

1 Introdução

1.1. Motivação

A penetração acidental de agulhas no corpo humano é bastante freqüente. Estes objetos usualmente causam desconforto ou se posicionam em regiões com risco de perfuração de órgãos, o que leva à necessidade de remoção cirúrgica. Contudo, os métodos convencionais de localização de agulhas no corpo humano apresentam diversos inconvenientes e limitações. O estudo de radiografias simples não fornece informações suficientes para uma correta localização, pois não permite determinar a profundidade do objeto em relação à pele ou a proximidade de estruturas ósseas. A radioscopia, também muito usada nestes casos, além de não apresentar uma boa determinação da posição do objeto, expõe tanto o paciente quanto os profissionais a altos níveis de radiação. Com isso, verifica-se que as cirurgias baseadas nestes métodos apresentam um alto índice de insucesso.

Outras possíveis técnicas de diagnóstico por imagem muito utilizadas atualmente são a ressonância magnética nuclear [1] e a tomografia computadorizada [2]. Estas técnicas, que em princípio poderiam fornecer uma boa exatidão na determinação da posição de objetos estranhos, também possuem seus inconvenientes. No caso da ressonância magnética, os campos magnéticos utilizados para gerar o sinal a ser detectado são muito elevados (até cerca de 5 Tesla), o que certamente causaria o deslocamento do corpo estranho dentro do paciente. A tomografia computadorizada, por sua vez, submete tanto o paciente quanto o operador a altos níveis de radiação, e além de possuir elevados custos de aquisição e operação, esta técnica também não oferece referências adequadas sobre tecidos mais radiotransparentes, o que não permitiria uma indicação com exatidão da posição para a incisão cirúrgica. Considerando as limitações e dificuldades apresentadas pelos métodos tradicionais e pelas avançadas técnicas de diagnóstico por imagem que existem hoje, o desenvolvimento de um método

com maior exatidão, não invasivo, inócuo, de baixo custo e de fácil operação é de grande relevância.

Uma técnica foi desenvolvida no Laboratório de Biometrologia da PUC-Rio, baseada na medição do campo magnético usando o sensor SQUID (*Superconducting Quantum Interference Device*), para a localização tridimensional de agulhas perdidas no corpo humano. Nos seis casos em que a técnica foi aplicada, foi possível uma fácil localização cirúrgica com grande exatidão, diminuindo consideravelmente o tempo de cirurgia e também os usuais altos riscos de fracasso. O método é exato, não-invasivo e inócuo [3].

Apesar do sucesso obtido com a nova técnica, os custos envolvendo a operação do sensor SQUID (principalmente devido à necessidade da utilização de hélio líquido) fazem com que sua utilização sistemática se torne proibitiva na comunidade clínica em geral. Desta forma, foram realizadas medições preliminares com um sensor *fluxgate*, que possui uma sensibilidade muito menor, mas também é muito mais barato. Tais experimentos confirmaram a possibilidade de se substituir o caro sistema LTS SQUID (operado com hélio líquido) por sistemas menos sensíveis como o próprio *fluxgate*, o HTS SQUID (operado com nitrogênio líquido), ou sensores baseados no recentemente descoberto efeito de magnetoimpedância gigante (MIG), que é muito mais barato e simples que as demais opções, além de possuir tecnologia inteiramente nacional [4, 5, 6].

Após o estudo dos sensores MIG já disponíveis na literatura [7-13], esta dissertação propõe uma nova configuração para um sensor baseado no efeito MIG, buscando atender às importantes características que a metrologia preconiza para as inovações em instrumentação para a área da saúde [14], como a inocuidade e não-invasividade, já presentes na técnica anteriormente mencionada, e incorporando um novo fator que é o baixo custo de produção e operação. São apresentados nesta dissertação o desenvolvimento e a caracterização do transdutor de campo magnético em tensão para utilização geral e, em particular, a localização de corpos estranhos magnéticos no corpo humano.

Neste capítulo, inicialmente será apresentada a técnica de localização de corpos estranhos magnéticos já mencionada. Em seguida, tem-se uma breve explicação de três dos principais magnetômetros existentes, que são mencionados e/ou foram utilizados nesta dissertação e do fenômeno da MIG. Na seção seguinte é realizada uma introdução à metrologia relacionada aos equipamentos

eletromédicos em geral, e considerações específicas da pesquisa realizada. Por último, são apresentados a estrutura e o conteúdo desta dissertação.

