

Caio César Quini

CARACTERIZAÇÃO *IN VITRO* DE TÉCNICA BIOMAGNÉTICA EMPREGANDO MAGNETÔMETROS 3D PARA AVALIAR TEMPO DE TRÂNSITO ESOFAGIANO

Monografia apresentada ao Instituto de
Biotecnologia, Universidade Estadual Paulista
"Julio de Mesquita Filho", Campus de Botucatu, para
obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof.Dr. José Ricardo de Arruda Miranda
Co-Orientador: Prof. Fabiano Carlos Paixão

Botucatu
2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO

DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP

BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Quini, Caio César.

Caracterização in vitro de técnica biomagnética empregando magnetômetros 3D para avaliar tempo de trânsito esofágico / Caio César Quini. - Botucatu [s.n], 2009.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009

Orientadora: José Ricardo de Arruda Miranda

Co-Orientador: Fabiano Carlos Paixão

1. Biomagnetismo - Técnicas 2. Esôfago

Palavras-chave: Biomagnetismo; Imã;; Magnetorresistor anisotrópico; Trânsito esofágico

**À Ana, Cíntia e a toda minha família,
por todo amor, apoio e compreensão.**

AGRADECIMENTOS

A Deus.

A toda minha família, pelos sacrifícios, por todo esforço, pela confiança, apoio, carinho e pela compreensão em todos os momentos.

Aos bons amigos, novos e velhos, pelo futebol, pelos churrascos, sinucas, festas, vídeo game, noites de estudo de Física Matemática, Termo, Clássica, Quântica e claro, por toda cerveja que a gente conseguiu beber.

A turma I de Física Médica, por todos os trotes, broncas e conselhos.

A turma III de Física Médica, por todos os momentos, todos mesmo.

A Atlético Geral, pelas reuniões de segunda-feira à noite, pelas amizades mais improváveis e por todas as experiências incríveis.

A todos os professores que insistiram e acreditaram em nós, mesmo quando a gente nem queria.

Ao professor José Ricardo, meu orientador, pela oportunidade e a todo o laboratório de biomagnetismo onde tive o prazer de trabalhar neste meu último semestre, Paulo, Uilian, Murilo, Marcelo e a todos os outros.

Ao Fabiano, que além de professor e orientador, se tornou um grande amigo em todas as horas, para todos os assuntos.

A Deus e a todos que fizeram parte destes, que foram os melhores anos de minha vida, **OBRIGADO!**

SUMÁRIO

RESUMO	6
ABSTRACT	8
INTRODUÇÃO	10
OBJETIVOS	13
REVISÃO TEÓRICA.....	13
Campo Magnético	13
Propriedade magnética dos materiais.....	14
Localização magnética	15
Magnetorresistores.....	17
Esôfago	18
MATERIAL E MÉTODO	20
Instrumentação	20
Rotinas LabView®.....	21
Rotinas MatLab®.....	21
Testes de Sensibilidade <i>in vitro</i>	22
Comparação: <i>Experimental x Teórico</i>	23
Relação sinal/ruído.....	24
RESULTADOS.....	25
Comparação entre a simulação teórica e o experimento	31
Relação sinal/ruído.....	32
DISCUSSÃO	33
CONCLUSÃO	35
REFÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	36

CARACTERIZAÇÃO *IN VITRO* DE TÉCNICA BIOMAGNÉTICA EMPREGANDO MAGNETÔMETROS 3D PARA AVALIAR TEMPO DE TRÂNSITO ESOFAGIANO

RESUMO

As técnicas biomagnéticas utilizam diferentes detectores de campo magnético para medir parâmetros da fisiologia humana. Essas técnicas apresentam a vantagem de não ser invasiva e ser livre de radiação ionizante. Dentre elas podemos destacar o *Superconducting Quantum Interference Device (SQUID)*, a biosusceptometria de corrente alternada e, mais recentemente, o emprego de sensores do tipo magnetorresistor anisotrópico.

Os magnetorresistores apresentam a vantagem de serem de baixo custo e possuir boa sensibilidade para medir diferentes parâmetros fisiológicos utilizando marcadores magnéticos. Devido às características do trato gastrointestinal, as técnicas biomagnéticas vêm sendo empregadas com bastante sucesso em seu estudo. Em recente pesquisa, os magnetorresistores foram empregados para avaliar o tempo de trânsito e localização de fontes magnéticas em diferentes partes do trato gastrointestinal.

O objetivo deste trabalho é caracterizar com testes *in vitro* uma instrumentação biomagnética composta por dois magnetorresistores tri-axiais (3D) arranjados de forma gradiométrica coplanar para avaliar tempo de trânsito esofágico, processar os sinais e comparar os resultados experimentais com a teoria magnética, bem como avaliar o ganho da instrumentação com uso de sensor tri-axial frente ao sensor mono-axial.

A instrumentação é formada por dois magnetômetros com três eixos de detecção conectados a circuitos eletrônicos de alimentação e amplificação. Os sensores foram fixados de forma coplanar separados com 18 cm de distância. Os testes de sensibilidade foram realizados usando um magneto cilíndrico ($\phi = 4$ mm e $h = 4$ mm) de neodímio-ferro-boro (grade 35).

Os testes consistiram em medir a passagem do ímã paralelamente aos sensores, para simular o trânsito esofágico do alimento. Estas medidas foram realizadas com

diferentes distâncias para determinar a sensibilidade da instrumentação em relação à distância fisiológica. O módulo do campo magnético foi calculado e comparado com valores teóricos utilizando rotina computacional em MatLab e os resultados foram analisados através de média e desvio padrão. A partir desses dados, obteve-se a relação sinal/ruído para cada distância.

A instrumentação apresenta sensibilidade para avaliar o trânsito do marcador magnético a até 15 cm de distância, com relação sinal/ruído de 3 vezes. Esses resultados mostram que a instrumentação desenvolvida apresenta boa sensibilidade para avaliar o tempo de trânsito *in vivo*. A técnica biomagnética apresentada não é invasiva, livre de radiação ionizante, portátil, de baixo custo que oferece novas perspectivas e abordagens para aplicações nas áreas de gastroenterologia, fisiologia, farmacotécnica e na clínica médica.

Palavras chave: *trânsito esofágico, ímã, magnetorresistor anisotrópico, biomagnetismo.*

IN VITRO CHARACTERIZATION OF BIOMAGNETIC METHOD USING THREE-AXIS SENSING MAGNETOMETER TO EVALUATE ESOPHAGIAN TRANSIT TIME

ABSTRACT

The biomagnetic techniques use different magnetic field detectors to measure parameters of the human physiology. Those techniques present the advantage of being noninvasive and radiation free. Among them we can show up the Superconducting Quantum Interference Device (SQUID), the Current Alternate Biosusceptometry (ACB) and, more recently, the employment of anisotropic magnetoresistive sensors.

Those magnetic sensors have a low cost and good sensitivity to measure different physiological parameters using magnetic markers. The biomagnetic techniques have being used successfully through study on the characteristics of the gastrointestinal tract. Recent research, the magnetoresistors were used to evaluate the transit time and localization of magnetic sources in different parts of the gastrointestinal tract.

The objective of this work is the characterization, with *in vitro* tests, of a biomagnetic instrumentation using two 3-axis magnetoresistors arranged in a gradiometric coplanar setup to evaluate esophageal transit time, analyze and compare the results of experimental signals and the magnetic theory, as well as evaluate the instrumentation gain with use of tri-axial sensor front to the mono-axial sensor.

The instrumentation is composed by two three-axis sensing magnetometers, precision power supply and amplifier electronic circuits. The sensors fixed in a coplanar setup were separate by distance of 18 cm. The sensitivity tests had been carried through using a cylindrical magnet ($\phi = 4$ mm and $h = 4$ mm) of neodymium-iron-boron (grid 35).

The tests were done moving the permanent magnet on the sensors parallel axis, simulating the food transit in esophagus. Those measures were carried through with different distances to determine the instrument sensitivity on physiological distance. The modulus of the magnetic field was calculated and compared with theoretical values using computational routine in MatLab and the results had been analyzed

through average and standard deviation. From these data, the signal/noise relation was acquired for each distance.

The instrumentation presents sensitivity to evaluate the transit of the magnetic marker about 15 cm of distance, with signal/noise relation of 3 times. These results show that the developed instrumentation presents good sensitivity to evaluate the transit time in *in vivo* analysis. The presented biomagnetic technique is noninvasive, radiation free, portable, has no expensive cost and has good future for application in gastroenterology, physiology, pharmacology and medical clinic routine.

Keyword: *esophageal transit, permanent magnet, anisotropic magnetoresistor and biomagnetism*

INTRODUÇÃO

O trato gastrintestinal (TGI) tem a função da nutrição do corpo. Ele é composto por diferentes órgãos que são responsáveis pela digestão do alimento e absorção de seus nutrientes. Esses órgãos apresentam propriedades motoras responsáveis pela mistura e propulsão do alimento no processo digestivo.

O esôfago faz parte do TGI e tem a função de transportar o alimento da boca para o estômago. Ele é formado por um tubo muscular de aproximadamente 20 cm que apresenta propriedades motoras para auxiliar o trânsito do alimento. Algumas doenças podem alterar os parâmetros motores provocando alterações no processo digestivo, e.g., doença de chagas.

