

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

FACULDADE DE FILOSOFIA, CIÊNCIAS E LETRAS DE RIBEIRÃO PRETO
PROGRAMA DE FÍSICA APLICADA A MEDICINA E BIOLOGIA

**Transdutor híbrido para medidas susceptométricas e
ultrassônicas simultaneamente.**

ALEXANDRE COLELLO BRUNO

Ribeirão Preto

2010

Livros Grátis

<http://www.livrosgratis.com.br>

Milhares de livros grátis para download.

ALEXANDRE COLELLO BRUNO

Transdutor híbrido para medidas susceptométricas e ultrassônicas
simultaneamente.

Dissertação apresentada à FFCLRP –Departamento de
Física e Matemática da Universidade de São Paulo para
obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração:

Física Aplicada à Medicina e Biologia

Orientador: Prof. Dr. Antônio Adilton Oliveira Carneiro

Ribeirão Preto

2010

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Bruno, Alexandre Colello.

Transdutor híbrido para medidas susceptométricas e ultrassônicas simultaneamente/
Alexandre Colello Bruno; orientador: Prof. Dr. Antonio Adilton Oliveira Carneiro -
Ribeirão Preto/SP, 2010.

69 p.

Dissertação (Mestrado – Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada à Medicina e
Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo

Ultrassom Doppler, Vibromagnetoacustografia, Ferrita, Biossusceptômetro de Corrente
Alternada, Viscoelasticidade.

Dedico este trabalho a meus PAIS, com amor, admiração e gratidão por sua compreensão, carinho, presença e incansável apoio ao longo da minha vida.

AGRADECIMENTOS

A toda minha família, sem exceção de alguém, com admiração e gratidão pela vossa presença, compreensão, carinho e incansável apoio ao longo do período de elaboração deste trabalho.

Ao Prof. Dr. Antonio Adilton Oliveira Carneiro, que, nestes anos de convivência, não só me ensinou muito, contribuindo para meu crescimento científico, intelectual e profissional, mas também esteve como um amigo, sempre presente, me ensinando também a ser um cidadão.

Ao Prof. Dr. Oswaldo Baffa Filho pela total atenção e ajuda para ultrapassar obstáculos e prosperar durante a pesquisa.

Aos técnicos Sérgio Oliveira Bueno da Silva, Élcio Aparecido Navas, Lourenço Rocha e José Luiz Aziani, pelo total apoio na montagem e entendimento dos experimentos realizados durante todo o período.

A secretária Nilza pela amizade e dedicação.

Ao Grupo de Inovação em Instrumentação Médica e Ultrassom – GIIMUS, pela amizade e apoio.

A todos meus amigos, por colaborarem comigo durante todo o aprendizado.

À Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, pela oportunidade da realização do curso de mestrado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – CAPES, pelo apoio financeiro para a realização desta pesquisa e pela concessão da bolsa de Mestrado.

“No meio de qualquer dificuldade encontra-se a oportunidade.”

Albert Einstein.

RESUMO

BRUNO, A.C. **Transdutor híbrido para medidas susceptométricas e ultrassônicas simultaneamente**. 2010. 69 f. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

Este trabalho descreve a construção e caracterização de um novo transdutor dedicado às medições susceptométricas e ultrassônicas de amostras marcadas com partículas magnéticas. Este transdutor, denominado de magnetoacústico, consiste de um sistema híbrido formado pela junção de um Biossusceptômetro de Corrente Alternada (BCA) e um transdutor ultrassônico. Seu princípio básico de funcionamento consiste na medida simultânea da magnetização de um meio material marcado com partículas magnéticas e das microvibrações da estrutura interna deste meio quando excitado por um campo magnético alternado externo gerado pelas próprias bobinas de excitação do BCA.

Estudos *in vitro* foram realizados para auxiliar no desenvolvimento e caracterização do protótipo apresentado neste trabalho. A técnica de medida empregando este transdutor híbrido foi denominada de vibromagnetoacustografia. As amostras utilizadas consistiram de meios fluidos marcados com traçadores magnéticos (micropartículas de ferrita de tamanhos variando entre 30 μm e 70 μm de diâmetro). Foi avaliada a dependência da resposta do sistema com diferentes parâmetros físicos tais como: viscosidade do material base o qual foi misturado as partículas ferromagnéticas; concentração dessas partículas misturadas ao material base; frequência de oscilação do campo magnético de excitação; tensão nas bobinas de excitação e a distância entre a amostra e o transdutores.

A resposta do transdutor magnetoacústico apresentou melhor relação sinal/ruído em torno de 200 Hz de frequência de magnetização, considerando uma concentração de 4% de ferrita. Acima desta concentração a viscosidade do material base era alterada e interferia na medida. As respostas do susceptômetro e do ultrassom Doppler contínuo possuem uma relação linear com o nível de tensão aplicada nas bobinas de excitação e uma dependência quase linear com baixas concentrações de partículas ferromagnéticas ($\leq 4\%$). Também foi realizado um teste de repetibilidade no protótipo obtendo um desvio relativo de 0,94% e 0,25% nas medições Doppler e susceptométricas, respectivamente.

A medida de vibração das micropartículas ferromagnéticas realizadas *in vitro*, usando um transdutor Doppler contínuo, apresentou alta sensibilidade para baixas concentrações de material ferromagnético inseridos em meio fluido (~ 1%).

Palavras Chaves: Ultrassom Doppler, Vibromagnetoacustografia, Ferrita, Biossusceptômetro de Corrente Alternada.

ABSTRACT

BRUNO, A.C. **Hybrid transducer for susceptométricas and ultrasonic measures simultaneously**. 2010. 69 f. Dissertation (Master) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010.

This work describes the construction and characterization of a new transducer dedicated to the susceptometrics and ultrasonic measurements of samples labeled with magnetic particles. This transducer, called “magneto-acoustic”, consists of a hybrid system formed by the junction of an Alternating Current Biosusceptometer (ACB) and an ultrasonic transducer. Its basic operation principle is the simultaneous measurement of the magnetization and the internal structure micro-vibrations of a medium labeled with magnetic particles when excited by an external alternating magnetic field generated by the ACB excitation coils.

In vitro measurements were performed to support the prototype development and characterization presented in this work. The measurement technique employing this hybrid transducer was called vibromagnetoacoustography. The samples consisted of fluid medium labeled with magnetic tracers (ferrite micro particles of diameter ranging from 30 μm and 70 μm). It was evaluated the system response dependence with different physical parameters such as: base material viscosity in which ferromagnetic particles was mixed; the particles concentration in the base material; the oscillation frequency of the magnetic field excitation; the voltage applied on magnetizing coils and the distance between sample and transducers.

The magneto-acoustic transducer response showed a better signal to noise ratio for magnetization frequency around 200 Hz and a 4% ferrite concentration. Above this concentration the base material viscosity changed disrupting the measurements. The responses of susceptometer and Doppler ultrasound have a linear dependence with the applied voltage level in the magnetizing coils and an quasi linear dependence with low ferromagnetic particles concentrations ($\leq 4\%$). A repeatability test was also performed to the prototype which indicated a deviation of 0.94% and 0.25% in the Doppler and susceptometric measurements, respectively.

The vibration measurement of ferromagnetic micro-particles performed in vitro, using a Doppler transducer, showed high sensitivity to low ferromagnetic material concentrations (~1%) immersed in a fluid medium.

Keywords: Doppler ultrasound, vibromagnetoacoustography, ferrite, Alternating Current Biosusceptometer.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1: Sensor magnético constituído por dois pares de bobinas de indução. A figura mostra um esquema simplificado e o funcionamento deste modelo de BCA. A bobina de excitação induz fluxo magnético na bobina de detecção, que ao se aproximar do material ferromagnético promove um desequilíbrio no fluxo magnético entre as bobinas, permitindo seu monitoramento ⁶.4
- Figura 2: Representação simplificada do efeito Doppler, indicando a posição estática da fonte sonora (S), a posição inicial (R) e a final (R') do receptor após um tempo t , em relação à fonte fixa. O pulso emitido pela fonte S é recebido pelo refletor que está se afastando com velocidade v constante.6
- Figura 3: Representação do sistema quando ocorre o eco do pulso recebido no instante t . O objeto continua se afastando com velocidade v constante, de modo que o eco da onda emitida no instante t será emitido pelo objeto no momento t' na posição R''7
- Figura 4: Esquema representativo da direção de propagação da onda transmitida e do eco recebido usando um ultrassom Doppler contínuo. Somente a componente perpendicular da velocidade com relação à face do transdutor é detectada.....9
- Figura 5: Esquema simplificado do sistema de excitação magnética e detecção acústica simultânea. O sinal senoidal é amplificado e aplicado sobre a bobina do porta-amostra. O sinal Doppler, proveniente das vibrações das partículas de ferrita, detectado pelo ultrassom é registrado pelo amplificador lock-in sincronizado com o sinal do gerador. O lock-in e o gerador são controlados por um computador via a porta de comunicação GPIB e através de um software desenvolvido em ambiente LabView®, de forma que varia-se e registre automaticamente a amplitude do sinal Doppler adquirido e a respectiva frequência de excitação que o gerou. 14
- Figura 6: Resposta do amplificador de potência em função da frequência no gerador de função..... 15
- Figura 7: Variação do campo magnético gerado pelo sistema de excitação do porta-amostra, medido por um sensor magneto resistivo e função da frequência da corrente de alimentação. 16
- Figura 8: Região de ressonância da bobina excitadora do porta-amostra. 17

Figura 9: Variação da amplitude do sinal Doppler versus frequência de excitação magnética. A detecção do ultrassom Doppler foi proveniente das vibrações das partículas de ferrita, em diferentes frequências de magnetização, imersas e distribuídas homogeneamente em um fluido viscoso a base de amido de milho com diferentes concentrações de ferrita.....	18
Figura 10: Variação da amplitude máxima do sinal Doppler em função da concentração de ferrita. A amplitude máxima do sinal Doppler foi detectada quando a frequência de excitação era de 200 Hz. Comportamento mais próximo do linear até 3% devido à variação da viscosidade do meio analisado.....	19
Figura 11: Variação da amplitude do sinal Doppler versus frequência de excitação magnética. A detecção do ultrassom Doppler foi proveniente das vibrações das partículas de ferrita, em diferentes frequências, imersas e distribuídas homogeneamente em um fluido viscoso a base de iogurte com diferentes concentrações de ferrita.	20
Figura 12: Variação da amplitude máxima do sinal Doppler em função da concentração de ferrita. A amplitude máxima do sinal Doppler foi detectada quando a frequência de excitação era de 200 Hz.....	21
Figura 13: Esquema simplificado do sistema para avaliação da atenuação acústica. Utilizou-se uma fonte pulsada da Panametrics, modelo 5601A, para energizar o elemento ultrassônico transmissor. A amostra foi posicionada entre o elemento emissor e receptor, estando todo o sistema imerso em água. As variações temporais e de amplitude na transmissão do pulso acústico através da amostra foram medidas com o osciloscópio, por meio da análise dos sinais emitidos e transmitidos.....	22
Figura 14: Variação do coeficiente de atenuação do material base em relação à concentração de pó de amido de milho.....	24
Figura 15: Variação da viscosidade do material base com a concentração de amido de milho. Os dados experimentais foram ajustados por uma função polinomial de 2ª ordem. Por se tratar de um fluido não newtoniano, este possui parâmetros não lineares. As incertezas na medida da viscosidade foram consideradas nos cálculos.	25
Figura 16: Variação da amplitude do sinal versus frequência de excitação magnética, detectado pelo ultrassom Doppler fetal em amostras a base de amido de milho com diferentes concentrações, o que altera a viscosidade do meio. A legenda	

mostra a concentração de amido de milho no material base. Essas amostras foram as mesmas que se mediu as viscosidades expostas na Figura 15. A concentração de ferrita foi de 3% em todas as amostras.....	26
Figura 17: Este gráfico mostra a variação da área sob as curvas do gráfico da Figura 16 versus as viscosidades das amostras de amido de milho analisadas e expostas na Figura 15.	27
Figura 18: O sinal Doppler, da amostra de iogurte com concentração de 4% de ferrita excitada magneticamente, ao variar a frequência da corrente aplicada sobre o sistema de excitação. São indicados nos gráficos: a frequência de excitação magnética e os respectivos espectros de Fourier do sinal Doppler detectado. Nota-se a presença de dois sinais com frequência f e $2f$ e seus respectivos harmônicos.	30
Figura 19: O sinal Doppler, de uma amostra de iogurte puro, ou seja, sem os traçadores magnéticos gerados para três diferentes frequências de excitação magnética. Os gráficos da esquerda são os sinais obtidos para três diferentes frequências de excitação e os gráficos da direita são as transformadas de Fourier desses sinais.	31
Figura 20: Campo magnético por unidade de corrente gerado no eixo de simetria de uma das bobinas sensoras. Esse campo é recíproco a sensibilidade de detecção da bobina.....	34
Figura 21: Campo magnético gerado no eixo de simetria de uma bobina excitadora. Nesta figura mostra a simulação para uma das bobinas de excitação, sendo esta alimentada por uma corrente de 1 A.	36
Figura 22: Desenho ilustrativo da linha de base em uma Bobina gradiométrica que foi considerada nas simulações acima citadas.....	37
Figura 23- Gráficos referentes à simulação do campo magnético (em tesla) gerado sistema de bobinas do BCA. Em sequência, são os mapas de isocampo do sistema de detecção (fig. superior) e excitação (fig. inferior) do BCA (é como se a primeira bobina dos sistemas estivessem na parte superior dos gráficos).	38
Figura 24: Desenhos esquemáticos do substrato do sistema de excitação do BCA com as dimensões projetadas, feitos com auxílio do software Catia®. As bobinas estão desenhadas para ilustrar o local onde foram enroladas. Todas as medidas estão em milímetros.	40

- Figura 25: Desenhos esquemáticos do sistema de detecção do BCA com as dimensões projetadas, feitos com auxílio do software Catia®. As bobinas estão desenhadas para ilustrar o local onde foram enroladas. Todas as medidas estão em milímetros.41
- Figura 26: A foto do protótipo do transdutor Magnetoacústico com o transdutor Doppler contínuo acoplado, o qual será caracterizado no item 3.3, acoplado no BCA.....42
- Figura 27: Tampa fixadora dos substratos das bobinas de excitação e detecção. Os terminais dessas bobinas são ligados ao conector de seis pinos fixado na tampa. No centro do substrato está localizado o canal cilíndrico por onde é acoplado o transdutor ultrassônico. O diâmetro deste canal foi projetado para que possa usar transdutores biconvexos e Doppler fetal.43
- Figura 28: Esquema simplificado do sistema de excitação magnética e detecção acústica e magnética. O sinal gerado pelo gerador de função é amplificado e depois aplicado sobre as bobinas de excitação do BCA. O campo gerado pelas bobinas de excitação magnetiza as partículas ferromagnéticas (traçadores) misturadas em um fluido. O sinal da magnetização é detectado pelas bobinas sensoras do BCA e a vibração dos traçadores é detectada pelo transdutor ultrassônico como um sinal Doppler. Ambos os sinais são sincronizados com a frequência de excitação pelo lock-in e registrados no computador. A automação do sistema é controlada por um software desenvolvido em ambiente LabView®.....44
- Figura 29: Sinal Susceptométrico versus frequência do campo magnético obtidos para uma amostra com concentração de 4% de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita). A bobina de excitação ou magnetização foi energizada com uma corrente senoidal amplificada a 0,7A com frequência variando entre 100 Hz a 800 Hz. O sistema de excitação do transdutor magnetoacústico foi fixado com suportes não magnéticos a 2 cm da amostra.45
- Figura 30: Sinal Doppler versus frequência do campo magnético obtidos para uma amostra com concentração de 4% de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita). A bobina de magnetização foi energizada com uma corrente senoidal amplificada a 0,7A com frequência variando entre 100 Hz a 800 Hz. O transdutor magnetoacústico foi colocado perto da amostra (2 cm) mantendo o transdutor de ultrassom em contato com a amostra para garantir o acoplamento acústico.46

Figura 31: Espectros característicos dos sistemas de bobinas. As curvas são do campo magnético gerado em função da frequência da corrente. No sistema de detecção o espectro é do campo recíproco, que corresponde à sensibilidade. O campo magnético foi aferido a 10 cm do BCA.	48
Figura 32: Sinal Doppler versus frequência do campo magnético obtidos para 8 amostras de iogurte de chocolate com diferentes concentrações de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita).....	49
Figura 33: Sinal susceptométrico versus frequência do campo magnético obtidos para 8 amostras com diferentes concentrações de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita).	51
Figura 34: Sinal susceptométrico versus frequência do campo magnético obtidos para concentração de 4% de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita) adquirindo a cada 1 Hz.....	52
Figura 35: Variação das amplitudes dos sinais Doppler (A) e Susceptométricos (B) em uma frequência fixa de excitação de 200 Hz em função da concentração de ferrita na amostra. Comportamento praticamente linear do sinal susceptométrico.....	53
Figura 36: Curvas relativas à variação de amplitude do sinal susceptométrico gerados pelo BCA sem e com o transdutor Doppler acoplado.....	54
Figura 37: Variação da amplitude do sinal Doppler, susceptométrico e da intensidade do campo magnético gerado pelas bobinas de excitação em função da distância entre o BCA e a amostra com traçadores ferromagnéticos.	55
Figura 38: Resposta do susceptômetro (curva vermelha) e do ultrassom Doppler (curva preta), para uma amostra de iogurte com 4% de concentração de ferrita, em função da tensão aplicada à bobina de excitação do BCA.....	56
Figura 39: Teste de repetibilidade dos sinais Doppler e susceptométricos. Foram adquiridos os sinais Doppler e susceptométricos a cada 15 minutos. Entre cada aquisição os equipamentos eram mantidos ligados, a amostra com 4% de concentração de ferrita era misturada com uma espátula de plástico e o transdutor era reacoplado com a amostra.....	57
Figura 40: (A) O gráfico mostra variação de amplitude do sinal Doppler fetal em função da frequência de excitação magnética e (B) as imagens modo Doppler colorido do mesmo composto nas frequências de excitação indicadas acima.	65

LISTA DE SIGLAS

ACB	Alternating Current Biosusceptometer
BCA	Biossusceptômetro de Corrente Alternada
FFCLRP	Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto
GIIMUS	Grupo de Inovação em Instrumentação Médica e Ultrassom
SQUID	Superconducting Quantum Interference Device
RI	Radiação Ionizante
USP	Universidade de São Paulo

CONTEÚDO

1	INTRODUÇÃO.....	1
1.1	MOTIVAÇÃO.....	2
1.2	OBJETIVOS	3
1.3	BASE TEÓRICA	3
1.3.1	<i>Susceptometria.....</i>	3
1.3.2	<i>Ultrassom.....</i>	5
1.3.2.1	O Som.....	5
1.3.2.2	Ultrassom Doppler.....	6
1.3.2.3	Ultrassom Doppler contínuo (instrumentação).....	8
1.3.2.4	Atenuação Acústica	10
2	ESTUDOS <i>IN VITRO</i> COM EXCITAÇÃO MAGNÉTICA E DETECÇÃO ACÚSTICA.	13
2.1	DEPENDÊNCIA DO SINAL DOPPLER.	15
2.1.1	<i>Dependência do aparato instrumental.....</i>	15
2.1.2	<i>Dependência da amplitude de vibração das partículas.....</i>	17
2.1.3	<i>Dependências do sinal acústico com propriedades do material base.....</i>	21
2.1.3.1	Avaliação da atenuação acústica do material.....	22
2.1.3.2	Avaliação da viscosidade do material:.....	24
2.2	DESCRIÇÃO DA VIBRAÇÃO DA PARTÍCULA.	28
3	O TRANSDUTOR MAGNETOACÚSTICO ⁷.....	33
3.1	PLANEJAMENTO DA GEOMETRIA E CONFIGURAÇÃO.....	33
3.1.1	<i>Simulação e caracterização das bobinas e do campo magnético gerado.....</i>	33
3.1.2	<i>Simulação dos mapas de campo do BCA.....</i>	37
3.2	PROJETO E CONSTRUÇÃO.....	39
3.3	CARACTERIZAÇÃO.	43
3.4	APLICAÇÕES.....	58
3.4.1	<i>Avaliação Gastrintestinal</i>	58
3.4.2	<i>Localização de sementes braquiterápicas</i>	59
3.4.3	<i>Aplicações com transporte e deposição drogas (Drug Delivery).....</i>	60
4	CONCRETIZAÇÃO	61
4.1	CONCLUSÃO.....	61
4.2	ESTUDOS FUTUROS.....	64
4.3	REFERÊNCIA.....	66

CAPÍTULO 1

1 Introdução

A medicina moderna busca métodos de diagnósticos mais precisos e menos invasivos, de modo a proporcionar um maior conforto aos pacientes, evitar a contaminação do organismo por agentes nocivos, como algumas drogas e material radioativo, e diminuir efeitos danosos ao corpo pela aplicação de radiação ionizante (RI).

Para tal fim, os pesquisadores de todas as partes do mundo buscam novas técnicas a serem utilizadas no controle da saúde humana.

Desta forma novas metodologias que fazem uso de técnicas ultrassônicas, magnéticas e ópticas são fortemente exploradas para o diagnóstico clínico e terapias. Neste trabalho, é apresentado um novo transdutor não invasivo envolvendo técnicas magnéticas e ultrassônicas com potencial aplicação para diagnóstico clínico.

Esse transdutor, denominado aqui de magnetoacústico, é um aprimoramento do Biossusceptômetro de Corrente Alternada (BCA), no uso de medidas susceptométricas de amostras marcadas com partículas ferromagnéticas. Nos estudos do sistema gastrointestinal, por exemplo, o BCA fornece informações do funcionamento do sistema (tempo de esvaziamento gástrico, contrações gástricas a diferentes estímulos, trânsito dos alimentos nas diferentes regiões do sistema)^{3, 19, 20, 22}. O acoplamento de um aparelho de ultrassom ao BCA proporciona novas informações simultâneas do sistema gástrico tais como anatomia do sistema por meio da imagem modo-B e a localização do alimento marcado com material ferromagnético por meio da medida modo Doppler. O sinal Doppler é gerado a partir da vibração das partículas magnéticas ao serem excitadas pelo campo magnético gerado pelas bobinas do BCA.

O diferencial deste transdutor híbrido é a utilização de dois transdutores com princípios físicos diferentes para obter informações complementares (fisiológicas, anatômicas, reológicas) de uma mesma amostra, órgão ou sistema. Por serem de naturezas diferentes, um transdutor não interfere na medição do outro, o que permite que ambos funcionem simultaneamente.

A idéia principal desse trabalho foi o desenvolvimento e caracterização do transdutor magnetoacústico para ser uma ferramenta de diagnóstico clínico, principalmente na análise de motilidade gastrointestinal de forma não invasiva e que seja de fácil operação, baixo

custo e possa ser utilizado em um ambiente ambulatorial simples, ou seja, sem blindagens acústicas ou magnéticas.

1.1 Motivação

As técnicas biomagnéticas se baseiam na medição de campos magnéticos produzidos por sistemas biológicos ou por marcadores ou traçadores magnéticos introduzidos nele. Tais técnicas estudam o campo magnético gerado pelos organismos vivos ou pelos materiais magnéticos presentes no mesmo, com fins científicos ou de diagnóstico clínico ^{1,6}.

Na década de 1970, o Biomagnetismo era um campo de estudo relativamente novo se comparado com outras áreas interdisciplinares que envolvem a Física. A primeira medição de campo magnético no corpo humano, gerado pelas correntes elétricas do coração, foi efetuada em 1963 ⁴. A partir de então esta linha de pesquisa começou a se expandir com o desenvolvimento de um novo transdutor de campo magnético baseado *Superconducting Quantum Interference Device* (SQUID). A aplicação desta técnica de medida magnética de alta sensibilidade só foi viável em ambientes com baixo nível de ruído. Esta necessidade também proporcionou avanços tecnológicos para o desenvolvimento de ambientes de blindagem de campo magnético ⁹.

Em 1977, os estudos de Benmair ⁵ foram os pioneiros na aplicação do Biomagnetismo para avaliar a motilidade gastrointestinal durante a ingestão de um alimento-teste marcado com materiais magnéticos. Nos primeiros estudos foram utilizados 50% de concentração do material magnético misturado com o alimento teste ⁵. Com o refinamento do Biossusceptômetro de Corrente Alternada (BCA), a sensibilidade e relação sinal/ruído desta medida foram amplamente aprimoradas. Atualmente, este tipo de medição pode ser realizado com concentrações de material magnético da ordem de 1% ²⁷.

Uma configuração muito comum do BCA consiste de um conjunto de sensores que têm dois pares de bobinas de indução e cada par é separado por uma distância fixa, chamada de linha de base; cada par de bobinas é utilizado para a excitação da amostra e detecção da magnetização. Este sistema consiste de um único sensor e tem sido utilizado como ferramenta de pesquisa para monitorar traçadores ou marcadores magnéticos no trato gastrointestinal e para determinar o tempo de passagem orocecal ^{3,22}, o esvaziamento gástrico ¹⁹, a atividade de contração gástrica em seres humanos ²⁰ e cachorros ²¹, e o tempo de trânsito esofágico e faringiano ¹².

Embora o BCA seja efetivo para estudos relacionados ao movimento mecânico e de fluxo, tem baixa resolução espacial. Visando a melhoria do método foram desenvolvidos

alguns sistemas envolvendo vários transdutores magnéticos simetricamente distribuídos em um plano^{2, 10, 11, 24}.

Com o objetivo de melhorar o potencial da medição susceptométrica do sistema gástrico, principalmente a localização espacial da fonte magnetizada, desenvolvemos um sistema híbrido composto de um transdutor susceptométrico e um transdutor de ultrassom Doppler⁷.

Estudos mostram que o ultrassom Doppler é sensível à detecção de pequenos deslocamentos de partículas espalhadoras da onda ultrassônica¹⁷. Portanto, a utilização deste juntamente com o BCA permite a localização da fonte magnética. Neste caso, o ultrassom detecta as pequenas vibrações (como um vibrômetro) das partículas ferromagnéticas (traçadores), causadas pela ação do campo magnético gerado com as bobinas de excitação do BCA.

Uma das principais características de um vibrômetro por ultrassom Doppler é a não perturbação do meio vibrante por contato com o equipamento. Este sistema é capaz de detectar vibrações das partículas em várias frequências e em tempo real. Além disso, o vibrômetro por ultrassom Doppler oferece uma boa resolução para deslocamento da ordem de até 0,1 μm e monitoramento direcional que permite a discriminação do ruído acústico de fundo¹⁶.

1.2 Objetivos

O objetivo deste trabalho foi o planejamento, construção e calibração de um transdutor híbrido, composto de um ultrassom Doppler contínuo e um módulo susceptométrico, de modo que este realize medições susceptométricas e ultrassônicas simultâneas de regiões ou meios materiais marcados com micropartículas de ferrita.

