

1 Introdução

1.1. Objetivo

Esta dissertação tem por objetivo central o desenvolvimento de um transdutor magnético de elevada sensibilidade, capaz de detectar sinais biomagnéticos, isto é, campos magnéticos gerados por organismos vivos ou por marcadores magnéticos inseridos nesses organismos. Em especial, deseja-se detectar de forma satisfatória o campo magnético gerado pela atividade elétrica cardíaca, de forma a se estabelecer um sistema de magnetocardiografia (MCG) com pleno atendimento aos princípios biometrológicos.

1.2. Contextualização

1.2.1. Biomagnetismo

As medições do campo magnético produzido pelo corpo humano são denominadas de técnicas de medição biomagnética, apresentando importantes vantagens para sua aplicação clínica, tais como a não-invasividade, a não-necessidade de contato com o paciente e a inocuidade [1-3]. Por meio da medição biomagnética obtém-se a distribuição temporal e espacial do campo magnético, possibilitando a localização de suas fontes [3-5]. O campo gerado pelas correntes intracelulares (correntes primárias) pode ser detectado, sem ser perturbado pelas não-homogeneidades do volume condutor ao redor dos tecidos, o que consiste em importante vantagem com relação à medição da diferença de potencial utilizando eletrodos de superfície – p. ex. eletrocardiografia (ECG) e eletroencefalografia (EEG) – que, por serem baseados nas correntes de volume condutor (extracelulares ou secundárias), são fortemente influenciados pelas não-homogeneidades de condutividade do mesmo [4-10].

1.2.2. Magnetoimpedância Gigante

A importância da magnetoimpedância gigante (GMI – *Giant Magnetoimpedance*) no cenário científico mundial tem aumentado e diversos laboratórios estão empreendendo pesquisas promissoras em várias áreas de aplicação. Um exemplo recente foi a concessão do Prêmio Nobel em Física em 2007 para os pesquisadores Albert Fert e Peter Grünberg que descobriram a Magnetoresistência Gigante (GMR) [11-12].

O efeito da Magnetoimpedância Gigante começou a ser estudado intensamente na década de 1990, e caracteriza-se pela variação da impedância de uma amostra de material amorfo de acordo com o campo magnético que o atravessa. Excitando-se a amostra com uma corrente elétrica alternada e, por exemplo, medindo-se a envoltória da tensão elétrica alternada resultante, por meio de um detector AM, obtém-se então um transdutor de campo magnético em tensão elétrica (magnetômetro). A grande vantagem dos magnetômetros GMI em comparação às demais alternativas é o seu baixo custo para produção em escala, aliado à boa sensibilidade e à grande faixa de frequências de operação [13-17].

Há cerca de 5 anos, vem sendo desenvolvidos no Laboratório de Biometrologia da PUC-Rio, em colaboração com o Departamento de Física da Universidade Federal de Pernambuco (DF-UFPE), promissores protótipos de transdutores baseados no fenômeno da magnetoimpedância gigante (GMI) [18-23]. Já foi possível desenvolver um magnetômetro, como alternativa ao SQUID (*Superconducting Quantum Interference Device*), com resultados promissores na detecção de objetos metálicos inseridos no corpo humano [18-19,21,23] mas, ainda, não para a detecção do campo magnético cardíaco. O DF-UFPE dispõe de um laboratório de preparação de materiais que apresentam esse fenômeno, bem como dos equipamentos necessários para caracterizá-los.

1.2.3. Biometrologia

O neologismo Biometrologia se refere à aplicação da ciência das medições (metrologia) às biociências, com desdobramentos para as áreas das ciências da vida, contribuindo assim para a comparabilidade e reprodutibilidade das

biomedições. Em 1999, na 21ª Conferência Geral de Pesos e Medidas (CGPM), o termo biometrologia foi utilizado ao se discutir a relevância econômica e social da metrologia, reconhecendo o desafio associado à aplicação desta área às biomedições [2].

Na área biomédica, a realização de medições de parâmetros fisiológicos é essencial para a obtenção de informações diagnósticas, caracterização de riscos, indicação e realização de tratamentos e acompanhamento da evolução clínica de pacientes. Quando se considera a aplicação da metrologia no setor da saúde, com sua relevância social, pode-se deduzir que é fundamental destacar alguns fatores que devem ser perseguidos pelos trabalhos de pesquisa e desenvolvimento de inovações em instrumentação na área biomédica. Tais fatores, conhecidos como Princípios Biometrológicos, envolvem elevada exatidão, não-invasividade, inocuidade, baixo custo de fabricação e operação, além de baixa complexidade de operação [2]. A não-invasividade e inocuidade, por sua vez, têm contribuição especial para a garantia da obtenção de resultados com maior segurança e menores riscos para o paciente.

O grande desenvolvimento da Ciência e Tecnologia durante o século XX contribuiu para uma acelerada evolução dos equipamentos médicos, tornando-os mais complexos e capazes de medir um crescente número de variáveis fisiológicas. No entanto, o risco do uso de equipamentos sem a adequada avaliação objetivando a garantia de sua confiabilidade metrológica ganhou alguma atenção somente após 1990, com a publicação dos resultados do *Harvard Medical Practice Study* sobre eventos adversos [24-25]. O estudo de Harvard concluiu que 3,7% dos pacientes hospitalizados sofrem eventos adversos, sendo que 13,6 % dos incidentes são mortais [25].

Desta forma, nota-se que os instrumentos biomédicos de medição devem atender aos princípios biometrológicos e incorporar ao projeto os aspectos de segurança e desempenho necessários ao atendimento de regulamentos e normas técnicas pertinentes.

1.3. Motivação

Segundo a Organização Mundial da Saúde (OMS), as doenças cardiovasculares são as responsáveis pela grande maioria das mortes registradas no mundo. A Fig. 1 apresenta a taxa de mortalidade, por *causa mortis* e gênero, de acordo com a OMS [26-27]. Dessa forma, apesar dos constantes avanços tecnológicos nos métodos diagnósticos e tratamentos associados ao sistema cardiovascular, nota-se que este, ainda, é o principal responsável pelos óbitos.

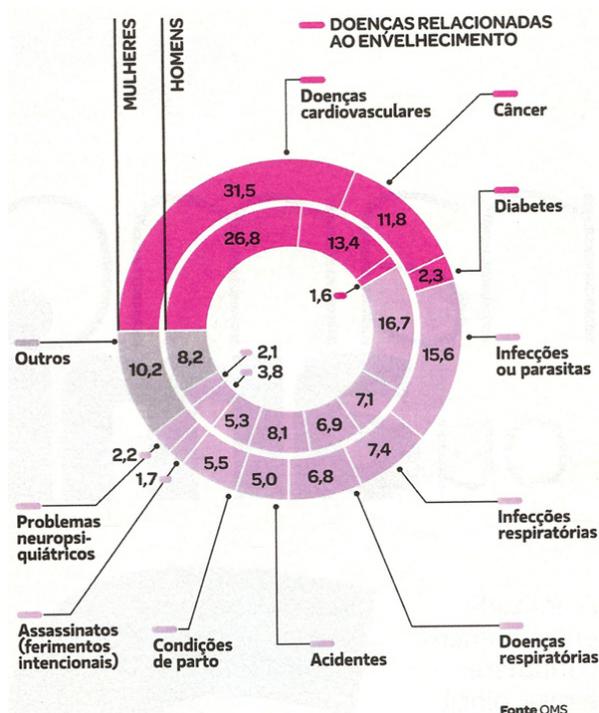


Figura 1 – Taxa de mortalidade no mundo, por *causa mortis* e gênero, de acordo com a Organização Mundial da Saúde (OMS).