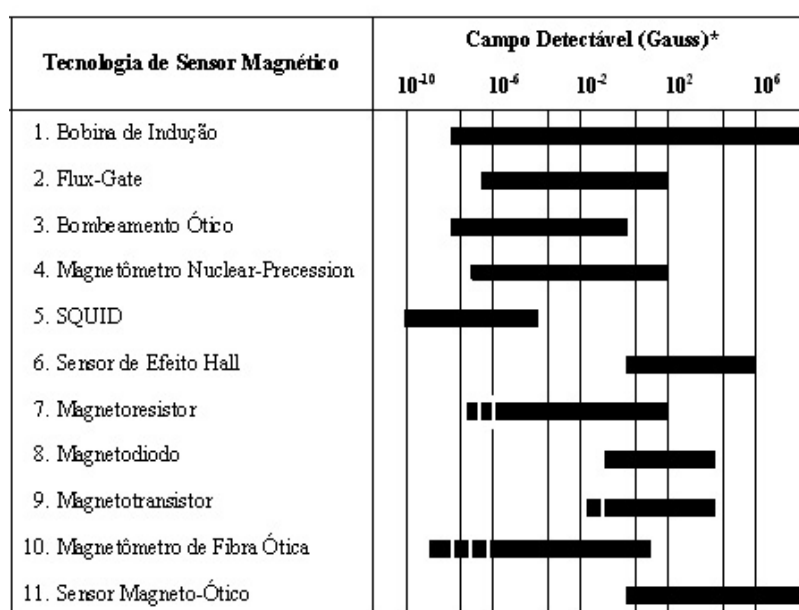
Os principais métodos que permitem o diagnóstico de doenças e disfunções esofagianas são: radiologia (esofagograma contrastado e cineradiografia) ou cintilografia, manometria, endoscopia digestiva e ultrassonografia. Dentre essas técnicas, as mais usadas na rotina clínica são a radiologia e/ou cintilografia, procedimentos não-invasivos e que envolvem radiação ionizante, e a manometria, não envolvendo radiação ionizante, mas sendo um procedimento invasivo que provoca alto desconforto ao paciente devido o uso de cateter nasogástrico. Esses procedimentos quantificam o tempo de trânsito e o tônus do órgão. Ambos os procedimentos, necessitam de ambientes especiais para sua realização.

Em busca de alternativas para quantificar o tempo de trânsito esofágico (TTE), Daghanli *et al* (1996) propôs um método baseando-se na BAC. Esse método utilizou dois bioassusceptômetros e mediu o TTE de um alimento teste contendo traçador magnético (Ferrita – $MnFe_2O_4$). O resultado obtido pelo método biomagnético ($4,6 \pm 0,9$ s) foi comparado com a cintilografia ($3,8 \pm 0,8$ s), mostrando ser uma alternativa viável (DAGHASTANLI, et al., 1996). A vantagem desse procedimento é não ser invasivo, ser livre de radiação ionizante, além de usar equipamentos de custo relativamente baixo.

O biomagnetismo engloba técnicas totalmente não invasivas e desprovidas de radiação ionizante para avaliar campos magnéticos provenientes do sistema biológico (WEITSCHIES, 1994). Algumas técnicas detectam o campo magnético associado à

atividade elétrica (SMOUT LUZIO, 1989), enquanto outras realizam medidas, por meio da ingestão de materiais com propriedades ferromagnéticas (MIRANDA, 1992). As instrumentações aplicadas em biomagnetismo envolvem detectores de campo magnético como SQUID, magnetômetro de fluxo saturado (Fluxgate), detectores baseados no efeito hall e biossusceptômetro de corrente alternada (CARNEIRO, 2000) (ROMANI, et al., 1982).

Geralmente, os sensores magnéticos são classificados quanto à sua faixa de sensibilidade na medida da intensidade de campo magnético. A figura 1 ilustra alguns sensores existentes e suas respectivas faixas de campo magnético medido. Nota-se que tanto as bobinas quanto os magnetorresistores possuem uma ampla faixa de trabalho, possibilitando diferentes aplicações.



* Nota: 1T = 10^4 G

Figura 1: Faixa de Sensibilidade dos Sensores de Campo Magnético

Magnetorresistores são empregados em diversos seguimentos industriais e de serviços, como leitores de cartões magnéticos, bússolas eletrônicas e posicionadores de curso. Esses sensores podem medir campos magnéticos da ordem de nano-Tesla, possuindo tamanho reduzido e apresentando baixo custo. Seu princípio é baseado na propriedade que alguns materiais apresentam de mudar sua resistência na presença de um campo magnético, como o “permalloy”, por exemplo. Desta forma, monitorando

o valor da resistência, pode-se determinar a intensidade do campo magnético presente sobre o material.

Uma instrumentação que faz uso de magnetorresistores em associação com marcadores magnéticos para aplicações em gastroenterologia apresenta as vantagens de ter seus princípios físicos completamente descritos pelo eletromagnetismo clássico, além de ser versátil, portátil, não-invasiva, livre de radiação ionizante e relativo baixo custo de implementação.

Sabendo da importância do estudo de trânsito esofágico e do desenvolvimento de instrumentações que sejam confortáveis e seguras ao paciente, o objetivo deste trabalho é empregar sensores magnetorresistivos em associação com marcadores magnéticos (ímãs permanentes) numa instrumentação para o estudo de trânsito esofágico. Esses sensores tem a finalidade medir campos magnéticos provenientes do deslocamento de traçadores (fonte distribuída de material magnético) ou marcadores (fonte pontual de material magnético) ingeridos através do esôfago, dispensando, portanto, o exame radiográfico. Utilizando os princípios das técnicas biomagnéticas, este novo sistema apresenta a vantagem inicial de possuir tamanho reduzido e incluir possibilidades de ampliação, i.e., capacidade de implementação de novos canais para obtenção de maior quantidade de dados fisiológicos (ondas de motilidade - peristaltismo) e de possíveis imagens, além de ser uma instrumentação não-invasiva, livre de radiação ionizante e não necessitar de ambientes especiais. Desta forma, almeja-se implementar um dispositivo para avaliar tempo de trânsito esofágico, esperando-se que novas abordagens fisiológicas, farmacológicas e clínicas possam ser realizadas.

OBJETIVOS

O objetivo deste trabalho é fazer a caracterização *in vitro* de uma instrumentação que utiliza magnetômetros com três eixos de detecção para avaliar propriedades do trato gastrintestinal (TGI), analisar a sensibilidade deste sistema e comparar os valores obtidos com a teoria.

REVISÃO TEÓRICA

Campo Magnético

O conhecimento sobre magnetismo remonta aos nossos antepassados que viviam na cidade da Magnésia (Ásia Menor). Os primeiros fenômenos magnéticos observados foram, sem dúvida, associados aos chamados ímãs naturais, i.e., fragmentos de rochas (minério de ferro) denominados atualmente de magnetita. Esses pequenos corpos tinham a propriedade de atrair ferro desmagnetizado.

Os ímãs são estruturas compostas por dois pólos magnéticos (Norte e Sul). Do pólo norte emerge as linhas de campo magnético que penetram no pólo sul do ímã. A figura 2 mostra esse fenômeno. Das propriedades magnéticas é importante ressaltar a inexistência do mono-pólo magnético, não existindo nenhuma estrutura semelhante a uma carga elétrica isolada (HALLIDAY, et al., 2002).

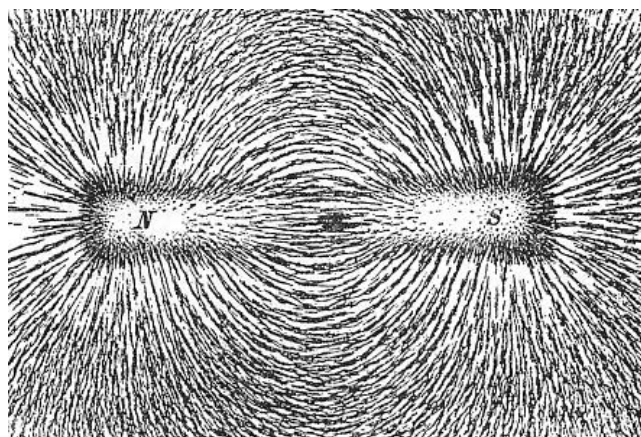


Figura 2: Limalha de ferro sobre uma cartolina sobre a qual, foi colocado um pequeno ímã.

Os estudos do campo magnético (\vec{B}) e elétrico (\vec{E}) se mantiveram distantes até o século XIX. Em 1819, o cientista dinamarquês Hans Christian Oersted (177-1851) mostrou que uma agulha imantada era defletida pelo campo magnético gerado pela passagem de corrente elétrica num fio. Pouco tempo depois, Michael Faraday (1791-1867) verificou que o campo magnético variável no tempo produzia corrente elétrica numa espira feita de fio condutor. Em 1864, James Clerk Maxwell (1831-1879) demonstrou matematicamente a relação entre as forças elétrica e magnética envolvendo a velocidade da luz.

Propriedade magnética dos materiais

A resposta (\vec{B}) de um material magnético quanto à aplicação de um campo externo (\vec{H}) pode ser classificada pelas suas fases magnéticas. Os principais tipos de fases magnéticas são: diamagnetismo, paramagnetismo e ferromagnetismo (ROMANI, et al., 1982).