1.3 Base Teórica

1.3.1 Susceptometria.

A Biossusceptometria de Corrente Alternada é empregada para detectar sinais de susceptibilidade magnética com finalidades biológicas. Essa técnica utiliza bobinas de indução para registrar a variação temporal do fluxo magnético obtida como resposta à magnetização de um material ferromagnético. Esse material tem como principal característica uma alta susceptibilidade magnética (χ) e, por isso, produz uma magnetização intensa quando submetido a um campo magnético externo⁶.

Os materiais magnéticos, quando empregados em medidas biomédicas, são agrupados em traçadores ou marcadores magnéticos, de acordo com a sua forma de apresentação. Os traçadores magnéticos são definidos como partículas do material magnético dispersas em um meio, enquanto nos marcadores as partículas estão contidas em uma forma farmacêutica sólida. Geralmente, as ferritas e magnetitas são materiais magnéticos muito utilizados por serem inertes e inócuos ao indivíduo.

Essencialmente, a BCA é constituída por um conjunto de sensores, dois pares de bobinas de indução separadas por uma linha de base fixa, sendo cada par composto por uma bobina de excitação e uma bobina de detecção.

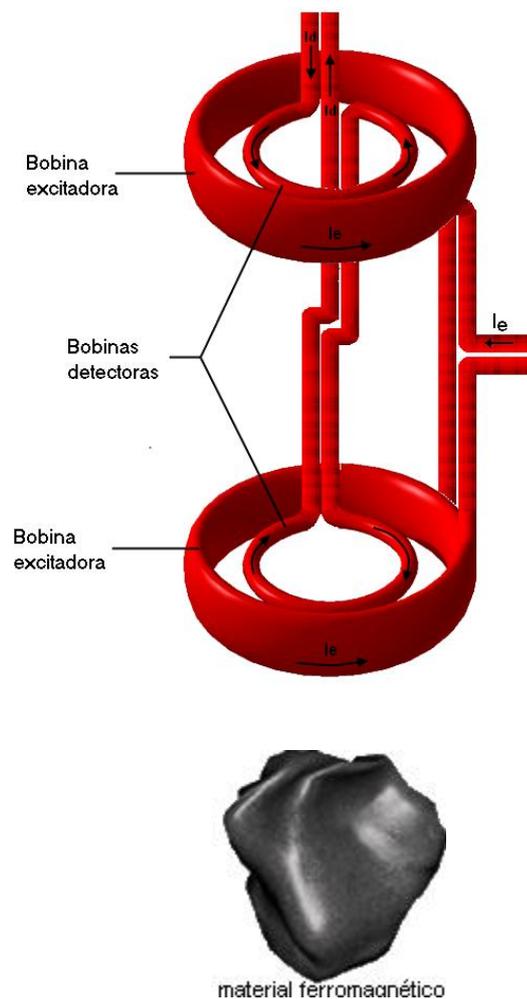


Figura 1: Sensor magnético constituído por dois pares de bobinas de indução. A figura mostra um esquema simplificado e o funcionamento deste modelo de BCA. A bobina de excitação induz fluxo magnético na bobina de detecção, que ao se aproximar do material ferromagnético promove um desequilíbrio no fluxo magnético entre as bobinas, permitindo seu monitoramento ⁶.

A Figura 1 mostra um esquema simplificado deste modelo de BCA, no qual as bobinas de detecção estão arranjadas em uma configuração gradiométrica de primeira ordem e dispostas em um arranjo coaxial com as bobinas de excitação. Essa configuração gradiométrica consiste no uso de duas bobinas em série, enroladas em sentidos contrários, de modo que, os fluxos magnéticos concatenados em cada bobina sejam subtraídos, eliminando os ruídos ambientais e tornando-as mais sensíveis ¹. As bobinas excitadoras são ligadas em série e enroladas no mesmo sentido.

Portanto, o BCA é montado como um transformador duplo de fluxo magnético, com núcleo de ar, sendo que o par de bobinas (excitação / detecção) localizado mais distante do material ferromagnético atua como transformador de referência e o par mais próximo do material como transformador de medida (Figura 1). A bobina de excitação induz fluxo magnético na bobina de detecção e, ao aproximar esse par do material magnético, ocorre uma mudança na corrente induzida nas bobinas sensoras devido à magnetização da amostra. Desse modo, a diferença de fluxo magnético entre as bobinas de detecção pode ser monitorada. O sinal detectado depende da área das bobinas de detecção, do número de voltas, da frequência de excitação, da intensidade do campo magnético aplicado, da quantidade de material magnético e da distância entre o sensor e o material.

O BCA desenvolvido neste trabalho, e que faz parte do transdutor magnetoacústico, tem essa mesma configuração da Figura 1 conforme está descrito no item 3.2.

1.3.2 Ultrassom

1.3.2.1 O Som

O som é a propagação de energia através da matéria por ondas mecânicas. Por definição a onda sonora necessita de um meio para se propagar, ao contrário da onda eletromagnética. O som possui muitas propriedades físicas equivalentes às das ondas eletromagnéticas como a luz, ou seja, apresenta diversos efeitos de interação com o meio, tais como reflexão, refração, atenuação, difração, interferência e espalhamento. As características do fenômeno sonoro são relacionadas à sua fonte e ao meio de propagação. Variáveis como a pressão, a densidade do meio, a temperatura e a mobilidade das partículas definem o comportamento da onda sonora ao longo da sua propagação.

1.3.2.2 Ultrassom Doppler

A base da ultrassonografia Doppler é o fato das ondas ultrassônicas refletidas ou dispersas (eco) por uma superfície em movimento terem frequências levemente diferentes daquelas emitidas pelo transdutor. Em geral, a magnitude e a direção desta mudança de frequência do eco irão fornecer informações sobre o movimento desta interface.

Para visualizar este fato generalizado, é necessário considerar a relação entre a frequência das ondas produzidas por uma fonte em movimento f_S e da frequência das ondas recebidas por um objeto que se desloca f_R . Por simplicidade suponha que a fonte e o receptor estão ao longo da mesma linha. O argumento que se segue irá generalizar as três dimensões, se a velocidade da onda for isotrópica e a fonte produzir ondas esféricas.

De acordo com a Figura 2, S representa a posição da fonte (estática), R a posição inicial do objeto, R' a posição do objeto após um tempo t e d é a distância que separa a fonte e o objeto no instante $t = 0$, considere o objeto se afastando com velocidade v

No primeiro caso (ida), o pulso emitido no instante t_0 pela fonte, atinge o objeto em R' em instante t (Figura 2).

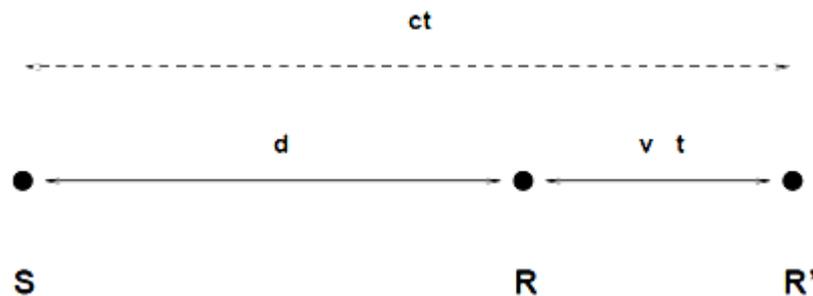


Figura 2: Representação simplificada do efeito Doppler, indicando a posição estática da fonte sonora (S), a posição inicial (R) e a final (R') do receptor após um tempo t , em relação à fonte fixa. O pulso emitido pela fonte S é recebido pelo refletor que está se afastando com velocidade v constante.

Neste momento t o objeto terá se movido uma distância vt da posição inicial d e as ondas com velocidade propagação c terão viajado uma distância ct . Deste modo se chega à relação:

$$ct = d + vt$$

ou

$$d = t(v - c) \quad (1)$$

Considerando agora o segundo caso, o eco do pulso saindo do objeto no momento t' . O objeto terá se movido uma distância vt' com relação à posição de interação com pulso ct . O eco retornará para fonte da posição R'' .

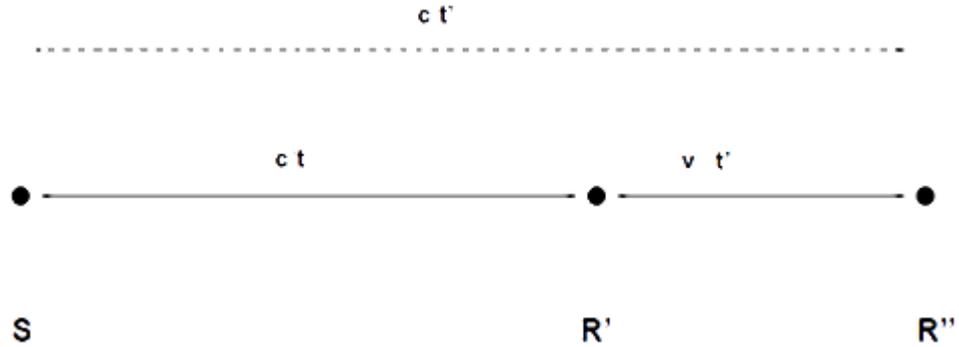


Figura 3: Representação do sistema quando ocorre o eco do pulso recebido no instante t . O objeto continua se afastando com velocidade v constante, de modo que o eco da onda emitida no instante t será emitido pelo objeto no momento t' na posição R'' .

Assim encontra-se outra relação:

$$ct' = ct + vt'$$

ou

$$t = (v - c)t' \quad (2)$$

A partir da relação (1) e (2) tem-se:

$$d = (v - c)(v - c)t' \quad (3)$$

E sabendo-se que:

$$d = \frac{N_{ida} c}{f_S} \quad (4)$$

$$t' = \frac{N_{eco}}{f_R} \quad (5)$$

Sendo o número de onda da onda emitida (N_{ida}) igual ao número de onda da onda que retorna (N_{eco}) e substituindo (4) e (5) em (3), obtém-se:

$$f_R = \frac{f_S}{c^2} (c^2 - 2cv + v^2) \quad (6)$$

Considerando $v^2 \ll c^2$, relação (6) poderá ser simplificada à:

$$f_R = f_S \left(-\frac{2v}{c} + 1 \right) \quad (7)$$

Portanto a frequência Doppler (f_D), que é representada pela diferença entre as frequências da onda emitida e do eco é dada por:

$$f_D = f_R - f_S = -\frac{2vf_S}{c} \quad (8)$$

assim, a frequência da onda medida por um objeto se afastando de uma fonte será menor que a frequência medida, enquanto que a frequência da onda medida por um objeto que se deslocam no sentido da fonte será maior que a medida na fonte.

1.3.2.3 **Ultrassom Doppler contínuo (instrumentação).**

Em um transdutor Doppler de onda contínua o elemento de transmissão é independente do elemento de recepção. Considere um modelo ideal em que θ_t é o ângulo de incidência da onda sonora sobre um espalhador em movimento em uma velocidade v , e θ_r é o ângulo do eco da onda emitida, proveniente do espalhador e recebido pelo receptor (ver Figura 4). Considerando que a distância entre o elemento transmissor e o receptor é muito menor que a distância entre estes e o refletor, ou seja, $\theta_t \approx \theta_r$, a velocidade do espalhador em relação ao transmissor e receptor será dada por:

$$v \cos \theta_t = v \cos \theta_r = v \cos \theta \quad (9)$$

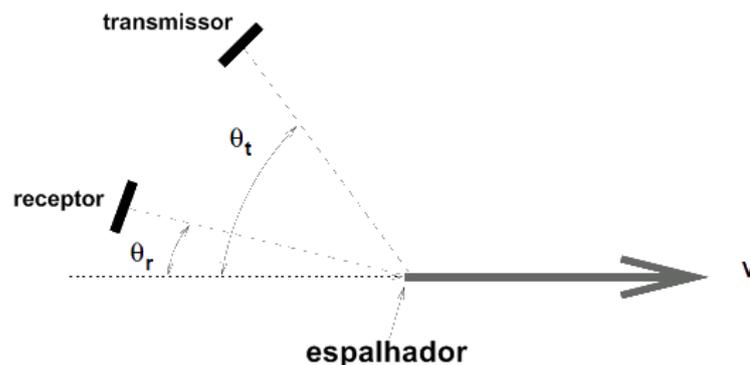


Figura 4: Esquema representativo da direção de propagação da onda transmitida e do eco recebido usando um ultrassom Doppler contínuo. Somente a componente perpendicular da velocidade com relação à face do transdutor é detectada.

Assim, a partir da relação das equações (8) e (9) temos:

$$f_D = -\frac{2f_s v}{c} (\cos \theta) \quad (10)$$

sendo $v \cos \theta$ a velocidade do objeto espalhador em relação ao eixo de simetria receptor / transmissor.

A frequência Doppler f_D depende do ângulo do feixe acústico do transmissor e do receptor em relação ao vetor velocidade, e também é proporcional a velocidade do refletor e inversamente proporcional a velocidade do som c .

A seguir é apresentado o princípio demodulação para detectar a variação Doppler na recepção ultrassônica. Considerando o sinal transmitido como sendo senoidal:

$$x_t(t) = \xi_t \cos(\omega_s t) \quad (11)$$

sendo ξ_t a amplitude do sinal transmitido. O correspondente sinal recebido de um espalhamento pode ser representado por:

$$x_r(t) = \xi_r \cos([\omega_s + \omega_D]t + \theta_1) \quad (12)$$

sendo ξ_r a amplitude do sinal recebido de um espalhamento, $\omega_s = 2\pi f_s$ a frequência angular da onda incidente, $\omega_D = 2\pi f_D$ a frequência angular Doppler e θ_1 é um termo fase dependente da distância do espalhador da transdutor e deslocamentos de fase produzido no receptor. Fazendo o produto do sinal eco com o sinal emitido obtém-se um sinal modulado pela frequência Doppler, ou seja:

$$\begin{aligned} x_t(t)x_r(t) &= \xi_t \xi_r \{ \cos([\omega_s + \omega_D]t + \theta_1) * \cos(\omega_s t) \} = \\ &= \frac{\xi_t \xi_r}{2} \{ \cos(\omega_D t + \theta_1) + \cos([2\omega_s + \omega_D]t + \theta_1) \} \quad (13) \end{aligned}$$

Ao passar por filtro passa baixa para remover o componente de alta frequência ($2\omega_s$) da relação (13) resulta no sinal Doppler.

$$x_D(t) = \frac{\xi_t \xi_r}{2} \cos(\omega_D t + \theta_1) \quad (14)$$

Em aplicações clínicas, geralmente este sinal contém uma banda de frequência devido às diferentes velocidades das várias estruturas refletoras no interior dos tecidos biológicos. Para tanto, é necessária uma filtragem mais refinada para eliminar sinais Doppler indesejado^{13, 14, 26}.

O modelo Doppler descrito não fornece informações sobre a direção do movimento. Este modelo geralmente é usado no ultrassom Doppler fetal. Nos casos em que o ultrassom Doppler é utilizado para avaliar a direção do fluxo sanguíneo a demodulação é feita por um procedimento mais elaborado. As informações direcionais podem ser obtidas de várias formas, como por filtragem *side-band*, demodulação *offset carrier* e demodulação em *fase\quadratura*¹³.

1.3.2.4 Atenuação Acústica

As propriedades da onda acústica num meio estão relacionadas com as propriedades físicas e geométricas desse meio e do transdutor que a gerou. Fatores como a absorção de energia, espalhamento da onda em meios não homogêneos, difração, etc., modificam a onda na forma e no conteúdo de frequência, dificultando a determinação de propriedades acústicas do meio.

Quando uma onda acústica plana propaga-se através de um meio, sua amplitude de pressão (A) decresce exponencialmente em função da distância percorrida (x), devido à perda de energia, de acordo com a relação:

$$A = A_0 e^{-\alpha x} \quad (15)$$

Sendo α o coeficiente de atenuação. A energia acústica é atenuada à medida que a radiação se aprofunda no material devido a suas propriedades viscoelásticas e espalhadoras.

Vários fenômenos físicos causam essa atenuação, os quais podem ser divididos em duas categorias: absorção e espalhamento.

A absorção é um mecanismo pelo qual a energia acústica é dissipada na forma de energia térmica, devido a vários fatores, tais como: viscosidade, condução térmica, etc. As perdas por absorção são características do meio por onde a onda acústica se propaga, e a sua determinação pode fornecer informações a respeito de propriedades físicas do meio (viscosidade, por exemplo).

O espalhamento resulta no desvio do feixe acústico devido a fenômenos como, reflexão, refração, difração, etc., que estão relacionados com o diâmetro do transdutor (emissor e/ou receptor), o comprimento de onda, a presença de superfícies refletoras e a influência de pequenos obstáculos (meios não homogêneos).

A reflexão é tratada para ondas incidindo normalmente na interface definida por dois meios distintos. Sendo que na incidência normal, não existe refração. Por outro lado, devido ao tamanho finito do emissor, o feixe acústico sofre difração, um fenômeno que se não considerado introduz erros nas mediações de propriedades acústicas.

A difração pode ser explicada pelos conceitos de ondas planas, ondas de borda, e a interferência entre elas. O efeito de difração é eliminado quando se tem um receptor de área plana infinita, que é sensibilizado somente pelas ondas planas.

A natureza do espalhamento é dependente da relação entre a dimensão do alvo e o comprimento da onda. Classificando o espalhamento pela dimensão linear da estrutura (a) relativo ao comprimento da onda λ tem-se:

- Para $\lambda \gg a$, o espalhamento ocorre devido à reflexão e refração. Para esta condição, o espalhamento não depende da frequência.
- Para $a \cong \lambda$, o espalhamento da onda é predominante e ocorre por difração. A região onde ocorre este tipo de espalhamento é denominada de região estocástica e sua dependência com a frequência é variável.
- Para $\lambda \ll a$, o espalhamento é mais fraco que nas duas outras condições acima e varia com a quarta potência da frequência.

A equação abaixo é específica para excitação harmônica senoidal atenuada:

$$u(x, t) = u_0 e^{-\mu x} e^{j(\omega t - kx)} \quad (16)$$

Em que u é a velocidade instantânea e u_0 é a velocidade inicial das partículas, ω é frequência angular e k é o número de onda. O coeficiente de atenuação μ é dado pela soma do coeficiente de espalhamento (μ_e) e o coeficiente de absorção (μ_a).

$$\mu = \mu_e + \mu_a \quad (17)$$

Entende-se “partícula” como sendo um pequeno volume suficiente para descrever a interação da onda com o meio.

CAPÍTULO 2

2 Estudos *in vitro* com excitação magnética e detecção acústica.

Com o objetivo de avaliar a técnica vibromagnetoacústica, o material base da amostra e as dependências do sinal acústico, foram inicialmente realizados estudos *in vitro* empregando apenas a excitação magnética e detecção das vibrações das partículas ferromagnéticas por ultrassom Doppler. A amostra utilizada consistia de materiais viscosos contendo traçadores ferromagnéticos (pó de ferrita produzida por Thorton Eletrônicos, modelo TH 50) de tamanho variando entre 37 e 70 μm de diâmetro. As medições susceptométricas (detecção magnética), muito conhecidas na literatura^{1-3, 10, 11, 18-22, 24}, não foram realizadas neste primeiro momento.

Para o fim acima descrito, foi montado um sistema de excitação magnética e detecção acústica, composto de uma bobina com 855 voltas de fio AWG 20. Esta bobina possui um raio interno de 6,0 cm, externo de 7,1 cm, impedância de 7,9 Ω a 200 Hz e uma autoindutância de 52,66 mH. Esta bobina foi enrolada em torno de um porta-amostra cilíndrico, no centro do qual se encaixa um Becker de 100 ml com a amostra. A detecção acústica foi feita usando ultrassom Doppler fetal DM 200 da Sigmed. O transdutor foi fixado sobre o centro do Becker e mantido imerso na amostra para garantir o acoplamento acústico.

A bobina de excitação foi energizada por um sinal senoidal produzido no gerador de frequência HP 33120A e amplificado de 20 dB por um amplificador, construído no Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto, com 150 W de potência.

O sinal de saída do ultrassom Doppler contínuo foi comparado com o sinal de referência através de um amplificador lock-in modelo EG&G 7220 DSP sincronizado com a fonte de excitação. O gerador e o lock-in foram conectados a um computador via interface GPIB e controlados com um software desenvolvido em ambiente LabView®, de forma a automatizar a varredura de frequências. O lock-in foi configurado em uma sensibilidade de 500 mV e as medidas foram realizadas para diferentes frequências de excitação de modo a gerar um espectro da amplitude do sinal gerado pela excitação do traçador em função da frequência de excitação deste.

A Figura 5 abaixo mostra um modelo simplificado deste sistema de medidas.

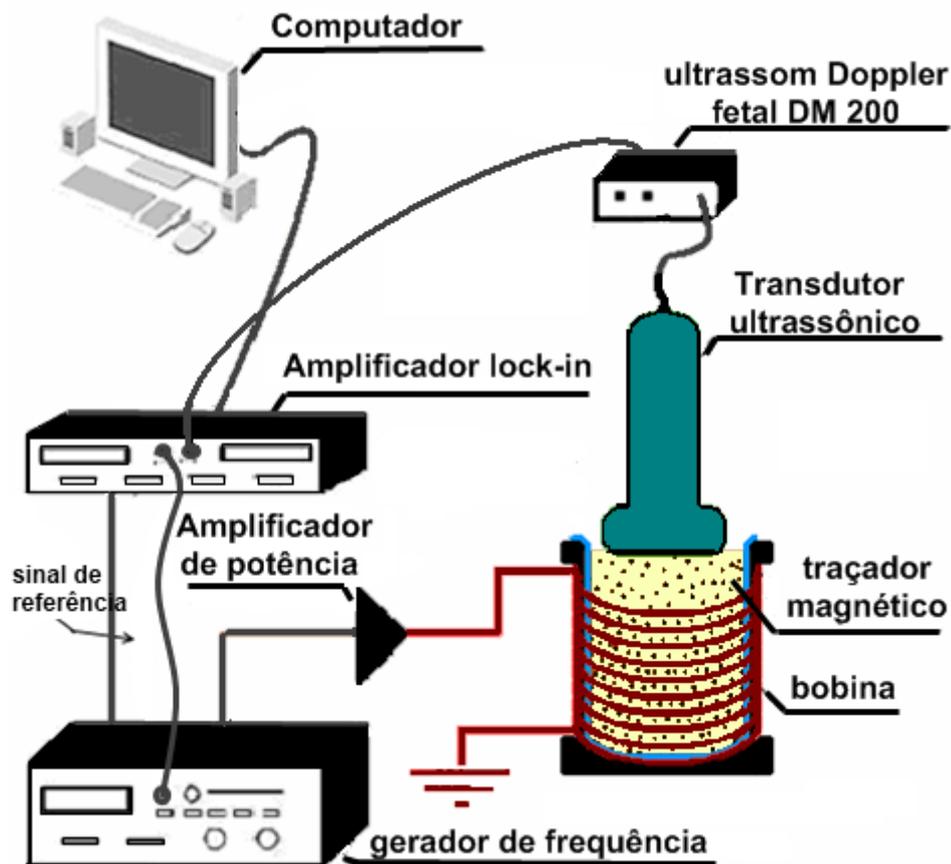


Figura 5: Esquema simplificado do sistema de excitação magnética e detecção acústica simultânea. O sinal senoidal é amplificado e aplicado sobre a bobina do porta-amostra. O sinal Doppler, proveniente das vibrações das partículas de ferrita, detectado pelo ultrassom é registrado pelo amplificador lock-in sincronizado com o sinal do gerador. O lock-in e o gerador são controlados por um computador via a porta de comunicação GPIB e através de um software desenvolvido em ambiente LabView®, de forma que varia-se e registre automaticamente a amplitude do sinal Doppler adquirido e a respectiva frequência de excitação que o gerou.

Visto que as partículas ferromagnéticas vibram com o dobro da frequência de excitação, o lock-in foi configurado para registrar sinal com o dobro da frequência de referência, ou seja, o segundo harmônico $2f$. O motivo das partículas vibrarem com o dobro da frequência de excitação magnética está descrito no item 2.2.

A partir do sistema de excitação magnética e detecção acústica simultânea foram determinadas algumas dependências do sinal acústico, no caso o Doppler.

2.1 Dependência do Sinal Doppler.

Os estudos do sinal Doppler realizados utilizando o sistema da Figura 5 tiveram como finalidade determinar a dependência do deste com a frequência de excitação magnética, a influência da concentração de traçador ferromagnético e com o tipo de material viscoso de base.

2.1.1 Dependência do aparato instrumental.

Foi realizado um estudo sobre dependência do sinal do amplificador de potência e do campo gerado pelo sistema de excitação em relação à frequência do sinal do gerador de função.

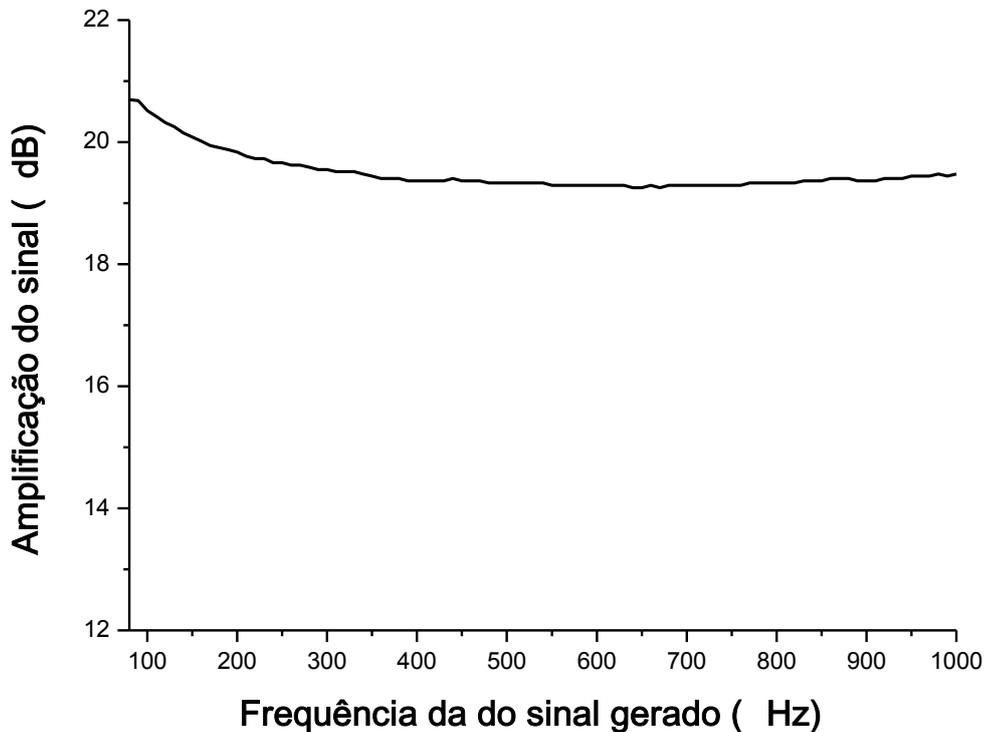


Figura 6: Resposta do amplificador de potência em função da frequência no gerador de função.