1.2. Técnica de Localização de Corpos Estranhos Magnéticos do Tipo Agulha Retilínea com o Sensor SQUID

A técnica consiste basicamente em se realizar a medição de um mapa bidimensional do campo magnético associado à agulha e, a partir da morfologia deste, determinar a posição do corpo estranho.

1.2.1. Aparato Experimental

A Fig. 1.1 apresenta o arranjo experimental utilizado para se fazer as medições do mapa magnético associado ao corpo estranho. O paciente é deitado em uma cama que possui movimentação no plano horizontal, localizada abaixo do magnetômetro. Uma mesa digitalizadora comercial acoplada à cama monitora a posição do paciente relativa ao sensor. Tanto o magnetômetro quanto a mesa digital são conectados a um computador, que registra e armazena o sinal detectado pelo magnetômetro para cada posição medida pela mesa.

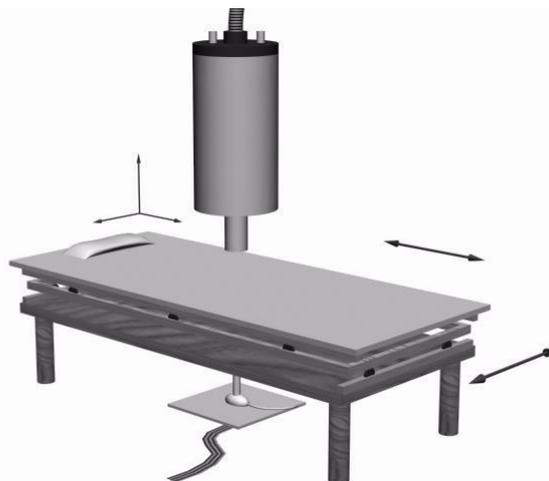


Figura 1.1 - Arranjo experimental para localização de agulhas usando o sensor SQUID [3].

1.2.2. Algoritmo de Localização

A Fig. 1.2 ilustra um mapa de campo magnético típico, medido com o sensor SQUID ao longo de um plano horizontal situado 3 cm acima da superfície da pele de um paciente. Diferentes intensidades de campo são representadas na tela do computador por cores distintas, sendo que matizes de vermelho correspondem a valores positivos de campo, e matizes de azul a valores negativos.

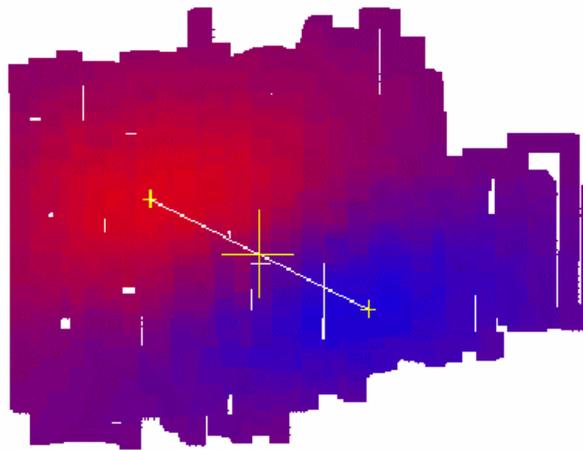


Figura 1.2 – Mapa do campo magnético detectado pelo SQUID num plano 3 cm acima da pele do paciente [3].

O algoritmo inicialmente localiza os valores extremos (positivo e negativo) do campo magnético dipolar. Em seguida, determina as regiões para as quais o campo magnético é maior que 95% do valor máximo, ou menor que 95% do valor mínimo. As posições de campo extremo são definidas então como as médias das posições espaciais dos pontos contidos em cada uma das regiões, ponderadas pelos valores de campo magnético.

As duas posições extremas são mostradas como pequenas cruzes amarelas na figura, e o centro da linha que conecta esses pontos, aqui chamado de *centro magnético*, é marcado por uma cruz amarela grande. Estes pontos são marcados na pele do paciente, para serem usados como referências no processo cirúrgico, fornecendo informações sobre a posição e orientação da agulha.