O diamagnetismo é o tipo mais fraco de resposta magnética, apresentando susceptibilidade magnética negativa, tendo o efeito de diminuir o módulo do campo externo no interior do material. Mas se (χ) for positivo e com valor inferior a 1, o material será paramagnético e o módulo do campo externo será pouco aumentado na presença desses materiais. Já o ferromagnetismo apresenta a mais intensa resposta magnética, tendo a susceptibilidade magnética (χ) positiva e maior que 1.

Para o caso de materiais ferromagnéticos a permeabilidade magnética (μ) é definida como:

$$\mu = \frac{d\vec{B}}{d\vec{H}} \quad (1)$$

Sendo dependente do campo aplicado, com uma não linearidade, e ainda não obedecendo à equação 1. A alta magnetização do material ferromagnético esta relacionada ao fato de possuir momentos de dipolo magnético intrínsecos altamente interagentes alinhando-se paralelamente entre si.

Os ímãs permanentes são fabricados com ligas de materiais ferromagnéticos, e.g., ímãs de Alnico e neodímio. Atualmente os ímãs de neodímio apresentam alta capacidade de armazenamento do campo magnético e superaram os resultados dos ímãs de Alnico.

O processo de manutenção da magnetização do ímã se dá pela interação entre os domínios magnéticos vizinhos dentro do material. Para os ímãs de neodímio, os domínios magnéticos apresentam dimensões na ordem de 10 nm. Essa dimensão tão reduzida maximiza a interação entre os domínios e confere a superioridade de magnetização a liga (CROAT, 1997).

A utilização de ímãs de ligas de neodímio traz vantagens significantes em relação ao tamanho, peso e desempenho. Em comparação a magnetos com outras ligas férricas utilizadas em motores, por exemplo, um ímã de neodímio pode apresentar uma redução de tamanho e peso de até dez vezes. A liga de neodímio-ferro-boro também apresenta a vantagem de se manter desmagnetizada durante todo seu processo de confecção, o que torna o material menos suscetível à contaminação por partículas magnéticas durante o processo (CROAT, 1997).

Localização magnética

Pela equação 2, podemos observar que a influência de um magneto ou de um circuito sobre um ponto, em forma de indução magnética (\vec{B}), pode ser determinada e que esta depende apenas de seu momento magnético (\vec{m}), e não de sua forma geométrica (REITZ, et al., 1982).

$$\vec{B}(r) = \frac{\mu_0}{4\pi} \left[-\frac{\vec{m}}{r^3} + \frac{3(\vec{m} \cdot \vec{r})\vec{r}}{r^5} \right] \quad (2)$$

onde μ_0 é a permeabilidade magnética do vácuo e \vec{r} é a distância até o dipolo.

Para obtermos o valor de \vec{B} é necessário saber a distância (r) entre o magneto e o ponto onde se quer calcular o valor da indução magnética e o valor do momento magnético (\vec{m}). A constante $\frac{\mu_0}{4\pi}$ tem seu valor conhecido, igual a $10^{-7} \frac{N \cdot s^2}{C^2}$. O valor da

indução magnética em um determinado ponto depende apenas da distância desse ponto em relação ao magneto e do valor do momento magnético (REITZ, et al., 1982).

Conhecendo-se o valor do momento magnético (\vec{m}) do marcador, também é possível realizar a operação contrária. É possível determinar a posição do marcador magnético a partir das componentes magnéticas deste em um determinado ponto (ANDRÄ, et al., 2000). A solução do problema magnético inverso não é amigável para diversas situações onde a fonte não é conhecida, pois não apresenta soluções unívocas. Entretanto, para fontes como dipolo a solução pode ser obtida.

Considerando que o marcador esteja na origem do sistema cartesiano, a uma distância $s = (x, y, z)$, e que a orientação de \vec{m} seja paralela ao eixo z para efeito de simplificação. Tem-se o esquema apresentado na figura 3.

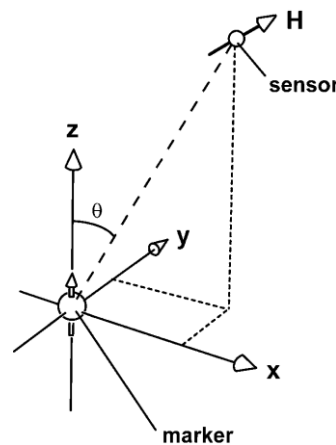


Figura 3: Esquema do marcador magnético de momento magnético m paralelo ao eixo z a uma distancia $s = (x, y, z)$ do sensor de campo magnético. (Fonte: Andrä et al. 2000)

Desta forma, é possível obter a relação entre a posição do marcador e cada uma das componentes do campo magnético \vec{H} .

$$H_x = \frac{m}{4\pi s^3} \frac{3zx}{s^2} \quad (3)$$

$$H_y = \frac{m}{4\pi s^3} \frac{3zy}{s^2} \quad (4)$$

$$H_z = \frac{m}{4\pi s^3} \frac{3z^2 - s^2}{s^2} \quad (5)$$

onde m é a magnitude de \vec{m} e $s = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$.

A partir das equações 3 a 5 é possível comprovar que as componentes de \vec{H} orientadas perpendicularmente a z são funções monotônicas de x e y para um região restrita definida por um cone de ângulo $\theta = 26,6^\circ$. Em geral, a posição do sensor (figura 3) pode ser determinada univocamente pela magnitude de \vec{m} e pelas três componentes dadas nas equações 3 a 5. A posição s pode ser calculada pelas equações a seguir (ANDRÄ, et al., 2000).

$$x = F_z \frac{H_x}{\sqrt{H_x^2 + H_y^2}} \quad (6)$$

$$y = F_z \frac{H_y}{\sqrt{H_x^2 + H_y^2}} \quad (7)$$

$$z = \left(\frac{m^2(F^2 + 4)}{(4\pi)^2(F^2 + 1)^4(H_x^2 + H_y^2 + H_z^2)} \right)^{1/6} \quad (8)$$

onde

$$F = \frac{3}{2} \left(\sqrt{\frac{H_z^2}{H_x^2 + H_y^2} + \frac{8}{9}} - \frac{H_z^2}{\sqrt{H_x^2 + H_y^2}} \right) \quad (9)$$

para $z > 0$.

Através das equações acima é possível comprovar que a localização magnética pode ser feita analiticamente utilizando procedimentos matemáticos de diferentes caminhos.

Magnetorresistores

Os sensores magnetorresistivos anisotrópicos (*AMR sensors*) são fabricados com liga de níquel-ferro (*permalloy*). Neste material ocorre a dependência da resistência elétrica com o campo magnético. A intensidade do campo magnético pode ser medida monitorando o valor da resistência elétrica, equação 10:

$$R = R_0 + \Delta R \cos^2 \theta \quad (10)$$

onde R é a resistência oferecida pela tira, R_0 é a resistência elétrica mínima e ΔR é igual a variação da resistência da tira ($R_{\text{máx}} - R_{\text{mín}}$), sendo $R_{\text{máx}}$ a maior resistência oferecida pela tira, figura 4.

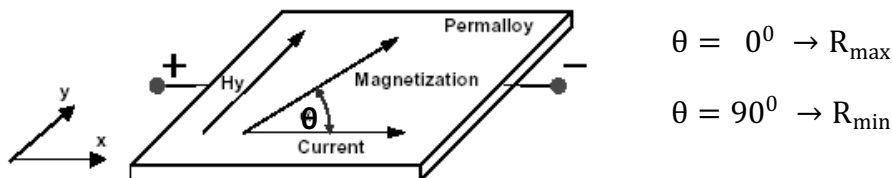


Figura 4: Ilustração de fenômeno magnetorresistivo em filme de permalloy.

Quando a tira de material magnetorresistivo é fabricada (geralmente com depósito de filme fino de *permalloy* sobre um substrato) um forte campo magnético é aplicado. Isto alinha os domínios magnéticos do material e cria uma anisotropia magnética, i.e., gera uma direção preferencial sobre o material. Na ausência de campo externo a magnetização aponta para essa direção, assumida ser a direção x na figura 4.

Baseados neste fenômeno, os sensores são construídos com estruturas *barber pole*, as quais intercalam alumínio com as tiras de *permalloy*. Esta estrutura propicia a linearidade de resposta com o campo externo. Para melhorar a sensibilidade os sensores são montados na configuração de *ponte de Wheatstone*. Na presença de um campo magnético externo a variação na ponte de resistência causa uma variação correspondente na tensão de saída. Estes dispositivos podem medir campo na ordem de nano-Tesla e apresentam a vantagem de medir campo DC (contínuo) e AC (alternado) com boa resposta até MHz.

Esôfago

O esôfago é um tubo oco, e segundo alguns autores, possui comprimento fixo de 20 cm, contudo, outros estudiosos definem variações em seu comprimento de acordo com a estatura do indivíduo (DAGHASTANLI, 1996). O esôfago tem seu

início na faringe, próximo ao manúbrio, se estendo até o processo xifóide, onde se acopla ao estômago. Possui inervação motora, sendo sua motilidade definida como um fenômeno mecânico que permite a progressão do conteúdo alimentar da faringe ao estômago, e impedindo seu retorno.