De acordo com a Figura 6, o sinal de saída do amplificador variou de aproximadamente 1 dB para frequências abaixo de 350 Hz. Para uma faixa entre 350 e 1000 Hz, sua resposta foi estável.

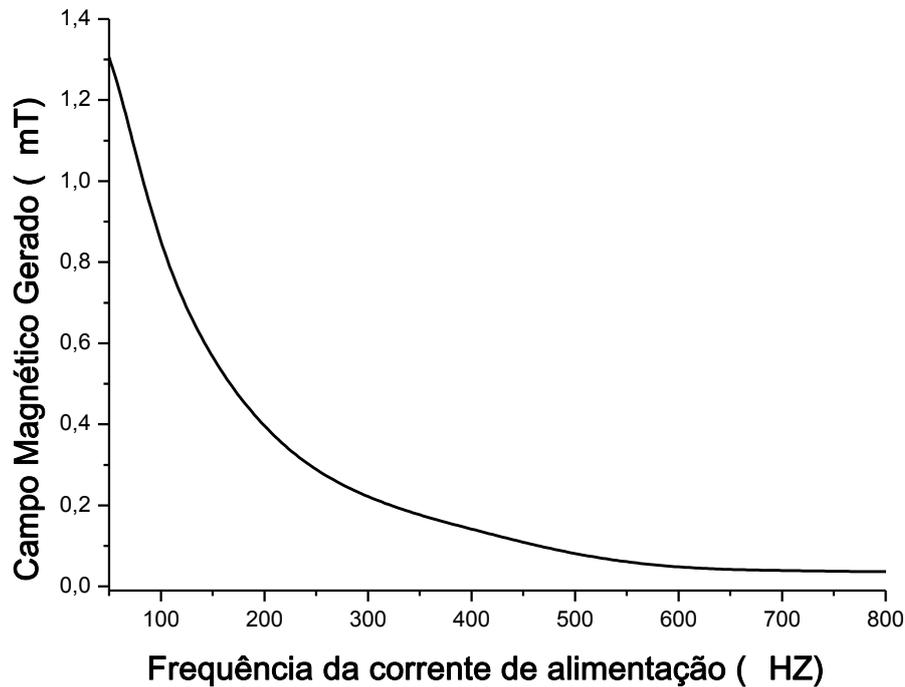


Figura 7: Variação do campo magnético gerado pelo sistema de excitação do porta-amostra, medido por um sensor magneto resistivo e função da frequência da corrente de alimentação.

O campo magnético gerado pela bobina excitadora decresce exponencialmente com o aumento da frequência de alimentação do sistema de excitação. Esse efeito é devido à dependência da impedância da bobina com a frequência. Aumentando a impedância, diminui-se a corrente e conseqüentemente o campo magnético gerado.

A ressonância desta bobina foi estimada em 69,3 kHz através de cálculos utilizando suas características físicas. O valor obtido experimentalmente foi de 69 kHz (Ver Figura 8).

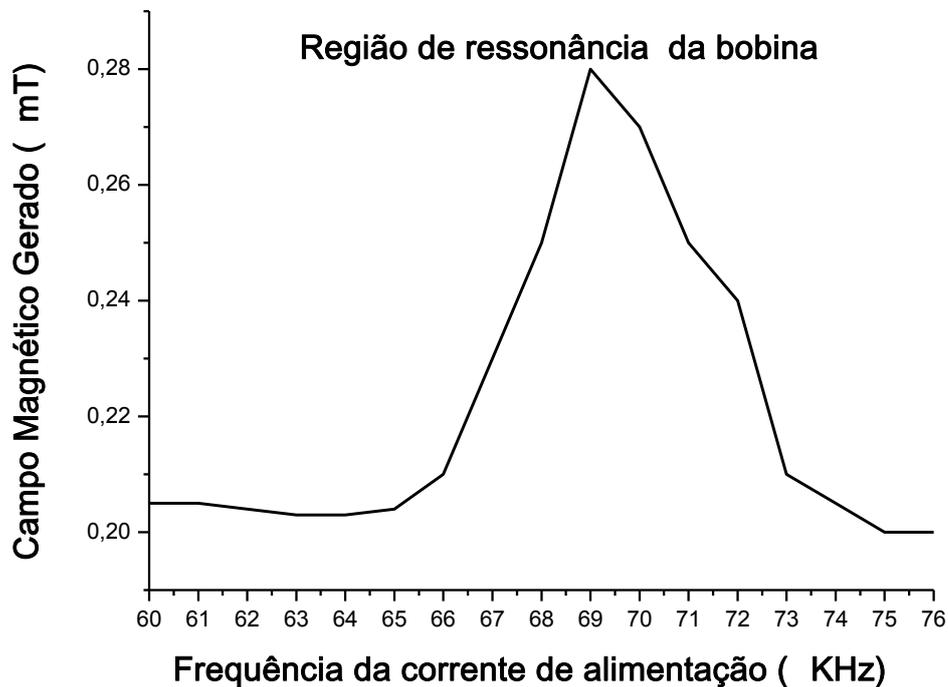


Figura 8: Região de ressonância da bobina excitadora do porta-amostra.

Uma das dependências mais evidentes da amplitude de vibração das partículas é a intensidade do campo magnético e o gradiente de campo magnético atuante nelas. Assim, determinado o perfil do campo magnético gerado, tornou-se viável o estudo de outros fatores que influenciam esta vibração.

2.1.2 Dependência da amplitude de vibração das partículas.

No estudo da dependência da amplitude de vibração das partículas, foram realizadas medições utilizando amido de milho e iogurte como materiais base para uma concentração de 0,1 g/ml (10%) de ferrita.

Utilizando o sistema de excitação magnética e detecção acústica descrito no texto junto a Figura 5, e após as avaliações e adaptações, obteve-se as repostas apresentadas na Figura 9. Essas curvas correspondem ao sinal de saída do transdutor Doppler contínuo, para medidas realizadas em 100 ml de contrastes a base de amido de milho e com as concentrações de 1%, 2%, 3%, 4% e 5% de ferrita. Antes de todas as medições, o sinal das curvas obtidas das amostras sem os traçadores foram subtraídas das demais com intuito de obter somente sinal proveniente da ferrita. Durante as medidas, essas amostras foram submetidas à um campo

magnético alternado não homogêneo de valor médio 10 mT com um gradiente de campo com um módulo de 0,19 mT/cm na região interna do porta amostra (ou da bobina).

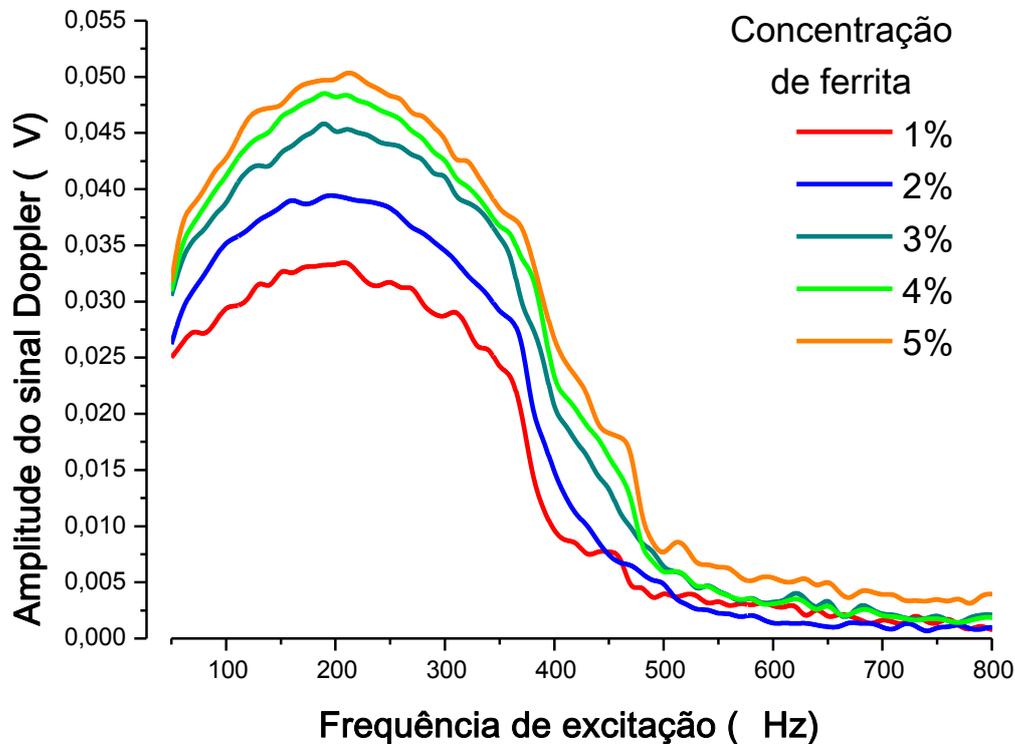


Figura 9: Variação da amplitude do sinal Doppler versus frequência de excitação magnética. A detecção do ultrassom Doppler foi proveniente das vibrações das partículas de ferrita, em diferentes frequências de magnetização, imersas e distribuídas homogêneas em um fluido viscoso a base de amido de milho com diferentes concentrações de ferrita.

É possível afirmar, por meio dos dados da Figura 6 e Figura 7, que a banda de resposta centrada em 200 Hz, da Figura 9, não possui relação com a intensidade do campo gerado pela bobina, ou seja, esta resposta está relacionada com a presença da ferrita.

Nota-se também o aumento da amplitude do sinal com o aumento de ferrita, como se esperava. No entanto o aumento de amplitude não é linear com a concentração deste traçador ferromagnético. Este fato revela a dependência da amplitude do sinal Doppler, ou da amplitude de vibração das partículas, com outras variáveis, tais como a viscosidade do material base e o tipo de material ferromagnético.

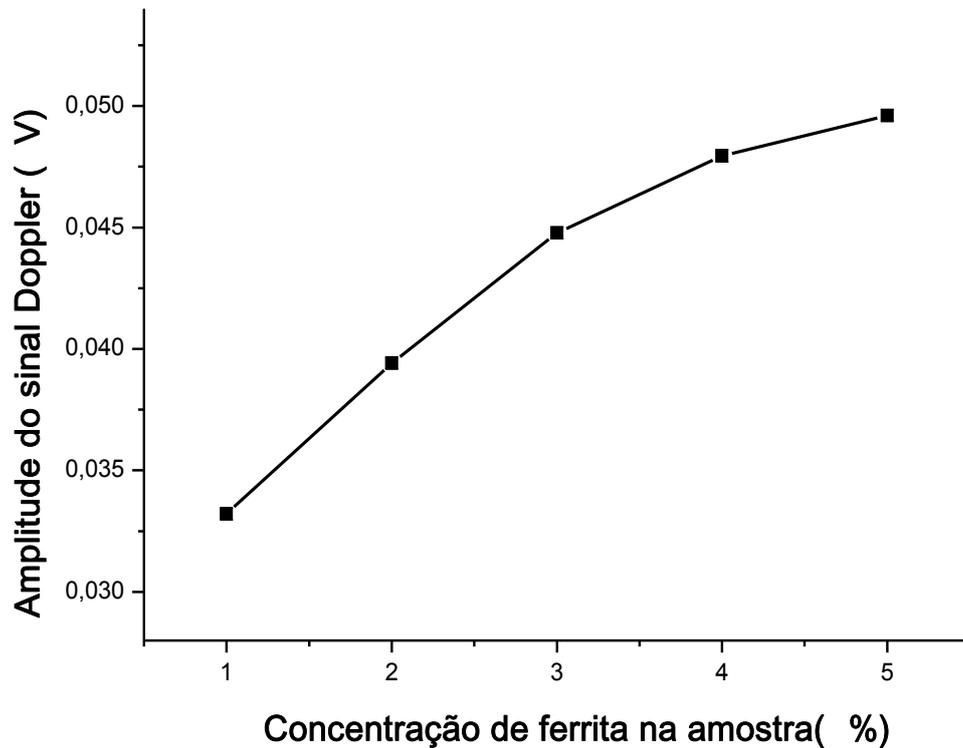


Figura 10: Variação da amplitude máxima do sinal Doppler em função da concentração de ferrita. A amplitude máxima do sinal Doppler foi detectada quando a frequência de excitação era de 200 Hz. Comportamento mais próximo do linear até 3% devido à variação da viscosidade do meio analisado.

O aumento da concentração de ferrita amplifica o sinal Doppler e susceptométrico, mas também aumenta a viscosidade do meio, o que dificulta o deslocamento das partículas. Para altas concentrações de partículas ferromagnéticas a amplitude do sinal Doppler apresenta um comportamento não linear. A Figura 10 mostra a variação da amplitude máxima, dos sinais mostrados na Figura 9, em função da concentração de ferrita. Observa-se que para concentrações abaixo de 3%, a variação do sinal Doppler é mais próxima do linear. A dependência do deslocamento das partículas no meio com a viscosidade será melhor descrita e debatida no item 2.1.3.

Para minimizar o efeito da dependência da viscosidade com a preparação do material base, utilizou-se o iogurte de chocolate comercial, mantendo a mesma marca e tipo, o qual é padronizado pelo fabricante. Também com mesmo intuito de minimizar a mudança na viscosidade com a mistura dos traçadores magnéticos, foram utilizadas baixas concentrações

de ferrita, ou seja, 0,5%, 1%, 1,5% e 2%. A Figura 11 mostra os espectros de sinais de ultrassom Doppler versus a frequência de excitação, para essas amostras, usando o mesmo valor médio de campo magnético (10 mT) com o mesmo módulo de gradiente de campo (0,19 mT/cm).

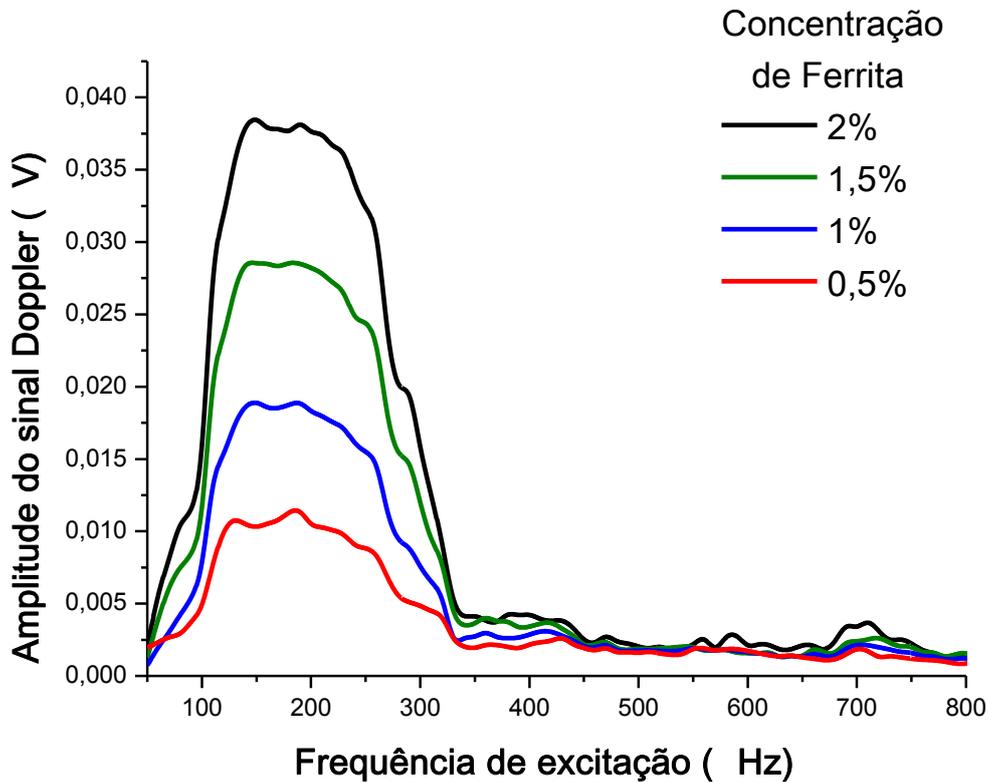


Figura 11: Variação da amplitude do sinal Doppler versus frequência de excitação magnética. A detecção do ultrassom Doppler foi proveniente das vibrações das partículas de ferrita, em diferentes frequências, imersas e distribuídas homogeneamente em um fluido viscoso a base de iogurte com diferentes concentrações de ferrita.

A largura de banda do espectro de frequências para o iogurte foi menor que a obtida para o mingau de amido de milho (Figura 9), o que mostra a dependência do sinal Doppler com o material base.

A Figura 12 mostra o comportamento linear da amplitude máxima do sinal Doppler com a concentração de ferrita. Observa-se que a não linearidade foi minimizada com a redução da concentração de traçadores. Comparando a Figura 10 com a Figura 12 nota-se que variação das amplitudes máximas do sinal Doppler foi maior no iogurte, o que possivelmente foi devido à menor viscosidade do meio.

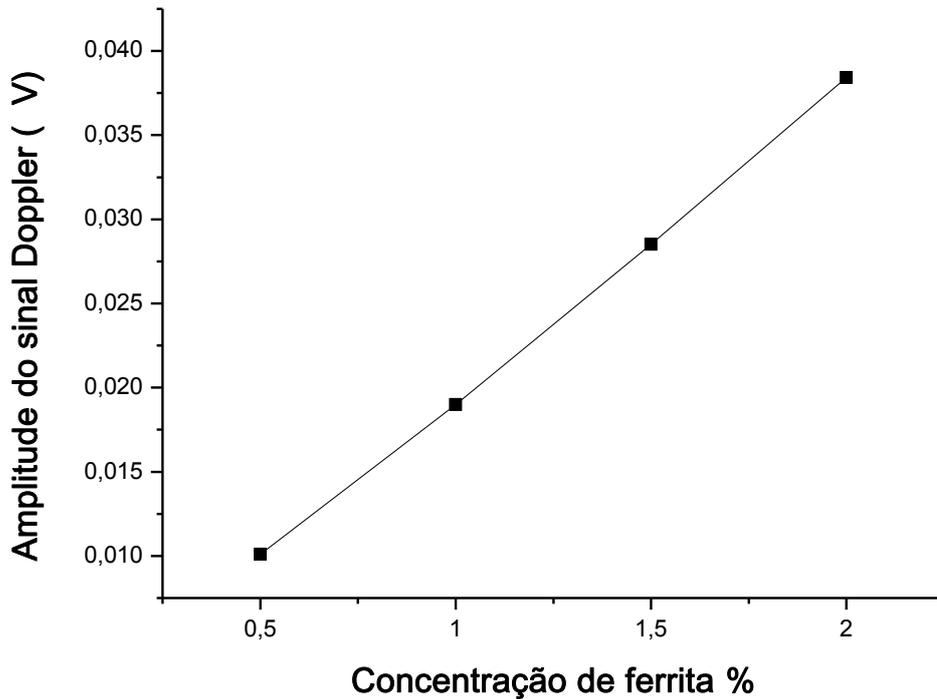


Figura 12: Variação da amplitude máxima do sinal Doppler em função da concentração de ferrita. A amplitude máxima do sinal Doppler foi detectada quando a frequência de excitação era de 200 Hz.

2.1.3 Dependências do sinal acústico com propriedades do material base.

Para entender melhor a dependência da amplitude das vibrações das partículas com a viscosidade do material base, e também o efeito desta na atenuação do feixe ultrassônico, foi utilizado o mingau à base de amido de milho. Para isso foram feitas várias amostras com diferentes concentrações de amido para obter diferentes viscosidades.

Com o intuito de padronizar a produção do material base foram controlados tempo e temperatura durante o cozimento em “banho Maria” do mingau. Assim, primeiramente aqueceu-se a água até o ponto de ebulição ($\sim 97^{\circ}\text{C}$), posteriormente foi colocado dentro do mesmo recipiente um Becker contendo uma mistura de água com amido de milho, aquecendo em *banho Maria* e durante 4 minutos mantendo a agitação para garantir uma mistura homogênea. Em seguida a amostra era resfriada lentamente, deixando à temperatura ambiente (27°C) por volta de 24 horas.

Foram preparadas quatro amostras de mingau de amido de milho com 200 ml de água utilizando 5%, 6%, 7% e 8% de pó de amido de milho para avaliar a atenuação acústica

e a relação sinal ruído do contraste magnetoacústico em função da viscosidade do material base.

2.1.3.1 Avaliação da atenuação acústica do material.

A atenuação acústica foi avaliada usando um sistema de transmissão e detecção acústica composto de dois transdutores idênticos de 1 MHz, posicionados em lados opostos da amostra (Figura 13) e os sinais foram registrados através de osciloscópio Agilent modelo MSO6012. O pulso acústico foi gerado energizando o transdutor emissor com uma fonte pulsada da Panametrics, modelo 5601A. As amostras foram condicionadas em cilindros de PVC de 5 cm de diâmetro e 2,5 cm de espessura. O elemento transmissor ultrassônico, o receptor ultrassônico e as amostras foram imersos em água.

As amostras foram posicionadas no caminho do feixe, de tal forma que suas faces estejam perpendiculares à direção de propagação dos pulsos. Ver detalhes deste aparato instrumental na Figura 13.

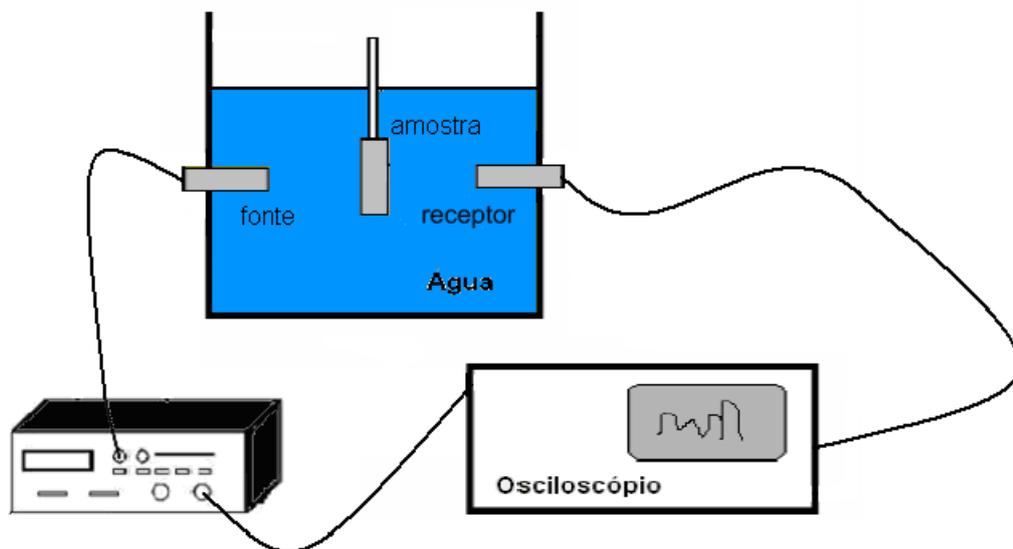


Figura 13: Esquema simplificado do sistema para avaliação da atenuação acústica. Utilizou-se uma fonte pulsada da Panametrics, modelo 5601A, para energizar o elemento ultrassônico transmissor. A amostra foi posicionada entre o elemento emissor e receptor, estando todo o sistema imerso em água. As variações temporais e de amplitude na transmissão do pulso acústico através da amostra foram medidas com o osciloscópio, por meio da análise dos sinais emitidos e transmitidos.

Para a análise da velocidade temos que o tempo gasto para o pulso atravessar a distância entre os dois receptores (d), t_a , é dado por $t_a = d/c_a$ sendo $c_a = 2540$ m/s a velocidade

do som na água. Quando a amostra é colocada temos que o tempo para atravessar o novo caminho é dado por $t_m=d/c_m$. A mudança no tempo da fonte para o receptor é então a diferença entre t_a e t_m , ou seja:

$$\Delta t = t_a - t_m = d \left(\frac{1}{c_a} - \frac{1}{c_m} \right) \quad (18)$$

Assim, da equação acima se calcula o valor da velocidade acústica no material (c_m):

$$c_m = \frac{c_a}{1 - c_a \Delta t / d} \quad (19)$$

Utilizando a equação (8) foram obtidos os valores de velocidades acústicas mostradas na tabela 1.

Para análise do coeficiente de atenuação considere a atenuação do filme de PVC utilizado no porta-amostra como sendo desprezível. A partir da equação (15), tem-se que o coeficiente angular da atenuação α , em dB/cm, é dado por:

$$\alpha = -\frac{20}{d} \log \frac{A_0}{A} \quad (20)$$

sendo A_0 e A as amplitudes do pulso com e sem a amostra respectivamente. Assim para os diferentes valores de concentração de amido foram encontrados os seguintes valores de velocidades e coeficientes de atenuação apresentados na tabela 1:

Tabela 1: Variação da velocidade do pulso ultrassônico e do coeficiente de atenuação em relação à concentração de amido de milho.

Concentração de amido de milho	Velocidade (m/s)	α (dB/cm/MHz)
5%	1470	0,0194
6%	1470	0,2046
7%	1469	0,2169
8%	1469	0,2676

Analisando os valores da Tabela 1 observa-se que não houve alteração na velocidade de propagação do pulso ultrassônico no mingau com diferentes concentrações de amido.

Conforme esperado, os coeficientes de atenuação das amostras de amido de milho aumentaram com a concentração. Esses valores estão bem acima do valor do coeficiente de atenuação da água (0,0002 dB/cm/MHz). Portanto, podemos ignorar a atenuação presente na água, assumindo como sendo um meio não dispersivo, para os limites de frequência aqui analisados.

O coeficiente de atenuação apresentou uma relação não linear com a concentração de pó de amido de milho (Figura14).