O algoritmo de localização visa a determinar três parâmetros geométricos: profundidade do corpo estranho em relação ao sensor (h), posição horizontal de seu centro em relação ao plano de medidas, que é definida por meio de um deslocamento em relação à posição central entre os valores máximo e mínimo do campo (Δ); e inclinação do corpo estranho em relação ao plano horizontal (θ). Tais valores, juntamente com o centro magnético da agulha e sua orientação no plano horizontal (já deduzidos a partir dos pontos extremos), definem sua localização sem ambigüidade.

Os parâmetros h , Δ e θ podem ser obtidos a partir de duas quantidades calculadas a partir dos dados magnéticos, que são a distância entre as posições de campo máximo e campo mínimo (denotada por D) e a razão (denotada por R) entre dois outros parâmetros indicados por W e w . Estes são definidos como as larguras das regiões que contém os pontos que possuem intensidades de campos maiores que $+0.9$ e menores que -0.9 , respectivamente. A Fig. 1.3 ilustra a obtenção dos parâmetros magnéticos descritos acima (D , W e w) numa medida magnética realizada ao longo de uma linha a uma altura $h = 12$ cm, com uma agulha de 4,5 cm centrada em $X = 0$ e com inclinação $\theta = 40^\circ$. Assim, com base em modelos computacionais (ou alternativamente, em medidas *in vitro*) são obtidas relações entre esses parâmetros e os parâmetros geométricos de interesse.

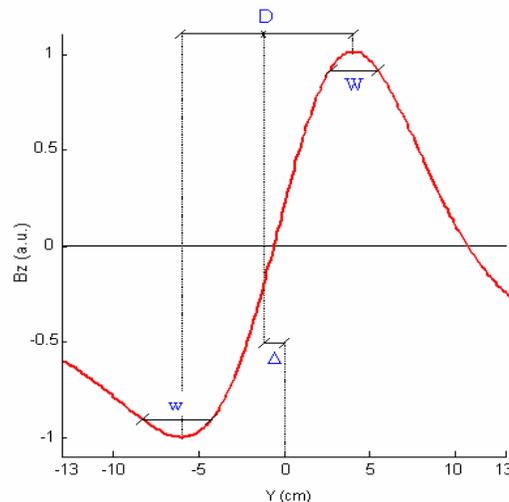
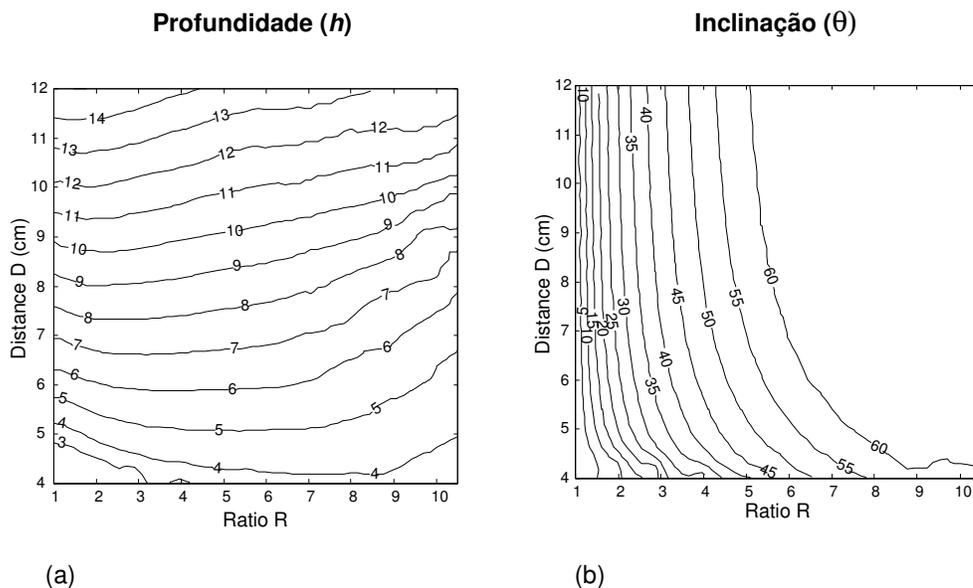
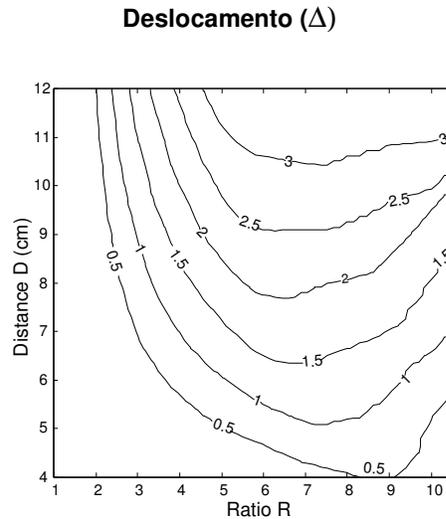


Figura 1.3 - Campo magnético normalizado gerado por uma agulha de 4 cm, com $\theta = 40^\circ$ e $h = 12$ cm [3].