O funcionamento do esôfago é dividido em três regiões: esfíncter esofágico superior (EES), corpo do esôfago e esfíncter esofágico inferior (EEI), controlados tanto pelo sistema nervoso central (SNC) como pelo sistema nervoso entérico (SNE), permitindo a integração funcional do esôfago durante a deglutição.

O ato da deglutição inicia o padrão motor coordenado do esôfago, chamado de *peristaltismo primário*. Com o EES relaxado, a rápida contração da faringe transfere o bolo alimentar para o esôfago, e ao fechamento do EES ocorre o relaxamento EEI, surgindo uma contração circular no esôfago e progredindo no sentido distal ao longo do corpo esofágico, impulsionando o bolo ao estômago. A função básica do EEI é regular a transferência do conteúdo alimentar para o estômago e impedir sua retropulsão. O *peristaltismo secundário* não é originado no ato da deglutição, mas sim para limpeza de resíduos contidos no tubo esofágico.

Os distúrbios motores esofágicos podem ocorrer por diversos fatores, como doenças neuromusculares, lesões estruturais, doenças sistêmicas ou contíguas ao esôfago, acarretando na disfagia (dificuldade na deglutição) e podendo, ou não, ser acompanhada de fortes dores (ANDREOLLO, et al., 1994) (DAGHASTANLI, 1996). Estes distúrbios motores causam a alteração no esvaziamento esofágico, conseqüentemente, alteram o tempo de trânsito, do bolo alimentar, na passagem pelo esôfago. Para o diagnóstico destas enfermidades são utilizadas avaliação clínica e diferentes exames e procedimentos.

MATERIAL E MÉTODO

Instrumentação

Na realização deste trabalho, foram utilizados dois sensores magnetorresistivos (AMR) de três eixos de detecção, que são capazes de medir a variação do campo magnético aplicado sobre cada eixo independentemente. Os magnetômetros foram fixados a uma distância de 18 cm entre eles.

O sensor AMR utilizado nesse projeto é o HMC1023 tri-dimensional com sensibilidade de 3,2 mV/V/Gauss, resolução de 27 μ Gauss, trabalhando na faixa de ± 2 Gauss, fabricado pela Honeywell Inc., sendo caracterizado como sensor de baixo custo.

No equipamento caracterizado no presente trabalho também foram utilizados fonte de precisão de ± 5 V, pré-amplificadores, circuitos OFFSET para retirar o nível DC da instrumentação e circuitos SET/RESET para “zerar” os sensores, além de um amplificador diferencial para aplicação do sistema gradiométrico. Os sinais foram convertidos em placa analógico/digital e arquivados em formato ASCII em um computador pessoal. A figura 5 mostra o diagrama de bloco do equipamento.

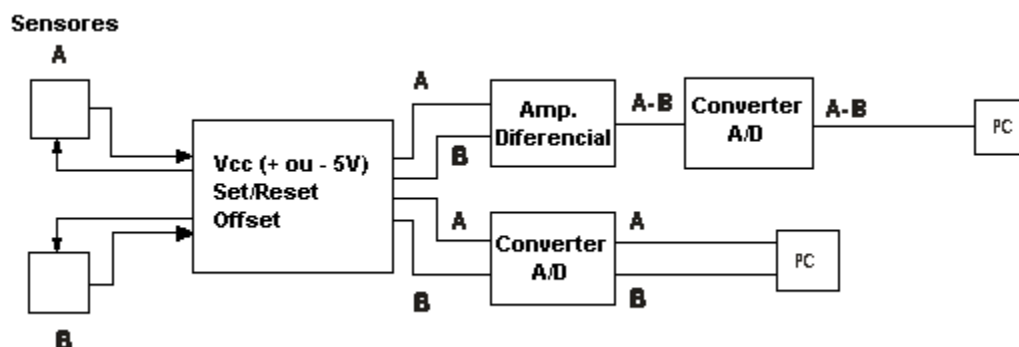


Figura 5: Esquema de ligações para o sistema com o amplificador diferencial e para o sistema só com pré-amplificação.

Devido às características de customização empregadas na construção dessa instrumentação, a configuração gradiométrica pôde ser realizada eletronicamente por um amplificador diferencial ou digitalmente por rotinas computacionais. O objetivo

dessa configuração é comparar o ganho entre elas. Toda essa instrumentação e rotinas computacionais para aquisição e processamento dos sinais foi desenvolvida e construída por Fabiano Carlos Paixão em seu doutorado direto (processo FAPESP 05/05140-9).

Rotinas LabView®

Para a aquisição dos sinais da instrumentação foram construídas duas rotinas em ambiente LabView®. As rotinas foram elaboradas para aquisição do sinal gradiométrico e para os sinais obtidos independentemente para cada sensor. A rotina para o sinal gradiométrico utilizou três canais de aquisição e para o sinal pré-amplificado foram seis canais. A figura 6 mostra a interface de aquisição construída.

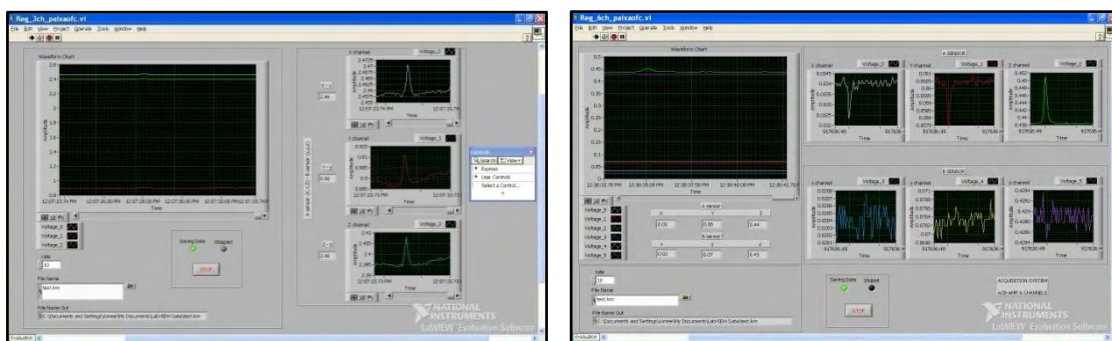


Figura 6: Modo de Aquisição em LabView® para o sistema de três canais (gradiométrico) e para o sistema de seis canais (pré-amplificador).

Rotinas MatLab®

Foram construídas rotinas para análise dos sinais pré-amplificados (rotina I) e para os sinais gradiométricos (rotina II). Na rotina I foi subtraído o nível DC do sinal e feito o módulo do campo magnético detectado por cada sensor. Com a subtração dos sinais dos sensores (A-B) obteve-se o sinal gradimétrico digitalmente. Na rotina II foi subtraído o nível DC do sinal e foi feito o módulo do campo magnético a partir do sinal gradimétrico de cada canal.

Neste projeto uma rotina computacional foi desenvolvida para comparar os resultados experimentais com a teoria. A equação 1 foi utilizada no desenvolvimento dessa rotina. Com o auxílio dela foi possível obter a curva do campo magnético para diferentes distâncias e intensidades de dipolo magnético.

Testes de Sensibilidade *in vitro*

Para a realização dos testes, foi posicionado um trilho de madeira paralelamente a linha de base dos sensores, como mostra a figura 7, para simular o trânsito esofágiano. Os testes de sensibilidade foram realizados usando um magneto cilíndrico ($\varnothing=4$ mm e $h=4$ mm) de neodímio-ferro-boro (grade 35). A figura 8 mostra a orientação do ímã frente aos eixos de detecção dos sensores.

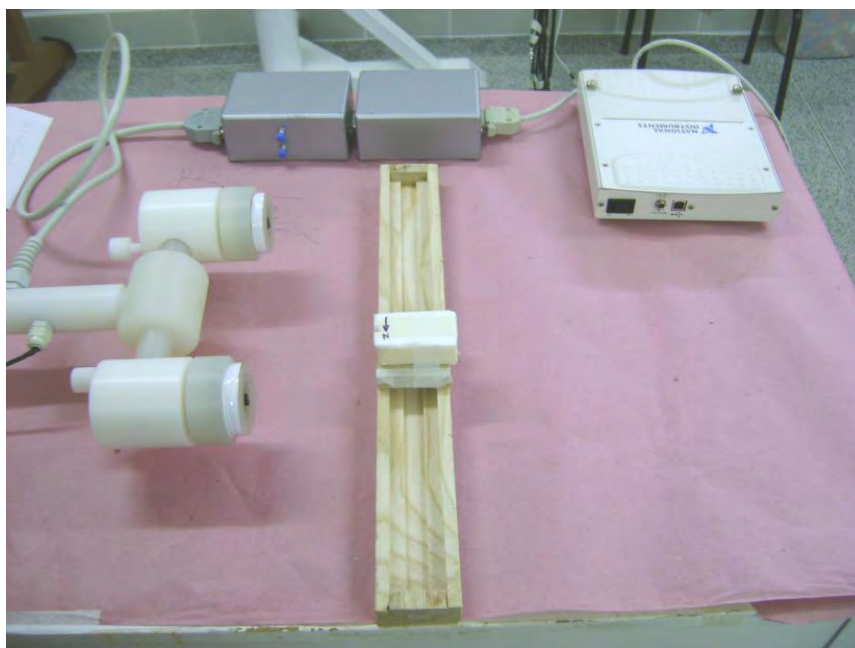


Figura 7: Ilustração do arranjo para realização dos testes *in vitro*.