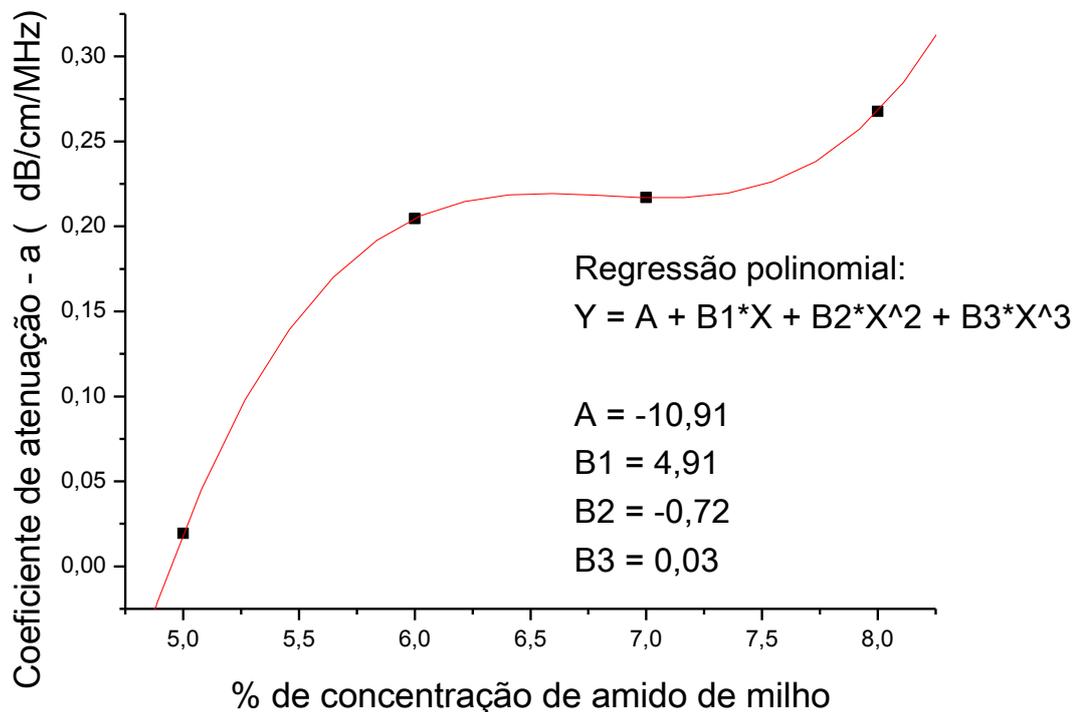


Figura 14: Variação do coeficiente de atenuação do material base em relação à concentração de pó de amido de milho.

2.1.3.2 Avaliação da viscosidade do material:

Para avaliação da influência da viscosidade das amostras foram preparadas cinco amostras de mingau de amido de milho nas concentrações de 6%, 6,5%, 7%, 7,5% e 8% de pó de amido de milho misturados á 2% de ferrita. Estas amostras foram submetidas a um teste reológico com um viscosímetro (Rotacional Série SMART modelo R, marca FUNGILAB), por meio do qual se obteve a relação entre a viscosidade e a concentração do pó de amido de milho nas amostras, conforme mostrado na Figura 15.

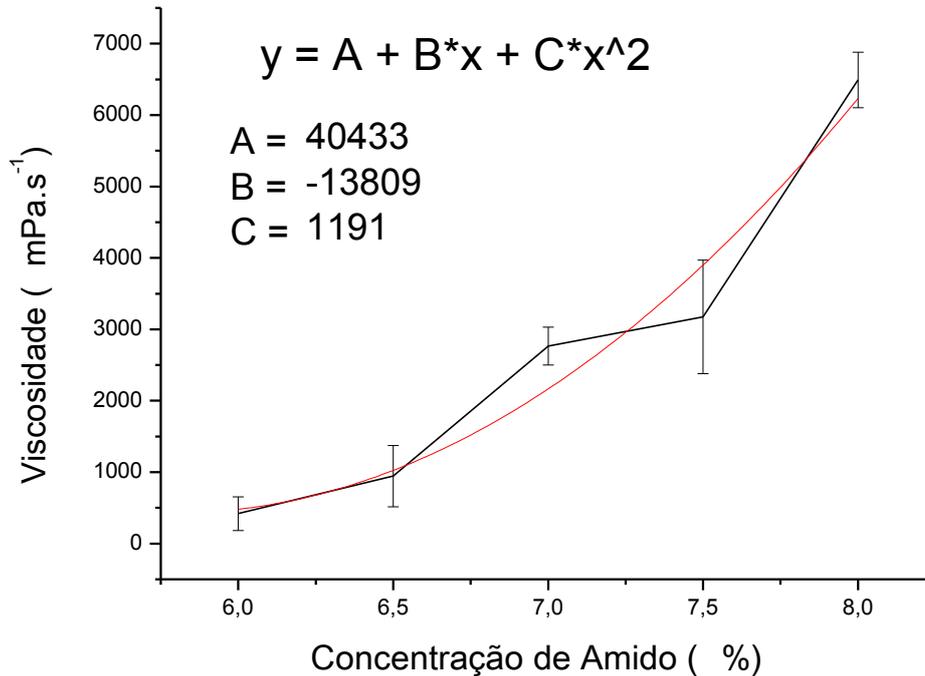


Figura 15: Variação da viscosidade do material base com a concentração de amido de milho. Os dados experimentais foram ajustados por uma função polinomial de 2ª ordem. Por se tratar de um fluido não newtoniano, este possui parâmetros não lineares. As incertezas na medida da viscosidade foram consideradas nos cálculos.

Definida a viscosidade das amostras, tornou-se possível o estudo da influência desta na amplitude do sinal Doppler gerado pela vibração das partículas ferromagnéticas em um meio viscoso. O estudo tanto da dependência da amplitude de vibração das partículas ferromagnéticas como a viscosidade e atenuação acústica do material base são importantes para aprimorar o potencial da técnica em futuras aplicações, como por exemplo, no estudo do trânsito gastrointestinal. Para medições do sinal Doppler foi utilizado 2 Vp no gerador de função com uma amplificação de 20 dB para energizar a bobina de excitação.

Para essas medidas, foi utilizado um amplificador de potência acústico Watsom - DBS 720, o que causou uma deformação no espectro como é notado ao se comparar a Figura 9 com a Figura 16. A troca do amplificador foi por motivo de danos no antigo amplificador, os quais demoraram a ser reparados.

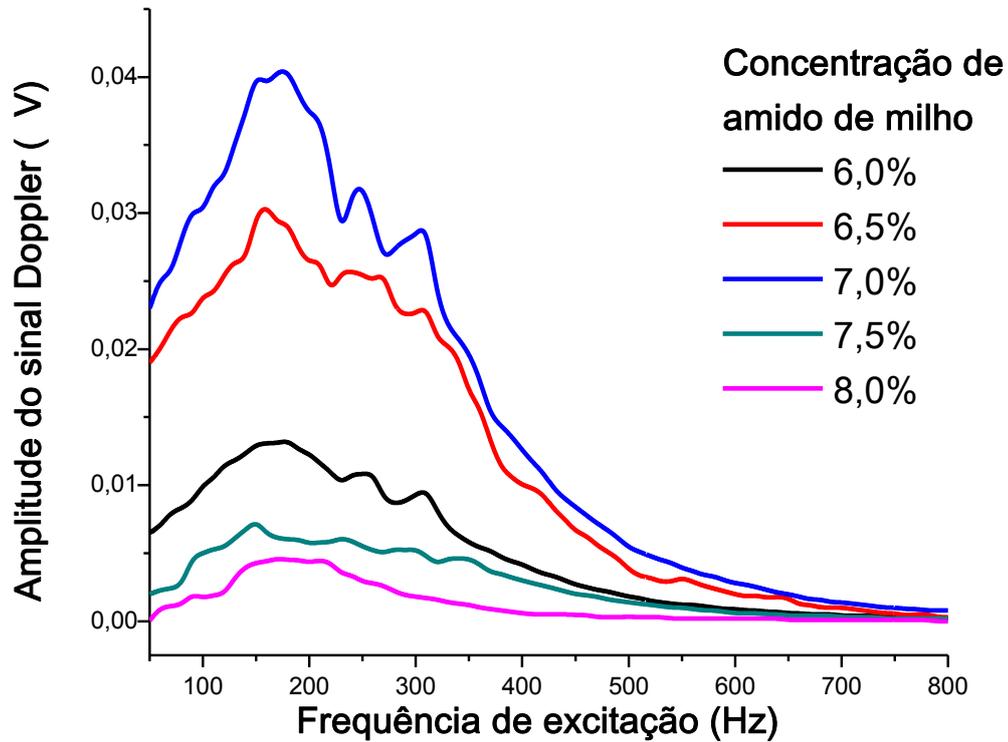


Figura 16: Variação da amplitude do sinal versus frequência de excitação magnética, detectado pelo ultrassom Doppler fetal em amostras a base de amido de milho com diferentes concentrações, o que altera a viscosidade do meio. A legenda mostra a concentração de amido de milho no material base. Essas amostras foram as mesmas que se mediu as viscosidades expostas na Figura 15. A concentração de ferrita foi de 3% em todas as amostras.

Relacionando o valor das áreas abaixo das curvas da Figura 16 (a integral) com os valores da viscosidade da amostra, foi obtido o perfil apresentado na Figura 17. Ou seja, o sinal é máximo para uma viscosidade do material base, preparado com amido de milho, em torno de 2000 mPa.s.

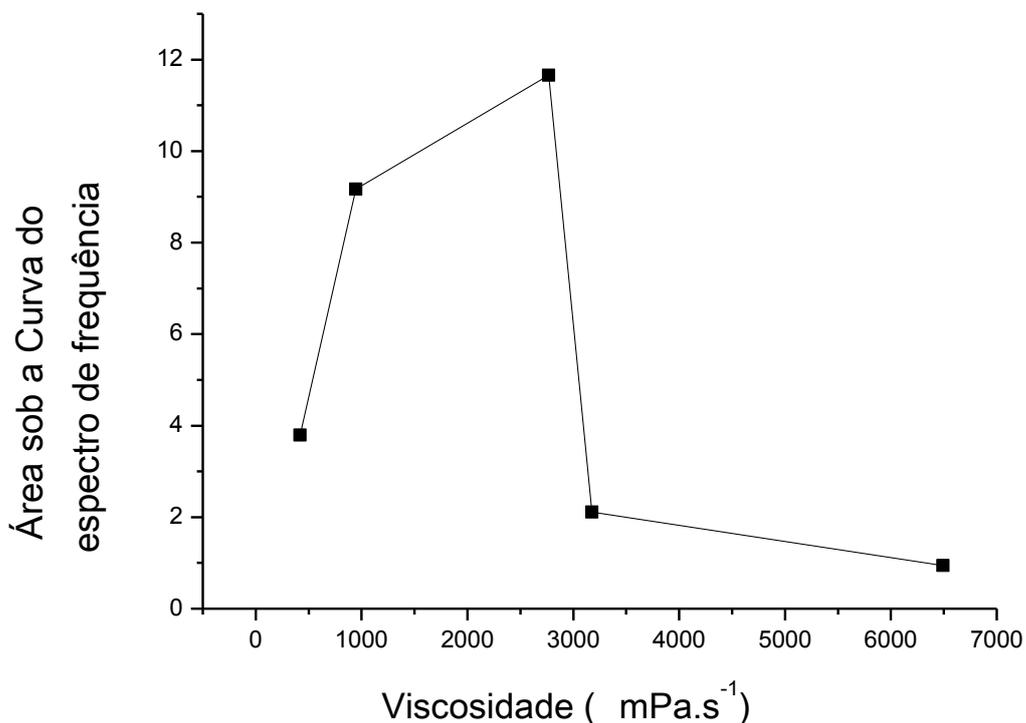


Figura 17: Este gráfico mostra a variação da área sob a as curvas do gráfico da Figura 16 versus as viscosidades das amostras de amido de milho analisadas e expostas na Figura 15.

O sinal Doppler possui uma dependência não linear com a viscosidade do meio, como se observa na Figura 17. A principal causa da não linearidade, para amostras com viscosidade abaixo de 2000 mPa/s, é devido a decantação do material ferromagnético o que, conseqüentemente, provoca a diminuição do sinal Doppler. No entanto, para viscosidade acima de 3000 mPa/s, a vibração das partículas de ferrita é atenuada por causa de uma maior resistência do meio para com a vibração das partículas ferromagnética e, conseqüentemente, menor deslocamento na amplitude de vibração, gerando novamente um decréscimo no sinal Doppler. Por tanto a faixa de viscosidade de atuação mais eficaz do sistema está entre 2000 á 3000 mPa/s. Neste estudo foi optado por um material base que fosse comestível e que proporcione maior amplitude do sinal Doppler.

Esses estudos preliminares apresentados foram fundamentais para a determinação do material base e a melhor frequência a se trabalhar na avaliação do transdutor híbrido desenvolvido e descrito a seguir.

2.2 Descrição da vibração da partícula.

Como citado no item 2, o lock-in foi utilizado no modo $2f$, ou seja, selecionado os sinais com o dobro da frequência de referência. Isso foi feito porque o sinal Doppler adquirido possuía o dobro da frequência de excitação.

A teoria do magnetismo certifica algebricamente que as partículas ferromagnéticas realmente vibram com o dobro da frequência que são excitadas, como mostra a dedução a seguir.

Na presença de um campo magnético \vec{B} , as partículas ferromagnéticas podem ser atraídas ou repelidas por ação de uma força \vec{F} dada por:

$$\vec{F} = \vec{\nabla}(\vec{M} \cdot \vec{B}) \quad (21)$$

sendo \vec{M} a magnetização da amostra expressa por:

$$\vec{M} = X_m \vec{H} \quad (22)$$

em que \vec{H} representa o campo magnético aplicado e X_m a susceptibilidade magnética da amostra. O campo induzido \vec{B} na amostra é dado por:

$$\vec{B} = \frac{\vec{H}}{\mu(\omega)} \quad (23)$$

sendo \vec{B} o campo indução magnético devido a presença da amostra e $\mu(\omega)$ a permeabilidade magnética da amostra que é dependente da frequência de excitação¹⁵. Assim substituindo em (21) as expressões (22) e (23), tem-se:

$$\vec{F} = \vec{\nabla} \left(\frac{X_m}{\mu(\omega)} \vec{H} \cdot \vec{H} \right) \quad (24)$$

Desenvolvendo a expressão (24) e considerando que \vec{H} só possui componente na direção tem-se:

$$\vec{F} = \frac{X_m}{\mu(\omega)} \vec{\nabla}(\vec{H} \cdot \vec{H}) \quad (25)$$

$$\vec{F} = \frac{X_m}{\mu(\omega)} \frac{\partial(H^2)}{\partial z} \hat{z} \quad (26)$$

Considerando um campo aplicado alternado de forma senoidal:

$$|H| = |H_0 e^{i\omega t}| \quad (27)$$

Substituindo (27 em (26) se obtêm:

$$\vec{F} = e^{i(2\omega t)} \frac{X_0}{\mu(\omega)} \frac{\partial(H_0^2)}{\partial z} \hat{z} \quad (28)$$

Considerando a parte real da força \vec{F} :

$$\vec{F} = \frac{X_0}{\mu(\omega)} \frac{\partial(H_0^2)}{\partial z} \cos(2\omega t) \hat{z} \quad (29)$$

A equação (29) mostra que a Força magnética sobre as partículas possui uma dependência de $\cos(2\omega t)$, ou seja, o dobro da frequência de oscilação do campo magnético sempre. Em caso do gradiente de campo ser nulo ($\frac{\partial(H_0^2)}{\partial z} = 0$) a força também será.

Experimentalmente, observou-se a presença de um sinal de mesma frequência. Este sinal é devido à vibração mecânica de todo o sistema. A vibração é produzida pelas espiras quando energizada com uma corrente alternada, e como a bobina de excitação foi enrolada em torno do porta-amostra, esta vibração mecânica se propagava para o interior da amostra.

O sinal Doppler no dobro da frequência era predominante para frequências de excitação abaixo de 400 Hz. A Figura 18 mostra como ocorre esta transição. As transformadas de Fourier destes sinais mostram os picos na frequência fundamental e no dobro da frequência com os respectivos harmônicos. Conforme está exposto na Figura 18, a presença do componente de mesma frequência de excitação magnética começa a ficar mais nítida a partir de 400 Hz.

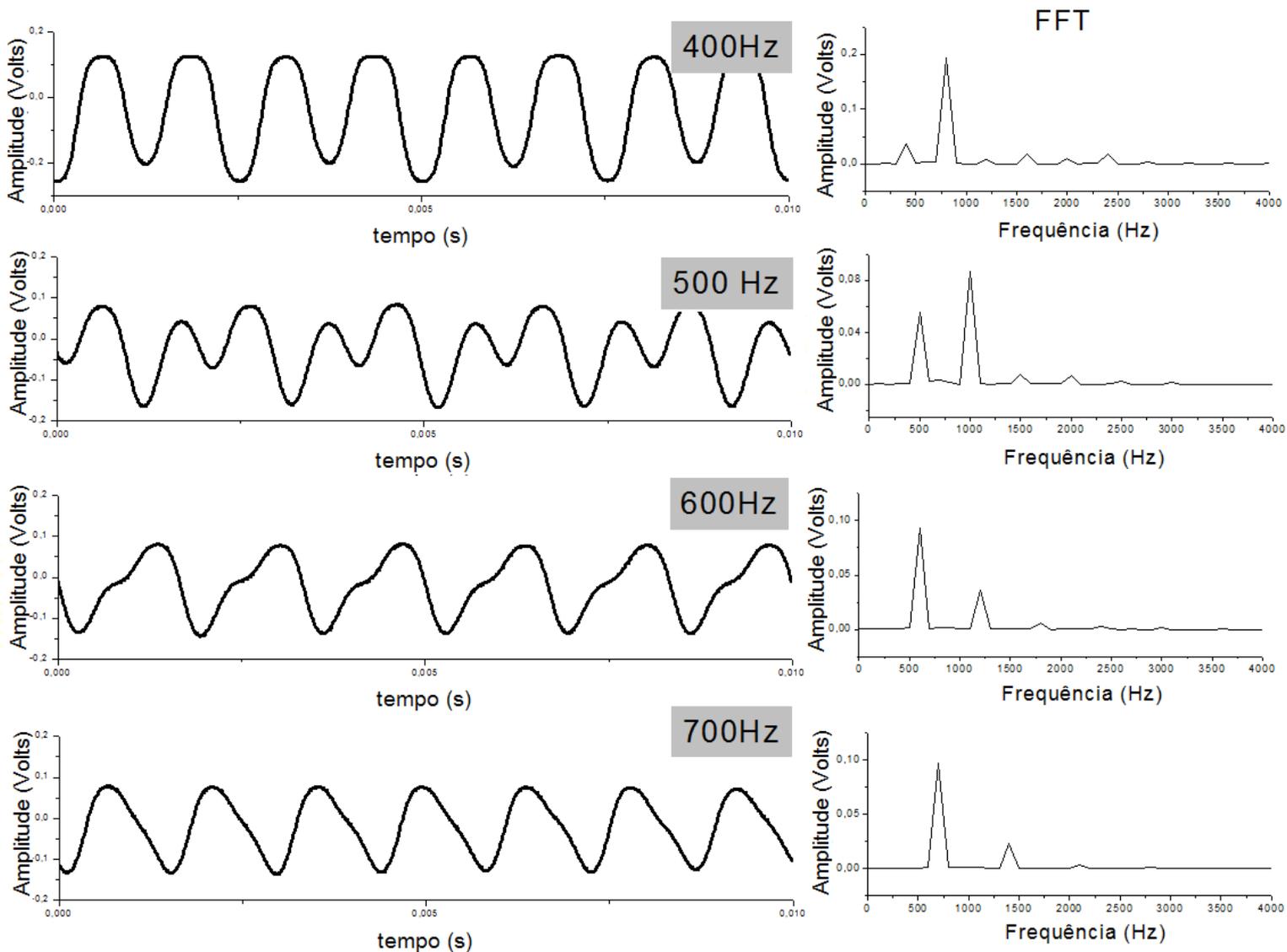


Figura 18: O sinal Doppler, da amostra de iogurte com concentração de 4% de ferrita excitada magneticamente, ao variar a frequência da corrente aplicada sobre o sistema de excitação. São indicados nos gráficos: a frequência de excitação magnética e os respectivos espectros de Fourier do sinal Doppler detectado. Nota-se a presença de dois sinais com frequência f e $2f$ e seus respectivos harmônicos.

Esse fato é comprovado quando foi repetida a mesma aquisição do sinal Doppler da Figura 18, mas para amostras com espalhadores acústicos não magnéticos, Neste caso foi usado partículas de vidro de mesma granulação. A Figura 19 mostra que neste caso, apenas a componente de mesma frequência e seus harmônicos estão presentes, o que evidencia a interferência mecânica.

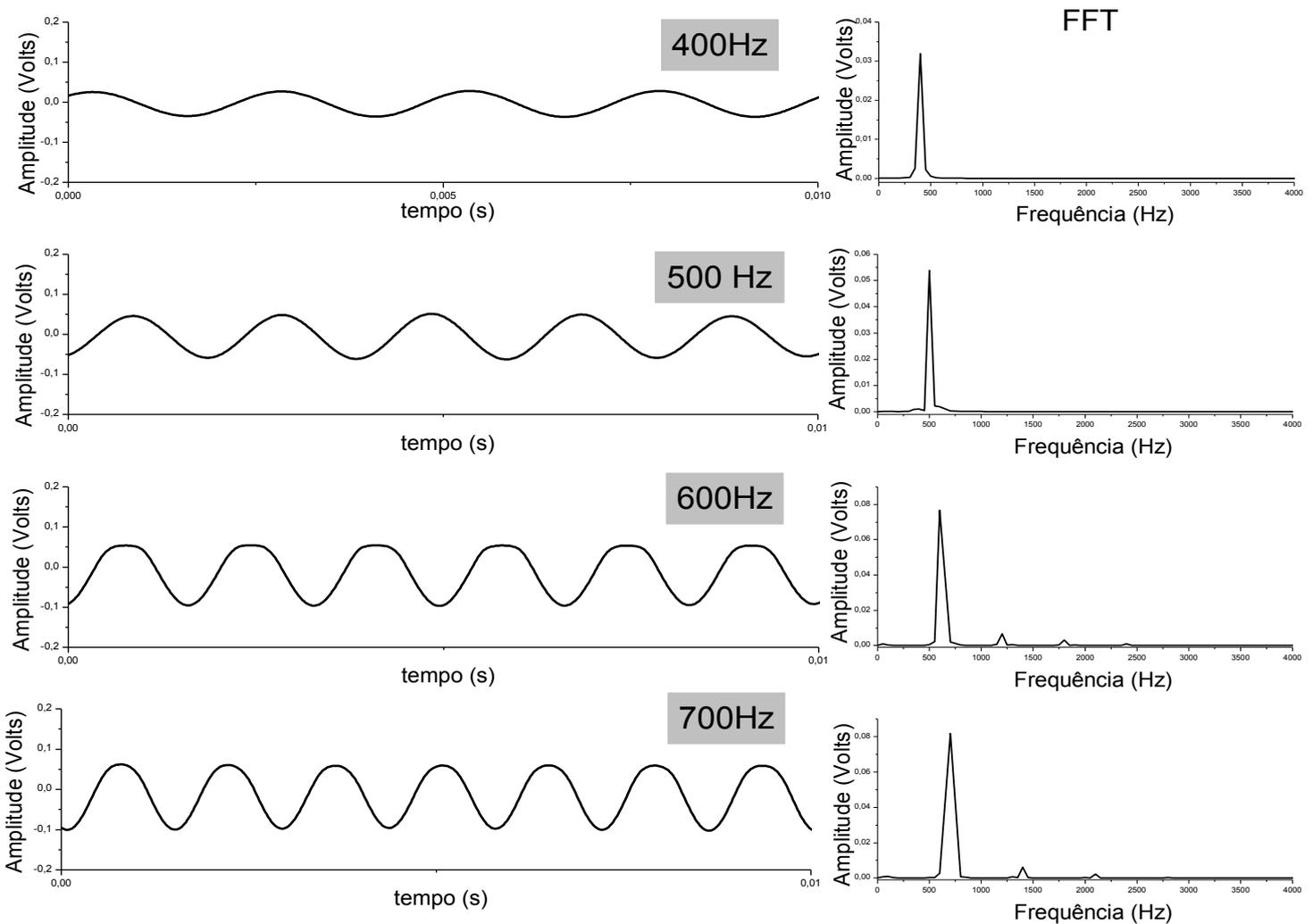


Figura 19: O sinal Doppler, de uma amostra de iogurte puro, ou seja, sem os traçadores magnéticos gerados para três diferentes frequências de excitação magnética. Os gráficos da esquerda são os sinais obtidos para três diferentes frequências de excitação e os gráficos da direita são as transformadas de Fourier desses sinais.

A amplitude da componente do sinal Doppler correspondente a vibração interna da bobina de excitação cresce conforme a amplitude do sinal proveniente da vibração das partículas decresce, ao aumentar a frequência de excitação. Na realidade é uma sobreposição de sinais gerados por fontes distintas.

O decréscimo da amplitude de vibração das partículas ferromagnéticas mostra a dependência desta com a frequência de excitação. Será preciso uma modelagem matemática mais detalhada sobre a dependência da permeabilidade magnética ($\mu(\omega)$) da ferrita com a frequência. Este estudo será feito por trabalhos futuros.

O fato da frequência de vibração ser o dobro da excitação é favorável a viabilização da técnica, pois usando o amplificador lock-in ou um filtro, é possível obter apenas o sinal Doppler proveniente da vibração das partículas ferromagnéticas.

CAPÍTULO 3

3 O transdutor Magnetoacústico ⁷.

3.1 Planejamento da geometria e configuração.

3.1.1 Simulação e caracterização das bobinas e do campo magnético gerado.

Nos testes iniciais, usando o sistema contendo uma bobina em torno do porta-amostra, em que foi adquirindo somente o sinal acústico (item 2.1), foi comprovado a aplicabilidade da técnica acústica para medir vibrações de partículas ferromagnéticas magnetizadas por um campo alternado. Assim, foi iniciada a parte de simulação de campos magnéticos gerados por bobinas gradiométricas de 1ª ordem, com intuito de se obter as dimensões e características das bobinas (numero de voltas, tipo do fio, linha de base, dimensões das bobinas) para gerar um campo e um gradiente de campo magnético próximos os valores encontrado nos testes iniciais (10 mT/A e 0,19 mT/cm), considerando uma concentração de 4% de partículas ferromagnéticas e a uma distância de 5 cm das bobinas de excitação .

Baseando-se em modelos de susceptômetro indicados na literatura ²⁵ foi decidido construir as bobinas de excitação sobre as bobinas de indução (sensoras). Desta forma, o planejamento e a simulação das bobinas sensoras foram feitos antes de determinar as características e as dimensões das bobinas de excitação.

Novamente, baseado em informações técnicas publicados anteriormente sobre susceptômetro ^{2, 3, 8, 10, 11, 18-22, 24} e algumas simulações prévias utilizando um programa computacional elaborado no Matlab® ⁸, foram determinadas as dimensões e as características de uma das bobinas sensoras (tabela 2).

Tabela 2: Características de uma das bobinas sensoras simulada por um programa desenvolvido em Matlab®.

	Fio (AWG)	Raio interno (m)	Nº de camadas	Nº de espiras por camada	Resistência (Ω)	Autoindutância (mH)
Sistema sensor	34	0,02	20	20	44,19	24,66

Também foi simulado o campo magnético por unidade de corrente gerado pela bobina sensora sobre um eixo perpendicular ao centro da bobina (z), como mostra o gráfico da Figura 20.