Para um dado comprimento de agulha, três gráficos são gerados, relacionando cada um dos valores desejados (h , Δ e θ) com R e D . Para tal, varia-se sistematicamente a inclinação θ da agulha para diversas profundidades h . Para cada par (h, θ) , a razão R e a distância D são calculadas a partir do respectivo mapa de campo magnético. O deslocamento Δ pode ser diretamente determinado a partir de cada mapeamento, considerando que a posição do centro da agulha é conhecido (nas medidas *in vitro*). Em seguida, um algoritmo de interpolação bidimensional é utilizado para construir os gráficos citados [3].

As Figs. 1.4a, b e c apresentam os gráficos $D \times R$ que foram obtidos variando-se cada um dos diferentes parâmetros, gerados a partir de mapeamentos magnéticos simulados para uma agulha de 4,5 cm. Na primeira figura, cada linha de contorno corresponde a um valor da profundidade da agulha em relação à posição do sensor, h , que assim pode ser determinada uma vez que os parâmetros magnéticos R e D tenham sido calculados a partir do mapeamento. Analogamente, no segundo e terceiro gráficos, a inclinação θ e o deslocamento Δ também podem ser determinados da mesma forma, isto é, entrando-se com os valores experimentais para (R, D) nos gráficos apropriados.





(c)

Figura 1.4 - (a) Gráfico de $D \times R$ variando-se a profundidade do sensor em relação ao corpo estranho (h); (b) variando-se a inclinação da agulha em relação ao plano de medição (θ); (c) gráfico de $D \times R$, onde cada linha corresponde a um valor de deslocamento (Δ) [3].

1.3. Magnetômetros

Os diversos transdutores de campo magnético existentes, também chamados de magnetômetros, exploram uma ampla gama de conceitos físicos, a maioria baseada na conexão entre os fenômenos elétricos e magnéticos. Em geral, um transdutor de campo magnético é baseado em algum tipo de sensor, que converte o campo magnético em um sinal elétrico [15, 16, 17].

A resposta de um sensor magnético é usualmente determinada pela maneira com que a indução magnética atua nas cargas em movimento. Portanto, é comum se empregar materiais com alta permeabilidade magnética nos sensores.

Estes dispositivos são bem diferentes entre si, nos aspectos de construção e custo. Logo, quando se faz uma comparação entre eles, deve-se levar em conta, para uma determinada aplicação, a resolução espacial desejada, o tamanho físico e o preço do sensor. Também é importante lembrar que a sensibilidade de cada sensor é bastante afetada pela eletrônica de leitura.

Na Tabela 1.1 pode-se verificar as sensibilidades e preços atuais estimados de alguns dos principais sensores magnéticos utilizados na comunidade científica, com os quais o grupo de pesquisa do Laboratório de Biometrologia tem experiência de trabalho. O preço e a resolução do sensor MIG apresentados são uma estimativa para o transdutor que foi desenvolvido no decorrer desta dissertação. A seguir, são apresentados breves resumos dos princípios de funcionamento destes sensores.

Tabela 1.1 – Magnetômetros, resolução e preço.

Sensor	Resolução (Tesla)	Preço
SQUID	10^{-14}	US\$ 100.000,00
Sensor de Efeito Hall	10^{-6}	US\$ 15.000,00
<i>Fluxgate</i>	10^{-10}	US\$ 15.000,00
Sensor MIG	10^{-8}	US\$ 200,00

1.3.1. SQUID

Os sensores SQUID (*Superconducting Quantum Interference Device*) [15, 16, 18] são dispositivos que utilizam as propriedades da supercondutividade para transformar variações extremamente pequenas de corrente elétrica ou campo magnético em uma tensão elétrica. Dentre os sensores utilizados para se detectar campos magnéticos, o SQUID se destaca por sua alta sensibilidade.