Os testes consistiram em registrar os valores do campo magnético em cada eixo durante a passagem do marcador paralelamente à distância entre os sensores. Isso simula o trânsito esofágiano de um alimento e através dele obtemos a curva magnética de detecção dos sensores. Esses testes foram realizados a diferentes

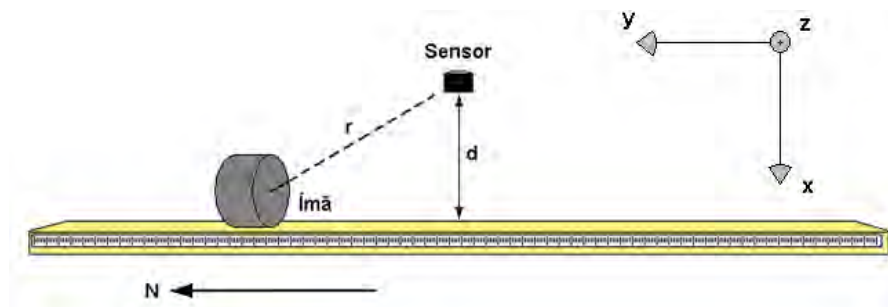


Figura 8: Ilustração dos eixos de detecção dos sensores e orientação magnética do ímã.

distâncias com a finalidade de determinar a sensibilidade da instrumentação em relação frente à distância do marcador magnético/sensor.

O teste de sensibilidade foi realizado para distâncias de 3, 6, 9, 12 e 15 cm. Para cada uma delas foram realizadas aquisições para a instrumentação conectada de forma gradiométrica e não-gradiométrica (i.e., pré-amplificada apenas). Os sinais foram processados usando as rotinas em MatLab®. Para cada distância foram realizadas três medidas para obter o perfil da curva magnética para cada sistema.

O primeiro objetivo desse teste é determinar a sensibilidade da instrumentação em medir o campo magnético (ímã) para diferentes distâncias, i.e., determinar a maior distância a qual essa instrumentação pode medir com confiabilidade o tempo de trânsito do ímã sobre os sensores. O segundo objetivo é comparar os resultados da aquisição dos sinais na configuração gradiométrica e não-gradiométrica.

Comparação: *Experimental x Teórico*

Os valores teóricos de \vec{B} foram obtidos utilizando a rotina desenvolvida em MatLab®. Uma curva magnética foi gerada simulando a passagem do ímã na frente de um sensor magnético apenas (figura 8). Para obtenção dos valores de \vec{B} foram consideradas distância de 5 cm entre sensor e eixo do movimento do ímã, ± 10 cm de distância a partir da origem fixada sobre o sensor e passo de 5 mm para cada aquisição do campo magnético.

A curva magnética teórica foi comparada com a passagem do ímã sobre um dos sensores à mesma distância. A orientação dos pólos do ímã foi levada em consideração para ambos os casos, como mostra a figura 9 e a comparação entre a simulação feita pelo MatLab® e o experimento foi feita utilizando o Origin®.

Relação sinal/ruído

A relação sinal/ruído foi calculada medindo o valor da tensão (pico-a-pico) do sinal experimental, dividido pela tensão (pico-a-pico) do ruído presente no mesmo sinal. Essa relação foi determinada para os testes de sensibilidade de todas as distâncias.

RESULTADOS

As figuras abaixo mostram os resultados obtidos para a instrumentação conectada na configuração não-gradiométrica, i.e., o sinal magnético medido pelo sensor é apenas pré-amplificado. Os resultados são para distância de 3, 6, 9, 12 e 15 cm. Neles são apresentados os o módulo obtido digitalmente para cada sensor e a subtração entre eles. O tempo da passagem do ímã nos sensores foi obtido automaticamente pelas rotinas e são apresentadas na parte superior dos gráficos.

- Cápsula magnética, a 3 cm de distância dos sensores.

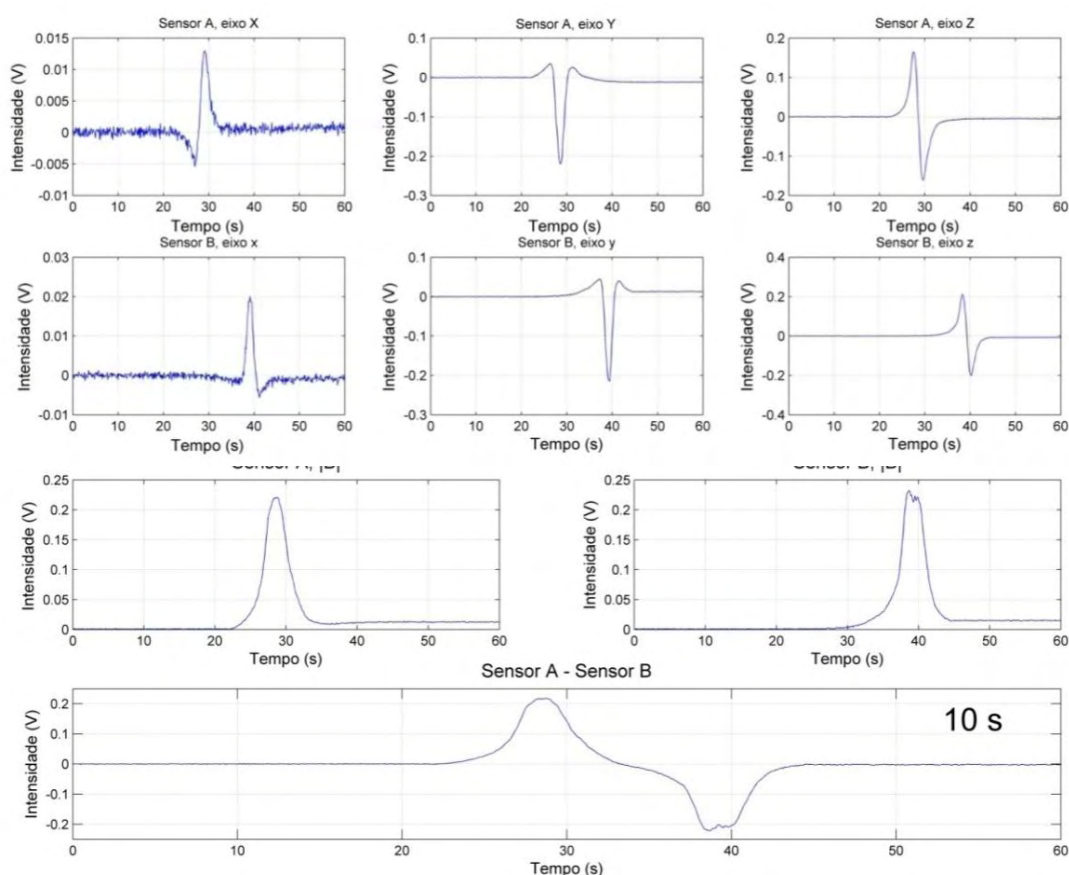


Figura 9: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética. Os sinais foram adquiridos separadamente para o sensor A (X, Y, Z) e sensor B (x, y, z). Os gráficos mostram o módulo dos sinais feitos para cada sensor e a subtração entre eles para a distância de 3 cm.

- Cápsula magnética, a 6 cm de distância dos sensores.

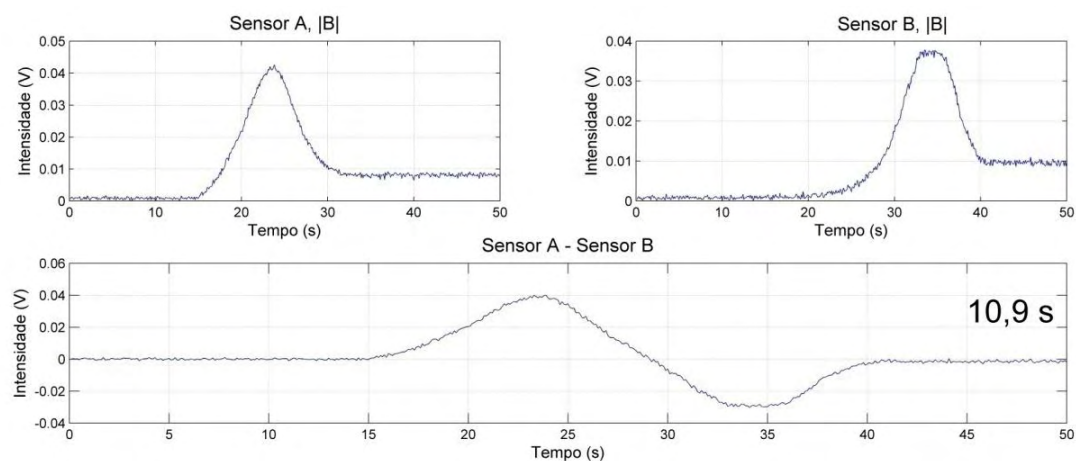


Figura 10: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética a 6 cm de distância dos sensores. Os gráficos mostram apenas o módulo dos sinais feitos para cada sensor e a subtração entre eles.

