



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UnB

INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS

PÓS-GRADUAÇÃO EM NANOCIÊNCIA E NANOBITECNOLOGIA-PPG/NANO

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA SENSORIAL

UTILIZANDO SENSOR HALL PARA DETECÇÃO DE

NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS

PAULO ROBERTO DOS SANTOS

Brasília – DF, dezembro de 2015

PAULO ROBERTO DOS SANTOS

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA SENSORIAL
UTILIZANDO SENSOR HALL PARA DETECÇÃO DE
NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS**

ORIENTADOR:

PROF. Drº. JUDES GONÇALVES DOS SANTOS

Dissertação apresentada ao curso de Pós-Graduação em Nanociência e Nanobiotecnologia da Universidade de Brasília como requisito parcial para obtenção do título de Mestre em Nanociência e Nanobiotecnologia.

Brasília – DF, dezembro de 2015



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
INSTITUTO DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM NANOCIÊNCIA E NANOBITECNOLOGIA

Dissertação de Mestrado

Paulo Roberto dos Santos

Título:

**DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA SENSORIAL UTILIZANDO SENSOR
HALL PARA DETECÇÃO DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS**

Comissão Examinadora:

Judes Gonçalves dos Santos

Prof. Dr. Judes Gonçalves dos Santos
Presidente/Orientador
PPGNANO-UNIR/DFIS

Luciene Batista da Silveira

Prof. Dra. Luciene Batista da Silveira
PPGNANO-UNIR/DFIS

A Ruiz

Prof. Dr. Anselmo Fortunato Ruiz Rodriguez
PPGNANO-UFAC/CCBN

Brasília – 01 de dezembro de 2015

*Agradeço primeiramente a Deus por
essa oportunidade . Agradeço também
a minha linda esposa Cássia, meus
amados filhos João e Alice.*

DEDICATÓRIA

A minha Mãe Marly da Conceição Santos Roberto, meu Pai Pedro Roberto Monteiro, meus irmãos Reinaldo Roberto dos Santos, Rondinei Roberto dos Santos e a todos que incentivaram de alguma forma a realização deste trabalho.

A minha amada e querida esposa Cássia Cristina Marangoni de Viveiros, pelo apoio, paciência nas ausências dos dias dedicados a este trabalho e por dedicar inteiramente sua vida a nossos filhos.

Aos meus dois filhos João Arthur Marangoni Roberto e Alice Marangoni Roberto sem os quais não saberia viver e que a cada dia me enchem de amor e felicidade.

AGRADECIMENTOS

À DEUS e todas as pessoas que conviveram comigo durante esta caminhada, que sem o apoio não teria chegado até aqui.

Ao Professor Dr. Judes Gonçalves dos Santos, mais que orientador, um amigo, por acreditar que seria capaz de desenvolver este projeto.

Agradeço a professora Luciene Batista da Silveira, pelo apoio, profissionalismo e dedicação.

À Zélia Madeira por conseguir vaga no alojamento na colina.

Aos professores que tive durante o Mestrado pela dedicação e acolhimento.

Ao Instrutor do SENAI/RO e amigo Benício Belarmino Braga Júnior pela ajuda na confecção da ponta de prova no torno mecânico.

Agradeço também aos amigos Mauro Guilherme Ferreira Bezerra, Laffert Gomes Ferreira da Silva, ambos ex-alunos formados por esse programa por me apresentarem a Nanociência e pelas discussões que só enriqueceram este trabalho.

Epigrafe: Lembremo-nos de que o homem interior se renova sempre. A luta enriquece-o de experiência, a dor aprimora-lhes as emoções e o sacrifício tempera-lhe o caráter. O espírito encarnado sofre constantes transformações por fora, a fim de acrisolar-se e engradecer-se por dentro.