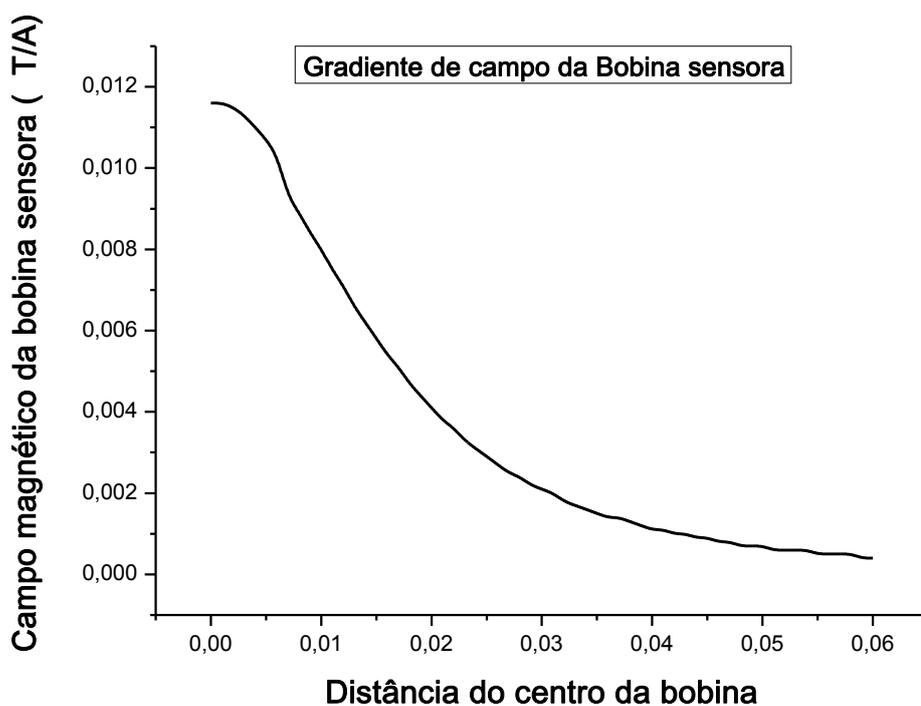


Figura 20: Campo magnético por unidade de corrente gerado no eixo de simetria de uma das bobinas sensoras. Esse campo é recíproco a sensibilidade de detecção da bobina.

Determinado teoricamente os valores da autoindutância e da resistência de uma das bobinas sensoras, calculou-se os parâmetros para o desenvolvimento do

gradiômetro, ou seja, apenas foram dobrados os valores por se tratar de duas bobinas idênticas.

Com os dados da autoindutância total (L) de 49,32 mH, resistência (R) de 88,38 Ω e a capacitância praticamente nula ($\sim 10^{-10}$, dados obtidos por simulação em Matlab®), utilizando funções e uma rotina pronta para circuitos RLC também do Matlab® foi obtido o valor da frequência de ressonância das duas bobinas sensoras ligadas em série e enroladas em sentido oposto, a qual é aproximadamente 72,1 kHz.

Portanto, com esta configuração para a bobina sensora, foi possível realizar as medidas susceptométricas juntamente com as medidas ultrassônicas sem ocorrer interferência devido à ressonância da bobina, pois a faixa de frequência de excitação para as medidas de vibração das partículas com o transdutor Doppler é menor e da ordem de (100 á 350 Hz), conforme foi mostrado com os testes preliminares (item 2.1)

Determinado as dimensões e características das bobinas sensoras e certificado de que o sistema interferisse o mínimo possível nas medidas, foi realizado o mesmo estudo para as bobinas excitadoras. Como já comentado anteriormente, o sistema de excitação deverá produzir um gradiente de campo magnético com intensidade suficiente para gerar o sinal susceptométrico e o sinal Doppler com as amostras usadas nos testes anteriores (item 2.1). Para o sistema de excitação foi adotada uma geometria de duas bobinas em série e enroladas externamente às bobinas sensoras.

Considerando o fio AWG 26, uma das bobinas excitadoras ficou com as características mostradas na tabela 3:

Tabela 3: Características de uma das bobinas excitadoras simulada por um programa desenvolvido em Matlab®.

	Fio (AWG)	Raio interno (m)	N° de camadas	N° de espiras por camada	Resistência (Ω)	Autoindutância (mH)
<i>Sistema excitador</i>	26	0,024	35	55	48,63	740,14

De acordo com os estudos preliminares no item 2.1, o campo magnético gerado por esta bobina excitadora na região de interesse deve ser da ordem de 10 mT/A para gerar um resposta Doppler com uma boa relação sinal/ruído. Desta forma, adotamos por

projetar as bobinas de excitação de modo a gerar um campo por unidade de corrente de aproximadamente 7 mT/A a 5 cm de profundidade ao longo do eixo de simetria, como mostra o gradiente do campo magnético gerado neste eixo descrito pelo gráfico da Figura 21.

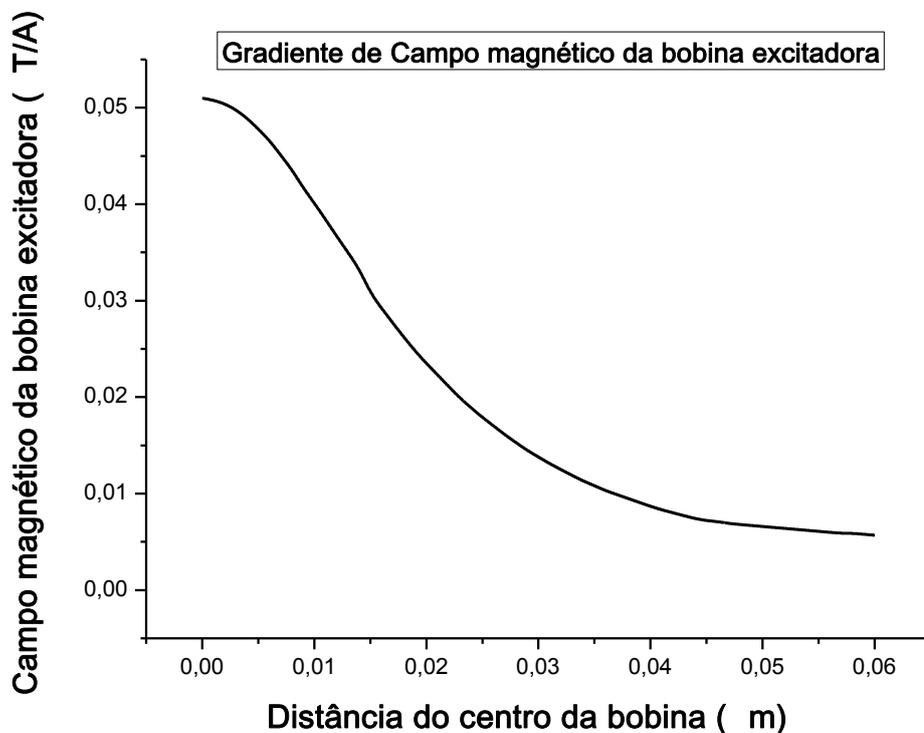


Figura 21: Campo magnético gerado no eixo de simetria de uma bobina excitadora. Nesta figura mostra a simulação para uma das bobinas de excitação, sendo esta alimentada por uma corrente de 1 A.

Considerando duas bobinas idênticas ligadas em série, as bobinas de excitação ficaram com a indutância total (L) de 1,48 H, resistência (R) de 97,26 Ω e a capacitância praticamente nula ($\sim 10^{-10}$). A frequência de ressonância estimada para esta bobina foi de 13,06 kHz. O ideal é que esta ocorresse na frequência de maior resposta do sinal Doppler, pois assim aumentaria a amplitude de vibração das partículas magnéticas e melhoraria a relação sinal-ruído do sinal Doppler por ultrassom gerado pela vibração dessas partículas. A frequência de ressonância de excitação foi então reduzida para 200 Hz acoplando um capacitor em série à bobina de excitação (ver detalhes deste procedimento no sistema de excitação no item 3.3).

3.1.2 Simulação dos mapas de campo do BCA.

A partir das simulações realizadas em ambiente Matlab® no item 3.1.1, foi definido características e parâmetros geométricos das bobinas de excitação e detecção.

Com valor do raio interno, o tipo do fio (AWG), o número de camadas, o número de espiras por camada e a linha de base (a distância entre as bobinas do mesmo sistema, Figura 22) torna-se possível simular os mapas de isocampo dos conjuntos de bobina através de outro algoritmo desenvolvido em ambiente Matlab®⁸. As simulações expõem os mapas de isocampo para o sistema de detecção e de excitação, ou seja, mostra o comportamento do campo magnético, gerado pelas bobinas na configuração do susceptômetro, com relação a distância axial e lateral de seu eixo central. No entanto, o comprimento da linha base não foi determinado anteriormente.

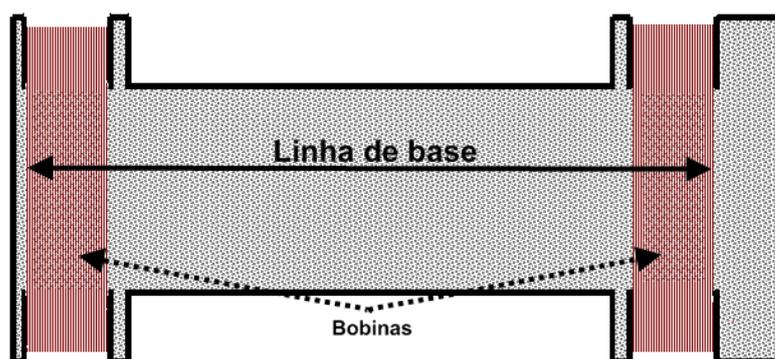


Figura 22: Desenho ilustrativo da linha de base em uma Bobina gradiométrica que foi considerada nas simulações acima citadas.

Assim, guiados pela qualidade dos mapas destas simulações, alguns valores de linhas de base para as bobinas de detecção e de excitação foram testados, definido o valor mais adequado para ambos os sistemas (0,2 m). A variação da linha de base acarreta mudanças significativas nos mapas de isocampo do BCA e conseqüentemente em sua sensibilidade.

O mapa de isocampo para essas bobinas de excitação e detecção, com linha base de 0,2 m, são mostradas na Figura 23.

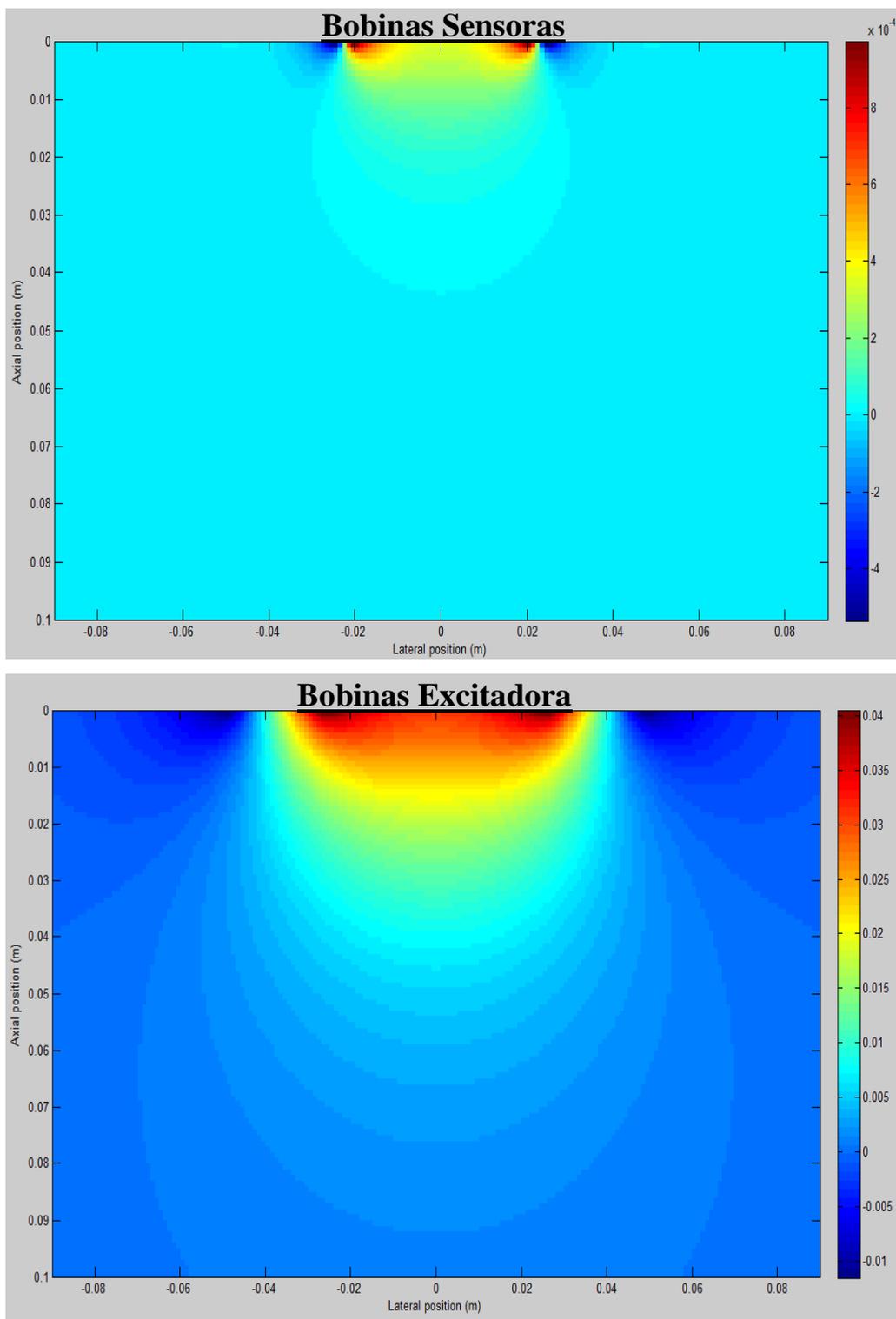


Figura 23- Gráficos referentes à simulação do campo magnético (em tesla) gerado sistema de bobinas do BCA. Em sequência, são os mapas de isocampo do sistema de detecção (fig. superior) e excitação (fig. inferior) do BCA (é como se a primeira bobina dos sistemas estivessem na parte superior dos gráficos).

Como se nota pelos mapas, nas regiões muito próximas as bobinas, o campo magnético é menos homogêneo lateralmente e possui um gradiente maior axialmente. Isso gera uma instabilidade maior nas medidas realizadas muito próximas ao transdutor. Na literatura sobre BCAs, os autores recomendam manter as bobinas um pouco distantes do meio para evitar efeitos capacitivos que interfiram nas medidas^{1, 3, 19, 20, 22}.

3.2 Projeto e construção.

Somente depois de determinar, com a ajuda de simulações, o número de voltas de cada bobina, a espessura do fio (AWG) para ambos os sistemas (detecção e excitação), a magnitude da corrente aplicada nas bobinas de excitação e a linha de base dos sistemas, foi estabelecida as dimensões do substrato em que seriam enroladas as bobinas. Assim foi possível projetar o protótipo do transdutor magnetoacústico, utilizando um software para reconstruir o desenho do transdutor em perspectiva e com as dimensões indicadas para ser construído (Figura 24 e Figura 25).

Também foi projetada uma bobina de compensação junto ao substrato do sistema de detecção. Essa bobina tem a função de “ajuste fino do gradiômetro” para eliminar a corrente no sistema sensor na ausência de amostra, pois mesmo possuindo as mesmas configurações (numero de voltas e camadas com tipo de fio) as bobinas sensoras dificilmente serão idênticas, fato que é fundamental para um ótimo funcionamento dos BCA. Esta bobina de compensação será energizada com uma derivação do sinal de excitação com fase e amplitude controlada por um hardware.

O substrato do sistema detector foi projetado para se encaixar no interior do substrato do sistema excitador, de modo que as bobinas sensoras fiquem centralizadas e alinhadas simetricamente com as excitadoras. No eixo central do substrato do sistema detector foi planejado um furo nas dimensões próximas a de um transdutor ultrassônico, no qual será encaixado e fixado o mesmo.

A região na qual foram enroladas as bobinas nos substratos foi dimensionada para conter os números de voltas e camadas determinadas nas simulações (item 3.1.2), de forma que as bobinas fiquem protegidas, inclusas no substrato e isoladas.

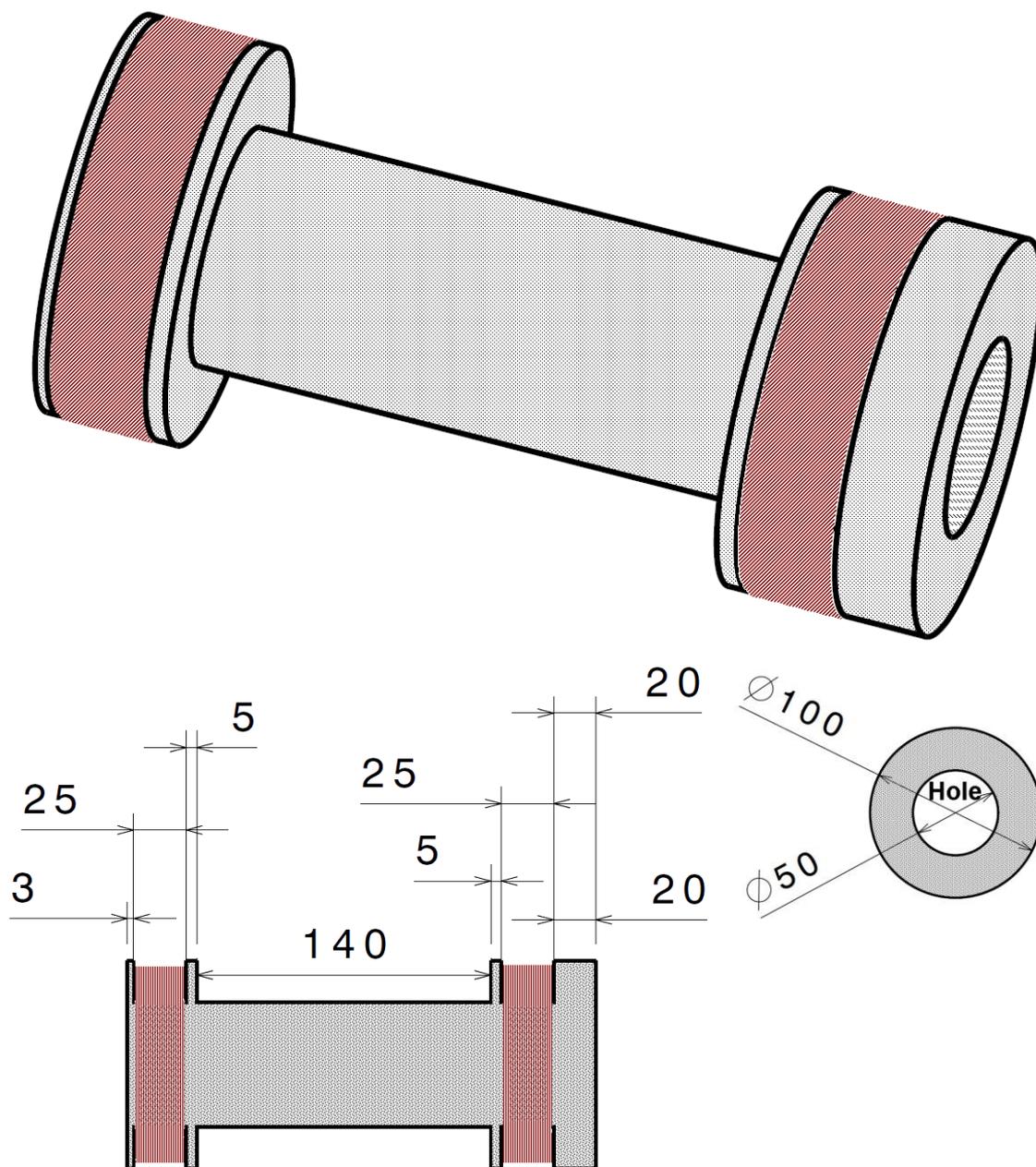


Figura 24: Desenhos esquemáticos do substrato do sistema de excitação do BCA com as dimensões projetadas, feitos com auxílio do software Catia®. As bobinas estão desenhadas para ilustrar o local onde foram enroladas. Todas as medidas estão em milímetros.

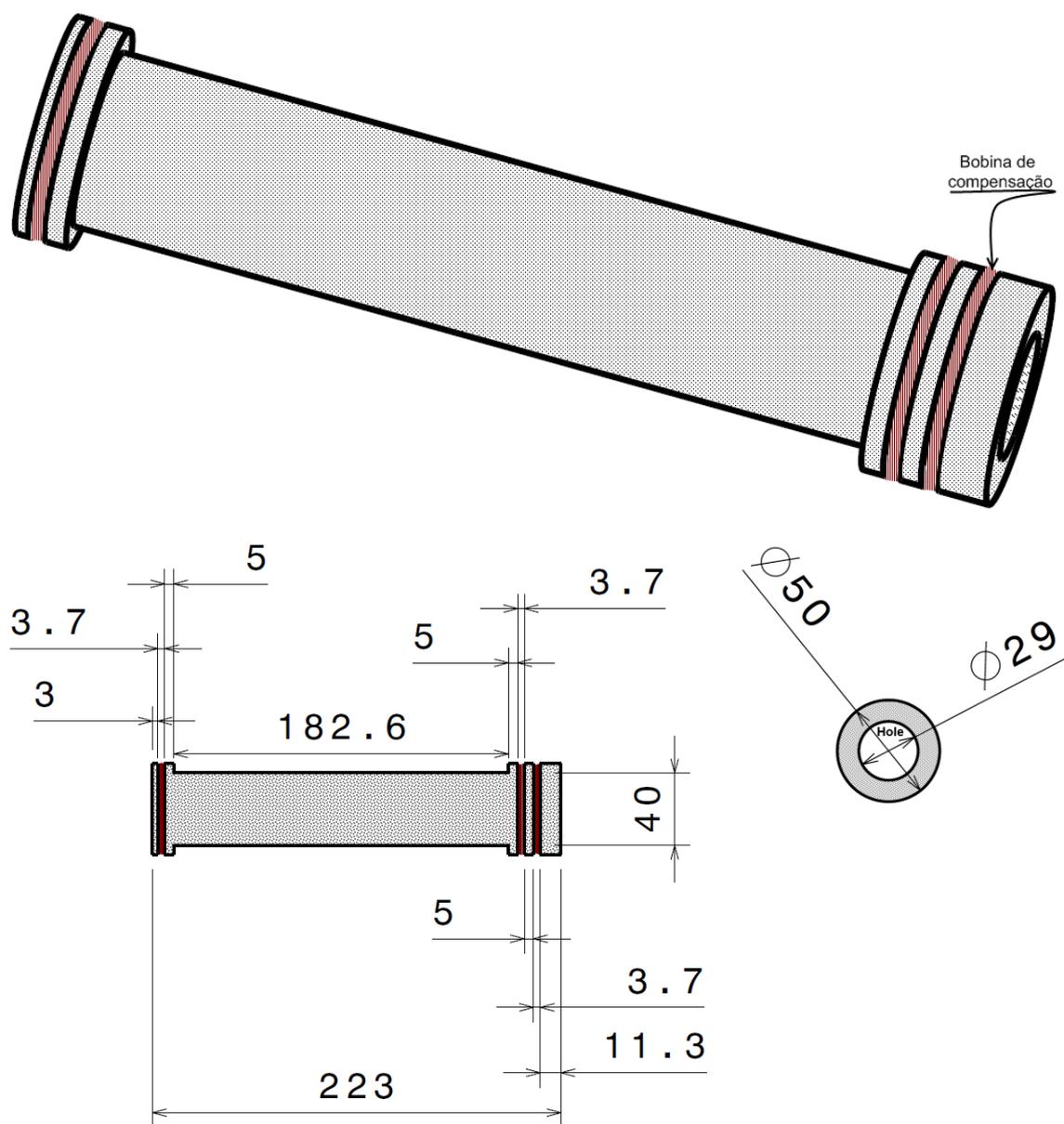


Figura 25: Desenhos esquemáticos do sistema de detecção do BCA com as dimensões projetadas, feitos com auxílio do software Catia®. As bobinas estão desenhadas para ilustrar o local onde foram enroladas. Todas as medidas estão em milímetros.

Os substratos foram torneados em peças de teflon, seguindo o projeto das Figuras 24 e 25 para diminuir o peso do transdutor, pois é um material leve e que apresenta uma boa atenuação de ondas ultrassônicas.

As bobinas foram enroladas manualmente, evitando a sobreposição das espiras que geram distorções no campo magnético, principalmente nas bobinas sensoras. Após o término das bobinas e depois de equilibrar o sistema gradiométrico, adicionando e retirando espiras das bobinas para que o sinal detectado seja o mais próximo de zero quando na ausência de material ferromagnético, as bobinas foram isoladas com fitas colantes de papel e os fios foram ligados a um conector não magnético de 6 pinos.

O cabo que se conecta este transdutor aos hardwares de controle consiste de 6 vias (fios) de 1 mm blindados com uma malha externa. Esta malha e a carcaça do conector foram aterradas (ligadas ao fio terra) para reduzir o ruído eletromagnético ambiental nos medidores susceptométricos. Montado o sistema BCA, o transdutor ultrassônico foi acoplado e fixado no furo central (Figura 26).