- Cápsula magnética, a 9 cm de distância dos sensores.

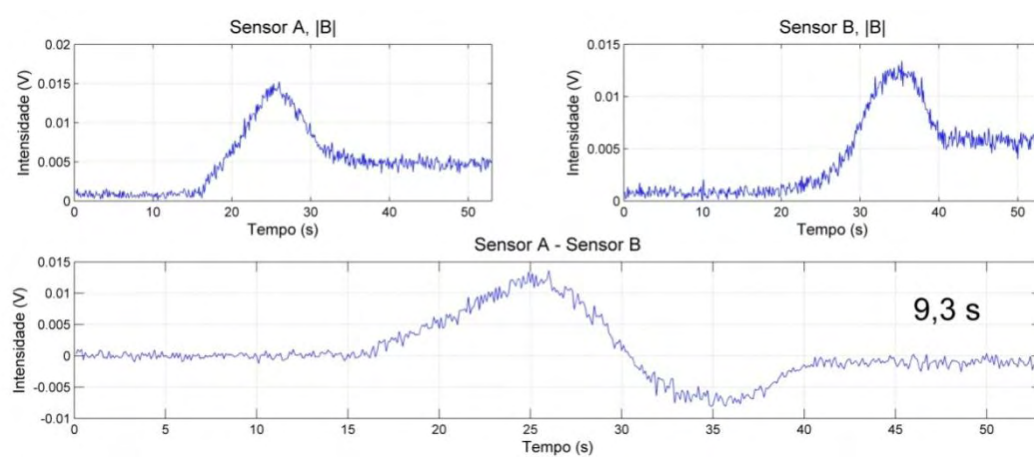


Figura 11: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética a 9 cm de distância dos sensores. Os gráficos mostram o módulo dos sinais feitos para cada sensor e a subtração entre eles.

- Cápsula magnética, a 12 cm de distância dos sensores.

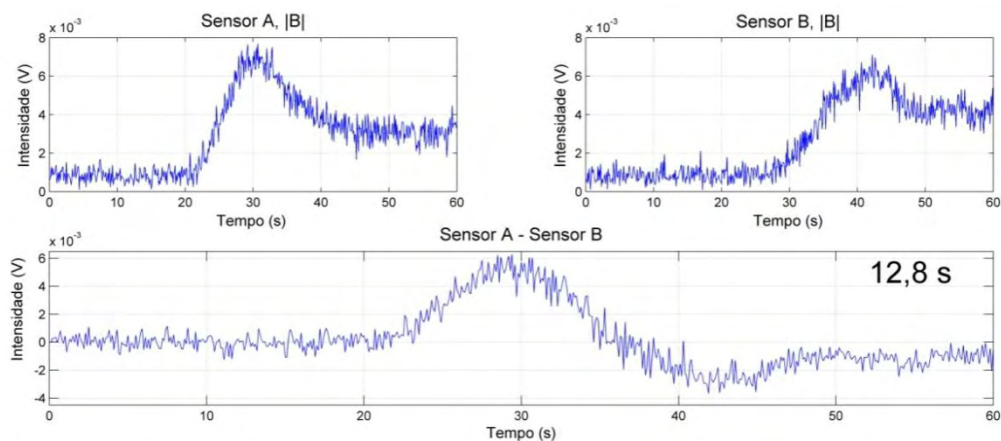


Figura 12: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética a 12 cm de distância dos sensores. Os gráficos mostram o módulo dos sinais feitos para cada sensor e a subtração entre eles.

- Cápsula magnética, a 15 cm de distância dos sensores.

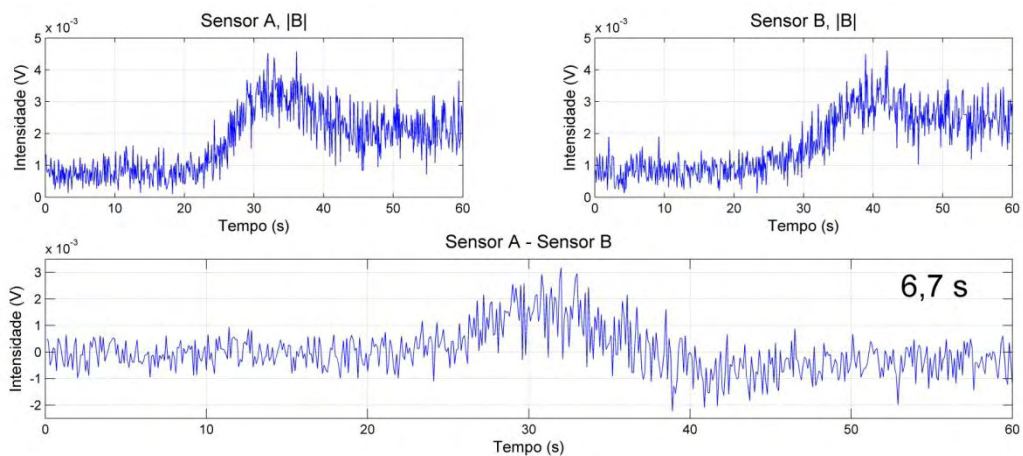


Figura 13: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética a 15 cm de distância dos sensores. Os gráficos mostram o módulo dos sinais feitos para cada sensor e a subtração entre eles.

A seguir são apresentados os resultados para a instrumentação com sistema gradiométrico eletrônico (i.e., empregando amplificadores diferenciais). Os testes são exatamente os mesmos realizados no item anterior, mas os sinais foram adquiridos após amplificação gradiométrica eletrônica, ou seja, a subtração entre os sinais adquiridos. Sinal medido = $(X-x, Y-y, Z-z)$. O gráfico mostra também o módulo do sinal feito matematicamente através de rotina em MatLab®.

- Sinal gradiométrico, cápsula magnética, 3 cm

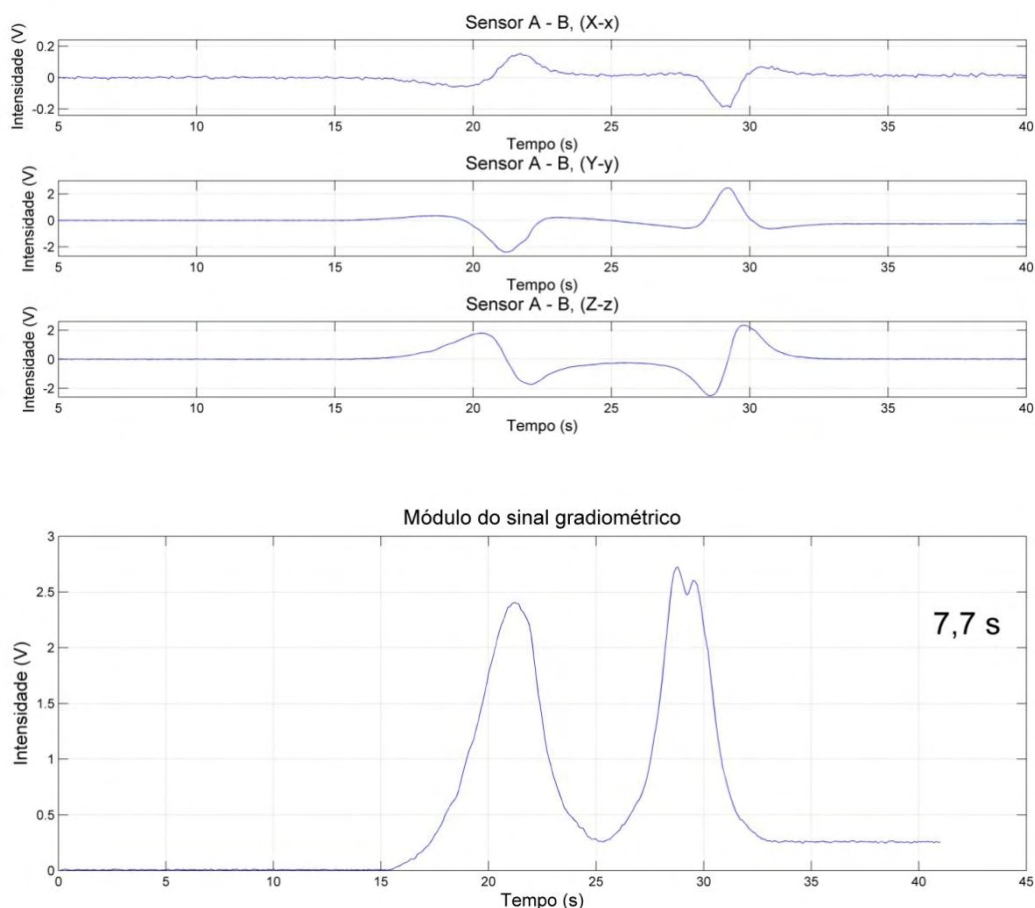


Figura 14: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética a 3 centímetros de distância dos sensores após amplificação gradiométrica eletrônica. Os gráficos mostram a subtração dos valores adquiridos em cada eixo de aquisição e o módulo dos sinais obtidos.

