

3 Magnetômetros

3.1. Famílias de Magnetômetros

Os transdutores magnéticos (magnetômetros) têm sido úteis ao ser humano nas mais diversas aplicações, desde sistemas de navegação até na detecção da informação armazenada nos discos rígidos dos computadores. Na maioria das aplicações os magnetômetros são alternativas de detecção seguras, não invasivas e não destrutivas. Ao mesmo tempo os mesmos destacam-se por serem opções robustas, confiáveis e com pequena necessidade de manutenção em relação aos demais métodos de sensoriamento [13,30,62-63,101-102].

A Tabela 3 apresenta uma comparação das resoluções e fundos de escala de diversos magnetômetros [13,63,101]. Destaca-se que os valores apresentados não significam que um dado magnetômetro (equipamento) seja capaz de ler toda a faixa indicada, mas sim que aquela família é capaz de realizar as leituras quando são feitas as adaptações necessárias. Isto é, existe um compromisso entre fundo de escala e resolução.

Os dados, obtidos em 2003 e adaptados de [13], representam valores usuais dos dispositivos de uma dada família, ou seja, não representam uma limitação do respectivo transdutor, mas sim o estado da técnica em 2003. Destaca-se que, apesar da resolução e do fundo de escala serem parâmetros muito importantes na análise das características de um transdutor magnético, existem outros parâmetros a serem considerados em função da aplicação à qual o equipamento se destina, podendo-se citar: sensibilidade, tempo de resposta, resolução espacial, histerese, repetitividade, estabilidade térmica, custo, entre outros.

Tabela 3 - Comparação do desempenho (fundo de escala e resolução) de Magnetômetros.

Magnetômetros	Densidade de Fluxo Magnético Detectável: (T)									
	10 ⁻¹⁴	10 ⁻¹²	10 ⁻¹⁰	10 ⁻⁸	10 ⁻⁶	10 ⁻⁴	10 ⁻²	10 ⁰	10 ²	
Bobina										
Fluxgate										
Bombeamento Óptico										
Precessão Nuclear										
SQUID										
Efeito Hall										
Magnetoresistivo										
Magnetodiodo										
Magnetotransistor										
Fibra-óptica										
Magneto-óptico										
Magnetoimpedância Gigante (GMI)										

Os magnetômetros podem ser subdivididos em dois grupos: os que medem apenas o módulo do campo (magnetômetros escalares) e os que conseguem medir separadamente cada uma das componentes do campo (magnetômetros vetoriais) [62]. Dos transdutores magnéticos apresentados na Tabela 3, os únicos classificados como escalares são os dispositivos baseados em Bombeamento Óptico e Precessão Nuclear, todos os demais permitem detecção vetorial. Num primeiro momento, poder-se-ia pensar que os magnetômetros vetoriais são sempre melhores, visto que fornecem mais informações. No entanto, essa análise dependerá da aplicação, sendo que em alguns casos magnetômetros escalares podem ser extremamente melhores que os vetoriais.

Ao se considerar um magnetômetro vetorial aderido a um veículo em movimento com o objetivo de detectar pequenas variações de campo atribuídas a materiais ferromagnéticos, percebe-se que as vibrações rotacionais devido ao movimento do veículo acarretarão em variações nas componentes do campo magnético terrestre – as quais são difíceis de separar do sinal, pois as variações

devidas ao campo terrestre são, tipicamente, mais intensas que as atribuídas a pequenos objetos ferromagnéticos. Uma possível alternativa seria se computar o módulo do campo magnético por meio do processamento dos dados das componentes. Porém, seria difícil garantir a exatidão dos valores calculados, pois as sensibilidades dos três magnetômetros axiais deveriam ser idênticas e os mesmos deveriam estar exatamente alinhados perpendicularmente entre si. Assim, fica claro que, nessa aplicação, magnetômetros escalares são muito mais adequados do que os vetoriais [62].

Os magnetômetros escalares possuem a vantagem de serem insensíveis a vibrações rotacionais. Estes baseiam seus princípios de funcionamento no fato da divisão entre alguns níveis de energia de elétrons ou de spins nucleares ser proporcional à intensidade dos campos magnéticos incidentes por uma vasta faixa de campos, suficiente para o desenvolvimento de magnetômetros. A obtenção de equipamentos de alta sensibilidade está associada à utilização de elementos químicos com linhas espectrais estreitas e tempos de vida longos. Tais fatores limitam a frequência de amostragem, ou seja, a sensibilidade de magnetômetros escalares, usualmente, decai rapidamente para frequências acima de 10Hz [62].

Por outro lado, praticamente todas as famílias de magnetômetros vetoriais são muito afetadas por vibrações rotacionais [62] e pelo ruído $1/f$, o qual é dependente da frequência do campo e é o tipo de ruído dominante em baixas frequências (em geral, abaixo de 10 kHz). Porém, para frequências mais elevadas a intensidade do ruído $1/f$ decresce, fazendo com que o mesmo torne-se desprezível frente a outros tipos de ruído [10,30,61-67].

Usualmente, apenas os magnetômetros vetoriais são utilizados em medições de campos biomagnéticos, pois a análise individual de cada uma das componentes do campo é extremamente útil na interpretação dos resultados [10,30,62].

A maioria dos campos magnéticos de interesse na área do Biomagnetismo estão compreendidos entre 0Hz e 1kHz [10,13,17,30,62,68-70]. Ou seja, a figura de mérito que limita a resolução dos transdutores destinados a medições biomagnéticas é, tipicamente, o ruído $1/f$ [10,30]. No entanto, deve-se ressaltar que diversas técnicas de cancelamento de ruído foram, ao longo dos anos, satisfatoriamente desenvolvidas, principalmente quando se deseja medir fontes de campo extremamente fraco inseridas em ambientes com elevado ruído magnético. Essas técnicas incluem gradiômetros de diversos tipos e ordens, bem como

diversas técnicas de filtragem por hardware e software, além da possibilidade de se efetuar as medições em câmaras magneticamente blindadas. Por sua vez, os gradiômetros se fazem indispensáveis quando se deseja medir sinais magnéticos ultra-fracos, como os biomagnéticos, em ambientes desprovidos de blindagem magnética [10,13,30,61-63,68-70,101-102].

Dentre os magnetômetros apresentados, o SQUID é o de maior potencial para aplicações biomagnéticas, justificando sua predominância – quase exclusividade – nessa área [10,30,68-70]. No entanto, pela Tabela 3, poder-se-ia concluir que os magnetômetros de Bombeamento óptico e de Precessão Nuclear, também, seriam boas opções, podendo substituir o SQUID em aplicações menos críticas. No entanto, estes são magnetômetros escalares e, conseqüentemente, tendo em vista o que foi discutido nessa subseção, possuem aplicabilidade limitada em medições biomagnéticas.

Ainda, considerando os níveis de sensibilidade, restariam como potenciais opções ao SQUID, em certas aplicações, os transdutores magnéticos do tipo Bobina, Fluxgate, a Fibra-óptica, Magnetoressistivos (GMR) e GMI's. Todos estes são transdutores magnéticos vetoriais. Dessa forma, nas seções seguintes, são apresentados detalhamentos sobre o SQUID e essas possíveis alternativas mencionadas. Nas análises, são identificadas vantagens e desvantagens de cada magnetômetro no que tange sua utilização na medição de campos biomagnéticos.

3.1.1.

Superconducting Quantum Interference Device (SQUID)

No estado da arte, dentre os magnetômetros apresentados, aquele que apresenta o melhor conjunto de parâmetros necessários às aplicações biomédicas que envolvam medições biomagnéticas é o SQUID [10,30,68-70]. Logo, serão apresentadas de forma mais detalhada algumas das características que colocam o SQUID nessa posição.