O modelo mais simples de SQUID consiste em um anel supercondutor interrompido por uma junção Josephson (Fig. 1.5). A Junção Josephson é constituída de um conjunto supercondutor – barreira – supercondutor. Quando dois supercondutores são acoplados fracamente, isto é, intercalados por uma barreira constituída de uma fina camada de óxido, uma corrente elétrica é capaz de atravessá-la por tunelamento [19, 20].

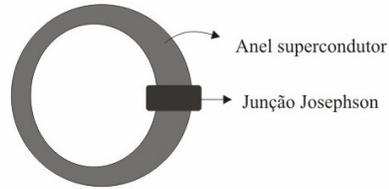


Figura 1.5 – Anel supercondutor interrompido por uma junção Josephson.

O fluxo magnético total que atravessa o anel é a soma do fluxo produzido por um campo externo e o produzido pela corrente de circulação do anel. Como o fluxo total é função do fluxo aplicado, conhecendo-se o fluxo total do anel através de uma montagem eletrônica, pode-se utilizar o dispositivo como um magnetômetro.

A grande vantagem do sensor SQUID consiste em sua elevada sensibilidade, porém são muitos os problemas envolvidos na sua operação. Por exemplo, essa sensibilidade torna necessária a eliminação de todo tipo de ruído magnético. Ou seja, para se medir o fluxo magnético externo com um SQUID, um transformador de fluxo (um filtro espacial passa-alta) deve ser acoplado, para eliminar a influência de fontes magnéticas distantes. Outro empecilho na sua operação decorre dele ser constituído por materiais supercondutores, o que exige a utilização de líquidos criogênicos, implicando em um complexo aparato experimental, como pode ser observado na Fig. 1.6. Este aparato consiste de um recipiente isolado termicamente (*dewar*), onde o hélio deve estar em vácuo para ser mantido no estado líquido.

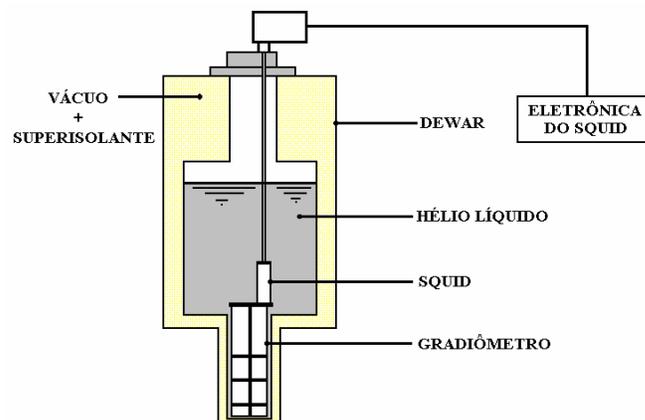


Figura 1.6 – Esquema do aparato do sensor SQUID.

1.3.2. Sensor de Efeito Hall Clássico

Um sensor de Efeito Hall [16, 17, 21] é basicamente uma pastilha retangular de material condutor conduzindo corrente, posicionado em uma região de campo magnético para medir a densidade de fluxo, como ilustrado na Fig. 1.7.

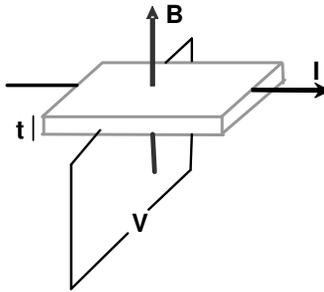


Figura 1.7 – Representação de um sensor de efeito Hall.

Se há uma densidade de fluxo magnético de magnitude B ortogonal à superfície de uma pastilha de espessura t , uma diferença de potencial V é induzida ao longo de sua largura, dada por

$$V = \frac{R_H IB}{t}$$

onde R_H é o coeficiente Hall, o qual é constante para um dado material a uma temperatura fixa, sendo expresso em $\text{m}^3/\text{°C}$. Portanto, para uma determinada corrente I e temperatura de operação, a tensão V é proporcional à densidade de fluxo magnético B .

1.3.3. Sensor Fluxgate

Os *fluxgates* [17, 22] são constituídos por um núcleo de material ferromagnético de fácil saturação com uma bobina de excitação e uma de detecção, enroladas a sua volta, como se pode ver na Fig. 1.8.