(Chico Xavier)

RESUMO

Testes com ensaio imunológico tornaram-se uma importante ferramenta para diagnóstico clínico e em desenvolvimento de pesquisa. É cada vez mais crescente a aplicação de nanopartículas magnéticas em ensaios imunológicos afim de separar e quantificar antígenos. Normalmente o diâmetro da nanopartícula em conjunto com a cobertura é de algumas dezenas de nanômetros até alguns micrômetros. Na medicina, essas nanopartículas podem ser usadas tanto “in vivo” (partículas introduzidas no corpo do paciente) como “in vitro” (ensaios imunológicos e outros tipos de manipulação). No caso do uso “in vivo” existe a limitação do tamanho que é de até da ordem de poucas centenas de nanômetros. Nesta dissertação propomos um protótipo para o estudo e desenvolvimento de um sistema de baixo custo para detecção de nanopartículas magnéticas em meio líquido utilizando sensores magnéticos disponíveis no mercado.

Palavras-chave: Sensor Hall, Detecção, nanopartículas magnéticas, ferrita de cobalto, magnetita.

ABSTRACT

Tests with immunoassay become an important tool in clinical diagnostics and in research development. It is ever increasing application of magnetic nanoparticles in immunological assays in order to separate and quantify antigens. Typically the diameter of the nanoparticle together with the cover is a few tens of nanometers to a few micrometers . In medicine, these nanoparticles can be used both " in vivo " (particles introduced into the patient's body) and "in vitro " (immunoassays and other manipulation) . In the case of use " in vivo " There is a size limitation which is up to the order of a few hundred nanometers. In this work we propose a prototype for the study and development of a low cost system for detection of magnetic nanoparticles in liquid media using magnetic sensors available on the market.

Keywords: Hall sensor , detection , magnetic nanoparticles , cobalt ferrite , magnetite .

SUMÁRIO

CAPÍTULO 1 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	20
1.1 Introdução	20
1.1 Nanopartículas Magnéticas	20
1.2 Nanopartícula Magnética de Magnetita	21
1.3 Nanopartícula Magnética de Ferrita de Cobalto	23
1.3.1 Aplicações de Nanopartícula “in vivo”	24
1.3.2 Transporte de Drogas	24
1.3.3 Magnetohipertermia	25
1.3.4 Ressonância Magnética de Imagem - RMI	25
1.3.5 Ensaio Imunológicos com Nanopartículas	26
1.3.5.1 Método de Identificação por Radioisótopos	26
1.3.5.2 Método de Identificação por Fluorescência	27
1.3.5.3 Método de Identificação por Magnetismo	27
1.4 Sensor para Detecção de Nanopartículas Superparamagnética	28
1.5 Efeito Hall	29

1.6 Arduino	30
1.6.1 Hardware	30
1.6.2 Aquisição de Sinal – Conversão A/D	35
CAPITULO 2 – DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE DETECÇÃO DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS	38
2.1 Sensor Hall Modelo SS49E	38
2.2 Desenvolvimento do Sistema Embarcado	40
2.1.1 Confeção da placa de circuito impresso	41
2.2.2 Ponta de Prova	44
2.2.3 Componente Digital	45
2.2.4 Calibração do Equipamento	45
CAPITULO 3 – PROCEDIMENTOS, RESULTADOS EXPERIEMENTAIS E DISCUSSÃO	48
3.1 Preparação das Amostras	48
3.2 Medidas com Nanopartícula de Ferrita de Cobalto	48
3.2.1 Ferrita de Cobalto – Resposta para Campo Fixo Variando A Diluição	49

3.2.2 <i>Ferrita de Cobalto – Diluição Fixa e Variando o Campo aplicado</i>	53
3.3 <i>Medidas com Magnetita e Água Destilada</i>	57
3.3.1 <i>Magnetita – Água Destilada – Resposta para Campo Fixo Variando A</i>	
<i>Diluição</i>	58
3.3.2 <i>Magnetita – Água Destilada – Diluição Fixa e Variando o Campo</i>	
<i>aplicado</i>	62
3.4 <i>Medidas com Magnetita e Sangue O⁺</i>	67
3.4.1 <i>Magnetita – Sangue O⁺ – Resposta para Campo Fixo Variando a</i>	
<i>Diluição</i>	68
3.4.2 <i>Magnetita – Sangue O⁺ – Diluição Fixa e Variando o Campo aplicado</i>	72
3.5 <i>Comparação Diluições em Água Destilada e Sangue</i>	74
CONCLUSÕES	79
CONSIDERAÇÕES FINAIS	84
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	85
ANEXO – ESQUEMÁTICO DO CIRCUITO	94