O SQUID é uma das mais importantes aplicações dos Princípios da Supercondutividade, do Efeito Meissner, da quantização do fluxo magnético e do Efeito Josephson. Por meio de tais efeitos o SQUID se constitui num transdutor magnético, realizando a transformação do campo magnético (mensurando) em tensão [10,13,30,61-63,101-102].

Sobre a Supercondutividade, tem-se que um material supercondutor, quando resfriado abaixo de uma dada temperatura crítica, deve atender a duas propriedades: o material não apresenta resistência elétrica e o campo magnético dentro do material é nulo (diamagnetismo perfeito). Essa segunda propriedade é conhecida como Efeito Meissner [13,30,61-63,101-102].

Por sua vez, os princípios de medição de campos magnéticos que se utilizam de materiais supercondutores baseiam-se no Efeito Meissner (repulsão do fluxo magnético de seu interior) e quantização do fluxo magnético (conservação do fluxo magnético numa malha fechada de material supercondutor). Na quantização do fluxo magnético, submete-se um loop fechado de material supercondutor a um campo magnético externo (H_{ext}). Assim, surgirá no material uma supercorrente, ou corrente de blindagem, I_s , a qual circulará na parte interna do supercondutor de forma que o fluxo magnético total (ϕ_i) seja quantizável e composto pela soma do fluxo magnético $L.I_s$ (onde L é a auto-indutância da região pela qual a supercorrente circula) com o fluxo ϕ_{ext} (atribuído ao campo magnético externo aplicado) [10,13,30,61,63,102]. Assim, tem-se:

$$LI_s + \phi_{ext} = \phi_i = m\phi_0 \quad (3)$$

onde ϕ_0 é o quantum de fluxo ($\phi_0 = 2,07 \cdot 10^{-15}$ Wb) e m um número inteiro.

Então, conclui-se que o anel supercondutor responde às variações externas de fluxo magnético ao gerar um fluxo magnético interno de mesmo módulo e sentido oposto. Desde que, o campo externo não varie e a supercorrente não atinja um valor crítico (I_c), o qual depende do material, pode-se afirmar que, enquanto o material supercondutor permanecer nesse estado, o fluxo magnético ϕ_i permanecerá constante e quantizado no mesmo valor. Esse comportamento, adicionado ao efeito Josephson, fornece as bases de funcionamento do magnetômetro mais sensível existente, o SQUID (*Superconducting Quantum Interference Device*) [10,13,30,61,63,102].

O Efeito Josephson, tem seu nome atribuído em homenagem ao físico inglês Brian David Josephson, nascido em 1940, o qual foi ganhador do Prêmio Nobel de Física de 1973 pela descoberta desse Efeito [103-105]. Este é um efeito quântico macroscópico que permite relacionar uma tensão a uma frequência por intermédio de uma constante $1/K_{J-90}$, a qual representa o valor estimado do quantum de fluxo (Φ_0) [13,30,61-63,101-102,103-105].

$$\phi_0 = \frac{h}{2e} = \frac{1}{K_{J-90}} = \frac{1}{483597,9 \text{ [GHz/V]}} \quad (4)$$

onde h é a constante de Planck, e é a carga do elétron e K_{J-90} é a constante de Josephson.

A quantização macroscópica do fluxo magnético é uma lei que serve para explicar diversas propriedades físicas dos supercondutores. Esta lei afirma que: o fluxo magnético total através de um supercondutor é dado por $n\phi_0$, onde n é um inteiro. Por sua vez, uma junção Josephson, em sua forma mais simples, é constituída de dois supercondutores separados por uma fina barreira isolante, como representado na Fig. 14.

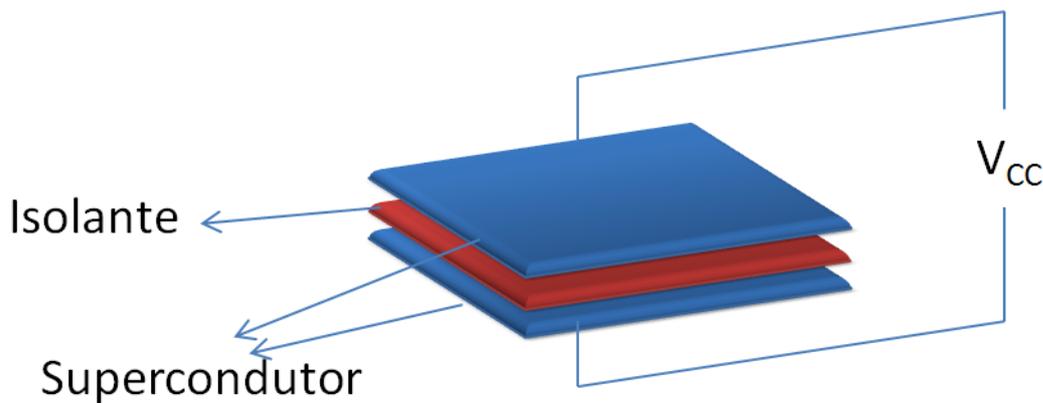


Figura 14 – Representação esquemática de uma junção Josephson.

Se a barreira é suficientemente fina, os elétrons agrupados aos pares (pares de Cooper) conseguem atravessá-la pelo efeito túnel, formando uma supercorrente [104-105]. A equação de Josephson para a supercorrente através do túnel supercondutor, chamado de “Efeito Josephson CC”, é dada por:

$$I = I_c \text{sen}[wt] = I_c \text{sen} \left[\left(\frac{4\pi e}{h} \right) \int V dt \right] \quad (5)$$

onde I é a corrente na junção, I_c é a corrente crítica, V é a tensão da junção, e é a carga do elétron e h a constante de Planck.

No Efeito Josephson CC tem-se que ao se aplicar uma tensão constante (CC) a uma junção Josephson, a barreira isolante é atravessada por uma corrente alternada (CA), cuja frequência (f) é dada por [104-105]:

$$f = \left(\frac{2e}{h} \right) V = K_{J-90} V \quad (6)$$

A equação (15) pode ser facilmente deduzida a partir de (14) visto que:

$$wt = \left(\frac{4\pi e}{h}\right) \int V dt = \left(\frac{4\pi e}{h}\right) V \int dt = \left(\frac{4\pi e}{h}\right) Vt \quad (7)$$

Logo:

$$w = \left(\frac{4\pi e}{h}\right) V \Rightarrow 2\pi f = \left(\frac{4\pi e}{h}\right) V \Rightarrow f = \left(\frac{2e}{h}\right) V \quad (8)$$

Como pode-se perceber, no Efeito Josephson CC, durante cada ciclo da oscilação, um único “pacote” de fluxo magnético ($h/2e$) passa através da junção. Estas pequenas oscilações são bastante difíceis de serem medidas diretamente. Entretanto, se uma corrente CA de frequência f for aplicada à junção, haverá uma corrente de polarização para a qual o pacote de fluxo magnético irá sincronizar-se com a frequência aplicada. Neste caso, a tensão média através da junção é exatamente $h.f/(2.e)$. Este efeito, conhecido como “Efeito Josephson CA”, é observado como um degrau de tensão constante em $V = h.f/(2.e)$ na curva I-V da junção [104-105]. Assim, em geral, tem-se que a tensão contínua V , pode assumir uma série de valores sob a forma:

$$V = n.f \left(\frac{h}{2e}\right) = n.f \left(\frac{1}{K_{J-90}}\right) \quad (9)$$

onde n é um inteiro.

Quando um anel supercondutor é submetido a um campo magnético externo, uma corrente supercondutora passará a fluir no interior do anel. Esse fenômeno é descrito na eq. (3). Entretanto, quando o anel supercondutor é interrompido por uma fina barreira isolante (junção Josephson) a supercorrente será uma função oscilatória e dependente da intensidade do campo magnético aplicado, assim sendo, a mesma aumentará até atingir seu pico, com a elevação do campo magnético, e posteriormente decairá até seu mínimo, com a diminuição do campo. Esse processo se repetirá periodicamente [13,30,61-63,101-102].