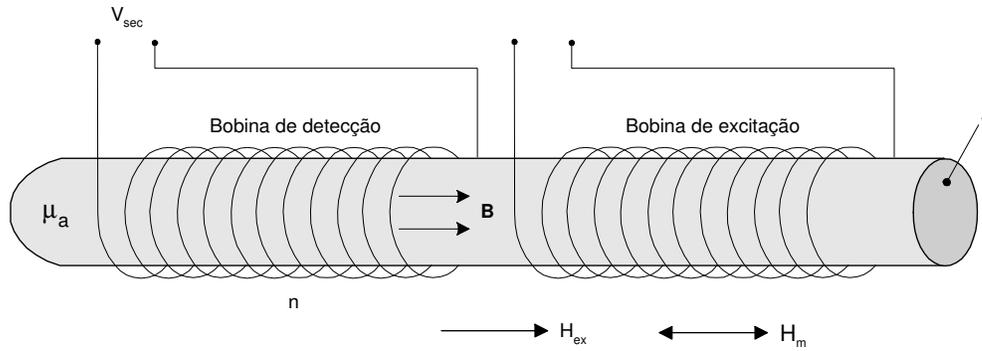


Figura 1.8 - Representação de um sensor *fluxgate* parcialmente completo.

Uma variação no campo magnético externo (H_{ex}) irá gerar uma variação no campo no interior da amostra $B = \mu H_{ex}$. Da mesma forma, se houver uma variação da permeabilidade magnética (μ) do núcleo, B irá variar, mesmo que H fique constante. Para produzir uma variação temporal da permeabilidade, um campo de magnetização senoidal é aplicado por meio da bobina de excitação.

Observando-se a curva de magnetização na Fig. 1.9, verifica-se que, se um campo H variante no tempo é aplicado, a inclinação desta, que corresponde a μ , também varia.

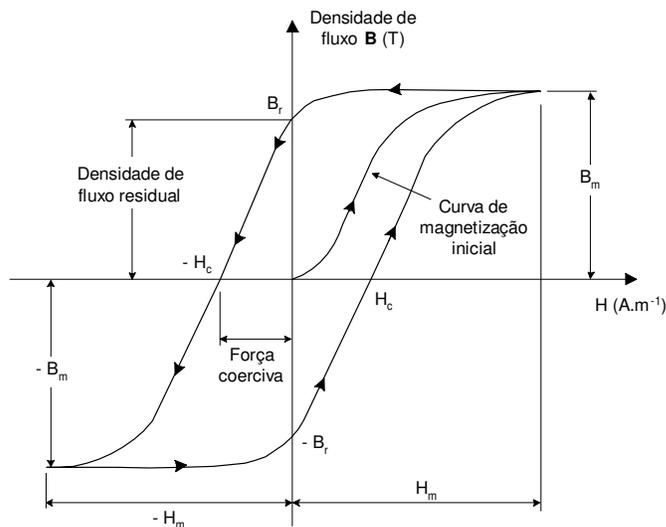


Figura 1.9 - Histerese.

Esta variação da magnetização do núcleo induz uma grande tensão na bobina de detecção mas, se dois núcleos opostamente magnetizados (por meio de enrolamentos em sentidos contrários) forem colocados dentro da mesma bobina

de detecção, como ilustrado na Fig. 1.10, os campos induzidos nos núcleos pelas bobinas de excitação serão cancelados e somente as variações de fluxo devido ao campo magnético externo serão detectadas.

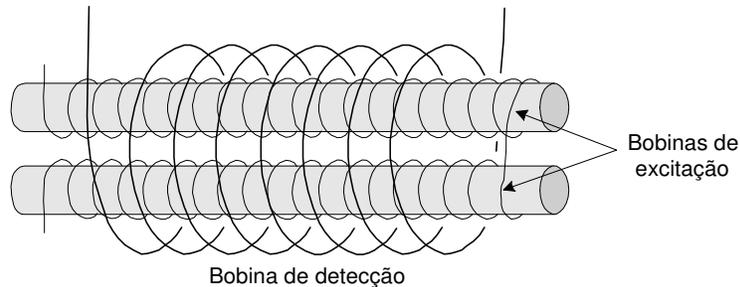


Figura 1.10 – Representação de um sensor *fluxgate*.

Para se obter a expressão da tensão de saída na bobina de detecção, deve-se empregar um complexo tratamento matemático baseado na análise de Fourier da equação final do *fluxgate*, mas obtém-se da mesma maneira uma tensão contínua que é proporcional ao campo.