No Brasil, os dados do Sistema de Informações sobre Mortalidade (SIM) indicam que em 2007, aproximadamente 29,5% do total de óbitos registrados foram atribuídos às doenças relacionadas ao aparelho circulatório [28]. Relacionando os dados do SIM [28] com os dados de crescimento populacional obtidos do documento “Projeção da população do Brasil por sexo e idade 1980-2050, Revisão 2008”, publicado pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) [29], pôde-se construir a Fig. 2, a qual permite visualizar a cada ano (entre 1996 e 2007) o percentual de óbitos, isto é, número de óbitos provenientes de doenças do aparelho circulatório no Brasil dividido pela população total.

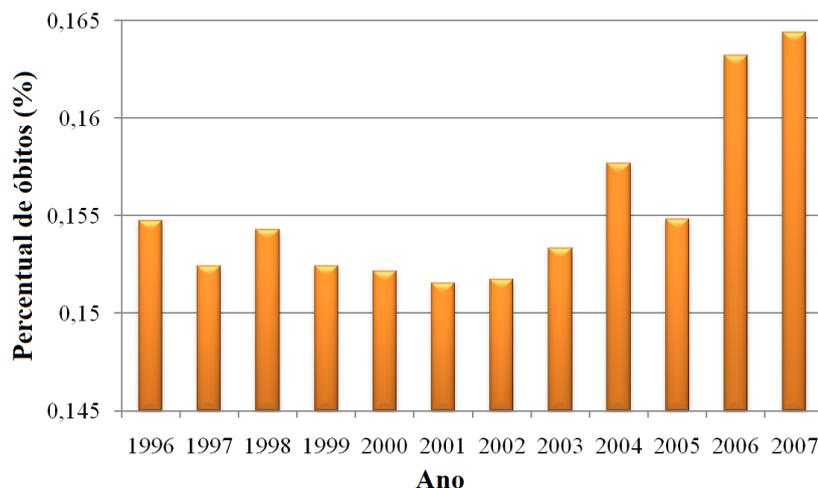


Figura 2 – Percentual de óbitos (número de óbitos por habitante) provenientes de doenças do aparelho circulatório no Brasil, entre 1996 e 2007.

Esta figura indica um aumento significativo, nos últimos anos (2006 e 2007), na quantidade percentual de óbitos advindos de doenças do aparelho circulatório no Brasil. Em relação a 1996, o número de óbitos por habitante subiu cerca de 5,5%, em 2006, e 6,2% em 2007. Dessa forma, verifica-se a necessidade do desenvolvimento de novos métodos diagnósticos e terapêuticos capazes de estabilizar ou reverter essa tendência crescente.

A Magnetocardiografia (MCG) é um método diagnóstico capaz de introduzir significativas melhorias em relação a seu “equivalente” elétrico, eletrocardiografia (ECG), porém sua aplicabilidade clínica é inviabilizada devido a seu elevado custo de instalação, manutenção e operação [10,30-31].

Os magnêtometros GMI até então desenvolvidos, tanto pelo grupo de pesquisa da PUC-Rio quanto por pesquisadores em outras partes do mundo, utilizam as características de módulo da impedância do efeito GMI [13-23]. Porém, recentemente, em pesquisas conduzidas no Laboratório de Biometrologia, fruto dessa dissertação, verificou-se que a construção de transdutores magnéticos baseados nas características de fase da impedância de fitas GMI tem o potencial de elevar os valores de sensibilidade em pelo menos 100 vezes, quando comparados àqueles obtidos com transdutores baseados no módulo, tendo, inclusive, sido depositada uma patente referente ao método proposto e ao novo transdutor magnético baseado nas características de fase do efeito GMI [32-39]. Esse novo patamar alcançado permite vislumbrar uma nova aplicação: a detecção do campo magnético do coração humano (Magnetocardiografia).

O desenvolvimento de um sistema MCG de baixo custo, funcionando à temperatura ambiente, conforme objetiva a presente dissertação, poderá conferir a tal o status de importante ferramenta diagnóstica, em plena conformidade com os já mencionados princípios biometrológicos [2]. Assim, objetiva-se contribuir para o aperfeiçoamento e evolução da infra-estrutura de serviços tecnológicos no país aplicados à saúde, com evidente impacto social.

A redução dos custos, em comparação com os SQUIDS, permitirá a adoção e disseminação de um sistema alternativo de MCG, a qual possibilitará a difusão dessa técnica, tornando pública a possibilidade de uma tecnologia de baixo custo acessível internacionalmente a outros centros de pesquisa no mundo, especialmente em países com economias em desenvolvimento como o Brasil.

1.4. Confiabilidade Metrológica de Equipamentos Eletromédicos

A Metrologia subdivide-se em três grupos: Metrologia Científica, Metrologia Industrial e Metrologia Legal. A Metrologia Científica organiza, desenvolve e conserva os padrões de medida. Por sua vez, a Metrologia Industrial assegura o funcionamento adequado de instrumentos de medição usados na indústria, garantindo a qualidade dos produtos. Finalmente, a Metrologia Legal atua em setores relacionados aos sistemas de medição usados nas transações comerciais e nos setores da saúde, segurança e meio ambiente. Esta abrange todas as atividades nas quais requisitos legais são estabelecidos de forma a garantir um nível adequado de confiabilidade dos resultados das medições [40-43].

1.4.1. Contexto Internacional

1.4.1.1. BIPM: Estrutura e Aspectos Relevantes

O BIPM (*Bureau International des Poids et Mesures*) é uma organização intergovernamental submetida à autoridade da Conferência Geral de Pesos e Medidas (CGPM - *General Conference on Weights and Measures*) e à supervisão do Comitê Internacional de Pesos e Medidas (CIPM - *International Committee for Weights and Measures*). Sua criação data de 1875, através da assinatura da

Convenção do Metro na cidade de Paris. Na época, a mesma foi assinada por representantes de 17 países, incluindo o Brasil, e estabelecia critérios definindo como as atividades do BIPM seriam geridas e financiadas. Ainda, foi estabelecida uma estrutura organizacional para os estados membros, de forma aos mesmos agirem de comum acordo em questões referentes às unidades de medida. O BIPM tem por função estabelecer as bases de um sistema de medidas único, coerente, universalmente utilizado e rastreável ao Sistema Internacional de Unidades [44].

O CGPM recebe e analisa os relatórios do CIPM, os acordos realizados em prol da difusão e aperfeiçoamento do SI, endossa a determinação de novas constantes metrológicas fundamentais e de várias resoluções científicas internacionais, além de definir os aspectos concernentes à estrutura organizacional e ao desenvolvimento do BIPM. O CGPM é constituído por delegados dos governos dos Estados Membros e observadores dos Associados, sendo que as reuniões ocorrem a cada quatro anos e a próxima será em 2011 (24ª CGPM).

O CIPM tem como seu objetivo principal a uniformização universal das unidades de medida. O mesmo é constituído por 18 indivíduos, provenientes de Estados Membros diferentes, e reúne-se anualmente, no BIPM, para, entre outras tarefas, discutir sobre os relatórios apresentados pelos Comitês Consultivos [44].

