que o algoritmo para sensores monoaxiais. O aprendizado considerando um conjunto mais completo de atributos associados às três componentes pode proporcionar melhorias de desempenho.

- Realizar estudos experimentais utilizando o algoritmo com mapas da densidade de fluxo magnético gerados por fontes magnéticas reais, como agulhas.

8

Referências bibliográficas

- [1] MONTEIRO, E. C. et al. Locating steel needles in the human body using a SQUID magnetometer. **Physics in Medicine & Biology**, v. 45, n. 8, p. 2389, 2000. ISSN 0031-9155.
- [2] MCQUIRTER, J. L. et al. The effects of retained lead bullets on body lead burden. **Journal of Trauma and Acute Care Surgery**, v. 50, n. 5, p. 892-899, 2001. ISSN 2163-0755.
- [3] MIRANDA, J. A.; BORGES, M.; MENDES, E. Projétil de Arma de Fogo como Corpo Estranho Nasal: Relato de Caso. **Arquivos de ORL**, v. 10, n. 4, p. 98-105, 2006.
- [4] VENTER, N. G. et al. Avaliação de métodos radiológicos na detecção de corpo estranho de madeira em modelo animal. **Acta Cirurgica Brasileira**, v. 20, p. 19-26, 2010.
- [5] OLIVEIRA FILHO, K. S. Fundamentos de radiodiagnóstico por imagem. **Instituto de Física da UFRGS. Disponível on-line em:** <<http://www.if.ufrgs.br/ast/med/imagens/index.htm>>. Último acesso em, v. 19, n. 06, 2006.
- [6] GINSBURG, M. J.; ELLIS, G. L.; FLOM, L. L. Detection of soft-tissue foreign bodies by plain radiography, xerography, computed tomography, and ultrasonography. **Annals of emergency medicine**, v. 19, n. 6, p. 701-703, 1990. ISSN 0196-0644.
- [7] ARAS, M. et al. Comparison of the sensitivity for detecting foreign bodies among conventional plain radiography, computed tomography and ultrasonography. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 39, n. 2, p. 72-78, 2010. ISSN 0250-832X.
- [8] JORGE WILSON MAGALHÃES DE SOUZA, Ressonância Nuclear Magnética, Medicina na Internet. Disponível em: <http://www.geocities.com/HotSprings/1613/rnm.htm> . Acesso em: 20/06/2018.
- [9] MONTEIRO, E. C. Biometrologia: confiabilidade nas biomedicações e repercussões éticas. **Metrologia e Instrumentação**, v. 6, p. 6-12. 2007.
- [10] MONTEIRO, E. C.; LEON, L. Metrological reliability of medical devices. **Journal of Physics: Conference Series**, 2015, IOP Publishing. p.012032.

- [11] FORTALEZA, L. et al. Biomedical comparison of magnetometers for non-ferromagnetic metallic foreign body detection. **Journal of Physics: Conference Series**, 2018, IOP Publishing. p.012013.
- [12] BARBOSA, C. H. et al. Improvement of a technique for localization of steel needles in humans using a SQUID magnetometer. **IEEE transactions on applied superconductivity**, v. 11, n. 1, p. 677-680, 2001. ISSN 1051-8223.
- [13] HALL BARBOSA, C. Localization of firearm projectiles in the human body using a superconducting quantum interference device magnetometer: A theoretical study. **Review of scientific instruments**, v. 75, n. 6, p. 2098-2106, 2004. ISSN 0034-6748.
- [14] JING, D. et al. Fast method of locating metallic foreign body in the human body. *Electronic Measurement & Instruments*, 2009. ICEMI'09. 9th International Conference on, 2009, IEEE. p.4-843-4-846.
- [15] GARCÍA-MARTÍN, J.; GÓMEZ-GIL, J.; VÁZQUEZ-SÁNCHEZ, E. Non-destructive techniques based on eddy current testing. **Sensors**, v. 11, n. 3, p. 2525-2565, 2011.
- [16] FORTALEZA, L. et al. Detecting non-magnetic metallic foreign bodies by GMR sensors through the use of eddy currents. 8 Congresso Brasileiro de Metrologia, 2015. p.1-4.
- [17] POMPÉIA, F. et al. Ring shaped magnetic field transducer based on the GMI effect. **Measurement Science and Technology**, v. 19, n. 2, p. 025801, 2008. ISSN 0957-0233.
- [18] POMPÉIA, F. et al. Development of a Low Intensity Magnetic Field Transducer for Biomedical Application based on the Giant Magnetoimpedance Effect. Proc. of Joint International IMEKO TC1+ TC7 Symposium, Ilmenau, Germany, 2005.
- [19] LOUZADA, D. R. et al. Desenvolvimento de um transdutor de pressão de alta sensibilidade, baseado no fenômeno de magnetoimpedância gigante, para aplicação biomédica. **Rio de Janeiro: Pontifícia Universidade Católica**, 2006.
- [20] DA SILVA, M. C. Sistema para avaliação da conformidade de eletrocardiógrafos. **Rio de Janeiro**, 2008.
- [21] SILVA, E. C. et al. High Sensitivity Triaxial Magnetic Field Transducer, Based on the Phase Characteristics of the GMI Effect. XIXIMEKO World Congress, 2009.
- [22] SILVA, E. C. Desenvolvimento de Transdutor Baseado na Fase da Magnetoimpedância Gigante para Medição de Campos Biomagnéticos. **Rio de Janeiro**, 2010.