O SQUID utiliza-se dessas variações periódicas para inferir sobre a corrente que circula no anel supercondutor, e conseqüentemente concluir sobre o valor campo magnético.

Os SQUID's, no que tange as tecnologias de excitação dos anéis supercondutores, se subdividem em duas famílias: RF e DC. Basicamente, a primeira família utiliza correntes CA com frequências na faixa RF (*radio*

frequency), e a segunda utiliza-se apenas de correntes CC. Ambos os sistemas se baseiam em anéis supercondutores interrompidos por junções Josephson, sendo que, em geral, os SQUID's RF utilizam apenas uma junção por anel e os SQUID's DC duas [13,30,61-63,101-102]. Essa situação é retratada na Fig. 15.

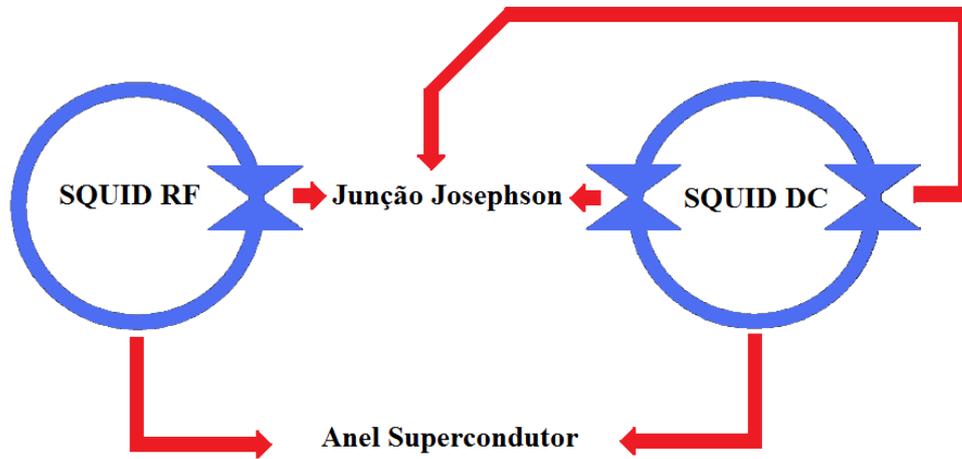


Figura 15 – Componentes básicos dos elementos sensores dos SQUID's RF e DC.

Com a descoberta de materiais que se tornam supercondutores em temperaturas mais elevadas [106-107], os SQUID's passaram a se diferenciar, também, em função do material utilizado na confecção dos anéis supercondutores [10,13,30,61-63,101-102]. Os SQUID's LTS (*low-temperature superconductor*) demandam temperaturas de operação extremamente baixas (em torno de 4,2 K), exigindo resfriamento por hélio líquido. Por outro lado, os SQUID's HTS (*high-temperature superconductor*) conseguem operar em temperaturas mais elevadas (acima de 77 K dependendo do material) possibilitando resfriamento por nitrogênio líquido (mais barato e fácil de operar em relação ao hélio), os quais utilizam-se em suas fabricações de um composto óxido-cerâmico conhecido, em inglês, como YBCO (óxido de ítrio-bário-cobre) [107]. Os SQUID's LTS são, em sua maioria, dispositivos DC; enquanto que os SQUID's HTS são implementados utilizando tanto tecnologias DC quanto RF [13].

A Fig. 16 apresenta a representação esquemática de um SQUID LTS típico, com as bobinas sensoras em configuração gradiométrica, os anéis supercondutores interrompidos por junções Josephson, a eletrônica de processamento e o recipiente termicamente isolado (Dewar) responsável por manter o Hélio em seu estado líquido a 4,2 K [16].

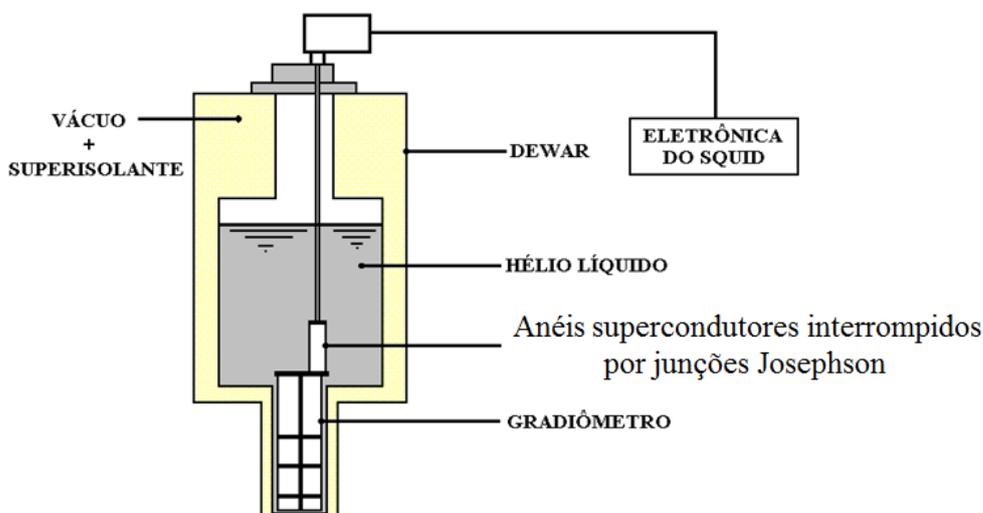


Figura 16 – Representação esquemática do SQUID.

Em termos de desempenho, os transdutores SQUID apresentam resposta a sinais verdadeiramente DC, ampla faixa de frequências, distorção de fase nula, e para os SQUID's LTS mostra-se, teoricamente, que, mesmo em frequências de poucos Hz, é possível atingir-se densidades de ruído de $10^{-6} \cdot \phi_0 \cdot \text{Hz}^{-1/2}$ ($\phi_0 = 2,07 \cdot 10^{-15} \text{ Wb} = 2,07 \cdot 10^{-15} \text{ T} \cdot \text{m}^2 = 2,07 \cdot 10^{-11} \text{ T} \cdot \text{cm}^2$), elevada linearidade e ampla faixa dinâmica [10,13,30,61-63,101-102]. No entanto, na prática, as resoluções alcançadas, apesar de muito boas, são algumas ordens de grandeza superiores à teórica. Pode-se atribuir esse fato à grande dependência em relação à eletrônica de condicionamento e leitura, a heterogeneidades presentes nos anéis supercondutores e a fontes de ruído intrínsecas e extrínsecas ao sistema [13].

Ao longo dos anos foram desenvolvidos sistemas SQUID LTS multicanais com níveis de ruído extremamente baixos na faixa de frequências dos campos biomagnéticos, os resultados ótimos da literatura indicam cerca de $5 \text{ fT} \cdot \text{Hz}^{-1/2}$ para medições dentro de câmaras magneticamente blindadas. São exemplos de sistemas SQUID LTS multicanais os desenvolvidos pela Siemens (37 canais – 1989), pelo Physikalisch Technische Bundesanstalt (PTB, Alemanha) (63 canais – 1994), entre outros.

Mais recentemente, começaram a ser desenvolvidos sistemas SQUID HTS, os quais ainda apresentam resultados inferiores aos dos LTS. Em 1997, um sistema SQUID HTS multicanal (9 canais) para MCG foi desenvolvido e testado em um ambiente desprovido de blindagem magnética, o mesmo apresentou um nível de ruído $1/f$ de $1 \text{ pT} \cdot \text{Hz}^{-1/2}$. Posteriormente, em 2001, um novo sistema

SQUID HTS multicanal (8 canais) para MCG, com sensores encapsulados e gradiômetros de 1ª ordem, foi testado e exibiu, num ambiente magneticamente blindado, um ruído $1/f$ de $50 \text{ fT}\cdot\text{Hz}^{-1/2}$ [30].