Atualmente, o Sistema Internacional de Unidades (SI) é composto por 7 unidades de base, a partir das quais qualquer unidade derivada pode ser definida. As unidades de base são: metro (comprimento), quilograma (massa), segundo (tempo), ampère (corrente elétrica), kelvin (temperatura termodinâmica), mol (quantidade de matéria) e candela (intensidade luminosa) [45].

A Fig. 3 exibe um histórico resumido, com véis metrológico, da evolução das unidades de medida. O histórico enfatiza as unidades eletromagnéticas, porém, também, destaca a cronologia de inserção, no SI, de cada uma das 7 unidades de base que constituem o conjunto atual [44-46].

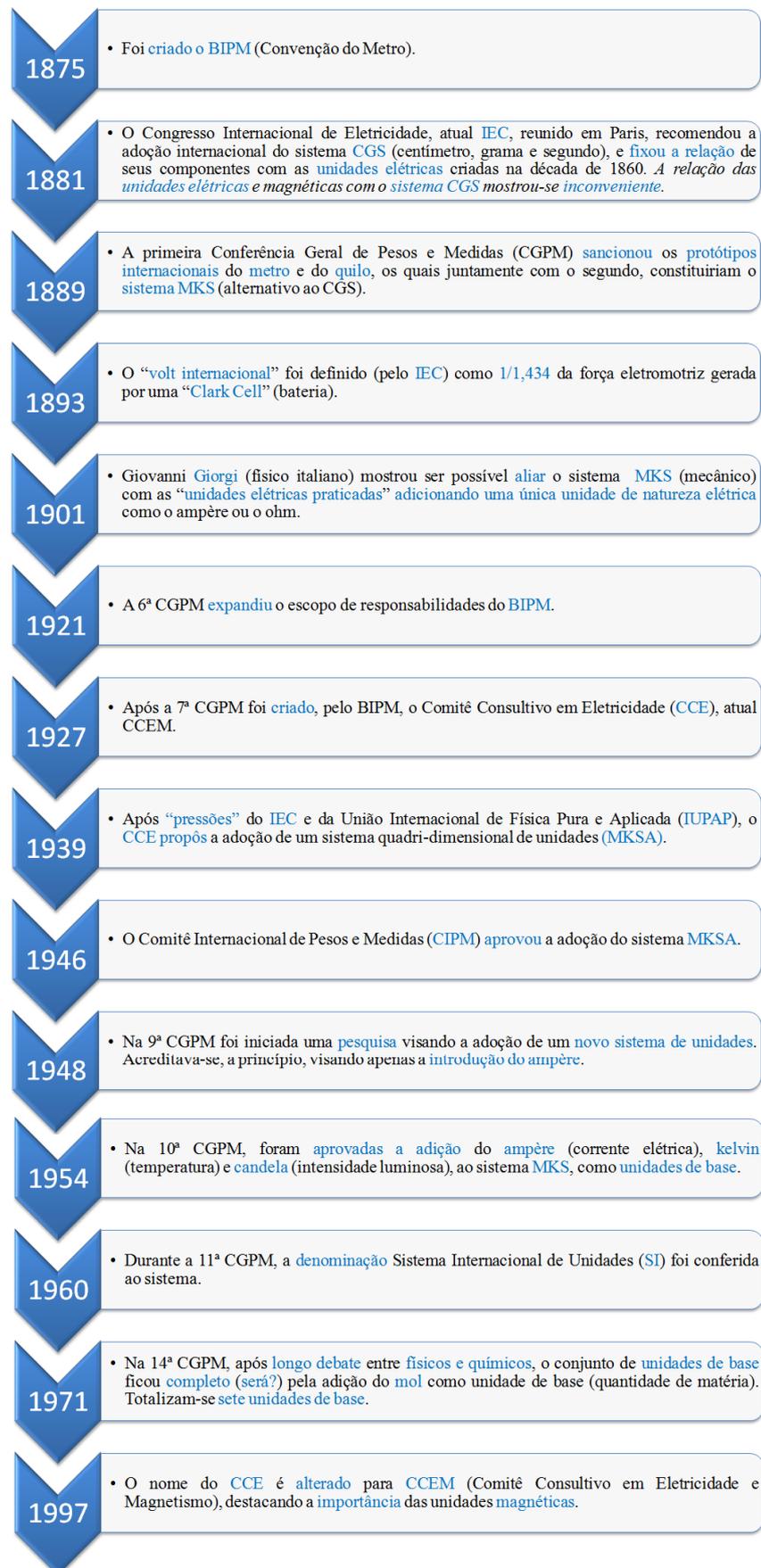


Figura 3 – Cronologia, com enfoque nas grandezas eletromagnéticas, do Sistema Internacional de Unidades (SI): da criação do BIPM à introdução do mol.

1.4.1.2. OIML

A Organização Internacional de Metrologia Legal (OIML) é uma organização intergovernamental cujos membros incluem Estados Membros – países que participam ativamente das atividades técnicas – e Estados Correspondentes – países que juntam-se a OIML como observadores. A OIML foi estabelecida em 1955 objetivando promover a harmonização mundial dos procedimentos referentes à metrologia legal. Desde então, a OIML desenvolveu uma estrutura técnica global capaz de prover a seus membros guias metrológicos para a elaboração dos requisitos nacionais e regionais referentes à fabricação e utilização de instrumentos de medição, destinados a aplicações relacionadas à metrologia legal. De acordo com dados do Banco Mundial (2007), os membros da OIML abrangem cerca de 88% da população mundial e aproximadamente 98,5% da economia global [43].

As atividades da OIML diretamente relacionadas ao setor da saúde são realizadas pelo TC 18 (TC – *Technical Committee*) denominado “Instrumentos de Medição Médicos”. Este TC é composto por 9 países membros e 16 observadores, sendo que o Brasil é um país membro.

A OIML elabora Recomendações Internacionais para a regulamentação técnica metrológica de instrumentos de medição no âmbito da metrologia legal. Na elaboração das recomendações, procura-se estabelecer acordos de cooperação com a ISO (*International Standardization Organization*) e o IEC (*International Electrotechnical Commission*), buscando-se evitar requisitos contraditórios [43].

1.4.1.3. OMS

Em 1945, diplomatas de diversos países reuniram-se em São Francisco (Estados Unidos) para criarem a Organização das Nações Unidas (ONU), neste encontro ressaltou-se a relevância da criação de uma organização mundial responsável pelo setor da saúde. Neste contexto, a Organização Mundial da Saúde (OMS) foi criada em 7 de Abril de 1948, data que seria posteriormente oficializada como Dia Mundial da Saúde, contando com a participação de 55 Estados-Membros.

Atualmente, a OMS conta com 193 estados-membros e mais dois membros associados. Estes se reúnem anualmente numa Assembleia Geral realizada em Genebra, na Suíça, para definirem a política organizacional e aprovarem o orçamento anual, sendo que, a cada cinco anos, também se nomeia o Diretor Geral. A OMS possui sua sede em Genebra (Suíça), 6 escritórios regionais – Washington (Estados Unidos), Copenhague (Dinamarca), Cairo (Egito), Nova Deli (Índia), Manila (Filipinas) e Brazaville (República do Congo) – e escritórios locais em 147 países.

A Organização Mundial da Saúde é a autoridade, pertencente à ONU, responsável pela direção e coordenação de temas associados à área da saúde. A qual é responsável por prover liderança em temas pertinentes à saúde, determinar a agenda de pesquisa em saúde, estabelecer normas e promover suas aplicações, articular posições políticas baseadas em evidências, prestar apoio técnico a países, e monitorar e avaliar novas tendências na área da saúde.