- [23] SILVA, E. C. et al. High sensitivity giant magnetoimpedance (GMI) magnetic transducer: magnitude versus phase sensing. **Measurement Science and Technology**, v. 22, n. 3, p. 035204, 2011. ISSN 0957-0233.
- [24] INMETRO, Vocabulário Internacional de termos fundamentais e gerais de metrologia (VIM). 4. Ed. Rio de Janeiro, 2005. Disponível em: <http://www.inmetro.gov.br/inovacao/publicacoes/vim_2012.pdf>. Acesso em: 20/06/2018.
- [25] Vocabulário Internacional de Metrologia – Conceitos fundamentais e gerais e termos associados (VIM 2012). Portaria Inmetro n.º 232, de 08 de maio de 2012.
- [26] INMETRO, Metrologia Científica e Industrial. Disponível em: <<http://www.inmetro.gov.br/metcientifica/>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [27] INMETRO, Metrologia Legal. Disponível em: <<http://www.inmetro.gov.br/metlegal/>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [28] BIPM, Bureau International des Poids et Mesures. Disponível em: <<https://www.bipm.org/en/about-us/>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [29] SI Brochure: The International System of Units (SI) [updated in 2014]; 8th edition, 2006. Disponível em <<https://www.bipm.org/en/publications/si-brochure/>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [30] SBM. (2018). Organização Internacional de Metrologia Legal – OIML. Acesso em: 20/06/2018.
- [31] ESTEVES A. , CARVALHO. (2018). estevesalvescarvalho. Disponível em estevesalvescarvalho: <<http://www.estevesalvescarvalho.pt/artigo/o-que-e-o-oiml-e-qual-a-sua-principal-funcao/24/15>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [32] WHO. (2018). Quem nós somos. Disponível em who: <<http://www.who.int/about/who-we-are/en/>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [33] IUPAP. (2018). A HISTÓRIA DO IUPAP 1922-1992. Disponível em iupap: <<http://iupap.org/about-us/the-history-of-iupap-1922-1992/>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [34] ISO. (2018). Sobre o ISO. Disponível em iso: <<https://www.iso.org/about-us.html>>. Acesso em: 20/08/2018.
- [35] IEC. (2018). Bem vindo ao IEC. Disponível em iec: <<http://www.iec.ch/about/?ref=menu>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [36] INMETRO. (2018). Histórico do Inmetro. Disponível em inmetro: <<http://www.inmetro.gov.br/inmetro/historico.asp>>. Acesso em: 20/06/2018.

- [37] ANVISA. (2018). Institucional. Disponível em anvisa: <<http://portal.anvisa.gov.br/institucional>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [38] ABNT. (2018). Conheça a ABNT. Disponível em abnt: <<http://www.abnt.org.br/abnt/conheca-a-abnt>>. Acesso em: 20/06/2018.
- [39] HAYKIN S. Neural Networks: A Comprehensive Foundation, Prentice Hall PTR, Upper Saddle River, New Jersey, USA, 1998.
- [40] ROSENBLATT, F. The perceptron: a probabilistic model for information storage and organization in the brain. **Psychological review**, v. 65, n. 6, p. 386, 1958. ISSN 1939-1471.
- [41] BRAGA, A. D. P.; CARVALHO, A.; LUDERMIR, T. B. **Redes neurais artificiais: teoria e aplicações**. Livros Técnicos e Científicos Rio de Janeiro, 2000. ISBN 8521612184.
- [42] CARVALHO, N. B. et al. Artificial neural networks (ANN): prediction of sensory measurements from instrumental data. **Food Science and Technology**, v. 33, n. 4, p. 722-729, 2013. ISSN 0101-2061.
- [43] MEDINA, J. P., et al. Resolução do problema inverso por Redes Neurais Artificiais para localização de fonte de campo magnético. 2017