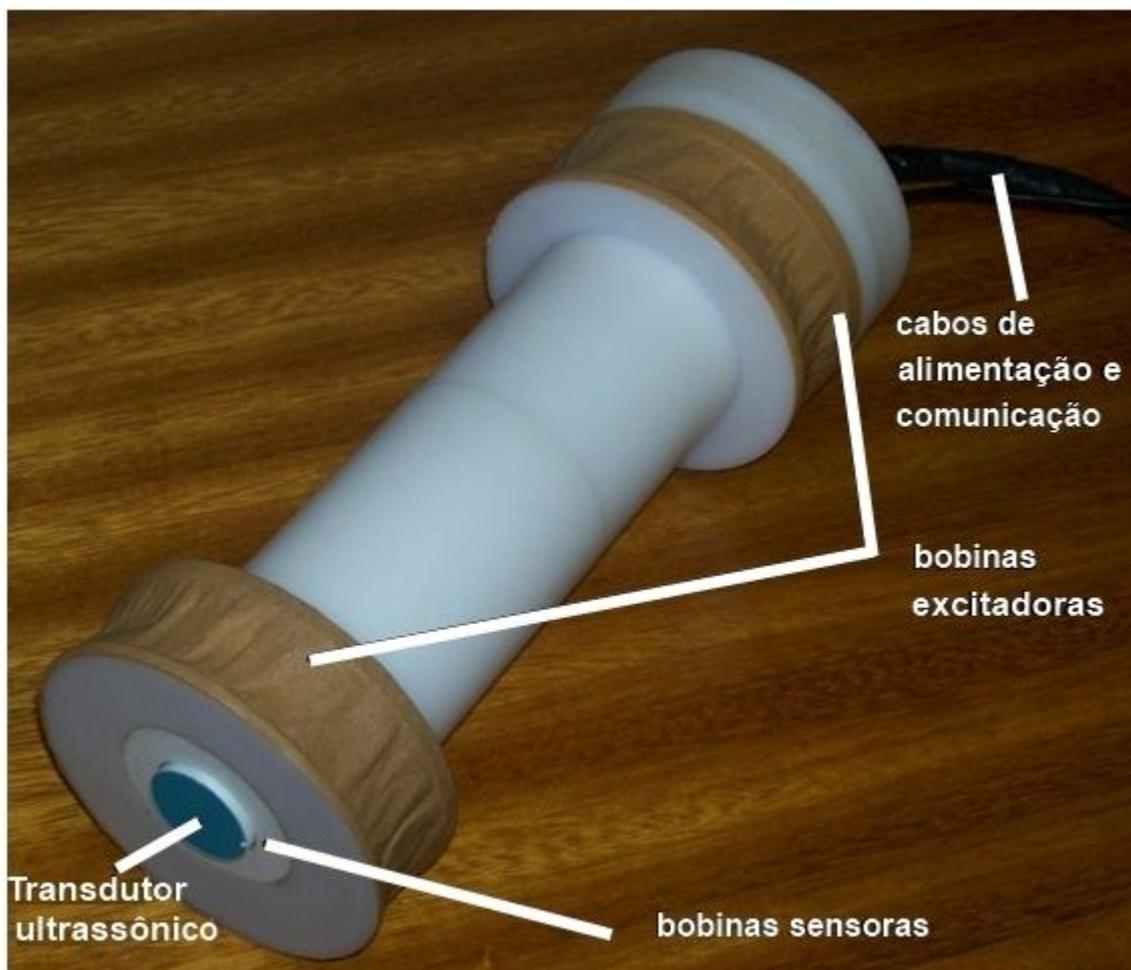


Figura 26: A foto do protótipo do transdutor Magnetoacústico com o transdutor Doppler contínuo acoplado, o qual será caracterizado no item 3.3, acoplado no BCA.

Os dois substratos foram fixados em uma tampa cilíndrica, na qual também foi fixado o conector, como mostra a Figura 27. Desta forma os sistemas de bobinas foram travados evitando o deslocamento relativo entre eles, que causaria o desequilíbrio do BCA.

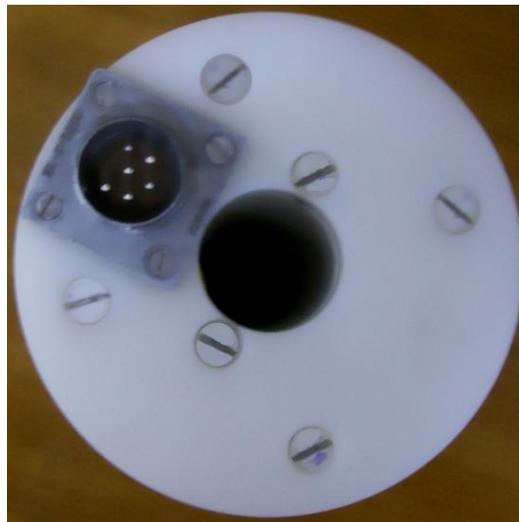


Figura 27: Tampa fixadora dos substratos das bobinas de excitação e detecção. Os terminais dessas bobinas são ligados ao conector de seis pinos fixado na tampa. No centro do substrato está localizado o canal cilíndrico por onde é acoplado o transdutor ultrassônico. O diâmetro deste canal foi projetado para que possa usar transdutores biconvexos e Doppler fetal.

3.3 Caracterização.

Na etapa de caracterização do transdutor, o primeiro estudo realizado foi verificar se este realiza as medições vibromagnetoacústica para qual este foi construído, ou seja, comprovar que a excitação das partículas de ferrita seja suficientemente intensa de forma que o ultrassom Doppler contínuo possa detectar as vibrações no material base dos traçadores ferromagnéticos inseridos.

O aparato instrumental para estas aquisições é semelhante ao utilizado nos teste com a bobina do porta-amostra (Figura 5) e está esquematizado na Figura 28. A o pó de ferrita utilizada é o mesmo (ferrita produzida por Thorton Eletrônicos, modelo TH 50, partículas com o de tamanho entre 37 e 70 μm de diâmetro).

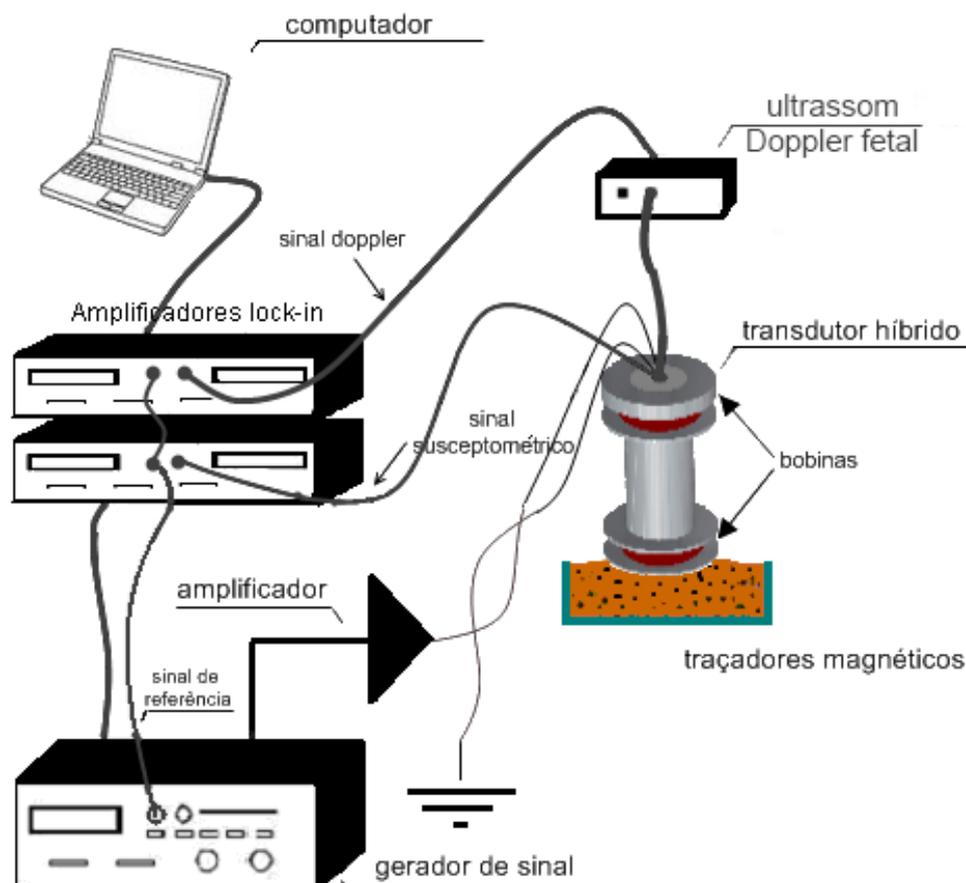


Figura 28: Esquema simplificado do sistema de excitação magnética e detecção acústica e magnética. O sinal gerado pelo gerador de função é amplificado e depois aplicado sobre as bobinas de excitação do BCA. O campo gerado pelas bobinas de excitação magnetiza as partículas ferromagnéticas (traçadores) misturadas em um fluido. O sinal da magnetização é detectado pelas bobinas sensoras do BCA e a vibração dos traçadores é detectada pelo transdutor ultrassônico como um sinal Doppler. Ambos os sinais são sincronizados com a frequência de excitação pelo lock-in e registrados no computador. A automação do sistema é controlada por um software desenvolvido em ambiente LabView®.

A bobina de excitação do BCA foi energizada com um gerador de frequência HP 33120A e um amplificador construído no Departamento de Física e Matemática da FFCLRP (150 W de potência e 20 dB de amplificação). Os sinais de saída (Doppler e Susceptométrico) foram processados por dois amplificadores lock-in STANFORD RESEARCH SYSTEM modelo SR 530 sincronizado com a fonte de excitação. O gerador e o lock-in são conectados a um computador via interface GPIB e controlados com um software em ambiente LabView® similar aos utilizado nos testes anteriores.

Esse software também adquiria os dados do sinal processado pelos lock-in. As medidas foram realizadas para diferentes frequências de excitação de modo a gerar um espectro da amplitude do sinal gerado pela magnetização do traçador em função da frequência.

Desta forma, foram realizadas medições Doppler e susceptométricas variando a frequência de excitação com uma amostra de 100 g de iogurte com 4 g de ferrita (Figuras 29 e 30).

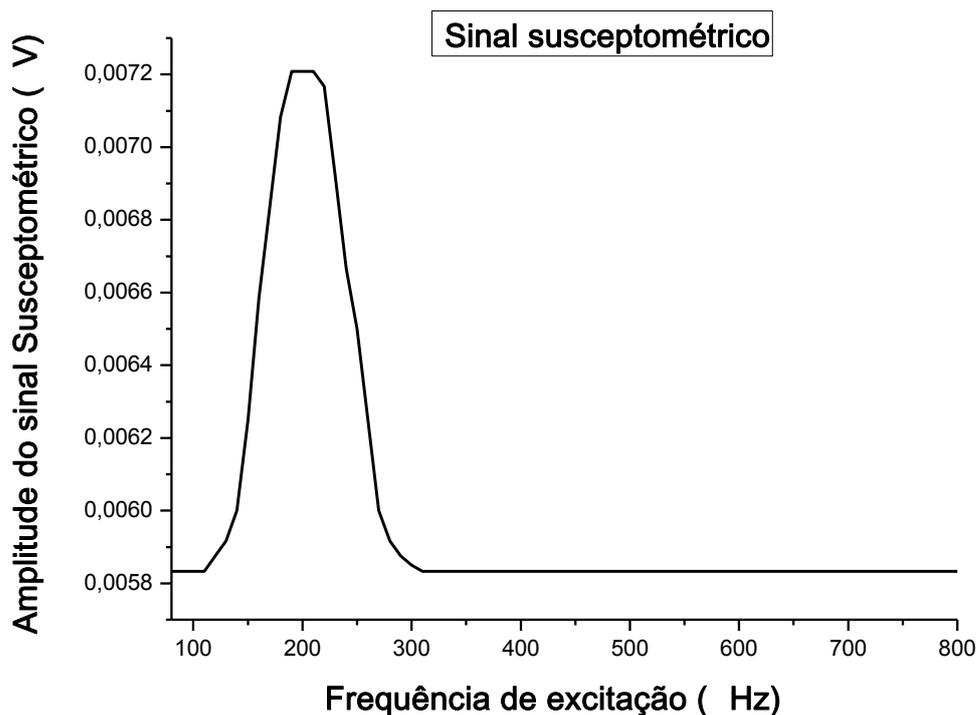


Figura 29: Sinal Susceptométrico versus frequência do campo magnético obtidos para uma amostra com concentração de 4% de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita). A bobina de excitação ou magnetização foi energizada com uma corrente senoidal amplificada a 0,7A com frequência variando entre 100 Hz a 800 Hz. O sistema de excitação do transdutor magnetoacústico foi fixado com suportes não magnéticos a 2 cm da amostra.

O sinal Doppler foi registrado com o amplificador lock-in configurado para detectar o 2º harmônico (ver item 2.2).

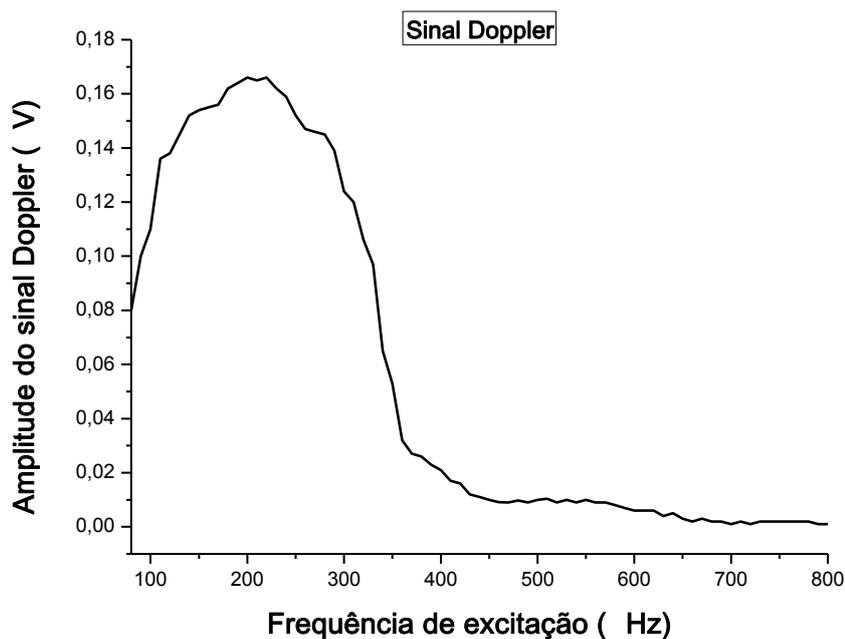


Figura 30: Sinal Doppler versus frequência do campo magnético obtidos para uma amostra com concentração de 4% de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita). A bobina de magnetização foi energizada com uma corrente senoidal amplificada a 0,7A com frequência variando entre 100 Hz a 800 Hz. O transdutor magnetoacústico foi colocado perto da amostra (2 cm) mantendo o transdutor de ultrassom em contato com a amostra para garantir o acoplamento acústico.

Dados anteriores, obtidos nas medições vibromagnetoacústicas com o porta-amostra (capítulo 2), indicaram que a ferrita utilizada vibrava com maior intensidade quando era excitada por um gradiente de campo magnético alternado em torno de 200 Hz e eliminavam a hipótese de que o sinal Doppler gerado fosse proveniente ou favorecido por características do sistema de excitação (ressonância – Figuras 7 e 8) ou do amplificador (Figura 6). Novamente, no gráfico da Figura 30 é notado um pico largo em torno de 200 Hz, confirmando que esta é a faixa de frequência característica do tipo de ferrita usada e do material base da amostra.

A amplitude dos sinais Doppler e susceptométrico detectada com transdutor híbrido (magnetoacústico) foi menor que a desejada para futuros teste *in vivo* e até mesmo *in vitro*, devido o fato de não conseguir alimentar com 1 A no sistema de excitação. Apesar dos sinais serem mensuráveis, o aumento da corrente de alimentação das bobinas excitadoras melhoraria a relação sinal/ruído potencializando as medições.

Há diferentes maneiras para crescer corrente na alimentação do sistema de excitação. Uma opção direta seria amplificar o sinal de alimentação, porém isso implicaria na aquisição de um amplificador mais potente e dedicado ao sistema. Uma segunda alternativa, a qual foi adotada, foi alterar as características da bobina, através de associação de capacitores, de modo a deslocar a frequência de ressonância para a região de resposta da ferrita.

Para isto, foram especificadas as características elétricas das bobinas, como indutância, resistência e impedância. Essas informações, além de possibilitarem a modificação da região de ressonância, também foram fundamentais para assegurar que a instrumentação acoplada ao transdutor não sofreria danos e assim determinando limites de segurança para a operação do sistema. Esses valores foram medidos pelo equipamento FLUKE PM 6304 para uma corrente alternada de 200 Hz, o qual informa as características RLC automaticamente.

Tabela 4: Características elétricas do BCA avaliadas em 200 Hz. As medidas foram realizadas utilizando o equipamento FLUKE PM 6304.

	Resistência (Ω)	Impedância (Ω)	Indutância (mH)
<i>Sistema de excitação</i>	96,7	499,2	392,0
<i>Sistema de detecção</i>	89,8	93,2	45,4

Caracterizada as bobinas do sistema de excitação foi possível manipular a frequência de ressonância através de associação de capacitores ao sistema, melhoram do o funcionamento do transdutor magnetoacústico. Assim pela equação:

$$\omega = 2\pi f = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (30)$$

na qual f é a frequência de ressonância, L a indutância e C a capacitância. Desta forma, foi decidido que era necessário associar ao sistema uma capacitância de 1,6 nF, para que a frequência ressonância do campo de magnetização ocorra em torno de 200Hz.

Assim, a corrente máxima de 0,3 A que a instrumentação disponível gerava com 200 Hz de frequência, com a associação de capacitores em série com sistema de excitação, aumentou para aproximadamente 0,7 A, diminuindo a necessidade de utilizar um amplificador de corrente alternada dedicado (equipamento não disponível no

laboratório do Giimus). No entanto, para futuras medições *in vivo* será necessária uma corrente de alimentação maior para obter uma relação sinal/ruído aceitável e viável, pois a distância entre os traçadores e o sistema de excitação será maior.

A caracterização do campo magnético dos sistemas de excitação e detecção foi realizada de forma independente. O campo magnético gerado por cada sistema foi aferido com um sensor magnetorresistivo (HMC1001) a 10 cm do BCA, para diferentes frequências, gerando curvas características das bobinas (Figura 31). O campo foi aferido a esta distância do BCA devido fato que para menores distâncias o sensor magnetorresistivo saturava, quando era aplicado o máximo de corrente nas bobinas excitadoras (0,7 A). Para as bobinas sensoras a curva representa o chamado campo recíproco, que corresponde à sensibilidade de detecção das bobinas.

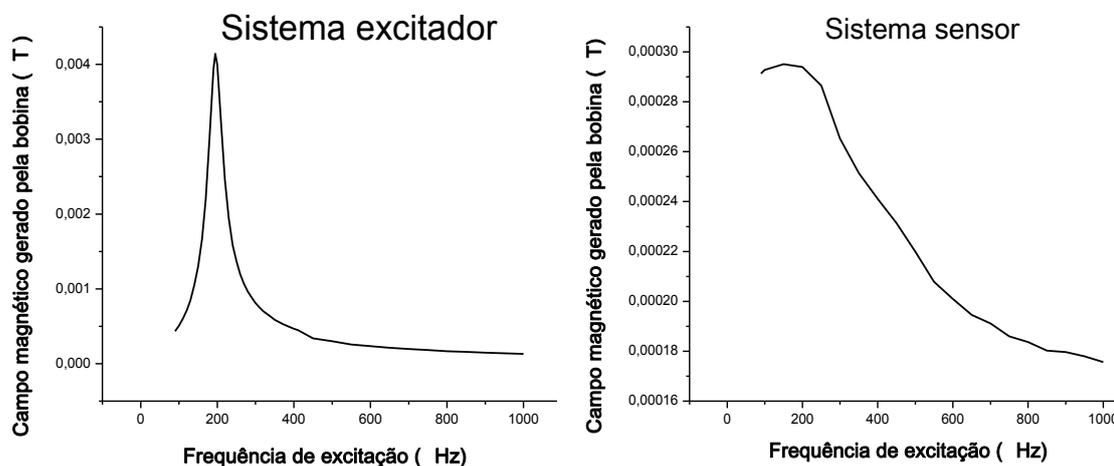


Figura 31: Espectros característicos dos sistemas de bobinas. As curvas são do campo magnético gerado em função da frequência da corrente. No sistema de detecção o espectro é do campo recíproco, que corresponde à sensibilidade. O campo magnético foi aferido a 10 cm do BCA.

Com a caracterização do perfil dos campos dos sistemas de bobinas com a frequência foi determinado e certificado o novo ponto de ressonância das bobinas de excitação, na faixa de frequência 200 Hz. Foi notado também que a amplitude do campo magnético gerado pela as bobinas de detecção decai, em pequena escala, com acréscimo na frequência de excitação, devido ao aumento da impedância das bobinas.

Por tanto, a região de frequência de alternância do campo magnético de maior sensibilidade do sistema detector coincidem com as de maior geração de campo do

sistema excitador, fato que potencializa o sistema susceptométrico. A detecção acústica também será amplificada, pois a ressonância do sistema de excitação ocorre em torno de 200 Hz, coincidindo com a frequência de melhor sensibilidade do sistema acústico (item 2.1, pg.14), o que viabiliza a medição simultânea dos transdutores do sistema híbrido.

Após a associação dos capacitores com o sistema excitador do transdutor magnetoacústico, realizou-se novamente a sua caracterização. As medições Doppler e susceptométricas foram caracterizadas individualmente, para as mesmas amostras e os mesmos campos magnéticos. Em ambos os tipos de medidas, as curvas obtidas das amostras sem os traçadores foram subtraídas das demais com intuito de obter somente o sinal proveniente da ferrita. A Figura 32 mostra o perfil do sinal Doppler versus a frequência de excitação obtido para 8 diferentes níveis de concentrações de ferrita homogeneamente distribuídos em um iogurte de chocolate. A bobina de magnetização foi energizada com uma corrente senoidal de 0,7 A, com frequência variando entre 100 Hz a 800 Hz. O transdutor magnetoacústico foi fixado com suportes não magnéticos a 2 cm da amostra, mantendo o transdutor de ultrassom Doppler em contato com a amostra para garantir o acoplamento acústico.

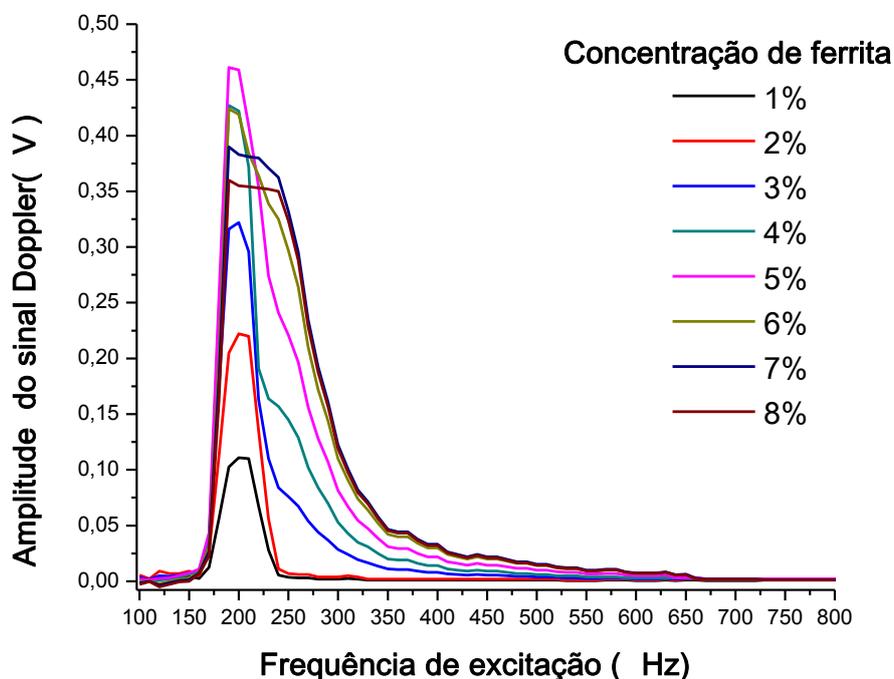


Figura 32: Sinal Doppler versus frequência do campo magnético obtidos para 8 amostras de iogurte de chocolate com diferentes concentrações de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita).

Comparando o perfil das curvas mostradas na Figura 32 com as da Figura 30, fica evidente a melhoria no fator qualidade do sistema do transdutor magnetoacústico com o acoplamento do capacitor à bobina de excitação. O ganho de amplitude do sinal Doppler se deve principalmente ao ganho de corrente causado pela alteração das características elétricas da eletrônica do sistema de excitação.

Note que também ocorre um alargamento do pico de máxima amplitude do sinal Doppler com o aumento de concentração de ferrita, como ocorreu também quando foi trocado o material base de amido de milho para iogurte (Figuras 9 e 11). Isso confirma a afirmação que o acréscimo de ferrita muda a consistência do meio, da qual o sinal Doppler possui uma dependência, propriedade que poderá gerar informações relevantes para diagnóstico clínico ou análise de materiais.

A maior amplitude do sinal Doppler se deu para as concentrações entre 4% e 6% de ferrita. Contudo a concentração padrão para a calibração será de 4%, pois possui especificidade maior com relação à frequência de melhor resposta, ou seja, o pico é mais estreito em torno de 200 Hz.

Novamente, como nos estudos iniciais (itens 2.1 e 2.1.3), o aumento da concentração de traçador na amostra não foi sempre proporcional ao acréscimo na amplitude do sinal Doppler, pois este possui uma dependência com a viscoelasticidade do meio. Foram feitas medições do sinal Doppler para frequências acima de 800 Hz, mas o ultrassom utilizado não detecta nenhuma vibração; possivelmente se houver algum deslocamento das partículas devido ao campo magnético, este deve ser sobreposto pelo ruído.

Da mesma maneira que foi realizada a aquisição do sinal Doppler, repetiu-se para as medidas susceptométrica. As amostras eram as mesmas utilizadas para as medidas acústicas, assim como as configurações dos equipamentos. A Figura 33 mostra o perfil do sinal susceptométrico versus a frequência de excitação obtido para 8 diferentes níveis de concentrações de ferrita homogeneamente distribuídos em um iogurte de chocolate. A bobina de magnetização foi energizada com uma corrente senoidal amplificada com frequência variando entre 100 Hz a 800 Hz e com potência de 20 W. O transdutor híbrido foi posicionado a 2 cm da amostra.

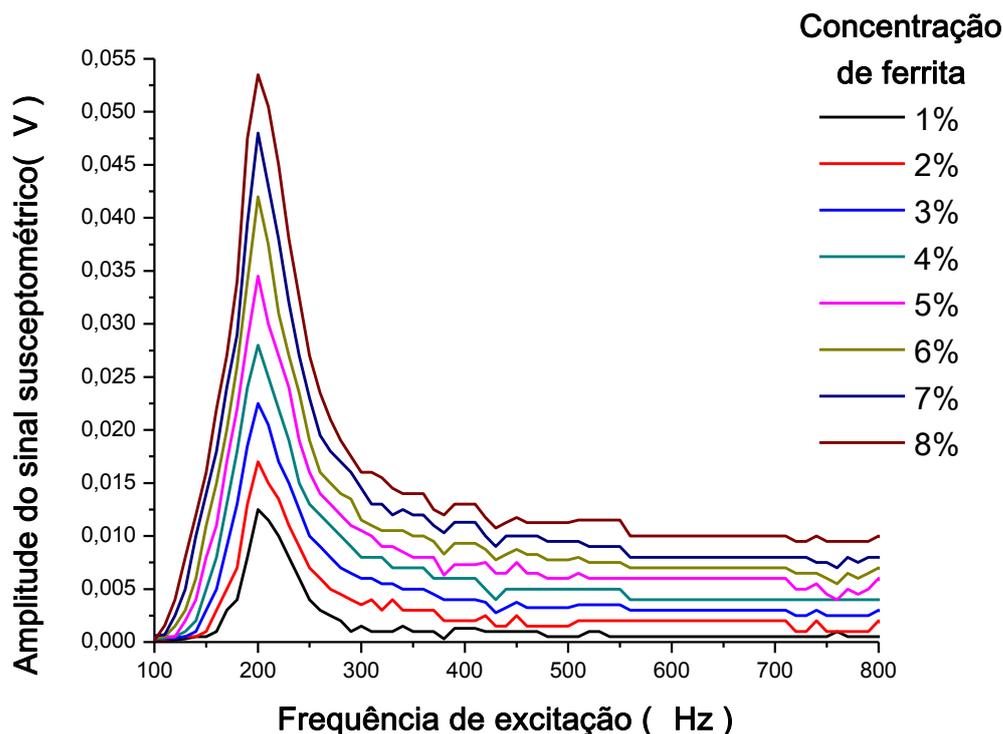


Figura 33: Sinal susceptométrico versus frequência do campo magnético obtidos para 8 amostras com diferentes concentrações de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita).