A Fig. 17 retrata um sistema de magnetocardiografia (MCG) baseado num magnetômetro SQUID.

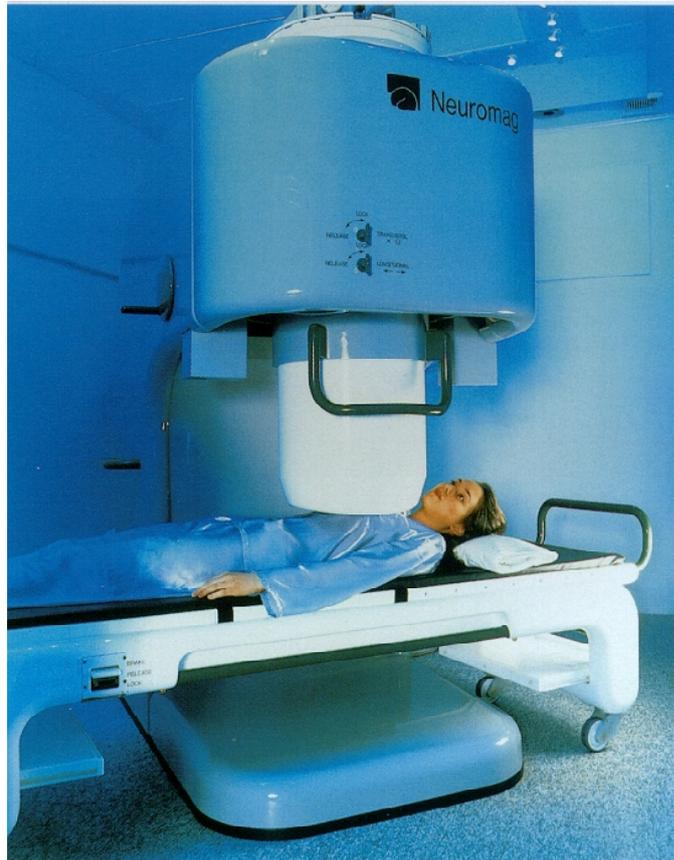


Figura 17 – Medições magnetocardiográficas utilizando sistema SQUID multicanal.

3.1.2. Bobinas

Esse tipo de transdutor magnético baseia-se na Lei de Faraday-Lenz (eq. (10)) possuindo, portanto, sua sensibilidade diretamente proporcional à taxa de variação, no tempo, da densidade de fluxo magnético que atravessa as bobinas [13,62-63,101].

$$\vec{\varepsilon} = -\frac{d\vec{\phi}}{dt} \quad (10)$$

onde $\vec{\varepsilon}$ é a força eletromotriz induzida num circuito fechado como consequência da variação no tempo do fluxo magnético ($\vec{\phi}$) que o atravessa.

Sendo que o fluxo magnético pode ser expresso como na eq. (11) e, conseqüentemente, caso o circuito seja uma bobina constituída por N espiras aplica-se a eq. (12).

$$\vec{\phi} = \int \vec{B} \cdot d\vec{A} \quad (11)$$

onde \vec{B} é a densidade de fluxo magnético que atravessa a área (A) do circuito.

$$\vec{\varepsilon} = -N \frac{d\vec{\phi}}{dt} \quad (12)$$

Assim, percebe-se que essa família de magnetômetros apresenta dificuldades para medir sinais de baixas frequências, como é o caso dos sinais biomagnéticos (frequência < 1kHz) [10,30,68-70]. Uma possível solução é fazer com que o sensor possua um movimento rotacional com velocidade controlável, pois dessa forma consegue-se ler até campos CC. No entanto, a incerteza da velocidade de rotação pode afetar significativamente a resolução do equipamento.

Ainda, apesar de, a principio, se poder concluir que quanto maior a frequência do campo mais fácil será a detecção, observa-se que também existem dificuldades em altas frequências (frequência > 1MHz). Esse fato decorre do tempo de resposta do transdutor ser limitado pela razão entre a indutância e a resistência da bobina [62-63,101].

Os transdutores do tipo Bobina foram os primeiros a serem utilizados na detecção de sinais biomagnéticos, em especial na detecção do campo magnético cardíaco, em 1962, quando foram utilizadas duas bobinas de cobre com 2 milhões de voltas cada, conectadas em série. Seus enrolamentos foram ligados em oposição em torno de núcleos de ferrite [70-71]. Essa configuração pode ser observada na Fig. 18.

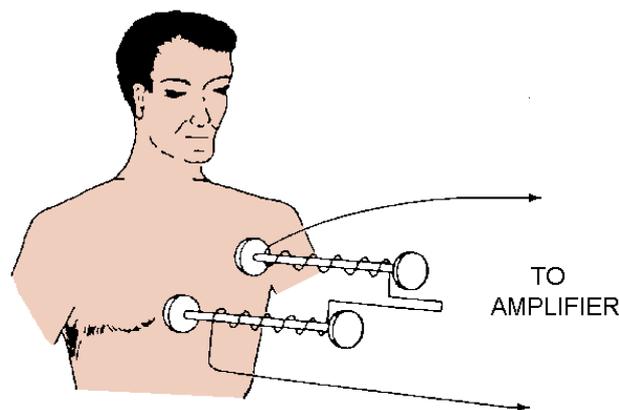


Figura 18 – Configuração do primeiro magnetômetro capaz de medir um MCG (1962).

No entanto, a sensibilidade desses equipamentos também está relacionada à quantidade de enrolamentos e à área das bobinas de medição, ou seja, a obtenção de elevadas sensibilidades está associada à confecção de dispositivos com muitos enrolamentos e grandes áreas. Dessa forma, a resolução espacial fica comprometida e a resolução do equipamento é muito afetada pelo ruído térmico, devido ao grande número de enrolamentos [62-63,101], inviabilizando sua utilização nas aplicações biomagnéticas atuais [13,70,62,101].

3.1.3. Fluxgates

Os fluxgates, em sua configuração básica, consistem de magnetômetros compostos por um núcleo de material ferromagnético, com elevada permeabilidade, enrolado por duas bobinas: uma para detecção do campo e outra para excitação [13,16,62-63,101-102,108-109]. A Fig. 19 apresenta a configuração esquemática de um Fluxgate.

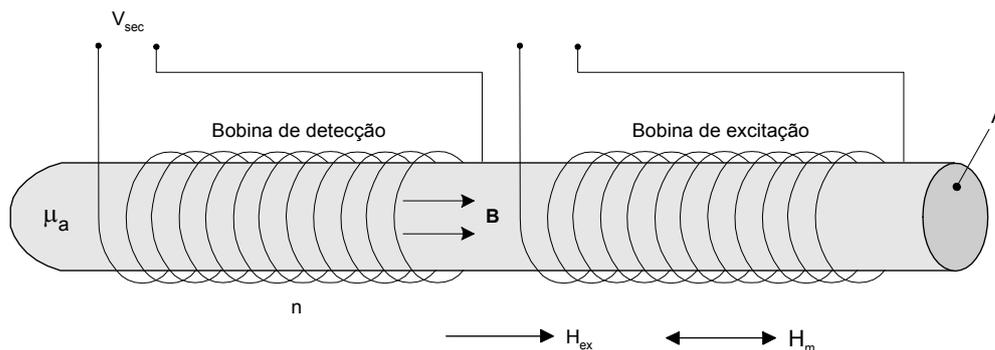


Figura 19 – Configuração esquemática de um transdutor magnético do tipo Fluxgate.

Seu princípio de funcionamento baseia-se na Lei de Faraday, eq. (10), assim como a dos magnetômetros do tipo bobina. No entanto, nos Fluxgates provocam-se variações no fluxo magnético através de alterações na permeabilidade magnética do núcleo ferromagnético [13,16,62-63,101-102,108-109].