O orçamento da OMS no período 2006-2007 foi de US\$ 3,3 Bilhões, dos quais 28% advêm das cotas dos países membros e 72% de doações voluntárias de países, agências e outros parceiros [27].

1.4.1.4. IAEA

Em 1953, o presidente dos Estados Unidos, Dwight D. Eisenhower, durante seu discurso na Assembleia das Nações Unidas, denominado “Átomos para a paz”, propôs a criação de um organismo internacional para regular e promover o uso pacífico da energia nuclear. Desde então, promoveram-se esforços conjuntos que culminaram com a fundação da Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – *International Atomic Energy Agency*) em 1957, a qual atua como uma organização internacional independente relacionada à ONU.

A missão da IAEA baseia-se em três grandes pilares: salvaguardas e verificações, segurança, e ciência e tecnologia. Sendo que, na área da saúde, a mesma atua no intuito de garantir a segurança de pessoas e do meio ambiente a níveis prejudiciais de radiação e, também, em aplicações pacíficas da tecnologia nuclear associadas ao desenvolvimento de equipamentos médicos.

Atualmente, a IAEA conta com a participação de 151 Estados-Membros, sua sede localiza-se em Viena (Áustria) e seu orçamento para o ano de 2008 foi de aproximadamente US\$ 460 milhões, sendo 82% provenientes das contribuições dos Estados-Membros e 18% de doações [47].

1.4.1.5. IEC e ISO

A Comissão Eletrotécnica Internacional (IEC – *International Electrotechnical Commission*) é o organismo de normalização atuante no campo de equipamentos eletromédicos, por meio do comitê técnico (TC – *Technical Committee*) 62, denominado: Equipamentos elétricos na prática médica. O mesmo é responsável pela confecção de normas internacionais e relatórios técnicos referentes à fabricação, utilização e aplicação de equipamentos elétricos utilizados na prática médica e efeitos em pacientes, operadores e no meio-ambiente. Sua abrangência compreende a área cirúrgica, saúde dental, bem como todo o campo da saúde [46].

Por sua vez, o TC 62 se subdivide em quatro subcomitês (SC – *Subcommittees*): SC 62A – Aspectos comuns de equipamentos elétricos utilizados na prática médica, SC 62B – Equipamentos de diagnósticos por imagem, SC 62C – Equipamentos para radioterapia, medicina nuclear e dosimetria de radiações e SC 62D – Equipamentos eletromédicos.

Além do IEC, no âmbito internacional, outros organismos atuam, direta ou indiretamente, visando à normalização de equipamentos relacionados à área da saúde, destacando-se a Organização Internacional de Normalização (ISO – *International Organization for Standardization*) [48]. De forma a explicitar as relações dos SC pertencentes ao TC 62 com os demais TC's e SC's do IEC, bem como com os da ISO, apresenta-se a Fig. 4.

Destaca-se que existem outros comitês dentro da ISO atuantes em aspectos relacionados à normalização no setor da saúde e, também, que o TC 62 do IEC, bem como alguns dos TC's da ISO, são apoiados por outros organismos não apresentados na Fig. 4 como, por exemplo, OIML (*International Organization of Legal Metrology*), DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*), EU SENTINEL (*Safety & Efficacy for New Techniques & Imaging using New*

Equipment to support European Legislation), IAEA (International Atomic Energy Agency), ICNIRP (International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection), ICRP (International Commission on Radiological Protection), ICRU (International Commission on Radiological Units & Measurements), ASTM (American Society for testing and Materials), entre outras [46].

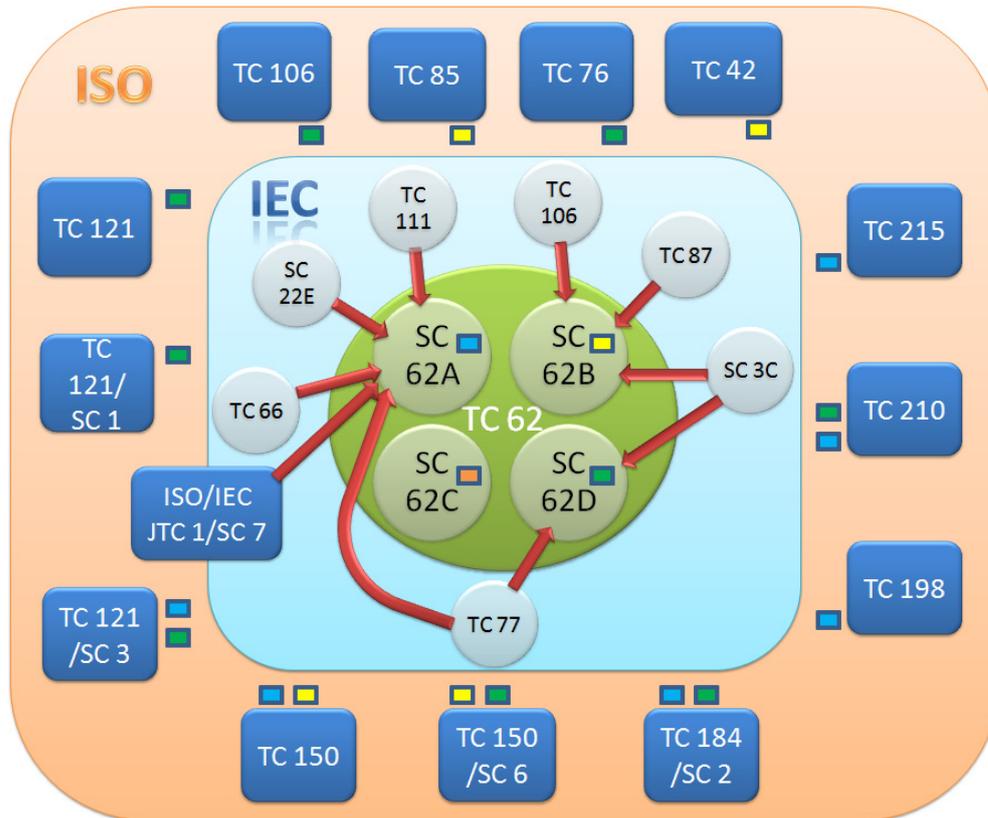


Figura 4 – Diagrama de blocos das inter-relações do TC 62 e seus subcomitês com os demais TC's e SC's do IEC e da ISO.

Apenas em 1976, o IEC, por meio do SC 62A, publicou um primeiro documento tratando de aspectos referentes a equipamentos elétricos utilizados no setor da saúde. Este foi um relatório técnico (TR – *Technical Report*), IEC/TR 60513, denominado Aspectos Básicos da Filosofia de Segurança para Equipamentos Elétricos utilizados na Prática Médica (*Basic aspects of the safety philosophy for electrical equipment used in medical practice*), o qual forneceu a base para as normas internacionais IEC publicadas na atualidade [49].

Por sua vez, as normas internacionais IEC associadas ao setor da saúde podem ser subdivididas em 4 subgrupos:

- IEC 60601-1, referente a aspectos gerais de segurança para equipamentos eletromédicos

- IEC 60601-1-xx, uma série de normas colaterais para equipamentos eletromédicos
- IEC 60601-2-xx, uma série de normas particulares para tipos específicos de equipamentos eletromédicos
- IEC 60601-3-xx, uma série de normas relativas ao desempenho de tipos específicos de equipamentos eletromédicos

A primeira edição da norma IEC 60601-1 pode ser considerada como uma referência universal para todas as futuras normas relativas a aspectos de segurança de equipamentos eletromédicos. No entanto, o uso constante desta permitiu verificar a existência de inúmeras características não cobertas por seu escopo.