Como as bobinas de excitação foram configuradas para gerarem um campo maior em torno de 200 Hz, o sinal susceptométrico possui a amplitude máxima nesta faixa. Além da resposta mais linear com a concentração de ferrita, o sinal susceptométrico não possui uma dependência com a consistência do material base como o sinal Doppler, somente com a concentração de traçadores. A amplitude do sinal detectado pelo BCA foi da ordem de 10 vezes menor que a do sinal Doppler, sendo que esta diferença de amplitude entre os sinais de saída dos transdutores magnéticos e acústicos representa apenas uma diferença no fator ganho dos mesmos.

Com o objetivo de verificar se o sinal susceptométrico apresenta uma dependência relevante para altas frequências de excitação, foi feita uma análise para uma faixa de varredura de até 10 kHz, como mostra a Figura 34.

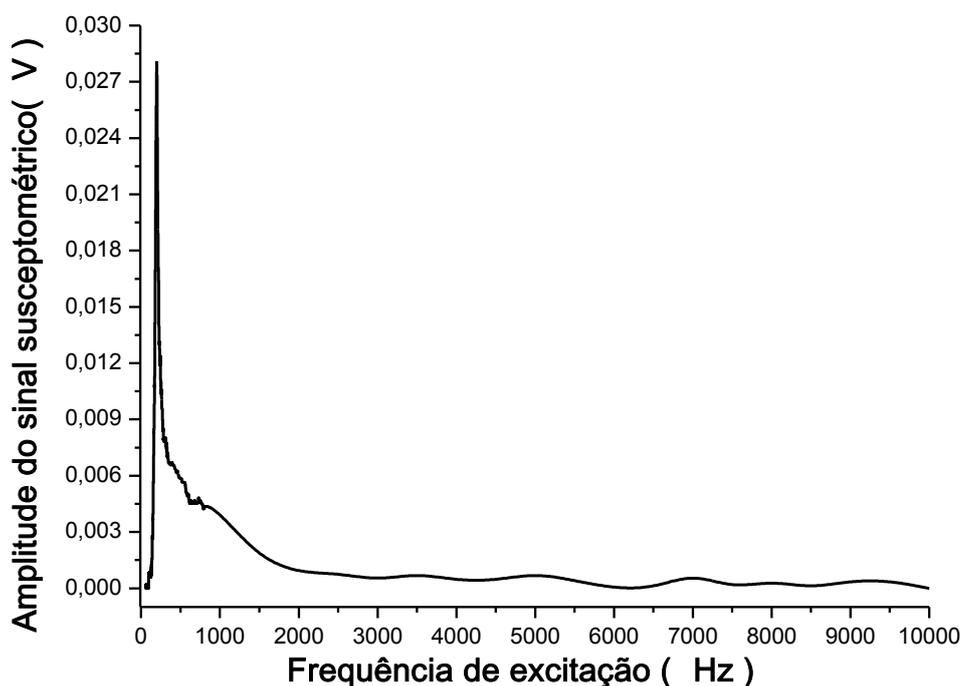
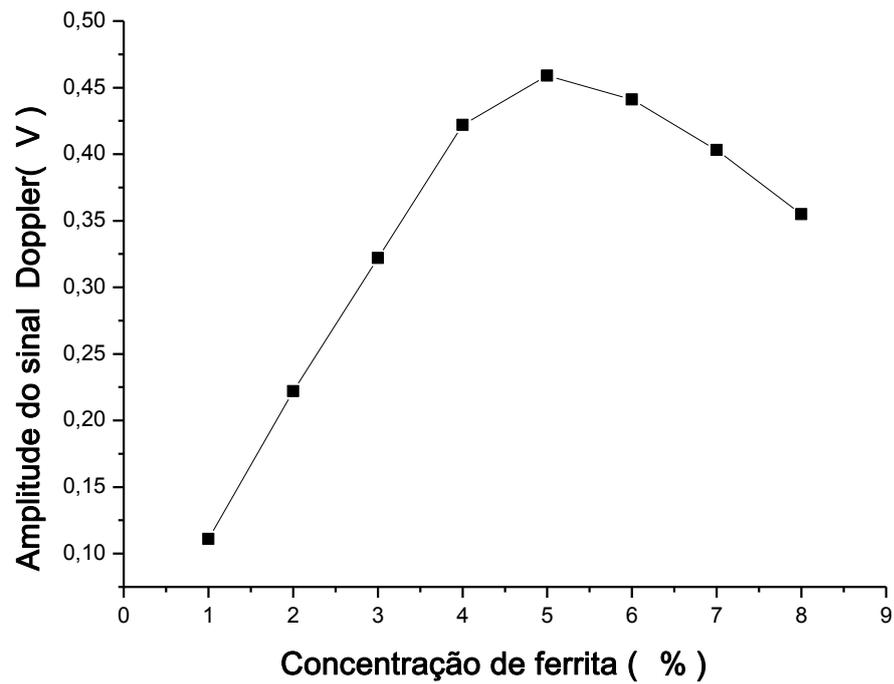


Figura 34: Sinal susceptométrico versus frequência do campo magnético obtidos para concentração de 4% de partículas ferromagnéticas (pó de ferrita) adquirindo a cada 1Hz.

Apesar das suspeitas de novos pontos de ressonância, estes não ocorrem em altas frequências. No entanto entre 1 kHz e 2 kHz o sinal possui uma amplitude significativa e acima do ruído ambiental. Essa região deve ser mais bem estudada futuramente, pois neste trabalho esta poderia estar minimizada pela focalização da ressonância da bobina de excitação em 200 Hz.

A variação das amplitudes máximas dos sinais Doppler e susceptométrico, na faixa dos 200 Hz (indicada respectivamente na Figura 35), evidencia mais claramente a dependência dos dois tipos de medições com a consistência do material base do traçador (Sinal Doppler) e com a concentração de partículas ferromagnéticas (ambos).

A)



B)

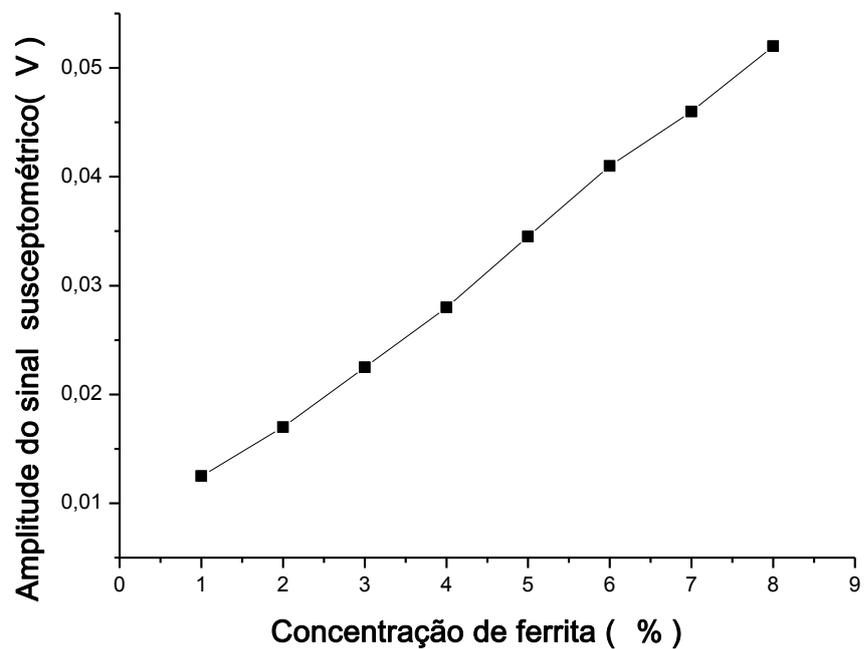


Figura 35: Variação das amplitudes dos sinais Doppler (A) e Susceptométricos (B) em uma frequência fixa de excitação de 200 Hz em função da concentração de ferrita na amostra. Comportamento praticamente linear do sinal susceptométrico.

A amplitude dos sinais Doppler gerados, se aproxima mais para uma relação linear com a concentração de ferrita até 4%. Acima disso a viscosidade do material base é alterada e a amplitude de vibração das partículas é modificada, o que gera um comportamento não linear na variação da magnitude do sinal Doppler com a concentração de partículas magnéticas. Já a amplitude do sinal susceptométrico detectado pelo BCA mantém a linearidade, independente da viscosidade do meio.

Apesar de o BCA precisar ser “zerado” antes de qualquer medição, subtraindo o sinal de quando não há traçadores na amostra dos demais, é importante saber se a fato de acoplar o transdutor ultrassônico no seu centro irá causar alguma distorção no sinal susceptométrico. Desta forma foram realizadas medições para amostras sem traçador e com 4% de ferrita, usando o BCA com e sem o transdutor ultrassônico acoplado (Figura 36).

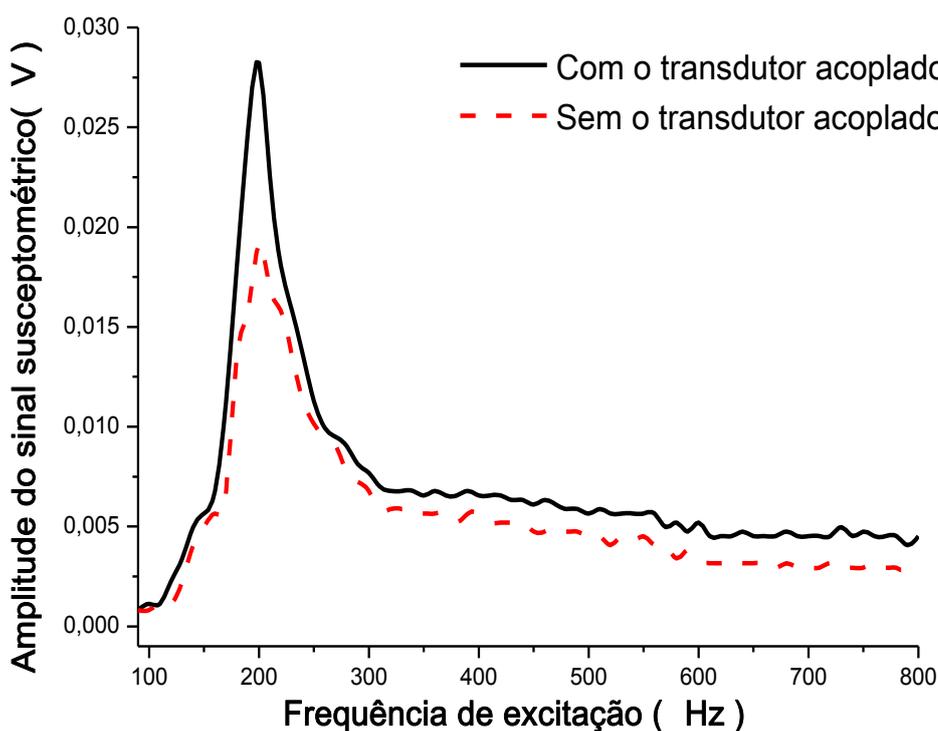


Figura 36: Curvas relativas à variação de amplitude do sinal susceptométrico gerados pelo BCA sem e com o transdutor Doppler acoplado.

É notado um aumento significativo na amplitude do sinal quando o transdutor ultrassônico está inserido no interior do BCA, principalmente na região de 200 Hz. A diferença de amplitude do sinal susceptométrico equivale a uma variação de 2 % na concentração de ferrita misturada em iogurte.

Isso revela e enfatiza a necessidade de fazer um registro do sinal susceptométrico, na ausência de amostra. A finalidade foi usar este sinal de base para subtrair das medidas realizadas nas amostras com a presença do transdutor ultrassom, ou seja, equilibrar o BCA para estas condições de medição.

O acréscimo na amplitude do sinal susceptométrico é equivalente a uma mudança de 2% na concentração de ferrita na amostra, ou seja, o acoplamento do transdutor ultrassônico no BCA tem um efeito de deslocamento de amplitude no sinal magnético.

Um parâmetro bastante influente no campo magnético é a distância entre a fonte e o material excitado. Como a amplitude de vibração das partículas ferromagnéticas depende da intensidade do campo magnético; o sinal Doppler dependerá também da distância entre a amostra e a fonte de campo magnético..

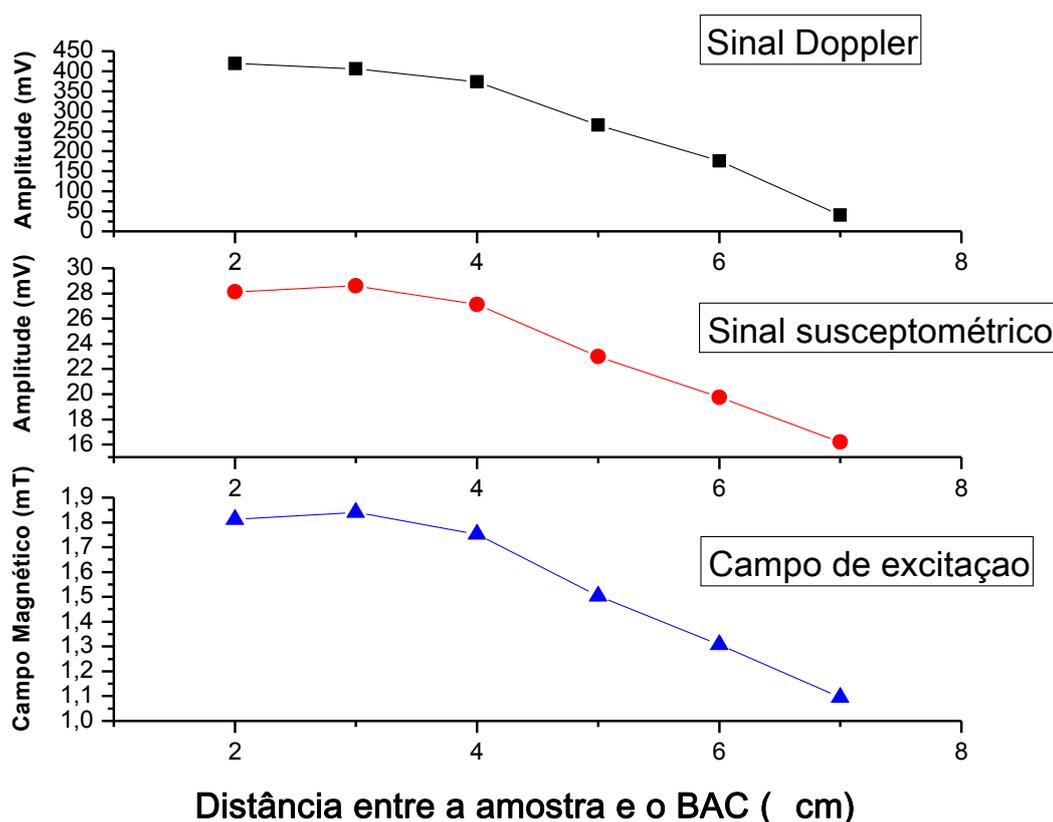


Figura 37: Variação da amplitude do sinal Doppler, susceptométrico e da intensidade do campo magnético gerado pelas bobinas de excitação em função da distância entre o BCA e a amostra com traçadores ferromagnéticos.

A Figura 37 mostra detalhes da dependência (medida) do campo de excitação, do sinal Doppler e do sinal susceptométrico com a distância entre a amostra e a fonte de

campo magnético. O perfil do sinal Doppler e do sinal susceptométrico é equivalente ao perfil do campo de excitação.

Determinado o comportamento dos sinais com a concentração de ferrita e com a distância da amostra em relação ao sistema de excitação, prosseguiu o estudo para a caracterização com relação à tensão aplicada nas bobinas de excitação, ou seja, variação da intensidade do campo magnético. Neste caso, a concentração de traçadores nas amostras e a distância destas à bobina excitadora foram mantidas fixas, variando apenas a tensão aplicada as bobinas de excitação para a geração do campo magnético.

A Figura 38 mostra o comportamento do sinal de saída do Doppler e do susceptômetro em função da tensão aplicada na bobina de magnetização do BCA. O sinal de saída do BCA foi amplificado em 20 dB para manter no mesmo nível de sinal de saída do transdutor de ultrassom e poder ser comparado no mesmo gráfico.

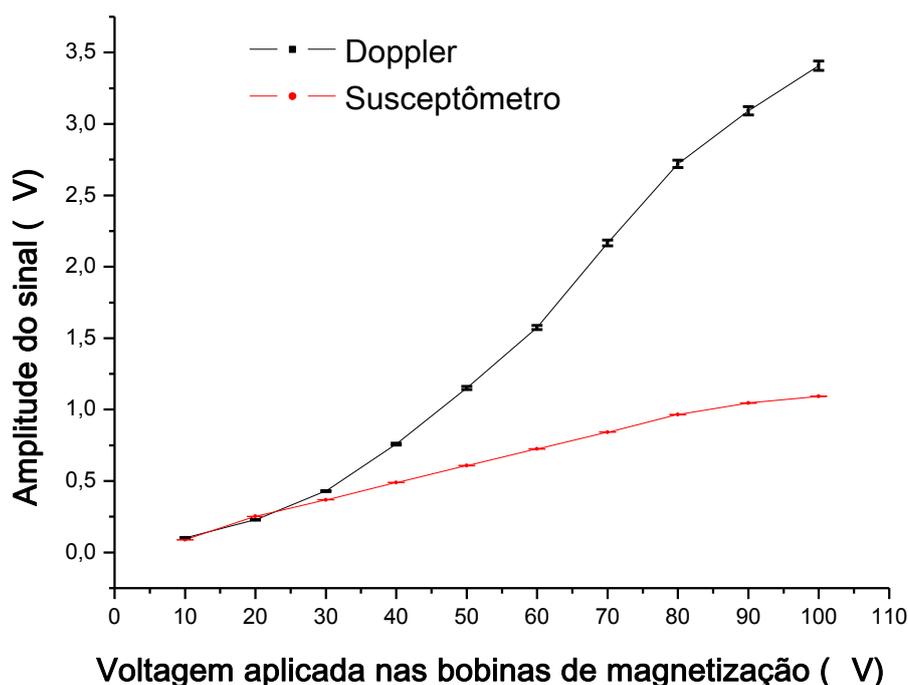


Figura 38: Resposta do susceptômetro (curva vermelha) e do ultrassom Doppler (curva preta), para uma amostra de iogurte com 4% de concentração de ferrita, em função da tensão aplicada à bobina de excitação do BCA.

Note que a resposta do sinal magnético possui um comportamento mais linear do que o sinal Doppler com relação à amplitude do campo de magnetização da amostra.

Para o teste de repetibilidade foram feitas medições de uma mesma amostra de iogurte com 4% de ferrita e uma tensão de 30 volts aplicada na bobina de excitação. Entre cada medição foram esperados 15 minutos e sempre era desacoplado e reacoplado o transdutor de ultrassom do BCA, os transdutores da amostra e esta era homogeneizada usando uma espátula de plástico. O tempo de espera foi estipulado ao acaso.

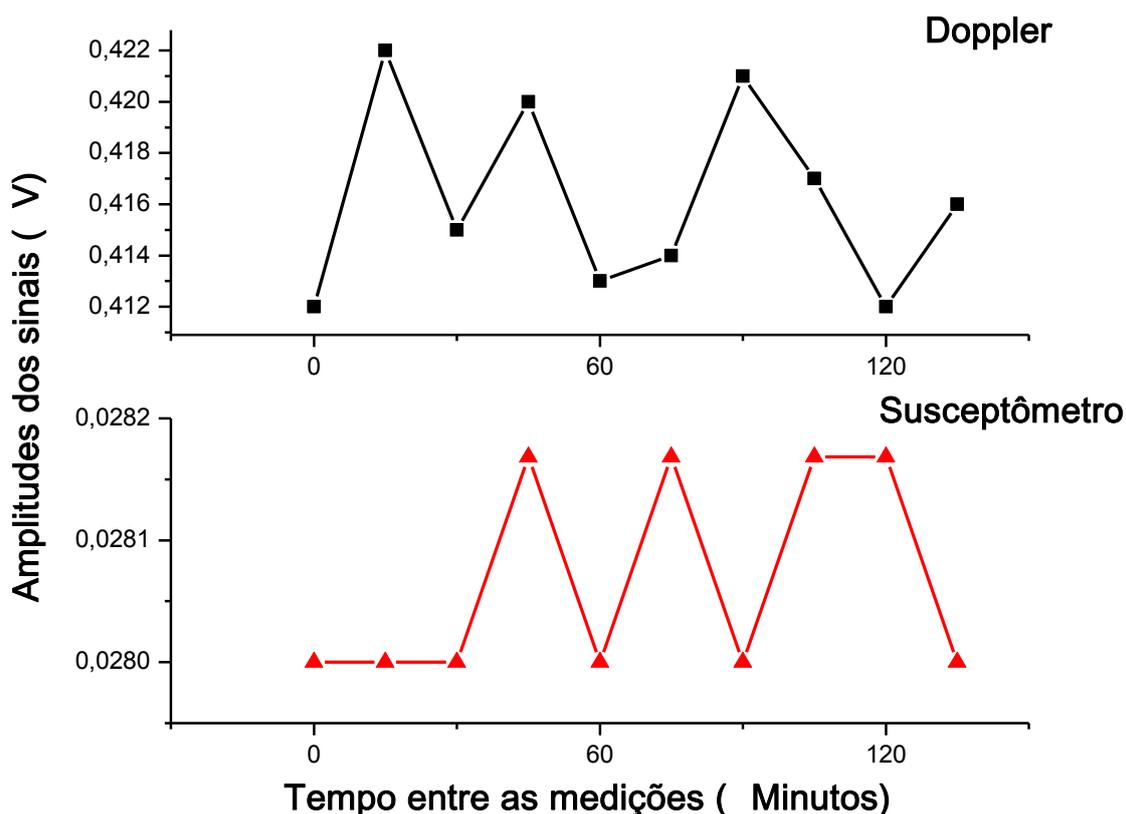


Figura 39: Teste de repetibilidade dos sinais Doppler e susceptométricos. Foram adquiridos os sinais Doppler e susceptométricos a cada 15 minutos. Entre cada aquisição os equipamentos eram mantidos ligados, a amostra com 4% de concentração de ferrita era misturada com uma espátula de plástico e o transdutor era reacoplado com a amostra.

O sinal Doppler é mais instável do que o susceptométrico, conforme mostra o teste de repetibilidade das medidas (Figura 39). Neste teste de repetibilidade os desvios relativos aos valores médios foram de 0,94% para as medidas com o ultrassom Doppler e de 0,25% para as medidas susceptométricas.

O valor do desvio relativo foi maior para as medições ultrassônicas devido a dependência dessas com o ângulo de inclinação do feixe acústico com a direção de

deslocamento das partículas (eq.10) e com os ruídos eletromagnéticos da eletrônica dos equipamentos. Ao acoplar e desacoplar o transdutor Doppler da amostra a pequena variação na angulação resulta em um sinal diferente da medição anterior. A mesma dependência não existe para as medições magnéticas.

3.4 Aplicações.

3.4.1 Avaliação Gastrintestinal

Uma das principais aplicações de interesse do transdutor magnetoacústico é no estudo do trato gastrintestinal cujas informações são magneticamente e mecanicamente produzidas por meio de intermediadores magnéticos, denominados traçadores e marcadores magnéticos, inócuos ao organismo. Esta aplicação representa o principal objetivo no desenvolvimento deste estudo pelo grupo de inovação em Instrumentação Médica e Ultrassom (GIIMUS) é na avaliação da motilidade gastrintestinal cujas informações são magneticamente e mecanicamente produzidas por meio de intermediadores magnéticos, denominados traçadores e marcadores magnéticos, inócuos ao organismo.

Quando ingeridos, esse material magnético vibra sob a ação de um campo magnético externo produzido pelas bobinas de excitação do BCA, e neste caso, tanto a magnetização quanto a vibração das partículas magnéticas poderão ser detectadas simultaneamente por medidas susceptométricas e ultrassônicas.

Um típico modelo de alimento teste consiste em traçadores constituídos de um pó ferromagnético homogeneamente distribuído em um alimento de prova, como por exemplo, iogurte. Além das informações da frequência e intensidade das contrações gastrintestinais a partir da medida magnética, terá a informação da localização e da distribuição do alimento no interior do sistema gástrico através da medida de ultrassom Doppler colorido (imagem)⁷.

Desta forma o Ultrassom suprirá o déficit na informação da localização espacial que o susceptômetro possui, funcionando como os “Olhos do BCA“, nas medições gastrintestinais.

3.4.2 Localização de sementes braquiterápicas

Outra aplicação seria para a localização de sementes ferromagnéticas radioativas usadas para tratamento radioterápico para câncer de postada e colo de útero (eliminação das células cancerígenas por radiação ionizante).

Uma fonte típica para tratamento de câncer de próstata (chamado de "semente") é uma cápsula, de liga metálica, com 0,8 milímetros de diâmetro, contendo um elemento radioativo e um marcador rádio-opaco para identificação em exames de tomografia computadorizada (TC) e imagens de raios-X. Visto que, o volume a ser irradiado é pequeno, este tratamento exige que as sementes sejam colocadas com precisão para garantir uma dose de radiação adequada.

Durante o procedimento de colocação das sementes, a ultrassonografia trans-retal é utilizada para orientar as agulhas usadas para depositar as sementes na próstata. O ultrassom é utilizado por causa de sua capacidade de produzir imagens nítidas da cápsula prostática, e acompanhar a inserção de agulhas em tempo real. As sementes são muitas vezes difíceis de ver na imagem do ultrassom modo B; sua orientação e forma podem gerar um eco fraco do que se esperaria. Além disso, a presença de outros alvos altamente ecogênicos (por exemplo, calcificações, ar introduzido pela agulha de braquiterapia, e interfaces sangue-tecido criado por sangramento) sugere que simplesmente fazer o alvo mais brilhante não é necessariamente uma solução. Devido às dificuldades em visualizar as sementes com ultrassom, tomografia computadorizada é atualmente utilizada para a avaliação pós-operatória de colocação de sementes. Seria vantajoso se esta avaliação fosse feita com ultrassom ¹⁷.