Idealmente, as curvas de magnetização $B \times H$ devem ser praticamente verticais, visto que se deseja que o núcleo possua permeabilidade elevada ($\mu = dB/dH$) para um dado valor de H e sature ($\mu = 0$) abruptamente para uma pequena variação de H . Pois, dessa forma é possível alterar a permeabilidade do núcleo através de um campo de excitação controlável, gerado pela bobina de excitação. Esse campo CA fará com que a saturação do núcleo seja alcançada duas vezes por

período [62,101]. A curva de magnetização com histerese apresentada na Fig. 20 permite a observação do que foi discutido [16].

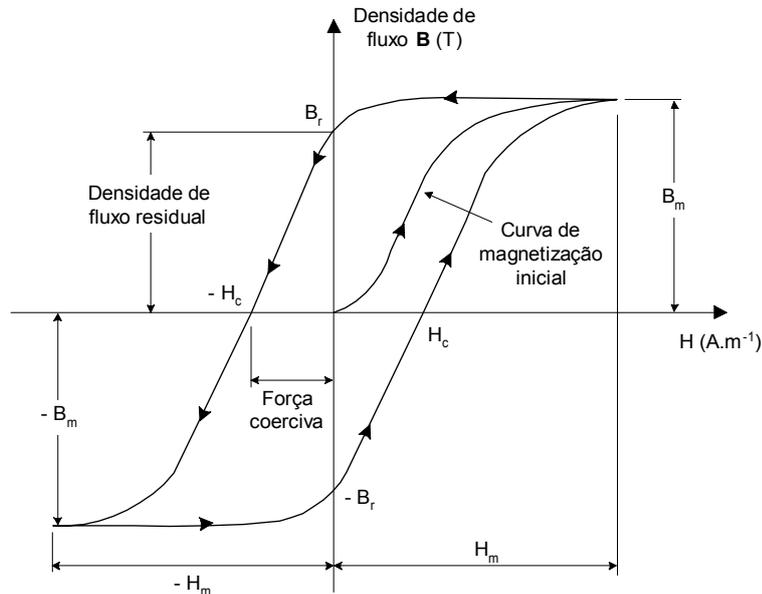


Figura 20 – Curva de magnetização com Histerese.

As alterações da permeabilidade do núcleo, decorrentes do campo de excitação, são percebidas pela bobina sensora. Assim, a voltagem gerada nos terminais da bobina sensora conterá as harmônicas pares (duas saturações por período) da frequência do campo produzido pela bobina de excitação. A adição de um campo externo alterará a amplitude das harmônicas, podendo assim ser identificado. Usualmente, a eletrônica de leitura lê a segunda harmônica do sinal [62,101]. A Fig. 21 ilustra o princípio de funcionamento dos Fluxgates [62].

Fora da Saturação

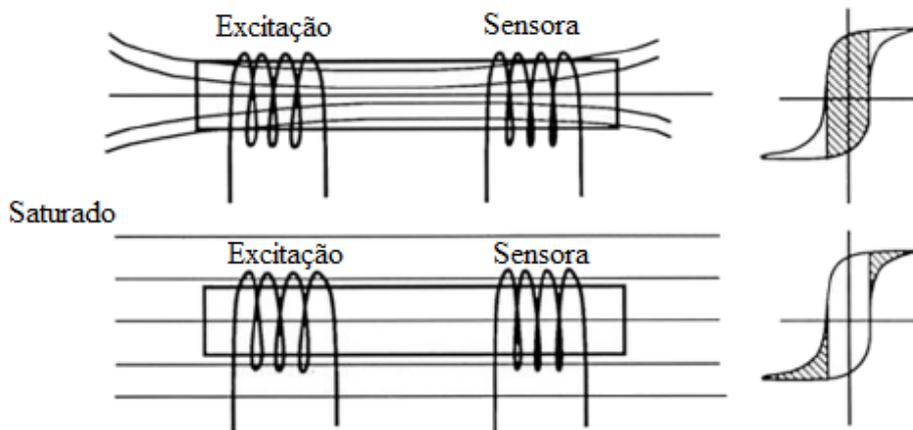


Figura 21 – Princípio de funcionamento de um Fluxgate.

A faixa de frequências desses equipamentos, em geral, vai até 100 Hz. Porém, existem Fluxgates que operam em frequências mais elevadas, até 10 kHz. Ainda, destaca-se que seu comprimento usual é de cerca de 3 cm [62-63,101-102,108-109].

Finalmente, percebe-se que esses magnetômetros podem ser utilizados em certas aplicações biomagnéticas que envolvam detecção de campos menos críticos, como na detecção da motilidade gastrointestinal por meio de marcadores magnéticos [68-69,110].

3.1.4. Fibra-óptica

Essa família de magnetômetros se baseia num efeito magneto-óptico, utilizando-se de elementos sensores magnetostrictivos – os quais se deformam (expansão ou compressão) em função do campo magnético aplicado – aderidos à fibra-óptica [62,111-113].

Basicamente, utilizam-se dois segmentos de fibra-óptica percorridos por uma onda eletromagnética (laser) gerada pela mesma fonte. No entanto, a um segmento da fibra adere-se um elemento magnetostrictivo enquanto que ao outro não. Assim, na presença de um campo magnético externo um dos segmentos de fibra (com elemento magnetostrictivo) estará sujeito a uma deformação longitudinal enquanto que o outro (sem elemento magnetostrictivo) não se deformará. Essa deformação mecânica acarreta uma defasagem da onda eletromagnética que passa pela fibra em relação à onda que atravessa a fibra que não se deformou. Finalmente, essa defasagem pode ser percebida por sensores ópticos e, conseqüentemente, se poderá inferir sobre o campo magnético aplicado [62,111-113]. A configuração esquemática pode ser observada na Fig. 22.

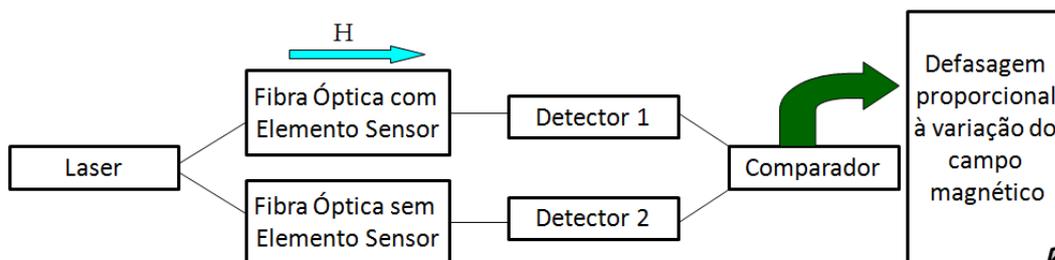


Figura 22 – Configuração esquemática de um transdutor magnético a Fibra-óptica.

A sensibilidade desses dispositivos está atrelada ao comprimento do chamado “braço sensor”, ou seja, o segmento de fibra-óptica aderido ao elemento magnetostrictivo. Mais especificamente, quanto maior o comprimento do “braço sensor” maior a sensibilidade. Decorre desse fato o primeiro inconveniente da utilização desses transdutores em aplicações de biomagnetismo, as quais, em geral, requerem a miniaturização dos elementos sensores.

Tendo em vista que em Biomagnetismo as frequências de interesse estão entre DC e 1 kHz [10,30,68-69,70], outra desvantagem é que esses magnetômetros têm seu funcionamento ótimo para frequências do campo magnético superiores a 100 Hz, sendo que para valores de frequências mais baixos deteriora-se rapidamente a resolução – região de ruído intenso das fontes laser. Ainda, destaca-se que a resolução total do sistema é função da resolução temporal dos detectores ópticos [113].