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Representação hipotética dos sítios tetraédrico (sítio A), octaédrico (sítio B) da célula unitária da magnetita, conforme estrutura espinélio [12].	23
Figura 2 - Diagrama do circuito elétrico utilizado para encontrar a tensão Hall.	29
Figura 3 - Arduino Uno [55].	31
Figura 4 - Exemplo de um microcontrolador e dos componentes que o constituem.	32
Figura 5 - Diagrama de blocos do microcontrolador ATmega328 [55, 56].	33
Figura 6 - Representação do protótipo desenvolvida no Software Fritzing.	39
Figura 7 - Esquema em blocos do sistema desenvolvido.	41
Figura 8 - Diagrama esquemático do circuito desenvolvido no Software EAGLE em anexo.	41
Figura 9 - Layout da placa de circuito impresso com seus respectivos componentes desenvolvido no Software EAGLE.	42
Figura 10 - Placa de circuito confeccionada para o sistema de detecção.	43
Figura 11 - Ponta de prova confeccionada com auxílio de um torno mecânico.	45
Figura 12 - Curva de calibração (resposta ao campo magnético em função da distância).	46
Figura 13 - Equipamento em funcionamento (momento da calibração).	47
Figura 14 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 128 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de cobalto em água destilada.	49

Figura 15 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 179 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de cobalto em água destilada.....	50
Figura 16 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 249 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de cobalto em água destilada.....	51
Figura 17 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 380 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de cobalto em água destilada.....	52
Figura 18 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (COB) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	53
Figura 19 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FC1) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	54
Figura 20 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FC2) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	55
Figura 21 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FC3) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	56
Figura 22 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FC4) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	57
Figura 23 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 128 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em água destilada.....	59

Figura 24 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 179 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em água destilada.....	60
Figura 25 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 249 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em água destilada.....	61
Figura 26 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 380 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em água destilada.....	62
Figura 27 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (MAG) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	63
Figura 28 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMAD1) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	64
Figura 29 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMAD2) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	65
Figura 30 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMAD3) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	66
Figura 31 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMAD4) para diferentes campos magnéticos aplicados.....	67
Figura 32 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 128 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em sangue O ⁺	69

Figura 33 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 179 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em sangue O+.	70
Figura 34 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 249 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em sangue O+.	71
Figura 35 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 380 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em sangue O+.	72
Figura 36 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMS1) para diferentes campos magnéticos aplicados.	73
Figura 37 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMS2) para diferentes campos magnéticos aplicados.	74
Figura 38 - Resposta magnética de (FC1, FMAD1 e FMS1) para um campo aplicado de 128 Gauss.	75
Figura 39 - Resposta magnética de (FC1, FMAD1 e FMS1) para um campo aplicado de 380 Gauss.	76
Figura 40 - Resposta magnética de (FC3, FMAD3 e FMS2) para um campo aplicado de 128 Gauss.	77
Figura 41 - Resposta magnética de (FC3, FMAD3 e FMS2) para um campo aplicado de 380 Gauss.	78

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Registro ADCSRA [55].....	36
Tabela 2 - Conteúdo do Registrador ADCSRA [55].	36
Tabela 3 - Siglas e Significado das Medidas com Nanopartículas de Cobalto.	49
Tabela 4 - Siglas e Significado das Medidas com Nanopartículas de Magnetita e água destilada.	58
Tabela 5 - Siglas e Significado das Medidas com Nanopartículas de Magnetita e Sangue O+.	68

LISTA DE ABREVIATURAS E SÍMBOLOS

MNPs – Nanopartículas Magnética.

SQUIDS - Superconducting Quantum Interference Devices.

AMR - Magnetoresistência Anisotrópica.

GMR - Magnetoresistência Gigante.

CFC - Rede Cúbica de Face Centrada.

GMI – Magnetoimpedância.

MTJ - Magnetoresistência Túnel.