Assim, os contínuos trabalhos de revisão levaram à publicação de uma segunda edição, em 1988, a qual recebeu uma primeira emenda em 1991 e outra em 1995. Estas emendas são resultado dos avanços tecnológicos, associados ao setor da saúde, que introduziram novos equipamentos e técnicas à prática médica, levando à necessidade de modificações e adições ao conteúdo das normas de forma a mantê-las atualizadas.

Originalmente, o IEC abordava os aspectos referentes à segurança em separado dos referentes ao desempenho. Essa abordagem era fruto do posicionamento de organizações nacionais e internacionais que consideravam os aspectos de segurança como compulsórios (regulamentos), enquanto que parâmetros de desempenho poderiam ser de cumprimento voluntário (normas).

Na atualidade, é cada vez mais consensual que se deve dar tanta importância aos aspectos de segurança quanto a que é dada a muitos dos aspectos de desempenho de equipamentos eletromédicos. Por exemplo, a exatidão com que um equipamento controla as substâncias terapêuticas que são entregues a um paciente ou a exatidão com que um equipamento processa e exhibe parâmetros fisiológicos que servirão de base para um diagnóstico são características de desempenho essenciais.

Dessa forma, percebe-se que avaliar os aspectos referentes à segurança sem se considerar as características de desempenho pode ser, muitas vezes, inadequado. Assim, o conjunto de normas IEC 60601-2-xx foi criado para tratar dos parâmetros básicos de desempenho e, conseqüentemente, suprir parte da carência verificada.

Em 1994, foi publicada a segunda edição do IEC/TR 60513, o qual serviu como guia no processo de confecção da 3ª edição da IEC 60601-1, publicada em 2005. Sendo que o conceito de segurança foi ampliado, passando a abranger parâmetros essenciais de desempenho (p. ex a exatidão de equipamentos eletromédicos) e, também, são estabelecidos requisitos mínimos de segurança, fornecendo-se instrumentos para se avaliar a adequabilidade do processo de design do equipamento.

Ressalta-se que sempre que existirem normas particulares ou colaterais referentes ao equipamento eletromédico analisado, a norma geral IEC 60601-1 deve ser utilizada sozinha em conjunto com as mesmas [49].

1.4.2. Contexto Nacional

No contexto nacional, destacam-se o INMETRO (Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial), a ANVISA (Agência Nacional de Vigilância Sanitária) e o CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear), em atividades de regulamentação, e a ABNT (Associação Brasileira de Normas Técnicas), em atividades de normalização.

1.4.2.1. INMETRO

Denomina-se controle metrológico legal o conjunto de atividades de metrologia legal que visam à garantia metrológica, compreendendo o controle legal dos instrumentos de medição, a supervisão metrológica e a perícia metrológica [50]. Na área da saúde, a atividade de maior destaque é o controle legal dos instrumentos de medição [51].

Todo instrumento de medição sob o controle legal deve ser submetido à apreciação técnica de modelo (ATM) antes de ser colocado no mercado. Esta atividade é responsabilidade da Diretoria de Metrologia Legal do Inmetro (Dimel) e compreende o exame e ensaio sistemáticos do desempenho de um ou vários exemplares de um modelo identificado de um instrumento de medição, em relação às exigências documentadas, a fim de determinar se o modelo pode ou não ser aprovado [50-51].

Dentre as atribuições do Inmetro está a elaboração de Regulamentos Técnicos Metrológicos (RTM), os quais definem as exigências que os equipamentos devem atender. Estes são de caráter compulsório e são normalmente baseados nas Recomendações Internacionais da Organização Internacional de Metrologia Legal (OIML). Sendo que, se não houver recomendação da OIML, os requisitos do RTM devem ser baseados em outro documento de aceitação internacional como, por exemplo, os publicados pela ISO ou pelo IEC.

O Brasil é filiado à OIML como país membro e participa do processo de elaboração destas Recomendações como base para harmonização da regulamentação Mercosul. Como o objetivo é tornar este processo - de elaboração de RTM's - mais participativo, representativo e transparente foram criados Grupos de Trabalho (GT) de Regulamentação Metrológica, gerenciados pela Divisão de Desenvolvimento e Regulamentação Metrológica – Dider, do IMETRO. Atualmente, os GT's dedicados a instrumentos de medição no campo da saúde são: “GT Esfigmomanômetros digitais”, “GT Termômetros clínicos digitais”, “GT Esfigmomanômetros de coluna de mercúrio”, “GT Medidores de nível sonoro”, “GT Termômetros clínicos de mercúrio em vidro” [52].

1.4.2.2. ANVISA

A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) foi criada em 1999, através da lei nº 9678, com o objetivo de exercer atividades de regulação, normatização, controle e fiscalização na área de vigilância sanitária. No ano de sua criação a ANVISA publicou a Resolução nº 444, adotando como compulsório o uso da norma técnica brasileira NBR IEC 60601-1:Equipamento Eletromédico. Parte 1 - Prescrições Gerais para Segurança e normas técnicas particulares da série NBR IEC 60601-2. Esta Resolução foi revogada pela Resolução RDC nº 32 de maio de 2007, a qual foi republicada com alterações em Junho de 2007 [53-54].

A Resolução RDC nº 32 dispõe sobre a certificação compulsória dos equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária e dá outras providências. Definindo, no 1º parágrafo de seu artigo 1º, que os equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária, inclusive suas partes e acessórios, são os energizados por meio da rede de alimentação elétrica ou fonte de alimentação

interna com finalidade médica, odontológica, laboratorial ou fisioterápica, utilizados direta ou indiretamente para diagnóstico, tratamento e monitoração em seres humanos, e ainda os com finalidade de embelezamento e estética. Ainda, o artigo 1º define que esses equipamentos elétricos, sob regime de Vigilância Sanitária, devem comprovar o atendimento à Resolução que “Estabelece os Requisitos Essenciais de Segurança e Eficácia Aplicáveis aos Produtos para Saúde”, por meio de certificação de conformidade no âmbito do Sistema Brasileiro de Avaliação da Conformidade (SBAC) tomando como base as prescrições contidas em normas técnicas indicadas por meio de Instrução Normativa (IN) da ANVISA.

Em particular, a Instrução Normativa (IN) nº 8 (Maio de 2007) estabelece as normas técnicas adotadas, como regulamento, para fins de certificação de conformidade dos equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária. Esta definiu a norma ABNT NBR IEC 60601-1:1997 - Equipamento eletromédico - Parte 1: Prescrições gerais para segurança, incluindo-se todas as suas emendas, como compulsória aos equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária para os quais exista norma particular na série ABNT NBR IEC 60601 aplicável aos mesmos. Ainda, um conjunto contendo 27 normas particulares da série ABNT NBR IEC 60601, bem como suas emendas, foram definidas como compulsórias, a todos os equipamentos elétricos sob regime de Vigilância Sanitária para os quais estas estejam dentro dos seus respectivos campos de aplicação [54].