1.4. Fenômeno da Magnetoimpedância Gigante (MIG)

O fenômeno da magnetoimpedância gigante consiste na grande variação da impedância de materiais ferromagnéticos amorfos mediante a aplicação de corrente alternada com um campo magnético externo contínuo. O que significa que, ao se aplicar uma corrente alternada numa amostra e se variar o campo magnético externo, sua curva $|Z| \times H$ apresentará um ou dois picos (dependendo da anisotropia da amostra) para determinados valores de H , como ilustrado nas Figs. 1.11a e b.

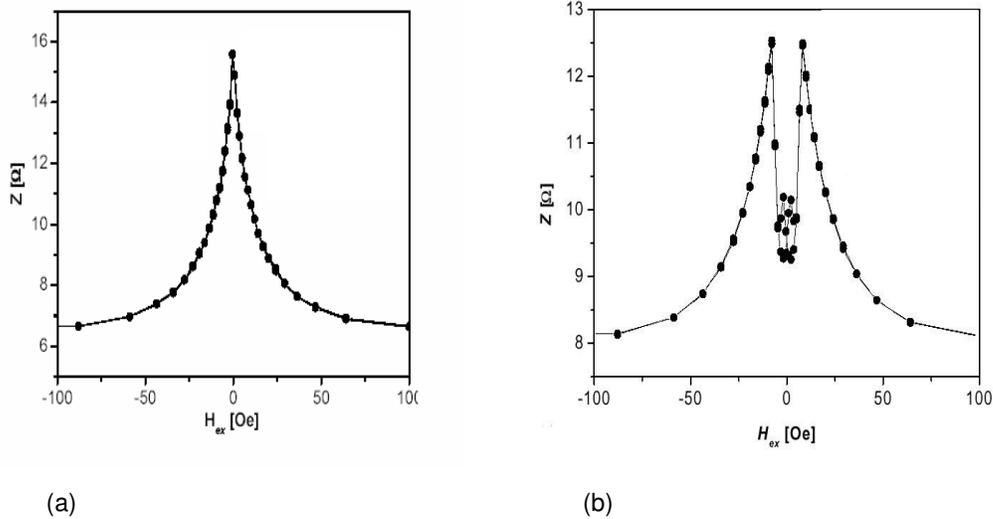


Figura 1.11 - Dependência do módulo da impedância Z com o campo magnético externo H_{ex} para uma fita de $(\text{Fe}_{0.053}\text{Co}_{0.947})_{70}\text{Si}_{12}\text{B}_{18}$, com corrente de medida de 900 kHz de frequência e 5 mA de amplitude. (a) comportamento de pico único, (b) comportamento de pico duplo [23].

Esta variação da impedância com o campo magnético externo é na verdade reflexo da variação de profundidade de penetração (*skin depth*) da corrente, que depende da frequência e da amplitude da corrente aplicada, bem como da permeabilidade magnética e da condutividade elétrica do material. A grande variação da profundidade de penetração com o campo se dá devido à dependência desta com a permeabilidade magnética, que por sua vez está intimamente ligada à resposta da estrutura de domínios magnéticos do material ao campo.

Muitos trabalhos foram e ainda estão sendo realizados com o objetivo de explicar e melhor descrever o fenômeno da MIG. Como este não é objetivo desta dissertação, apenas serão apresentados os resultados desses estudos [5, 23, 24, 25] no capítulo 2 desta dissertação.

1.5. Confiabilidade Metrológica de Equipamentos Eletromédicos

A realização de medições de parâmetros fisiológicos é essencial para o diagnóstico, caracterização de riscos, tratamento e acompanhamento da evolução

clínica de pacientes. Sendo assim, os procedimentos de medição aplicados à área de saúde devem se caracterizar por uma elevada exatidão e rastreabilidade ao Sistema Internacional de Unidades (SI). A confiabilidade metrológica dos equipamentos biomédicos garante não somente a segurança dos diagnósticos e tratamentos, mas também a desejável comparabilidade internacional nas biomedições [14].

No Brasil, o controle de equipamentos eletromédicos (EEM) foi estabelecido por legislação relativamente recente. A Lei 6.360, de 23 de setembro de 1976, submeteu ao sistema de vigilância sanitária os EEM e outros produtos médicos. Esta Lei foi regulamentada pelo Decreto 79.094, de 5 de janeiro de 1977, que estabeleceu os requisitos para o registro dos produtos médicos [14].