3.1.5. GMR

O fenômeno da Magnetoressistência Gigante (GMR – *Giant Magnetoresistance*) consiste em mudanças bruscas na resistência de um material em função da variação do campo magnético [13,62-63,101,114-117]. A GMR pode ser compreendida como uma evolução de um efeito similar, porém de menor intensidade, denominado Magnetoressistência Anisotrópica (AMR – *Anisotropic Magnetoresistance*) [118-119].

Os primeiros materiais possuidores do efeito GMR datam do final da década de 1980 e consistiam de uma série de filmes finos de ferro (Fe) e cromo (Cr), que quando colocados em temperaturas da ordem de 4K, exibiam variações da ordem de 50% em sua resistência elétrica para variações do campo da ordem de centenas de oersteds [13,62,101,117].

Desde então, esses materiais foram intensamente pesquisados, fruto da necessidade de desenvolvimento de melhores dispositivos de gravação magnética que pudessem funcionar à temperatura ambiente e detectassem pequenas variações de campo. Assim, atualmente existem dispositivos GMR, operando em temperatura ambiente, capazes de apresentar variações de sua resistência em função do campo superiores a 10%/Oe [13,62,101].

A principal configuração de dispositivos GMR atuais é denominada “válvula de spin” ou “*spin-valve*”, a qual apresenta grandes variações da resistência numa região em torno do campo magnético nulo ($H=0$). Estes possuem, em geral, quatro camadas de filmes finos sendo 2 de materiais ferromagnéticos, 1 de material condutor e outra de material anti-ferromagnético [13,62]. As camadas devem estar dispostas como exibido na Fig. 23.

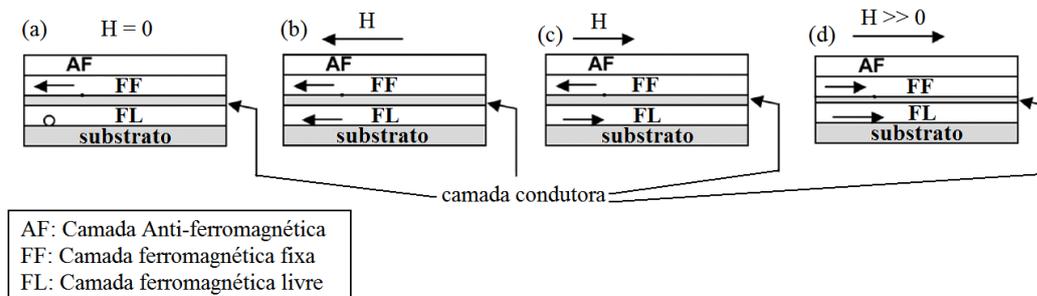


Figura 23 – Disposição das camadas do sensor GMR “spin-valve” e variação da magnetização em função do campo externo, em (a) $H = 0$, as magnetizações de FF e FL estão orientadas perpendicularmente, $R = R(0)$; (b) $H \neq 0$, as magnetizações de FF e FL estão paralelamente orientadas e com sentidos iguais, $R < R(0)$; (c) $H \neq 0$, as magnetizações de FF e FL estão paralelamente orientadas e com sentidos opostos, $R > R(0)$; (d) H muito intenso, rompe a fixação de FF, $R < R(0)$.

Como pode ser observado na Fig. 23, a camada anti-ferromagnética fixa a magnetização da camada ferromagnética adjacente. A camada ferromagnética fixa é chamada dura (“hard”) e a camada livre denomina-se mole (“soft”). Quando as magnetizações das camadas ferromagnéticas são paralelas entre si, e com mesmo sentido, os elétrons sofrem menos espalhamento (“scattering”) ao se deslocarem de um estado eletrônico numa camada ferromagnética para outro estado similar na outra camada. Consequentemente, os elétrons conseguem se locomover mais facilmente, reduzindo a resistência elétrica [13,62].

Esse efeito é otimizado quando as camadas são extremamente finas, com espessuras da ordem de nanômetros. Ainda, pode-se eliminar a camada anti-ferromagnética ao se ajustar a espessura da camada condutora não magnética para um valor no qual obtenha-se um acoplamento anti-ferromagnético entre as camadas ferromagnéticas. Nessa configuração tem-se o valor máximo de resistência em $H = 0$, no entanto, relatos indicam que essa estrutura possui uma intensa não-linearidade na vizinhança do campo nulo.

Finalmente, ressalta-se que a estrutura “spin-valve” pode ser repetida criando-se estruturas com mais camadas. Dessa forma, consegue-se aumentar a sensibilidade dos dispositivos [62].

Pesquisas recentes nesse campo têm levado a fabricação de dispositivos magnetoressistivos com potencial para apresentar variações em suas resistências superiores aos GMR [62]. Dentre os quais, destacam-se: Junções de tunelamento magnético (MTJ – *Magnetic Tunnel Junctions*) [120-122], Magnetoressistência Extraordinária (EMR – *Extraordinary Magnetoresistance*) [123-124] e Magnetoressistência Balística (BMR – *Ballistic Magnetoresistance*) [125-126].

São encontrados relatos de transdutores magnéticos GMR comerciais capazes de detectar densidades de fluxo magnético da ordem de 10 nT e dispositivos em laboratório com densidades de ruído de $20 \text{ pT} \cdot \text{Hz}^{-1/2}$ em 100Hz [13,62]. Logo, essa família de magnetômetros mostra-se com potencial para medição de campos biomagnéticos, principalmente, visto que essa tecnologia é recente em relação à maioria dos outros magnetômetros apresentados e, ainda, pode ser aperfeiçoada.

3.1.6. GMI

A Magnetoimpedância Gigante (GMI) é uma das tecnologias de detecção de campos magnéticos mais recentes, tendo sido descoberta na década de 1990, a qual ainda encontra-se em fase de desenvolvimento [13-17,62].

Sua descoberta está associada a observações do módulo da impedância de amostras amorfas, em forma de fita, excitadas por corrente alternada, em função de um campo magnético externo. Estas indicaram grandes variações do módulo em função do campo, superiores as apresentadas em amostras GMR. Desde então, muitas pesquisas vêm sendo feitas no sentido de melhor compreender esse fenômeno e os parâmetros que o afetam.

O efeito GMI pode ser considerado, sobre certos aspectos, um análogo em altas frequências do efeito GMR [13]. No entanto, enquanto o GMR tem seu princípio de funcionamento atrelado à física quântica, o GMI pode ser explicado utilizando-se conceitos do eletromagnetismo clássico [13-17].

Apesar de a Magnetoimpedância consistir em um fenômeno relativamente recente, magnetômetros GMI já foram desenvolvidos para diversas aplicações – dentre as quais se podem destacar: detectores de presença [127], controle de processos industriais [128], pesquisa espacial e aplicações aeroespaciais [13,62-63,101], sistemas de navegação [129], memórias de alta densidade e HD's [130], controle de tráfego [131], detecção de fissuras em materiais [132], e aplicações biológicas e biomédicas [16,19-23,32-39,133-137].

Na literatura, encontram-se magnetômetros GMI com excelentes resoluções, sendo que, o melhor protótipo identificado foi desenvolvido em 2009. Este, quando em configuração gradiométrica e dentro de uma câmara magneticamente blindada, apresenta resolução de 3pT em 1Hz ($3 \text{ pT} \cdot \text{Hz}^{-1/2}$ em 1Hz) [137].

Tendo em vista as características desse fenômeno, pode-se perceber que transdutores magnéticos baseados no efeito GMI têm grande potencial para substituir o SQUID em aplicações Biomagnéticas.

No capítulo 4 são apresentados, em maior detalhe, os fundamentos da Magnetoimpedância Gigante. Os detalhes do transdutor magnético GMI desenvolvido, tema dessa dissertação, desde a caracterização dos elementos sensores GMI até o desenvolvimento da eletrônica de condicionamento e leitura, são discutidos nos capítulos 5, 6 e 7.