1.4.2.3. CNEN

A CNEN é uma autarquia federal criada em 10 de outubro de 1956 e vinculada ao Ministério de Ciência e Tecnologia. Como órgão superior de planejamento, orientação, supervisão e fiscalização, estabelece normas e regulamentos em radioproteção e licença, fiscaliza e controla a atividade nuclear no Brasil. A CNEN desenvolve ainda pesquisas na utilização de técnicas nucleares em benefício da sociedade [55].

Desde 1976, o Instituto de Radioproteção e Dosimetria da CNEN - IRD, é reconhecido pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) como operador do Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário. Para a Organização

Mundial da Saúde (OMS), tornou-se, em 1990, o Centro Colaborador em Radioproteção e Preparativos Médicos para Resposta a Acidentes Nucleares e Emergências Radiológicas. Está ainda integrado à Rede Internacional de Laboratórios de Medidas de Radionuclídeos. No Brasil, é a referência oficial do governo e o guardião do padrão nacional para medidas de radiações. Foi designado pelo INMETRO como Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) [55].

1.4.2.4. ABNT

Na ABNT, o comitê técnico responsável pela atividade de normalização no setor da saúde é o CB-26, denominado “Comitê Brasileiro Odonto-Médico-Hospitalar”. O âmbito de atuação do mesmo envolve a normalização no 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.

Atualmente, o mesmo possui 10 Comissões de Estudo: “Aspectos comuns para segurança de equipamento eletromédico” (CE 26.020.01), “Equipamento eletromédico” (CE 26.020.02), “Equipamento de diagnóstico por imagem” (CE 26.020.03), “Equipamento de radioterapia, medicina nuclear e dosimetria de radiações” (CE 26.020.04), “Implante odontológico” (CE 26.050.02), “Brocas diamantadas odontológicas” (CE 26.050.03), “Implantes Ortopédicos” (CE 26.070.01), “Contraceptivos mecânicos” (CE 26.080.01), “Esterilização de produtos para saúde” (CE 26.090.01) e “Gestão da qualidade e aspectos gerais correspondentes de produtos para a saúde” (CE 26.150.01).

Este comitê, além de criar normas próprias tendo em vista as necessidades do país, também, sempre que possível, adapta para o contexto nacional normas internacionais IEC e/ou ISO, visando à harmonização [56].

1.5.

Conservação da Grandeza Densidade de Fluxo Magnético

O Comitê Consultivo em Eletricidade e Magnetismo (CCEM), pertencente ao BIPM, possui 21 membros, dentre os quais o Brasil representado pelo INMETRO, e 4 observadores oficiais. Sendo que, em geral, os países são representados por delegados provenientes de seus Institutos Nacionais de Metrologia. Por sua vez, os delegados do CCEM num encontro, realizado em 15 de Maio de 2000, na cidade de Sidney (Austrália), discutiram sobre as comparações internacionais de grandezas magnéticas e recomendaram uma comparação mundial da grandeza densidade de fluxo magnético através do uso da bobina padrão de transferência (*transfer standard coil*), em adição e comum acordo com o que fora definido no EUROMET (*European Association of National Metrology Institutes*) Project No. 446 [57-58].

O EUROMET Project No. 446 [57], finalizado em Março de 2000, foi um projeto envolvendo 8 países europeus que objetivou medir a densidade de fluxo magnético, em frequências de CC até 20 kHz, utilizando-se uma bobina de campo atuando como padrão de transferência. Diferentes métodos foram aplicados, pelos diversos institutos participantes, para detecção da constante da bobina (T/A) e de sua dependência com relação à frequência do campo magnético.

Num encontro posterior, em 13 de Setembro de 2000, na cidade de Paris (França), do Grupo de Trabalho em Grandezas de Baixas Frequências (WGFLF - *Working Group on Low Frequency Quantities*), do CCEM, foi decidido que uma comparação chave CIPM internacional seria realizada para determinação da razão entre densidade de fluxo magnético e corrente, da bobina padrão de transferência. Essa comparação foi realizada de acordo com o estabelecido no documento WGKC Sep00-9 e tendo o *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB) como laboratório piloto, o qual foi responsável pelo desenvolvimento da bobina utilizada como padrão de transferência CC e CA. Ainda, em Novembro de 2000, circulou um documento convidando os países a participarem da comparação, denominada CCEM.M-K1. Dez países participaram dessa comparação: Alemanha, Coreia do Sul, Rússia, Austrália, Turquia, Inglaterra, Itália, China, República Checa e México; a qual foi realizada entre 2001 e 2003 e é a mais

recente em termos de grandezas magnéticas [58]. Como se pode observar o Brasil não participou dessa comparação.

Para as análises CC, teve-se que 8 dos 10 participantes apresentaram valores da constante da bobina compatíveis com os da média ponderada, dado um intervalo de confiança de 95%. Sendo que 4 deles apresentaram níveis de incerteza da ordem de 10^{-5} . No caso CA, dependência em relação à frequência, 6 dos 8 participantes obtiveram resultados dentro do intervalo de confiança de 95%.

Os resultados indicaram uma boa capacidade de se manter o padrão de fluxo magnético através de um artefato, especialmente considerando-se que as medições envolveram diferentes métodos e magnetômetros. Ainda, ficou decidido que para as futuras comparações será desenvolvido um padrão com maior estabilidade térmica e a forma de transporte será repensada [58].

1.5.1. Grandezas Magnéticas no Brasil - INMETRO

Numa análise feita em 2009, verificou-se que o INMETRO não apresenta serviços de calibração de grandezas magnéticas e nem laboratórios acreditados capazes de realizar calibrações [52,59-60]. Numa consulta ao BIPM, verificou-se que existem Institutos Nacionais de Metrologia (NMI's) que oferecem serviços de calibração associados a grandezas magnética, estes pertencem a: Estados Unidos, Alemanha, Inglaterra, República Checa, Austrália, Bulgária, Canadá, Dinamarca, Finlândia e França. Sendo que, em todos os Institutos esses serviços são relacionados a grupos de Eletricidade e Magnetismo [44,60].

No Brasil, o INMETRO não possui um grupo atuante em magnetismo, realizando, apenas, atividades em eletricidade através da Divisão de Metrologia Elétrica (Diele). Tendo em vista a demanda comercial por serviços de calibração de transdutores magnéticos, a qual envolve diversos ramos da indústria (geotécnica, petróleo, automobilística, mineração, saúde,...) em adição à futuramente gerada pelo magnetômetro GMI fruto desta dissertação, recomenda-se que o INMETRO amplie o escopo da Diele introduzindo serviços relacionados a grandezas magnéticas; bem como estimule a acreditação de laboratórios de ensaio e calibração, segundo a norma ABNT NBR ISSO/IEC 17025:2005, destinados a grandezas magnéticas.

1.6. Sistema de Unidades e Conversões

Todas as unidades derivadas pertencentes ao SI podem ser definidas pelo conjunto de unidades de base. Dessa forma, a Tabela 1 apresenta as definições das unidades derivadas, referentes às principais grandezas magnéticas utilizadas nessa dissertação, em termos das unidades de base do SI [45].

Tabela 1 – Grandezas magnéticas, suas unidades e suas expressões em termos das unidades de base do SI.