A/D – Analógico/Digital.

CAPÍTULO 1 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

1.1 Introdução

Nanopartículas magnéticas (*MNPs*) têm muitas aplicações na área biomédica que vão desde a manipulação de biomaterial, entrega de drogas [1-3] até o tratamento de câncer por meio da ressonância de momento magnético em campo magnético alternado [4]. *MNPs* podem ser aplicadas como biosensor e nesse caso possuem várias vantagens sobre outros sistemas de detecção em meios microscópicos ou nanoscópicos. Como biosensor magnético *MNPs* possuem baixa toxicidade [5-6].

Existem diversas soluções para medição de campo magnético em escalas nanoscópicos. Os sensores magnéticos com essa sensibilidade são os Superconducting Quantum Interference Devices (SQUIDS) medem as alterações do campo magnético com um gradiômetro [7]. Outra solução possível para detectar as alterações de campo magnético em pequena escala tem como base sensores de efeito de Hall [8]. Recentemente surgiram novas soluções baseadas em magnetoresistências, tais como magnetoresistências anisotrópicas (*AMR*) [9] e magnetoresistências gigantes (*GMR*) [10].

Desta forma, desenvolvemos um sistema para detecção de nanopartículas magnéticas utilizando um sensor Hall.

1.1 Nanopartículas Magnéticas

Nanopartículas magnéticas são formadas normalmente por ferritas ($MO-Fe_2O_4$, $MO=Co^{+2}$, Ni^{+2} , Ti^{+2} , V^{+2} , Cu^{+2} , Zn^{+2} , Ba^{+2} , Sr^{+2} ou Mn^{+2}), magnetitas (Fe_3O_4) ou maguemita (Fe_2O_3) e quando dispersas em meio carreador recebem o nome de ferrofluido ou colóide magnético [11]. A estrutura cristalina desses materiais é do tipo

espinélio e possui dois sítios um tetraédrico e outro octaédrico. Onde no sítio tetraédrico é ocupado por átomos metálicos íons Fe^{+2} e no sítio octaédrico ocupado por Fe^{+3} e o íons oxigênios nos vértices desses sítios por exemplo (Figura 1) [12].

O comportamento ferrimagnético, ferromagnético e antiferromagnético conduz às propriedades de superparamagnetismo. A literatura científica mostra diversos estudos de aplicações das nanopartículas superparamagnéticas em nanotecnologia, nanobiotecnologia, nanomedicina e indústria [11]. A propriedade superparamagnética é fundamental para aplicação como nanosensor em meio inorgânico ou orgânico usando nanopartícula magnéticas. Desse modo a engenharia para projetar sistemas detectores deve levar em consideração processos que pode medir em alta sensibilidade para momentos magnéticos [13]. Dessa forma podemos citar diversas aplicações na biomedicina, por exemplo, explorando esta propriedade das nanopartículas.

1.2 Nanopartícula Magnética de Magnetita

As propriedades intrínsecas as nanopartículas magnéticas vêm sendo utilizadas cada vez mais nas diversas pesquisas de materiais nano-estruturados, as mesmas exibem características tais como: magnetização espontânea, propriedades superparamagnéticas, alta coercividade, alta área de contato, biocompatibilidade e biodegradabilidade quando recobertas por compostos orgânicos [12, 14, 15].

A magnetita é sintetizada na forma de nanopartículas, por várias rotas de sínteses utilizando métodos físicos ou químicos. Quando sintetizadas geralmente apresentam-se como esféricas, sendo do tipo espinélio, onde seu arranjo cristalino é uma rede cúbica de face centrada (*c.f.c*), possuindo dois sítios: um tetraédrico onde se

encontram os metais bivalentes (M^{2+}) e outro sítio octaédrico onde se encontram metais bivalentes e trivalentes (M^{2+}/M^{3+}) [12, 16, 17].

A magnetita (Fe_3O_4) é um óxido de ferro que vem despertando bastante atenção em virtude das suas propriedades e do range de aplicações nas mais diversas áreas de pesquisa. No geral apresenta-se com tonalidade preta podendo ser encontrada na natureza ou sintetizada em laboratório. Suas propriedades tanto magnéticas quanto elétricas estão relacionadas em função de seus raios iônicos e de valência e ainda, das suas propriedades químicas, morfológica, estequiometria e tamanho de partícula [18, 19].