3.2. Redução do Ruído Magnético Ambiental e da Interferência Magnética

Assim como foi discutido, por mais sensível que um magnetômetro seja, em geral, para medição de campos biomagnéticos faz-se necessária a utilização de técnicas de redução do ruído magnético ambiental e da interferência magnética. Nessa seção são apresentadas tanto as possibilidades de atenuação da interferência magnética, proveniente de fontes distantes, por configurações gradiométricas, quanto à redução dos níveis de ruído magnético ambiental e da interferência magnética por técnicas de blindagem magnética (passiva e ativa).

3.2.1. Gradiômetros

A utilização de gradiômetros – filtros espaciais – em medições biomagnéticas é quase universal. O campo magnético de um dipolo cai com a distância r como função de $1/r^3$. Uma configuração gradiométrica de primeira ordem necessita de dois magnetômetros com seus elementos sensores separados por uma distância d , sendo que, consegue-se atenuar significativamente a contribuição de fontes de interferência magnética situadas em $r \gg d$ em relação à contribuição da fonte de sinal disposta em $r \ll d$.

Dependendo da configuração pode-se implementar gradiômetros de diversas ordens, sendo que, em geral, o fator de atenuação da interferência magnética, proveniente de fontes distantes, aumenta ao se elevar a ordem dos gradiômetros. A Fig. 24 permite visualizar, para magnetômetros SQUID, as configurações das bobinas sensoras que permitem a implementação de gradiômetros de primeira e segunda ordem. Também observa-se o denominado gradiômetro de ordem zero, o qual não oferece atenuação de ruído [30,61,68].

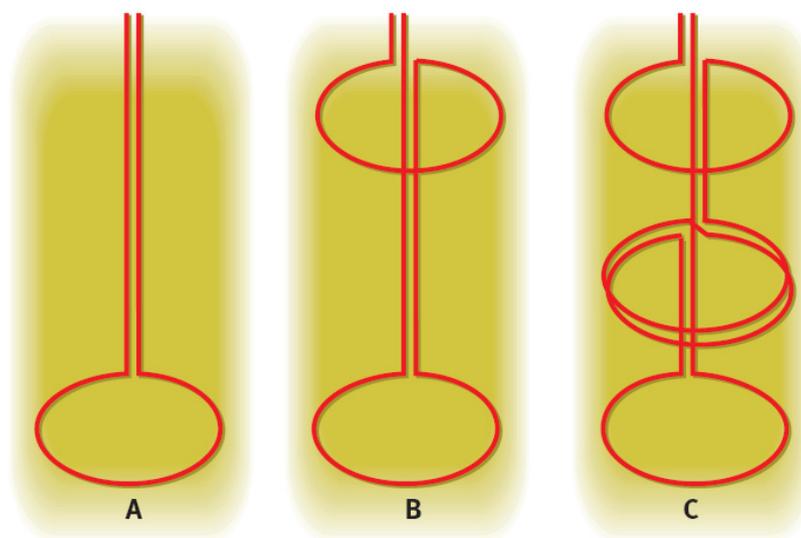


Figura 24 – Configurações gradiométricas (SQUID): (A) ordem zero – detecta todas as linhas de campo que atravessam a bobina, (B) 1ª ordem e (C) 2ª ordem.

Tipicamente, os gradiômetros de primeira ordem atenuam a interferência magnética, proveniente de fontes distantes, de 10 a 100 vezes, os de 2ª ordem exibem atenuações entre 100 e 1000 vezes, e extraem-se da literatura estruturas gradiométricas de 3ª ordem capazes de reduzir o ruído em cerca de 10000 vezes [30,61].

3.2.2. Blindagem Magnética

A blindagem magnética através da utilização de μ -metal é uma opção eficaz, porém de alto custo, para redução tanto do ruído magnético ambiental quanto da interferência magnética [68-70,138]. Essa blindagem é baseada no desvio do fluxo magnético através de camadas de μ -metal, para campos magnéticos de baixas frequências, e na atenuação de campos magnéticos CA pelo emprego de revestimentos de materiais condutores (p. ex. cobre e alumínio). Esses métodos são denominados “blindagem passiva” [10,30].

Uma blindagem efetiva dos campos magnéticos ambientais – fontes de energia, linhas de alta tensão, transformadores, instalações industriais, carros, elevadores, telecomunicações, etc – é alcançada com a construção de câmaras fechadas com blindagem multicamada. O fator de blindagem (S) é definido como a razão entre o campo magnético externo à região blindada (H_{out}) e o campo residual na parte interna (H_{in}) [10]. Logo:

$$S = \frac{H_{out}}{H_{in}} \quad (13)$$

Em diversos casos a atenuação da blindagem ($20 \log S$) é dada, ao invés do fator de blindagem (S). Esse fator logaritmo é prático, pois S é função da frequência do campo magnético, e pode variar diversas ordens de amplitude [139].

A blindagem, usualmente, utiliza-se de múltiplas camadas, sendo que pelo menos uma dessas deve ser de alumínio ou cobre. Esse fato decorre do μ -metal não apresentar bons fatores de blindagem para frequências maiores que poucos Hz. Assim, em blindagens que se utilizam apenas de μ -metal, pode-se notar o decréscimo de S com o aumento da frequência. Ainda, nota-se que o μ -metal apresenta resistência superior a do cobre e a do alumínio, sendo menos eficaz na blindagem de eddy currents (correntes parasitas) [10].

Dessa forma, uma blindagem magnética eficaz para ensaios biomagnéticos envolve, pelo menos, duas camadas de μ -metal intercaladas por uma camada de alumínio. Esta é conhecida como “blindagem padrão”, devido a esse ser o tipo mais comum. Ao longo das últimas décadas, câmaras magneticamente blindadas foram fabricadas em centros de pesquisa em biomagnetismo ao redor do mundo.

Um inconveniente do μ -metal é que esse material não pode ser submetido a esforços mecânicos intensos e, assim sendo, não pode ser utilizado no revestimento do chão das câmaras blindadas, mesmo quando recobertos por piso de azulejo. Logo, esses compartimentos devem ter um chão sólido suportado por pequenas estruturas que passam por aberturas na base da câmara, sendo que as camadas de blindagem devem se localizar abaixo destas, sem contato mecânico [10,139-142].

A Fig. 25 exibe a dependência do fator de blindagem (S) em função da frequência, para alguns exemplos típicos de blindagem magnética [10].

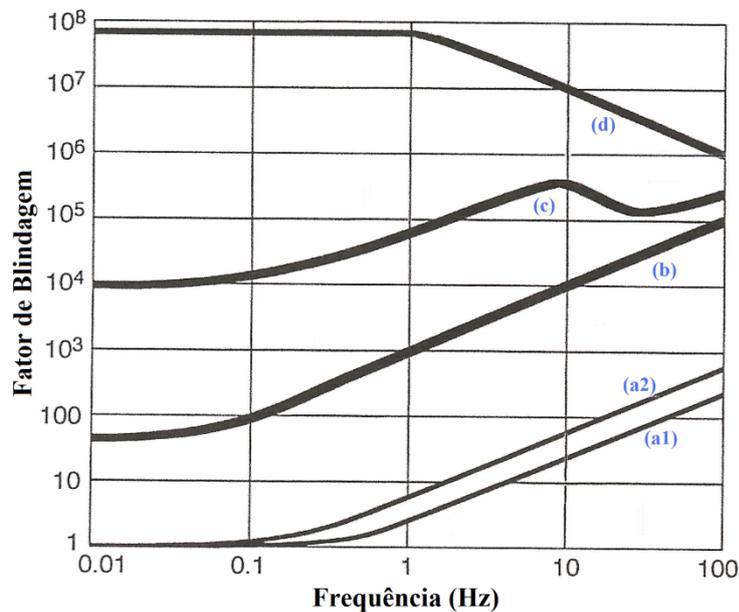


Figura 25 – (a1) e (a2) Blindagens por correntes parasitas (*eddy currents*) e sem utilização de μ -metal, (b) Blindagem padrão (μ -metal-alumínio- μ -metal), (c) Blindagem de μ -metal e alumínio de alta atenuação (mais camadas de μ -metal), (d) Blindagem Supercondutora.