Grandeza derivada	Unidade		Expressão em termos das unidades de base do SI
	Nome	Símbolo	
Fluxo Magnético	weber	Wb	$\text{Wb} = \text{V} \cdot \text{s} = \text{m}^2 \cdot \text{kg} \cdot \text{s}^{-2} \cdot \text{A}^{-1}$
Densidade de Fluxo Magnético	tesla	T	$\text{Wb}/\text{m}^2 = \text{kg} \cdot \text{s}^{-2} \cdot \text{A}^{-1}$
Campo Magnético	ampère por metro	A/m	A/m

Destaca-se que, por conveniência, e por ser o sistema comumente utilizado na literatura a respeito do efeito GMI, alguns dos resultados são apresentados no Sistema de Unidades CGS. Assim, a Tabela 2 apresenta as unidades de algumas grandezas magnéticas de interesse e suas conversões para o SI.

Tabela 2 – Conversões entre os sistemas de unidades CGS e SI.

Grandezas Derivadas		Unidades		Conversão
Nome	Símbolo	CGS	SI	
Densidade de Fluxo Magnético	B	gauss (G)	tesla (T)	$1 \text{ G} = 10^{-4} \text{ T}$
Campo Magnético	H	oersted (Oe)	ampère por metro (A/m)	$1 \text{ Oe} = 1/4\pi \times 10^3 \text{ A/m}$
Fluxo Magnético	ϕ	maxwell (Mx)	weber (Wb)	$1 \text{ Mx} = 10^{-8} \text{ Wb}$

Sabe-se, também, que a relação entre a densidade de fluxo magnético (B) e o valor do campo magnético (H) é estabelecida por:

$$B[T]=\mu_0 H[A/m] \quad (1)$$

onde μ_0 é a permeabilidade magnética do vácuo ($4.\pi.10^{-7}$ H/m).

Consequentemente, no vácuo, tendo em vista a Tabela 2, tem-se que:

$$B[G]=H[Oe] \quad (2)$$

1.7.

Considerações: Terminologia e Outros Aspectos

É muito usual em artigos científicos e textos em geral associados ao campo do magnetismo a utilização do termo campo magnético quando, na verdade, se está falando sobre a densidade de fluxo magnético. O contrário também ocorre, no entanto é menos comum. Ressalta-se que, em determinadas situações, esse mau uso da terminologia pode gerar problemas de interpretação para o leitor.

Da mesma forma, é comum se encontrar frases como “... detectou-se um campo magnético de 1 mT.”. A qual está errada, pois tesla (T) é uma unidade de densidade de fluxo magnético e não de campo magnético. Ou seja, o campo deve ser, preferencialmente, expresso em ampère por metro (A/m), no SI, ou em outra unidade de campo como oersted (Oe), utilizando-se o sistema CGS.

Ainda, muitos autores que realizam trabalhos voltados para o desenvolvimento de transdutores magnéticos apresentam, de forma errada, seus resultados como:

- a) “... o transdutor possui uma sensibilidade de 1 nT.”, ou
- b) “... o transdutor possui uma sensibilidade de 1 nT.Hz^{-1/2}.”, ou
- c) “... o transdutor possui uma sensibilidade de 1 nT.Hz^{-1/2} em 1 Hz”.

Primeiramente, cabe destacar a definição do Vocabulário Internacional de Metrologia (VIM 2008) para o termo sensibilidade: “Quociente entre a variação de uma indicação de um sistema de medição e a variação correspondente do valor da grandeza medida.”, a qual possui duas observações complementares (ou notas): “A sensibilidade pode depender do valor da grandeza medida.” e “A variação do valor da grandeza medida deve ser grande quando comparada à resolução.”.

Por outro lado, a definição de resolução, presente no VIM 2008, é: “Menor variação da grandeza medida que causa uma variação perceptível na indicação

correspondente.”, a qual possui uma observação complementar (ou nota): “A resolução pode depender, por exemplo, de ruído (interno ou externo) ou de atrito. Pode depender também do valor da grandeza medida.”

Assim, particularizando os termos sensibilidade e resolução para a área de transdutores magnéticos, nota-se que, para transdutores em tensão, a sensibilidade em unidades SI deve ser expressa como volts por tesla (V/T), no caso da densidade de fluxo magnético, ou volts por ampère por metro (V/(A/m)), no caso de campo magnético. Porém, também, pode-se expressar a sensibilidade, em outros sistemas de unidades, como por exemplo volts por oersted (V/Oe), no caso de campo magnético no sistema CGS.

Por outro lado, a resolução de um magnetômetro pode ser expressa como o menor valor de campo magnético ou densidade de fluxo magnético que o mesmo consegue mensurar. Sendo que, pelas definições consegue-se perceber que, em geral, aumentar a sensibilidade ajuda a melhorar a resolução. No entanto, para transdutores magnéticos de baixas frequências, tipicamente, a resolução depende fortemente da frequência do campo magnético, visto que a maioria desses transdutores apresenta o ruído $1/f$ como o principal limitador de suas resoluções. Por sua vez, o ruído $1/f$ é dependente da frequência, sendo que seu espectro é usualmente apresentado como a densidade de fluxo magnético dividida pela raiz quadrada da frequência ($T.Hz^{-1/2}$) em função da frequência. Usualmente, esse espectro é mais elevado em baixas frequências e tende a assumir valores menores com o aumento da frequência. Tipicamente, para frequências acima de 10 kHz, o ruído $1/f$ tende a assumir valores pequenos e quase constantes, sendo que outros tipos de ruído tornam-se mais intensos que o $1/f$ como, por exemplo, o ruído térmico [10,30,61-67]. Conseqüentemente, em frequências mais elevadas a resolução dos magnetômetros passa a ser limitada por outros tipos de ruído, tornando-se quase que independente da frequência do campo magnético.

Tendo em vista a discussão apresentada, percebe-se que a afirmação (a) está errada, pois o autor provavelmente está denominando de sensibilidade, o que na verdade é a resolução do instrumento. Ainda, como, em geral, a resolução é dependente da banda de frequência do transdutor, se esse for o caso, deveria ser indicado para qual faixa de frequências se refere à resolução informada, erradamente chamada de sensibilidade.

Devido ao ruído $1/f$ ser a principal fonte de ruído da maioria dos transdutores magnéticos de elevada resolução e sensibilidade, pode-se, de forma aproximada, dizer que a resolução pode ser obtida a partir das características do ruído $1/f$. Daí vêm as expressões apresentadas nas afirmações (b) e (c). Sendo que, em (b), quando é dito sensibilidade, na verdade, se está fazendo referência à densidade de ruído e, por meio desta informação, pode-se concluir sobre a resolução – integrando a densidade de ruído na faixa de frequências em que o transdutor opera. Logo, percebe-se que a banda de frequências do transdutor deve ser informada, de modo a se ter informações suficientes para o cálculo da resolução.

No caso da afirmativa (c), mais uma vez, utiliza-se sensibilidade quando, na verdade, o que está sendo referenciado é a densidade de ruído. Porém, nessa frase o autor passou a informação de forma mais apropriada indicando para qual frequência a densidade de ruído $1/f$ foi calculada. Dessa forma, de posse do espectro da densidade de ruído em função da frequência, pode-se concluir sobre a resolução do transdutor para uma dada banda de frequências de operação.

Além desses aspectos, ressalta-se a importância, especialmente para transdutores de alta resolução, de que ao se passar informações sobre a resolução – por meio da densidade de ruído ou não – também se mencionem se as medições foram efetuadas com ou sem o auxílio de câmaras magneticamente blindadas e qual o fator de atenuação (ou fator de blindagem). Nota-se que, na literatura, em geral é informado se as medições apresentadas foram efetuadas dentro de câmaras blindadas. Porém, são raros os autores que apresentam quantitativamente o fator de atenuação das câmaras e, quase inexistentes, os que exibem sua dependência em relação à frequência do campo. Nos melhores casos, obtém-se apenas informações qualitativas como “blindagem leve” ou “blindagem moderada”.