Assim, com a técnica que é empregada pelo transdutor magnetoacústico, as sementes modificadas de braquiterapia podem ser identificadas e diferenciadas de outras metas de eco. Sementes de braquiterapia que são magnetizadas ou ferromagnéticas vibram dentro de um meio elástico através da aplicação de um campo magnético externo oscilante. O ultrassom Doppler poderá ser usado para detectar a vibração das sementes de braquiterapia. A assinatura Doppler associada com a braquiterapia com sementes excitadas pelo campo magnético oscilante permitirá que elas sejam facilmente distinguidas das outras estruturas espalhadoras da próstata na imagem modo-B.

Alguns trabalhos na literatura já realizaram as medições Doppler de sementes ferromagnéticas excitadas por um campo magnético alternado ^{17, 23}, porém os sistemas

de excitação magnética e detecção acústica eram independentes fisicamente e não era realizada a medição susceptométrica. Além disso, o método que estamos propondo permite que informações das propriedades elásticas do tecido possam ser obtidas e servirá de referência para guiar o tratamento.

3.4.3 Aplicações com transporte e deposição drogas (*Drug Delivery*)

Drug Delivery é o método ou processo de administração de um composto farmacêutico para obter um efeito terapêutico em humanos ou animais em regiões localizadas. Essa tecnologia de formulação modifica o perfil de liberação, absorção, distribuição e eliminação para melhorar a eficácia e segurança dos produtos e os efeitos colaterais. A maioria das aplicações tem a preferência por métodos não invasivos via oral (pela boca), tópica (pele), transmucosa (nasal, bucal / sublingual, vaginal ocular e retal) e inalatória. Os esforços atuais na área de entrega da droga incluem o desenvolvimento de entrega alvejada em que a droga só é ativa na região alvo do corpo (por exemplo, em tecidos cancerígenos) e formulações de liberação sustentada em que a droga é liberada durante um período de tempo, de forma controlada.

Baseado neste sistema de drogas guiadas, a idéia é associar a ferrita com uma destas drogas ou cápsulas de forma a focalizar seu alvo de estudo. No estudo gastrointestinal se pode envolver a ferrita com cápsulas que só dissolvem em determinado pH. Como o trato alimentar possui pHs distintos e conhecidos em suas regiões, é possível escolher em qual ou a partir da qual região o traçador será liberado¹¹. Assim, com o transdutor magnetoacústico é possível estudar melhor a região.

Outra aplicação usando *Drug Delivery* é a marcação de regiões tumorais com o traçador ferromagnético. Existem drogas que são atraídas por regiões tumorais, se a ferrita for associada com uma dessas substâncias, é possível delimitar esta região com as informações adquiridas por meio de imagens Doppler coloridas usando um transdutor híbrido do tipo do apresentado neste trabalho. Além disso, com o sistema susceptométrico, fica possível o estudo de como estas substâncias chegam à região tumoral e em qual velocidade isso acontece, analisando a fisiologia da região alvo.

Ainda em aplicações com tecidos tumorais, é possível usar a técnica como terapia. Como a ferrita é inserida na região dos tecidos doente, localiza-se primeiramente o câncer e depois, através de pulso de campo magneto mais intenso, as células cancerígenas poderão ser destruídas pela vibração das partículas ferromagnéticas.

CAPITULO 4

4 Concretização

4.1 Conclusão.

A realização de teste *in vitro*, com amostras de material viscoso com traçadores ferromagnéticos (ferrita), usando apenas a excitação magnética e detecção acústica, foi fundamental para a comprovação do funcionamento da técnica proposta e denominada aqui de vibromagnetoacústografia. Foram identificadas as variáveis que interferem na amplitude do sinal Doppler proveniente da vibração das partículas ferromagnéticas, como viscoelasticidade da amostra, concentração de traçadores, intensidade de campo magnético na excitação e decantação da ferrita.

Desta forma, os resultados iniciais possibilitaram a compreensão do efeito de vibração das partículas ferromagnéticas. O fato das partículas de ferrita vibrarem sempre com o dobro da frequência que são excitadas (item 2.4 – característica dos materiais ferromagnéticos) foi um efeito vantajoso no funcionamento e êxodo da técnica, pois desta forma facilmente se diferencia o sinal proveniente das partículas de ferrita do das geradas pela vibração do sistema (espiras das bobinas) devida à energização das bobinas com corrente alternada, possibilitando assim uma filtragem simples e eficiente. Como não era o foco principal do projeto e seria necessária a utilização de alguns equipamentos não disponíveis, explorou-se a vibração das partículas ferromagnéticas apenas para baixa frequência de excitação magnética. Seriam importantes para aplicações futuras estudos mais detalhados sobre as dependências desta vibração, variando fatores como material ferromagnético, sistema de excitação, material base (apesar de já testado sem modificações, não se utilizou materiais com viscosidade parecida) e outros.

Nos teste preliminares (Capítulo 2) ainda foram determinados parâmetros fundamentais para a construção do transdutor híbrido, sendo estes a melhor frequência de excitação das partículas para se obter a maior amplitude do sinal (200 Hz), a ordem de grandeza do campo e do gradiente do campo magnético necessária para excitação mínima detectável pelo ultrassom Doppler (~ 10 mT e $- 0,19$ mT/cm) , o tipo do material base para inserir os traçadores (análise da viscosidade), o tipo de partículas a serem usadas como traçador (ferrita granulação entre 37 e 70 μm) e a concentração ideal

destas para a amostra (4%) evitando desperdício de material. Também foram descartadas algumas suspeitas quanto à frequência de maior amplitude de vibração das partículas de ferrita ser favorecida por características da bobina de excitação.

Os dados gerados pelos testes preliminares foram fundamentais para cálculo e simulação da geometria e número de voltas das bobinas do BCA. Baseando-se no campo gerado pela bobina do porta-amostra foi possível planejar e construir o sistema de excitação para que este produzisse o mesmo campo magnético a 3,5 centímetros distante do BCA.

No teste com protótipo do transdutor híbrido, observou-se nos estudos *in vitro* uma boa relação sinal ruído para baixa corrente de excitação (0,3A) e para baixa concentração de material ferromagnético (4%) como mostra as Figura 29 e 30. Mesmo assim, certificado que a ferrita possui a maior magnetização quando é excitada a 200 Hz independente do aparato instrumental, foram realizadas alterações nas características elétricas do circuito do sistema de excitação associando um capacitor em série com a bobina excitadora, com o intuito de diminuir a impedância do sistema excitador na frequência desejada. Deste modo foi possível aplicar 70% da corrente esperada (0,7A), resultando em uma maior relação sinal/ruído para caracterização e aumento da qualidade dos sinais detectados pelo transdutor magnetoacústico. Foi uma solução fácil e de baixo custo para fornecer mais corrente com o modelo de amplificador utilizado (Amplificador construído no Departamento de Física e Matemática da FFCLRP, com 150 W de potência e 20 dB de amplificação). O ideal seria que a impedância da bobina se igualasse com a saída do amplificador, no entanto careceria de construir um amplificador dedicado para o sistema de excitação, o que é almejado futuramente para aprimorar o transdutor magnetoacústico para teste *in vivo* e com o ultrassom de imagem.

Na caracterização do protótipo do transdutor magnetoacústico, com as modificações acima, foram avaliadas dependências das informações susceptométricas e Doppler com os parâmetros físicos do sistema e da amostra, com o intuito de certificar os dados gerados, de forma a reproduzi-los, e também localizar novas aplicações para técnica vibromagnetoacústica.

A amplitude do sinal Doppler possui dependência com a concentração do traçador e com a viscoelasticidade do meio marcado, que também depende da concentração de partículas ferromagnéticas. Isso acarreta uma relação linear entre as variações de magnitude do sinal e de concentração de traçador no material base até adicionar 4% de ferrita, acima disso o sinal satura e decresce. Já a amplitude do sinal

susceptométrico detectado pelo BCA mantém a linearidade, pois independe do deslocamento das partículas ferromagnéticas (vibração) dificultado pelo aumento na viscosidade (ver Figura 35). Partindo desta dependência do sinal Doppler com a viscosidade do material base é identificado outra potencial aplicação da técnica Vibromagnetoacústica, como por exemplo, medida da viscoelasticidade dos materiais. O diferencial deste método é medir a viscosidade de meios sem o contato direto do instrumento de medida, por exemplo, na aplicação gástrica será possível estudar a consistência de o bolo alimentar dentro do sistema, adicionando outra informação fisiológica.

Os parâmetros analisados como a distância entre a amostra ferromagnética e o transdutor híbrido, e a tensão aplicada na bobina de excitação são fatores que influenciam o campo e o gradiente de campo magnético incidente na amostra. Como ambos os sinais gerados são diretamente dependentes do campo magnético de excitação, o comportamento desses é similar. No entanto, o sinal Doppler possui uma sensibilidade maior com o nível de tensão aplicada nas bobinas de excitação.

As medições Doppler da amostra com 4% de concentração de ferrita, excitadas com a frequência de melhor resposta, possuem uma repetibilidade inferior que as medições susceptométricas. Como o transdutor ultrassônico é removível do BCA construído, imperfeições na angulação do primeiro com o eixo central do segundo, geraram variações na amplitude do sinal Doppler da ordem de 10 mV, as quais são provenientes da dependência da posição do transdutor em relação o sentido de vibração das partículas (item 1.3.2.3). Também deve ser considerada as interferências por reverberações do eco nas paredes do porta-amostra. Nenhum dos fatores acima interfere no sinal susceptométricos, desta forma sendo este mais reprodutivo. Esse fator causador de incerteza na medição pode minimizado com uma precisão maior na construção do transdutor magnetoacústico, principalmente no acoplamento do transdutor ultrassônico. No entanto, os desvios com relação à medida das amplitudes de detecção dos sinais são satisfatórios para ambos os tipos de medições.

O principal fator que viabiliza e diferencia a técnica de Vibromagnetoacústica das usuais fazendo uso apenas da susceptometria ou do ultrassom é o fato dois métodos estarem acoplados pelo mesmo sistema de excitação e permitirem estudos de parâmetros físicos diferentes simultaneamente. O BCA utiliza ondas eletromagnéticas e o ultrassom ondas mecânicas, assim uma medida não interfere na outra. Embora tenha observado que a amplitude do sinal susceptométrico tenha variado com a presença do

transdutor ultrassônico, esta variação foi apenas um erro (deslocamento fixo) na amplitude, pois não alterou a forma do gráfico do sinal em função da frequência de excitação. Erro é facilmente eliminado sem perdas para a precisão das medidas.

A técnica de vibromagnetoacústica, aplicada para diagnósticos clínicos usando o transdutor híbrido, possui praticidade na sua execução, pois pode ser realizada em qualquer ambiente ambulatorial, dispensando blindagem eletromagnética e salas dedicadas ao sistema. Esse fato diminui os gastos com o exame e dificuldades com o espaço físico de centros médicos.

O BCA foi projetado para se conectar com transdutores ultrassônicos comerciais, eliminando a necessidade de aquisição de equipamentos de ultrassom específicos e dedicados somente para medições vibromagnetoacústica.

Concluindo, o transdutor híbrido, proveniente da associação de uma Biossusceptômetro de Corrente Alternada e um transdutor ultrassônico, realiza medições vibromagnetoacústicas *in vitro* de amostras marcadas por traçadores ferromagnéticos. No entanto, para medições *in vivo* e para geração de imagens da vibração das partículas será necessário que o sistema de excitação gere gradientes de campo magnéticos mais intensos, o que conseqüentemente acarretará em uma diminuição na concentração de partículas de ferrita e aumentará a distância de detecção.

4.2 Estudos futuros.

O objetivo futuro principal para o transdutor magnetoacústico é a aplicação desta para diagnósticos clínicos. Para isso ele deve gerar imagem localizando os traçadores no sistema gastrointestinal, fato que é apontado na literatura como sendo de extrema necessidade para que se possam relacionar as regiões do sistema com os tipos de sinais observados nas medições susceptométricas. Com o BCA convencional realiza medições “cegas”. O intuito, portanto é que o ultrassom seja o “Os olhos do Biossusceptômetro”. Foi esta a principal idéia que impulsionou a construção de um transdutor híbrido.

Nos projetos futuros serão realizados estudos mais detalhados com ultrassom de imagem Doppler colorida (color flow) *in vivo*. No entanto, para prosseguir o processo de aprimoramento do transdutor híbrido para medidas susceptométricas e ultrassônicas simultaneamente, foi confirmado que uma imagem identificando a vibração das partículas ferromagnéticas é possível. A Figura 40 comprova a viabilidade da técnica e compara o sinal Doppler detectado com o ultrassom contínuo e pulsado

com geração de imagens. O espectro foi obtido com o ultrassom Doppler fetal de uma amostra de iogurte com 10% de concentração de ferrita. As imagens Doppler colorido foram obtidas com o ultrassom de imagens Logic Book da GE. O sistema de excitação foi o do BCA em ambos os casos.

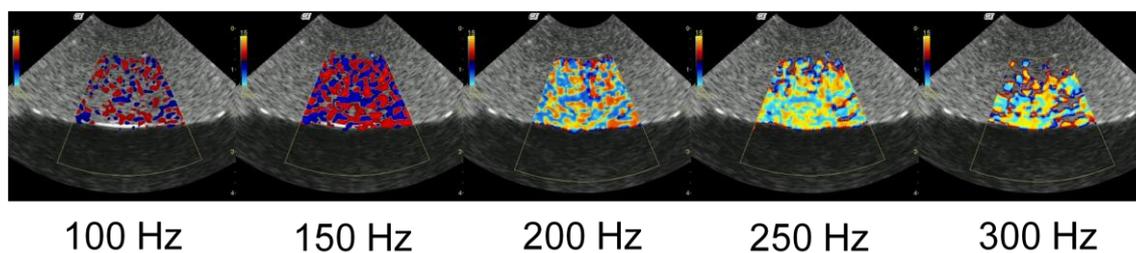
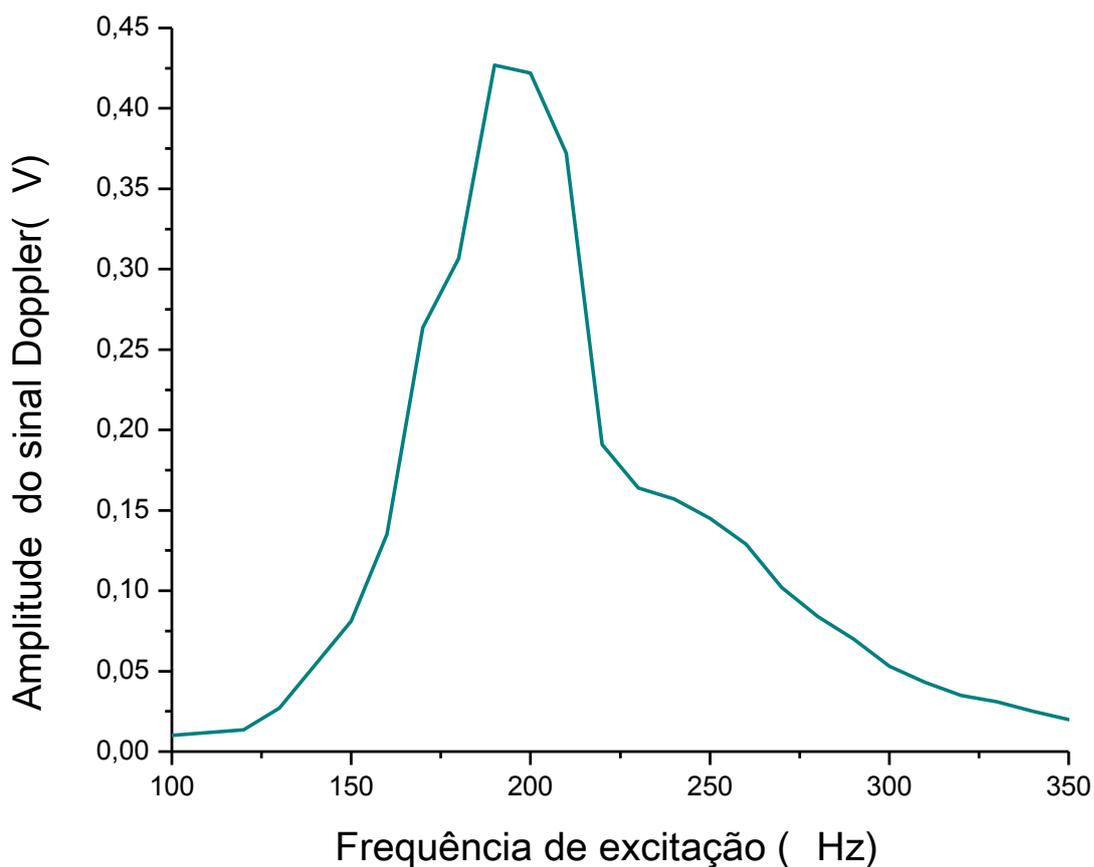


Figura 40: (A) O gráfico mostra variação de amplitude do sinal Doppler fetal em função da frequência de excitação magnética e (B) as imagens modo Doppler colorido do mesmo composto nas frequências de excitação indicadas acima.

Um dos futuros focos do projeto para desenvolvimento de um Transdutor Magnetoacústico será em aprimorar o sistema para aquisição de imagens da vibração

das partículas, sendo no ultrassom modo Doppler colorido, modo M ou modo elastográfico, de modo a viabilizar medições *in vivo*.

4.3 Referência

[1] A.A.O.CARNEIRO; A.FERREIRA; E.R.MORAES; D.B.ARAUJO; M.SOSAZ; O.BAFFA, Biomagnetismo: Aspectos Instrumentais e Aplicações, **Revista Brasileira de Ensino de Física**, 22, n. p. 324-338, May. 2000.

[2] AMERICO, M. F.; OLIVEIRA, R. B.; ROMEIRO, F. G.; BAFFA, O.; CORA, L. A.; MIRANDA, J. R. A., Scintigraphic Validation of AC Biosusceptometry to Study the Gastric Motor Activity and the Intra-gastric Distribution of Food in Humans, **Neurogastroenterology and Motility**, 19, n. 10, p. 804-811, Oct. 2007.

[3] BAFFA, O.; OLIVEIRA, R. B.; MIRANDA, J. R. A.; TRONCON, L. E. A., Analysis and Development of Ac Biosusceptometer for Orocecal Transit-Time Measurements, **Medical & Biological Engineering & Computing**, 33, n. 3, p. 353-357, May. 1995.

[4] BAULE, G.; MCFEE, R., Detection of Magnetic Field of Heart, **American Heart Journal**, 66, n. 1, p. 95-&, 1963.

[5] BENMAIR, Y.; DREYFUSS, F.; FISCHER, B.; FREI, E. H.; GILAT, T., Study of Gastric-Emptying Using A Ferromagnetic Tracer, **Gastroenterology**, 73, n. 5, p. 1041-1045, 1977.

[6] BOLOGNESI, L. **Avaliação do tempo de trânsito esofágico de formas farmacêuticas sólidas pela Cintilografia e Biosusceptometria AC**. 2008. 17-20 f. Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, Botucatu-SP. 2008.

[7] BRUNO, A. C.; BAFFA, O.; CARNEIRO, A. A. O. Av. Bandeirantes, 3900 - CEP 14040-901 - Bairro Monte Alegre - Ribeirão Preto - SP - Brasil. "**Transdutor Magneto Acústico**". BR. P.I.P. I. 0.902.149-3. 30-10-2009, 29 Jun. 2009. Revista da Propriedade Industrial, Rio de Janeiro, n. 527, p.17.

[8] CARNEIRO, A. A. O.; BAFFA, O.; FERNANDES, J. P.; ZAGO, M. A., Theoretical Evaluation of the Susceptometric Measurement of Iron in Human Liver by Four Different Susceptometers, **Physiological Measurement**, 23, n. 4, p. 683-693, Nov. 2002.

- [9] COHEN, D.; EDELSACK, E. A.; ZIMMERMAN, J. E., Magnetocardiograms Taken Inside A Shielded Room With A Superconducting Point-Contact Magnetometer, **Applied Physics Letters**, 16, n. 7, p. 278-281, 1970.
- [10] CORA, L. A.; FONSECA, P. R.; AMERICO, M. F.; OLIVEIRA, R. B.; BAFFA, O.; MIRANDA, J. R. A., Influence of Compression Forces on Tablets Disintegration by AC Biosusceptometry, **European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics**, 69, n. 1, p. 372-379, May. 2008.
- [11] CORA, L. A.; ROMEIRO, F. G.; STELZER, M.; AMERICO, M. F.; OLIVEIRA, R. B.; BAFFA, O.; MIRANDA, J. R. A., AC Biosusceptometry in the Study of Drug Delivery, **Advanced Drug Delivery Reviews**, 57, n. 8, p. 1223-1241, Jun. 2005.
- [12] DAGHASTANLI, N. A.; BRAGA, F. J. H. N.; OLIVEIRA, R. B.; BAFFA, O., Oesophageal Transit Time Evaluated by a Biomagnetic Method, **Physiological Measurement**, 19, n. 3, p. 413-420, Aug. 1998.
- [13] EVANS D H. **Doppler Ultrasound: Physics, Instrumentation and Clinical Applications**. Chichester: 1989.
- [14] HILL C R. **Physical Principles of Medical Ultrasonics**. Chichester: 1986.
- [15] JONES, T. B. **Electromechanics of Particles**. 1^a. Cambridge: Cambridge University Press, 1995.
- [16] KANNATH, A.; DEWHURST, R. J., Real-Time Measurement of Acoustic Field Displacements Using Ultrasonic Interferometry, **Measurement Science & Technology**, 15, n. 12, p. N59-N66, Dec. 2004.
- [17] MCALEAVEY, S. A.; RUBENS, D. J.; PARKER, K. J., Doppler Ultrasound Imaging of Magnetically Vibrated Brachytherapy Seeds, **Ieee Transactions on Biomedical Engineering**, 50, n. 2, p. 252-255, Feb. 2003.
- [18] MIQUELIN, C. A.; BRAGA, F. J. H. N.; DANTAS, R. O.; OLIVEIRA, R. B.; BAFFA, O., Pharyngeal Clearance and Pharyngeal Transit Time Determined by a Biomagnetic Method in Normal Humans, **Dysphagia**, 16, n. 4, p. 308-312, 2001.
- [19] MIRANDA, J. R.; BAFFA, O.; OLIVEIRA, R. B.; MATSUDA, N. M., An Ac-Biosusceptometer to Study Gastric-Emptying, **Medical Physics**, 19, n. 2, p. 445-448, Mar. 1992.

[20] MIRANDA, J. R. A.; OLIVEIRA, R. B.; SOUSA, P. L.; BRAGA, F. J. H.; BAFFA, O., A Novel Biomagnetic Method to Study Gastric Antral Contractions, **Physics in Medicine and Biology**, 42, n. 9, p. 1791-1799, Sep. 1997.

[21] MORAES, R.; CORA, L. A.; AMERICO, M. F.; OLIVEIRA, R. B.; BAFFA, O.; MIRANDA, J. R. A., Measurement of Gastric Contraction Activity in Dogs by Means of AC Biosusceptometry, **Physiological Measurement**, 24, n. 2, p. 337-345, May. 2003.

[22] OLIVEIRA, R. B.; BAFFA, O.; TRONCON, L. E. A.; MIRANDA, J. R. A.; CAMBREA, C. R., Evaluation of a Biomagnetic Technique for Measurement of Orocaecal Transit Time, **European Journal of Gastroenterology & Hepatology**, 8, n. 5, p. 491-495, May. 1996.

[23] ROGERS, A. J.; LIGHT, E. D.; SMITH, S. W., 3-D Ultrasound Guidance of Autonomous Robot for Location of Ferrous Shrapnel, **Ieee Transactions on Ultrasonics Ferroelectrics and Frequency Control**, 56, n. 7, p. 1301-1303, Jul. 2009.

[24] ROMEIRO, F. G.; CORA, L. A.; DE ANDREIS, U.; AMERICO, M. F.; OLIVEIRA, R. B.; BAFFA, O.; MIRANDA, J. R. A., A Novel Biomagnetic Approach to Study Caecocolonic Motility in Humans, **Neurogastroenterology and Motility**, 18, n. 12, p. 1078-1083, Dec. 2006.

[25] SOUZA, R. R.; MAGON, C. J., A Moving Coil Ac Magnetic Susceptometer, **Review of Scientific Instruments**, 69, n. 2, p. 431-436, Feb. 1998.

[26] T. L. SZABO, Doppler, **Diagnostic Ultrasound Imaging: Inside out**, Elsevier Academic Press, 2004.

[27] WILLIAMSON, S. J.; KAUFMAN, L., Biomagnetism Topical Review, **Journal of Magnetism and Magnetic Materials**, 22, n. 2, p. 129-201, 1981.

Livros Grátis

(<http://www.livrosgratis.com.br>)

Milhares de Livros para Download:

[Baixar livros de Administração](#)

[Baixar livros de Agronomia](#)

[Baixar livros de Arquitetura](#)

[Baixar livros de Artes](#)

[Baixar livros de Astronomia](#)

[Baixar livros de Biologia Geral](#)

[Baixar livros de Ciência da Computação](#)

[Baixar livros de Ciência da Informação](#)

[Baixar livros de Ciência Política](#)

[Baixar livros de Ciências da Saúde](#)

[Baixar livros de Comunicação](#)

[Baixar livros do Conselho Nacional de Educação - CNE](#)

[Baixar livros de Defesa civil](#)

[Baixar livros de Direito](#)

[Baixar livros de Direitos humanos](#)

[Baixar livros de Economia](#)

[Baixar livros de Economia Doméstica](#)

[Baixar livros de Educação](#)

[Baixar livros de Educação - Trânsito](#)

[Baixar livros de Educação Física](#)

[Baixar livros de Engenharia Aeroespacial](#)

[Baixar livros de Farmácia](#)

[Baixar livros de Filosofia](#)

[Baixar livros de Física](#)

[Baixar livros de Geociências](#)

[Baixar livros de Geografia](#)

[Baixar livros de História](#)

[Baixar livros de Línguas](#)

[Baixar livros de Literatura](#)
[Baixar livros de Literatura de Cordel](#)
[Baixar livros de Literatura Infantil](#)
[Baixar livros de Matemática](#)
[Baixar livros de Medicina](#)
[Baixar livros de Medicina Veterinária](#)
[Baixar livros de Meio Ambiente](#)
[Baixar livros de Meteorologia](#)
[Baixar Monografias e TCC](#)
[Baixar livros Multidisciplinar](#)
[Baixar livros de Música](#)
[Baixar livros de Psicologia](#)
[Baixar livros de Química](#)
[Baixar livros de Saúde Coletiva](#)
[Baixar livros de Serviço Social](#)
[Baixar livros de Sociologia](#)
[Baixar livros de Teologia](#)
[Baixar livros de Trabalho](#)
[Baixar livros de Turismo](#)