Nota-se na Fig. 25, para os casos a1, a2, b e c, que o fator de blindagem em frequências muito baixas (inferiores a 0,1 Hz) é praticamente constante e dado exclusivamente pela quantidade de camadas de μ -metal. Com o aumento da frequência, a eficácia do μ -metal é reduzida, porém, se eleva a contribuição das camadas de alumínio e/ou cobre para o fator de blindagem.

Da própria Fig. 25 observa-se um caso especial de blindagem, a curva (d) denominada Blindagem Supercondutora [143-144]. Esta, em teoria, é uma técnica de blindagem perfeita, devido à propriedade dos materiais supercondutores, discutida na seção anterior, na qual o resfriamento dos mesmos abaixo de uma

dada temperatura (tornando-se supercondutores) resulta na permanência de fluxo magnético constante em seu interior. Ou seja, quando o campo magnético externo varia, circulam pelo material supercorrentes, de forma a compensar a variação total do fluxo [10,143-144].

O limite físico desse isolamento é o valor crítico da supercorrente do material, que pode ser atingido ao elevarmos o campo magnético externo acima de um valor crítico. Nessa situação a blindagem degenera. Apesar das propriedades extraordinárias, a Blindagem Supercondutora tem sido pouco utilizada devido a problemas semelhantes aos que atrapalham a produção do SQUID em larga escala, como a necessidade de resfriamento com líquidos criogênicos [10].

Muitas das medições de campos biomagnéticos, mesmo utilizando-se SQUID's com configurações gradiométricas, podem ser realizadas graças à utilização de blindagem magnética. Ou seja, as medições são executadas dentro de quartos magneticamente isolados. Ressalta-se que a fonte de interferência magnética mais intensa, em geral, é produzida pela rede elétrica, ou seja, encontra-se na faixa dos 60 Hz (Brasil) [10,139-142]. Assim, observa-se da Fig. 25 que o fator de blindagem é bastante satisfatório nessa região.

Por outro lado, na “blindagem ativa” utilizam-se bobinas magnéticas, excitadas por fontes de alimentação, para compensar o campo magnético ambiental. Essa técnica requer o emprego de magnetômetros tridimensionais, registro dos campos magnéticos medidos, técnicas de controle e processamento em tempo real; além de um conjunto tridimensional de bobinas (atuadores) excitadas por uma fonte controlável [10,30,140,145-147].

A influência de campos provenientes de fontes de interferência magnética pode ser reduzida com esse sistema. Porém, obviamente, campos de baixas frequências são mais facilmente cancelados do que campos em altas frequências ou mesmo campos não periódicos com, p. ex., transições bruscas de amplitude.

Em geral, não se pode considerar que o campo presente na região blindada terá distribuição homogênea, pois as fontes de ruído e de interferência se localizam em posições muito diferentes e possuem diferentes características e intensidades. Esse fato dificulta ainda mais a “blindagem ativa”.

Uma das grandes vantagens da “blindagem passiva” é o fato dessa não demandar fontes de alimentação, além do que, nesse tipo de blindagem, a dependência do fator de blindagem em relação à frequência – curva $S(f)$, p. ex.

como na Fig. 25 – ser extremamente confiável. Por outro lado, nos sistemas de “blindagem ativa” a confiabilidade dos fatores de blindagem está fortemente atrelada ao tempo de resposta (demandam-se tempos de resposta muito rápidos) e a configuração tri-dimensional dos campos externos ao sistema (intensidade, faixa de frequências, periodicidade, presença de transições bruscas) [10].

No entanto, apesar de se poder observar que, em geral, a “blindagem passiva” é mais robusta e confiável do que a “blindagem ativa”, deve-se ressaltar que em muitos casos essa última serve como um método complementar extremamente útil. Em outras palavras, sistemas que utilizam-se de ambas as técnicas conseguem desempenhos superiores (algumas ordens de grandeza) [140].

As Figs. 26 e 27 mostram fotos da câmara blindada BMSR-2, pertencente ao PTB (*Physikalisch Technische Bundesanstalt*), instalada em Berlim (Alemanha). Na Fig. 26 retrata-se a câmara BMSR-2 em sua fase de construção, e a Fig. 27 permite visualizar a parte externa da câmara já construída. Ressalta-se que esse sistema, o qual utiliza 8 camadas de blindagem (7 de μ -metal e 1 de alumínio) e técnicas de blindagem ativa, estabeleceu um recorde mundial de blindagem magnética em Junho de 2000, com um fator de blindagem superior a 2.10^6 em 0,01 Hz [140].



Figura 26 – Câmara blindada BMSR-2 em construção (PTB, Berlim, Alemanha), com a primeira camada de μ -metal instalada.



Figura 27 - Câmara blindada BMSR-2 pronta para operação.

A Fig. 28 apresenta algumas das câmaras blindadas com os maiores fatores de atenuação do mundo: BMSR [142], COSMOS [141] e BMSR-2 [140]. Além disso, é exibida a comparação do sistema BMSR-2 A (apenas “blindagem passiva”) com o sistema BMSR-2 B (com “blindagem passiva” e “blindagem ativa”). Dessa forma, percebe-se que ao se complementar um sistema puramente passivo com técnicas ativas, atingem-se fatores de blindagem excepcionais.

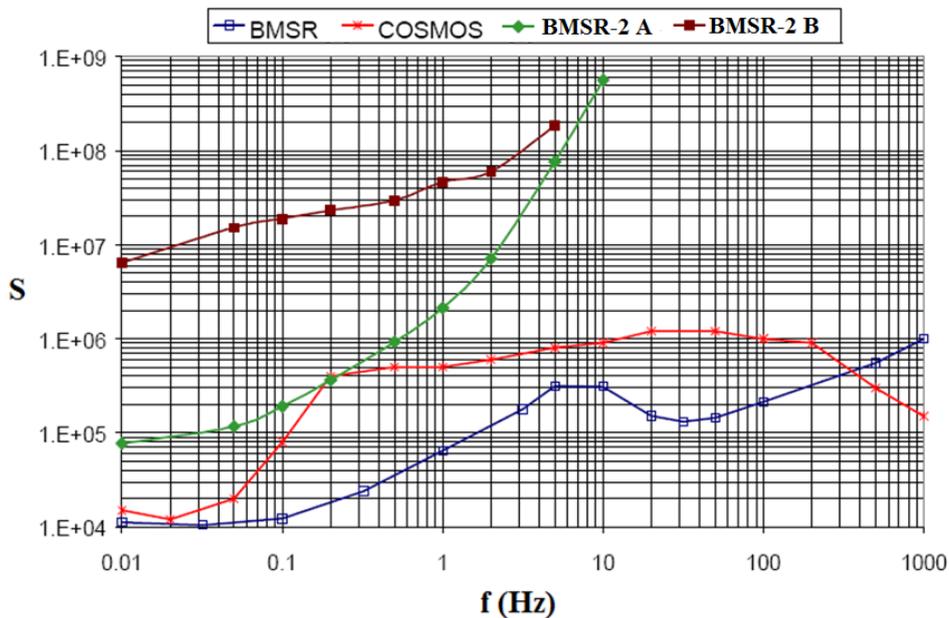


Figura 28 – Fator de blindagem (S) versus frequência (f) para as câmaras magneticamente blindadas que possuem os melhores fatores de atenuação, construídas em centros de pesquisa em biomagnetismo localizados na Alemanha (BMSR) e no Japão (COSMOS).