A Portaria nº 2.043, de 12 de dezembro de 1994, do Ministério da Saúde, enquadra os produtos médicos segundo o potencial de risco que representam à saúde do usuário, seja paciente ou operador, nas classes: classe 1 – baixo risco, classe 2 – médio risco, classe 3 – alto risco, para fins de registro ou isenção deste no Ministério da Saúde. A Portaria determina a obrigatoriedade de registro dos produtos enquadrados nas classes 2 e 3.

A Portaria nº 1.104, de 30 de agosto de 1999, do Ministério da Saúde, determina à Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) a publicação do regulamento técnico sobre a qualidade de equipamentos eletromédicos.

A Resolução 444, de 31 de agosto de 1999 da ANVISA adota a norma brasileira NBR IEC 60601-1 Equipamentos Eletromédicos, Parte 1: Prescrições gerais para segurança e normas técnicas específicas da série NBR IEC 60601-2.

O transdutor MIG de campo magnético em tensão apresentado nesta dissertação, enquanto equipamento eletromédico, seria classificado como equipamento de diagnóstico e portanto enquadrado na classe 2 – médio risco. Como este seria um equipamento novo, não existe nenhuma norma da série NBR IEC 60601-2 que trate dele especificamente. Contudo, ele deveria estar em conformidade com a norma geral NBR IEC 60601-1 e algumas de suas normas colaterais: NBR IEC 60601-1-1 Norma Colateral: Prescrições de segurança para sistemas eletromédicos, NBR IEC 60601-1-2 Norma Colateral: Compatibilidade eletromagnética – Prescrições e ensaios, NBR IEC 60601-1-4 Norma Colateral: Sistemas eletromédicos programáveis.

Outros fatores importantes referentes à metrologia na área da saúde consistem nas características de baixo custo, não-invasividade e inocuidade [14]. Estes fatores são amplamente satisfeitos pelo transdutor desenvolvido.

Também é importante ressaltar que neste trabalho, devido à etapa de desenvolvimento em que o transdutor se encontra, os equipamentos de medição comerciais que foram utilizados não possuíam calibração rastreada. Da mesma forma, os equipamentos desenvolvidos especificamente para o projeto não foram calibrados com rastreabilidade ao Sistema Internacional de Unidades. Uma vez que se obtenha a resposta desejada para o transdutor, uma calibração rastreada a padrões internacionais deve ser realizada, bem como os cálculos dos erros e incertezas envolvidos no processo de medição e do algoritmo de localização.

1.6. Estrutura e Conteúdo da Dissertação

Além deste capítulo introdutório, esta dissertação contém mais 5 capítulos.

O capítulo 2 – “Fitas MIG”, consiste em uma breve descrição do material que constitui as fitas e o método de produção utilizado. Este ainda contém uma superficial descrição do fenômeno da MIG e alguns de seus modelos também são apresentados, bem como o aparato experimental utilizado para obtenção da curva de caracterização da fita utilizada e o resultado adquirido.

O capítulo 3 – “Transdutor MIG de Campo Magnético em Tensão”, descreve detalhadamente cada componente do transdutor e suas medições de caracterização. Este ainda avalia aspectos como a geometria do elemento sensor, efeitos de histerese, frequência da corrente de alimentação do transdutor e imunidade a campos uniformes.

O capítulo 4 – “Modelagens”, tem por foco a principal aplicação pretendida para o transdutor MIG, a localização de corpos estranhos magnéticos. Para tanto, o campo magnético de uma agulha é modelado, assim como o sinal detectado pelo transdutor devido ao campo magnético gerado por este corpo estranho. Análises quanto à variação do sinal de saída simulado do transdutor com parâmetros tais

como, a magnetização da agulha, a distância entre o sensor e a agulha, e o ângulo entre o plano do sensor e o da agulha, também são apresentadas.

O capítulo 5 – “Resultados Experimentais”, apresenta as medições unidimensionais e bidimensionais do campo magnético gerado por uma agulha utilizando o transdutor desenvolvido, e a interpretação dos resultados obtidos.

No capítulo 6 – “Discussão, Trabalhos Futuros e Conclusão”, são expostas as principais conclusões e idéias que puderam ser extraídas desta pesquisa, bem como sugestões para o aprimoramento do transdutor.