Sua estrutura exhibe dois sistemas de rearranjo onde estão situados os ferros bivalentes e trivalentes, o arranjo cristalino é caracterizado como sistema cúbico com estrutura do tipo espinélio invertido o qual consiste em oito células unitárias cúbicas de faces centradas (c.f.c). Sua célula unitária é dividida em sítios tetraédricos (ou sítio A) e sítios octaédricos (ou sítio B), sendo que no sítio tetraédrico a magnetita apresenta oito íons Fe^{3+} e apresenta no sítio octaédrico oito íons Fe^{3+} Fe^{2+} . Sua fórmula estrutural pode ser escrita $[Fe^{3+}8]\{Fe^{3+}8; Fe^{2+} 8\}O_{32}$, sendo a primeira representando o sítio tetraédrico e o segundo o sítio octaédrico [12, 20]. Na Figura 1 temos esquema da estrutura da magnetita [12].

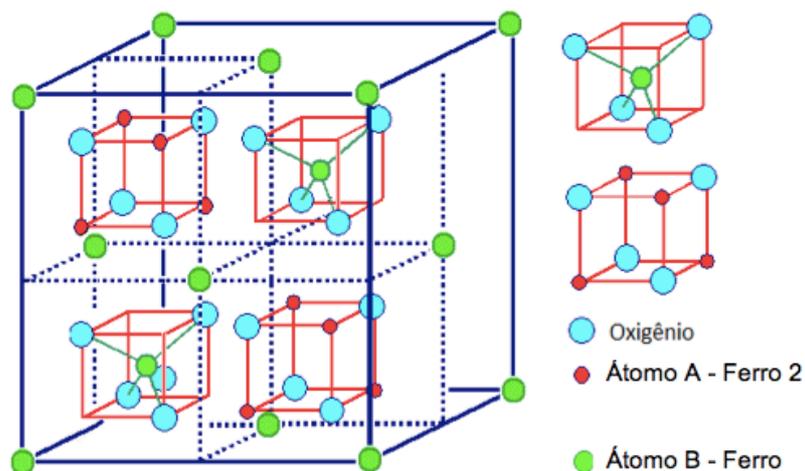


Figura 1 - Representação hipotética dos sítios tetraédrico (sítio A), octaédrico (sítio B) da célula unitária da magnetita, conforme estrutura espinélio [12].

1.3 Nanopartícula Magnética de Ferrita de Cobalto

Assim como as Nanopartículas de Magnetita, as nanopartículas de ferrita de cobalto apresentam grande aplicabilidade na área biomagnética, tais como entrega de fármacos [21] e detecção [22]. Para que sejam utilizadas em aplicações médicas as nanopartículas de cobalto devem apresentar tamanho médio de inferior a 20 nm , além de serem superparamagnéticas [23]. A ferrita de cobalto (CoFe_2O_4) é um material magnético duro conhecido por sua ampla coercitividade, magnetização moderada, boa estabilidade física e química.

As técnicas para preparação de nanopartículas de ferrita de cobalto normalmente utilizam reatores para que haja uma formação homogênea. Para proteção contra oxidação e controle de sua aglomeração, normalmente as nanopartículas de ferrita de cobalto são recobertas pode ser dispersadas em meio carreador específico conforme aplicação nanotecnológica ou biomédica, tal como ácido oléico como pré cobertura [24, 25]. Técnicas especiais foram desenvolvidas para controle de aglomeração [26, 27].

Ferrita de cobalto ($CoFe_2O_4$) já tem sido utilizada como material para tratamento de câncer através da magnetohipertermia, metodologia de tratamento baseia-se no calor libertado pelas partículas mediante aplicação de um campo magnético alternado geralmente na faixa de frequências de 50-500 kHz [28-30]. É um material magnético com a mesma magnetização, quase de saturação, tal como magnetita, mas com anisotropia cristalina maior. Seu tempo de relaxação magnética é muito menor do que em nanopartículas de magnetita e maguemita de mesmo tamanho [30].