Utilizando-se blindagem por μ -metal, os fatores de blindagem, para frequências em torno de 0,1 Hz, podem variar de menos de 10^2 a mais de 10^6 – dependendo das características da câmara. Tipicamente, se utilizando μ -metal em conjunto com alumínio, os níveis de blindagem aumentam com o aumento da frequência (para frequências abaixo de 1 kHz). Assim, por exemplo, admitindo um transdutor magnético operando sem blindagem magnética com uma densidade de ruído de 1 nT (1 Hz), espera-se que, ao colocá-lo em uma câmara com fator de blindagem de 10^2 em 1 Hz sua densidade de ruído passe para 10 pT (1 Hz). Caso

o fator de blindagem fosse de 10^4 em 1 Hz, sua densidade de ruído passaria para 0,1 pT (1 Hz), e assim sucessivamente. Logo, percebe-se que tanto a densidade de ruído de um magnetômetro quanto sua resolução estão diretamente associadas ao fator de blindagem. No entanto, sabe-se que existem fontes de ruído independentes do ruído magnético ambiental e do ruído $1/f$, e que, a partir de uma dada resolução, aumentar o fator de blindagem não melhorará o nível de resolução. Ou seja, outras fontes de ruído passam a ser os limitadores da resolução, como p. ex. o ruído eletrônico e o próprio ruído intrínseco dos elementos sensores.

Também, deve-se relatar o uso de configurações gradiométricas e quais são suas respectivas ordens. Por exemplo, um gradiômetro de primeira ordem pode ser obtido por meio da subtração dos sinais advindos de dois elementos sensores idênticos, sendo que gradiômetros dessa ordem conseguem atenuar de 10 a 100 vezes a interferência proveniente de fontes de campo magnético distantes. Por sua vez, um gradiômetro de segunda ordem é obtido pela subtração dos sinais advindos de dois gradiômetros de 1ª ordem e assim por diante. Sabe-se que gradiômetros de terceira ordem, utilizando-se magnetômetros SQUID, atingem atenuações da ordem de 1000 a 10000 vezes [61].

Desse modo, observa-se que só é possível comparar a resolução de magnetômetros de forma adequada, quando informações sobre blindagem magnética e configuração gradiométrica são fornecidas.

1.8. Estrutura da Dissertação

A presente dissertação compreende 7 capítulos. Os capítulos introdutórios abordam aspectos que permitam o embasamento do leitor nos conceitos de Biomagnetismo (em especial cardiomagnetismo), nas particularidades das diversas famílias de magnetômetros existentes, nas técnicas de atenuação do ruído magnético ambiental e nos fundamentos do Efeito GMI. Os capítulos experimentais exibem a avaliação das características de variação de módulo e fase da impedância de amostras GMI em função do campo magnético, e aspectos referentes ao desenvolvimento do transdutor magnético GMI. Finalmente, o capítulo final reúne a discussão e os possíveis trabalhos futuros.

No capítulo 1 – “Introdução” – são introduzidos os conceitos-chave dos principais temas abordados pela dissertação, como Biomagnetismo, Magnetoimpedância Gigante e Biometrologia. Ainda, apresenta-se uma contextualização histórica de forma que se possa visualizar o caminho percorrido até o estado da arte atual e as contribuições que esta dissertação pretende fornecer. Abordam-se aspectos referentes à normalização de equipamentos eletromédicos no contexto nacional e internacional e, finalmente, apresenta-se uma crítica com embasamento metrológico, a terminologia frequentemente utilizada na literatura para indicar o desempenho de magnetômetros.

No capítulo 2 – “Fundamentos do Biomagnetismo” – abordam-se detalhadamente os conceitos de Biomagnetismo, destacando-se a diferença entre biomagnetismo e magnetobiologia, as intensidades dos campos magnéticos de interesse e suas respectivas faixas de frequências. É apresentada a evolução da pesquisa em Biomagnetismo, desde suas origens até os dias atuais. Também, comentam-se aspectos da fisiologia cardiovascular e da ativação eletromagnética cardíaca.

No capítulo 3 – “Magnetômetros” – exibem-se as diversas famílias de magnetômetros existentes e suas respectivas sensibilidades e fundos de escala. Definem-se quais magnetômetros são mais propícios para aplicações biomédicas, em especial na detecção de campos biomagnéticos, e os mesmos são detalhados enfocando-se suas vantagens e desvantagens. Também, discutem-se as técnicas de atenuação do ruído magnético ambiental (ativas e passivas), em particular as destinadas a atenuar campos de baixas frequências, pois estas são amplamente utilizadas em medições biomagnéticas.

No capítulo 4 – “Magnetoimpedância Gigante (GMI)” – são apresentados os fundamentos teóricos do efeito GMI. Discute-se sobre a Magnetoimpedância Gigante Longitudinal (LMI), a estrutura dos domínios magnéticos e a influência da frequência da corrente de excitação. Também, detalham-se as características da GMI assimétrica (AGMI), a qual pode ser induzida por correntes CC, campos magnéticos CA ou “exchange bias”. Este capítulo traz uma crítica à figura de mérito GMI(%), em especial quando a mesma é utilizada para otimização da sensibilidade de transdutores magnéticos. Ainda, são brevemente discutidas as diversas técnicas de fabricação de amostras GMI e apresenta-se o “*Single Roller*

Melt Spinning” – técnica utilizada para fabricação das amostras analisadas nessa dissertação.

No capítulo 5 – “Caracterização Experimental das Fitas GMI” – apresentam-se os métodos e procedimentos empregados para obtenção dos resultados experimentais. Exibem-se as características de módulo e fase das amostras GMI em função do campo magnético, e suas dependências com relação à frequência e nível CC da corrente de excitação, bem como, com o comprimento das amostras. Também, mostram-se os gráficos, de módulo e fase, das características de histerese e de homogeneidade das fitas GMI. Todos os resultados são discutidos, destacando-se os aspectos relevantes observados.

No capítulo 6 – “Desenvolvimento do Transdutor Magnético GMI” – exibe-se a evolução das configurações dos circuitos eletrônicos desenvolvidos para leitura e condicionamento das amostras GMI. Compara-se o desempenho dos circuitos baseados nas características de módulo da impedância com aqueles baseados na fase. Introduce-se a idéia de amplificação da sensibilidade de fase, e apresentam-se duas versões de circuitos eletrônicos capazes de implementá-la. Na seção final, apresenta-se o circuito eletrônico implementado e os resultados experimentais obtidos.

No capítulo 7 – “Configuração Gradiométrica e Leitura Triaxial” – discute-se sobre possíveis configurações gradiométricas e sobre a possibilidade de homogeneizar (via hardware) as características de fase de fitas GMI heterogêneas. Na seção final, é apresentado e discutido o esquemático do circuito eletrônico idealizado.

No capítulo 8 – “Discussões, Conclusões e Trabalhos Futuros” – resumem-se os principais resultados e informações apresentados ao longo da dissertação. Discute-se sobre as características de módulo e fase do efeito GMI, os pontos críticos do circuito eletrônico do transdutor magnético e comenta-se sobre possíveis trabalhos futuros que permitam a otimização do transdutor.