- Sinal gradiométrico, cápsula magnética, 6 cm

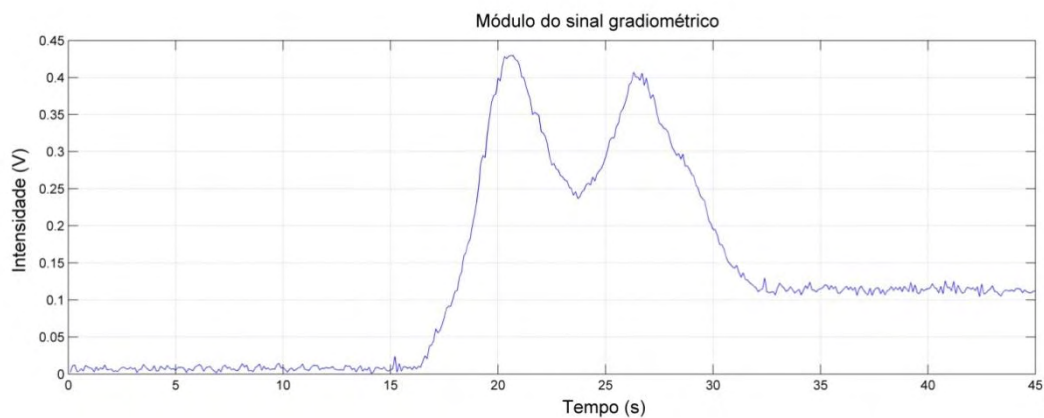


Figura 15: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética a 6 centímetros de distância dos sensores após amplificação gradiométrica eletrônica. O gráfico mostra módulo do sinal feito matematicamente através de rotina em MatLab®.

- Sinal gradiométrico, cápsula magnética, 9 cm

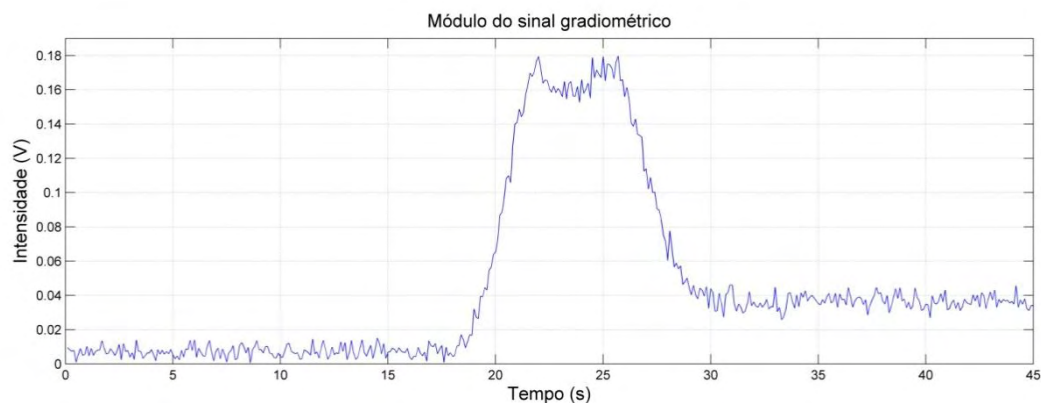


Figura 16: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética a 9 centímetros de distância dos sensores após amplificação gradiométrica eletrônica. O gráfico mostra módulo do sinal feito matematicamente através de rotina em MatLab®.

- Sinal gradiométrico, cápsula magnética, 12 cm

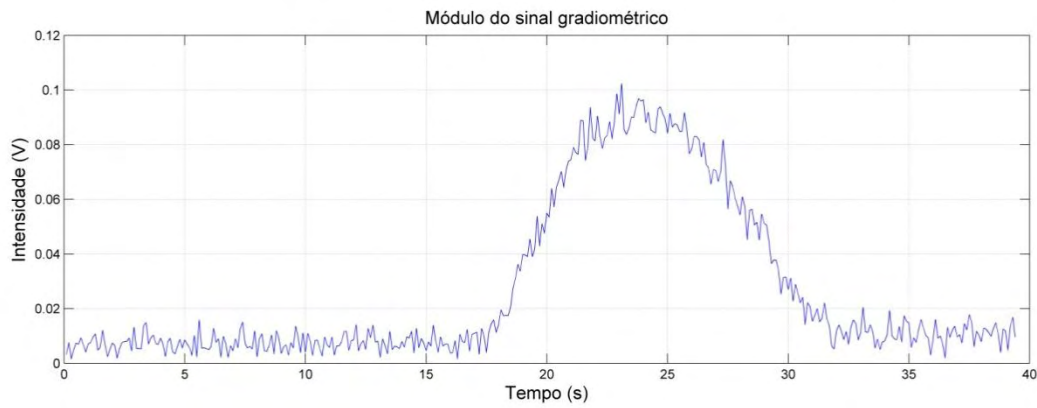


Figura 17: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética a 12 centímetros de distância dos sensores após amplificação gradiométrica eletrônica. O gráfico mostra módulo do sinal feito matematicamente através de rotina em MatLab®.

- Sinal gradiométrico, cápsula magnética, 15 cm

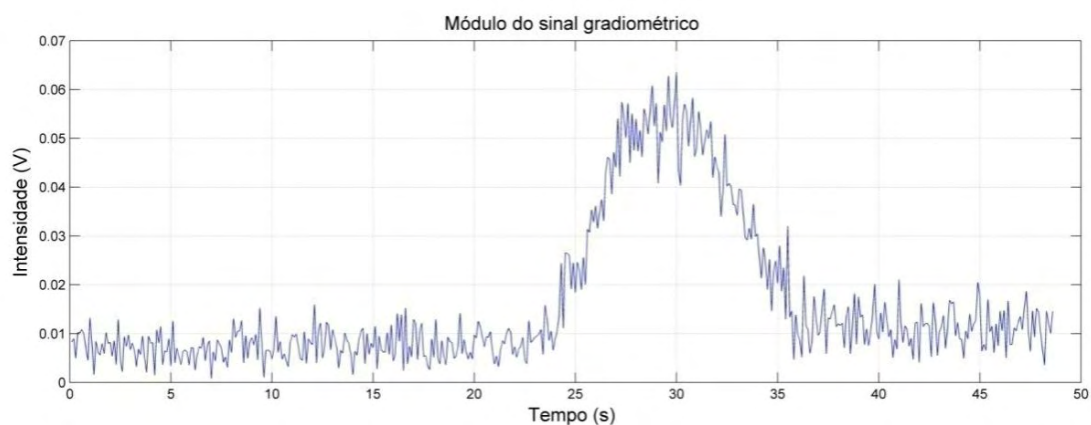


Figura 18: Sensibilidade tangencial da instrumentação para cápsula magnética a 15 centímetros de distância dos sensores após amplificação gradiométrica eletrônica. O gráfico mostra módulo do sinal feito matematicamente através de rotina em MatLab®.

Comparação entre a simulação teórica e o experimento

A figura 20 mostra a curva obtida com a simulação teórica para cada eixo separadamente e para o módulo do campo magnético. Na figura 21 são comparados o valor do módulo teórico com os valores experimentais.

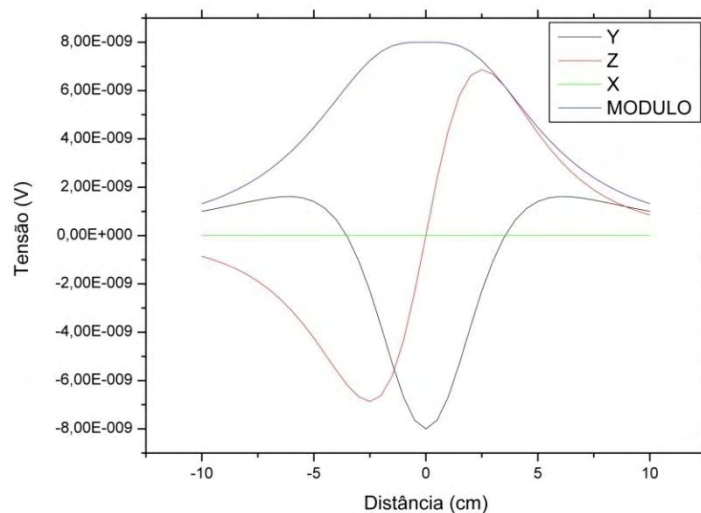


Figura 19: Simulação da passagem do marcador magnético a uma distância de 5 centímetros de um dos sensores. O gráfico mostra a influência do campo em cada eixo e o módulo dos sinais. Todos os cálculos foram realizados em ambiente MatLab®.

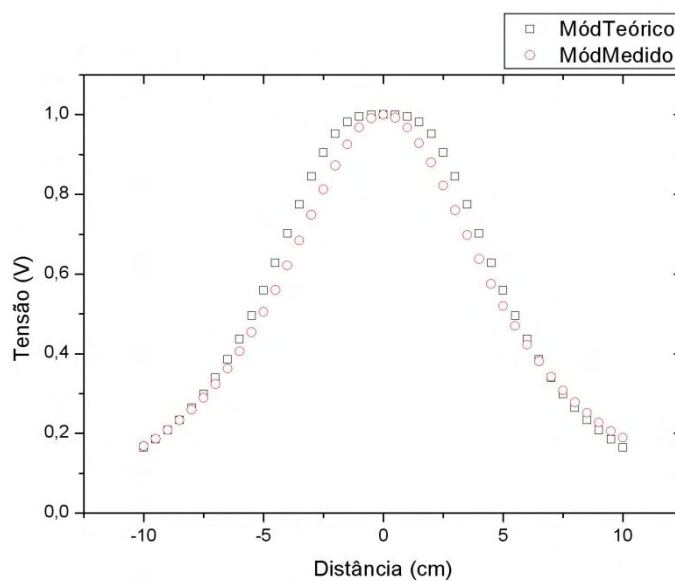


Figura 20: Comparação entre a curva teórica e a aquisição experimental para uma distância de 5 centímetros entre o ímã e o sensor magnético. Os valores das duas curvas estão normalizados.