1.3.1 Aplicações de Nanopartícula “in vivo”

Existem diversas aplicações que utilizam nanopartículas para auxílio na cura de doenças e sempre aparecem novos tratamentos utilizando materiais nesta escala. Como não é possível descrever todas essas aplicações, serão apresentadas apenas algumas delas. Nanopartículas normalmente não são inseridas “sozinhas” “in vivo” por conta da rejeição de anticorpos no organismo. Para viabilizar sua inserção é necessário primeiramente recobrir as nanopartículas magnéticas com moléculas biocompatíveis a fim de diminuir os efeitos da rejeição pelo organismo. Além dessa camada biocompatível é preciso inserir outra camada molecular como cobertura para a funcionalização do colóide [2].

1.3.2 Transporte de Drogas

Outra aplicação das nanopartículas magnéticas pode ser transporte de drogas recobertas com fármacos a fim de eliminar determinado problema em regiões do organismo tais como células cancerígenas. É necessário que se concentre essas nanopartículas magnéticas funcionalizadas na região que se quer atingir. Este

procedimento é realizado através do posicionamento de um campo magnético próximo do alvo e fazendo a inserção das nanopartículas funcionalizadas no sangue. Posicionado um campo magnético na região das células alvo, essas nanopartículas irão se agrupar nessa região. Após as nanopartículas ficarem retidas é necessário fazer a liberação da droga, que nesse caso pode ser feita através da aplicação de um campo magnético externo com determinada amplitude e frequência que irá contribuir para a liberação da droga [31].

1.3.3 Magnetohipertermia

A magnetohipertermia trata-se do aquecimento das células cancerígenas que estão embebidas com nanopartículas magnéticas através da aplicação de campo magnético alternado externo e nesse caso a temperatura local se eleva acima de $42^{\circ} C$. Este tipo de tratamento é eficaz para os tipos de células cancerígenas que são mais sensíveis à temperatura do que as células normais com a elevação da temperatura sofrem lise. Após a inserção das nanopartículas recobertas com molécula biocompatível é feita sua concentração na região das células cancerígenas através de um campo magnético externa do corpo. Por fim é aplicado um campo magnético com amplitude e frequência controlada na região [32].

1.3.4 Ressonância Magnética de Imagem - RMI

A aplicação como agente contraste de colóide magnéticos é muito importante na Ressonância Magnética de Imagem (RMI) como método clínico na obtenção de imagem mais nítidas devido a alta densidade de momentos magnéticos. Os procedimentos

clínicos é fazer a injeção de colóide magnético funcionalizado para obter as imagens dos tecidos a ser analisados [33].

1.3.5 Ensaios Imunológicos com Nanopartículas

Os ensaios imunológicos têm sido uma ferramenta amplamente utilizada em diagnósticos clínicos. A forma mais usual de ensaios imunológicos para detecção de moléculas biológicas consiste em realizar a ligação entre essas moléculas com agentes marcadores normalmente usados para geração de um sinal perceptível. As *MNPs* inicialmente eram utilizadas para separar e quantificar elementos biológicos. Essas técnicas são descritas e comparadas em [34] e mostram procedimentos com partículas não magnéticas apresentando as vantagens e desvantagens de cada uma. Foram utilizados agentes marcadores por fluorescência, radioatividade e enzimáticos.

1.3.5.1 Método de Identificação por Radioisótopos

No método utilizando radioisótopos se utiliza antígenos em concentrações previamente determinadas com átomos radioativos de hidrogênio e iodo. Esses antígenos interagem com anticorpos não marcados cuja quantificação é feita no processo de ligação com anticorpos de quantidade bem definida. Para obtenção de uma resposta é feito uma comparação entre uma experiência de calibração feita anteriormente onde havia somente os anticorpos e os antígenos radioativos com os antígenos que restaram e essa diferença de radioatividade entre os antígenos que não tinham marcação e os que tinham é proporcional a quantidade desses antígenos [35].