Relação sinal/ruído

Após a obtenção de todos os dados, para cada um dos eixos e todas as distâncias, foi feita uma comparação entre a relação sinal/ruído para a instrumentação com o amplificador diferencial e a que utiliza apenas o pré-amplificador.

Tabela 1: Relação Sinal/Ruído dos sistemas com pré-amplificação e com amplificador diferencial para cada uma das distâncias em que os testes foram realizados.

Relação Sinal/Ruído		
Distância		
(cm)	Pré-Amp.	Amp Dif.
3	315	420
6	39	59
9	9,76	15,3
12	6,4	8,5
15	2,4	5,2

DISCUSSÃO

A partir dos resultados, pôde-se observar que o módulo dos sinais obtidos nos permite determinar com certa precisão o momento em que o marcador passa pelo sensor. Ainda através destes dados, podemos observar a influência de cada eixo na formação do módulo do sinal. Em relação aos outros dois eixos, o eixo X é o que dá a menor contribuição na formação do sinal, enquanto o eixo Z contribui na amplitude do sinal nos arredores do sensor e imediatamente a frente do sensor, o eixo Y é o que contribui com maior intensidade. Essas afirmações são confirmadas não só através dos dados obtidos experimentalmente, mas também pelo gráfico teórico apresentado na figura 20. Onde podemos perceber a contribuição de cada eixo na formação do módulo dos sinais em consequência das orientações do campo e do eixo de aquisição do sensor. Lembrando que a orientação do ímã e dos eixos de aquisição dos sensores é mostrada na figura 08.

Levando em conta apenas o módulo normalizado da curva teórica, podemos fazer uma comparação do comportamento desta com o resultado obtido experimentalmente para uma distância de 5 centímetros do sensor ao trilho do experimento. Utilizando apenas um sensor com pré-amplificação (figura 21). Nesta figura, com as duas curvas normalizadas, podemos observar a correspondência entre os valores obtidos experimentalmente e os valores da simulação em ambiente MatLab®.

Nos testes de aquisição temporal com cápsula magnética é possível verificar que a instrumentação apresentou sensibilidade para movimentos a até 15 cm de distância. Esta sensibilidade foi obtida para o campo magnético medido separadamente em cada sensor e sem o uso de amplificação gradiométrica.

Para o sistema ligado gradiometricamente é possível verificar que os picos de cada sensor se fundem com o aumento da distância. Ou seja, o sistema gradiométrico não pode ser aplicado para aquisição desse tipo de sinal. A junção dos picos ocorre devido à inversão do sinal do sensor B feito eletronicamente. A figura 15, Sensor A – B, (Z-z), mostra esta inversão.

Para a amplificação gradiométrica ser empregada na instrumentação basta empregar um amplificador inversor (ganho 1) na entrada do canal inversor do amplificador gradiométrico. Devido ao pouco tempo até a apresentação deste trabalho, esta solução não será empregada, já que o sistema sem amplificação gradiométrica apresentou sensibilidade para os experimentos. Entretanto, o emprego dele pode apresentar um ganho ainda maior na sensibilidade da instrumentação, considerando que, ainda que com esse problema da fusão dos picos, a relação sinal/ruído obtida nas aquisições com o amplificador diferencial chega a ser quase duas vezes maior que no sistema que utiliza apenas o pré-amplificador (tabela 01).

Comparando os valores obtidos experimentalmente com os valores teóricos obtidos em MatLab®, podemos perceber a correspondência entre os resultados, o que consolida ainda mais a sensibilidade da instrumentação para esses tipos de testes e aquisições. Em relação ao uso deste tipo de sensor, com três eixos de detecção em relação a outros sensores monoaxiais já utilizados em instrumentações semelhantes, este sistema possui a vantagem de obter, a partir do módulo dos sinais de seus eixos, a posição do marcador magnético em relação ao sensor, o que seria impossível para um sensor com um único eixo de detecção, já que qualquer mudança na orientação dos pólos do marcador durante a passagem deste pelo sensor alteraria completamente a curva, impossibilitando a determinação de sua posição com clareza, enquanto qualquer movimentação do ímã que ocorra durante os testes, utilizando o sistema triaxial, não afeta o módulo do sinal, já que ocorre um balanço entre os valores de cada eixo, fazendo com que o valor do módulo permaneça sempre o mesmo.

Em resumo, a nova instrumentação desenvolvida possui sensibilidade para medir o tempo de trânsito esofágico de cápsulas magnéticas e ainda analisar outras propriedades do trato gastrointestinal.

CONCLUSÃO

Este novo sistema foi construído com o objetivo de estudar propriedades do trato gastrintestinal a partir de magnetômetros associados a marcadores magnéticos. A caracterização da instrumentação foi realizada através de testes simulando o trânsito esofágico de marcadores magnéticos, a diferentes distâncias dos sensores em questão, e comparando estes dados com valores teóricos obtidos por simulação em MatLab®.

Os resultados comprovaram que o sistema apresenta boa sensibilidade e resolução espacial para analisar as propriedades do TGI a até 15 centímetros de distância entre o marcador magnético e o sensor, sem considerar ainda, que existe a possibilidade de aumentar a sensibilidade e diminuir o ruído da instrumentação ainda mais, através do desenvolvimento e da correção do sistema gradiométrico. O que melhora ainda mais as perspectivas para o desenvolvimento deste sistema.

A técnica biomagnética desenvolvida é uma técnica não invasiva, livre de radiação ionizante, portátil e de baixo custo que pode ser empregada para avaliar diferentes parâmetros do trato gastrintestinal em humanos e oferece novas perspectivas e abordagens para aplicações nas áreas de gastroenterologia, fisiologia, farmacotécnica e na clínica médica

REFÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ANDREOLLO N.A., LOPES L.R. e BRANDALISE N.A. Distúrbios motores do esôfago [Seção do Livro] // Endoscopia Digestiva / A. do livro DIGESTIVA SOCIEDADE BRASILEIRA DE ENDOSCOPIA. - Rio de Janeiro : Editora Médica e Científica Ltda, 1994.

CARNEIRO A.A.O. Biomagnetismo: Aspectos Instrumentais e Aplicações. [Periódico] // Rev. bras. ens. fis.. - 2000. - 3 : Vol. 22. - pp. 324-338.

DAGHASTANLI N.A. [et al.] Oesophageal transit time evaluated by a biomagnetic method. [Periódico] // IOP Publishing Ltd.. - 1998. - pp. 413-420.

DAGHASTANLI N.A. Estudo do trânsito esofágico pelos métodos cintilográfico e biomagnético. // dissertação Mestrado - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo. - Ribeirão Preto : [s.n.], 1996. - p. 53.

FONSECA P.R. Otimização e Quantificação de Imagens Biomagnéticas de Biosusceptometria AC Empregando Filtro de Wiener, Segmentação e Fluxo Óptico // Trabalho de Conclusão de Curso - Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista. - Botucatu : [s.n.], 2007. - p. 63.

GONZALEZ R.C., WOODS R.E. e EDDINS S.L. Digital Image processing Using Matlab [Periódico] // Pearson Prentice Hall. - 2004. - p. 609.

HALLIDAY D., RESNICK R. e MERRILL J. Fundamentos de Física [Livro]. - Rio de Janeiro : Livros Técnicos e Científicos Editora Ltda., 2002. - Vol. 3.

MIRANDA J. R. A. An AC biosusceptometer to study gastric emptying [Periódico] // Med. Phys.. - 1992. - 2 : Vol. 19.

PAIXÃO F.C. A novel Biomagnetic Instrumentation with four Magnetoresistive Sensors to Evaluate Gastric Motility [Conferência] // Proceedings of 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. - Lyon : [s.n.], 2007. - pp. 2948-2951.

PAIXÃO F.C. Magnetoresistive Sensors in a New Biomagnetic Instrumentation for Application in Gastroenterology [Conferência] // Proceedings of 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS. - Lyon : [s.n.], 2007. - pp. 2215-2218.

ROMANI G.L., WILLIAMSOM S.J. e KAUFMAN L. Biomagnetic Instrumentation [Periódico] // Rev. Sci. Instrum.. - 1982. - 12 : Vol. 53. - pp. 1815-1845.

SMOUT LUZIO DI S. A biomagnetic method for studying gastro-intestinal activity [Periódico] // Il Nuovo Cimento. - 1989. - Vol. 11D. - p. 12.

WEITSCHIES W. Magnetic markers as a noninvasive tool to monitor gastrointestinal transit [Periódico] // IEEE Trans. Biomed. Eng.. - 1994. - 2 : Vol. 41.