1.3.5.2 Método de Identificação por Fluorescência

No método utilizando fluorescência as MNPs recebem uma cobertura de material fluorescente além das dos anticorpos para determinado antígeno que se quer medir e sua quantificação é feita através da medição da fluorescência da amostra. Um método conhecido que usa a caracterização por fluorescência para detecção é o ELISA, onde anticorpos primários são ligados a antígenos alvo, depois anticorpos secundários com enzimas são ligados aos primários, sem que haja mudança em suas propriedades funcionais. Posteriormente com a adição de determinada substância ao ensaio essas enzimas emitem fluorescência [36].

1.3.5.3 Método de Identificação por Magnetismo

No início, o magnetismo foi usado somente para viabilizar a separação e transporte nos ensaios imunológicos que utilizavam as outras técnicas descritas neste trabalho. Por conta do baixo campo magnético gerado por essas nanopartículas, sua detecção por sensores comerciais na época se tornava extremamente difícil.

Com o avanço da indústria eletrônica e o desenvolvimento de sensores magnéticos mais eficientes, tais como sensores *GMR*, *Hall* e *SQUID*, começou a abrir novas possibilidades para detecção destas nanopartículas magnéticas de forma direta pela sua propriedade magnética sem a inserção de material radioativo e fluorescente.

Existem três formas de estudar as propriedades das nanopartículas magnéticas, são elas, medição de remanência onde é aplicado um campo inicial com o objetivo de magnetizar as nanopartículas e pouco antes da medição esse campo é retirado [37, 38, 39], (ii) medição de relaxação onde é medido o decréscimo da magnetização logo após a retirada do campo magnético aplicado [40, 41, 42] e (iii) medição da susceptibilidade

magnética cuja resposta da magnetização das nanopartículas magnéticas é medida com o campo magnético aplicado [43, 44]. Nas referências citadas a medição é feita através de um compartimento blindado com o objetivo de minimizar interferências externas e à temperatura ambiente.

1.4 Sensor para Detecção de Nanopartículas Superparamagnética

A detecção de nanopartículas magnética tem sido realizada por diversos tipos de sensores. Dentre eles o sensor que utiliza o princípio da magnetoresistência gigante (*GMR*). Em [45] foi demonstrado a medição da força de ligação entre antígenos e nanopartículas utilizando sensores (*GMR*). Já em [46, 47] este sensor foi utilizado para detectar somente uma partícula com 2 *mm* de diâmetro.

Um outro tipo de sensor utilizado para medição de partículas magnéticas é o de efeito Hall. Em [48], foi desenvolvido um sistema utilizando sensores do tipo Hall para detecção de partículas compostas por milhares de nanopartículas confinadas a uma matriz de polímero. Este conjunto em questão tem diâmetro em torno de 2,8 *mm*.

Sensores que utilizam o princípio da magneto impedância (*GMI*) também têm sido utilizados para detectar nanopartículas magnéticas [49]. Nesta aplicação as partículas magnéticas apresentam características similares às utilizadas com o efeito Hall. Neste trabalho, a partícula tem um diâmetro aproximado de 4,5 *mm* e é formada por uma matriz de polímero contendo milhares de nanopartículas de óxido de ferro.

Outro método de detecção e quantificação de nanopartículas magnéticas baseia-se no magnetometro *SQUID* (Superconducting Quantum Interference Device). Seu funcionamento baseia-se no efeito Josephson e na detecção de um sinal de tensão

proporcional à variação do fluxo magnético produzido pelo deslocamento da amostra ao longo de um sistema de detecção formado por bobinas [39].

Em determinadas aplicações o *SQUID* é substituído por sensores “*fluxgate*” com o objetivo de medir a relaxação das nanopartículas magnéticas [50, 51]. A vantagem nessa substituição se dá pelo fato de que em algumas aplicações não ser necessário trabalhar com temperaturas extremamente baixas ainda que a sensibilidade seja diminuída.

Por fim, outros tipos de sensores têm sido aplicados na medição de nanopartículas magnéticas, tais como sensores de magnetoresistência túnel (*MTJ*) e magnetoresistência anisotrópica (*AMR*) [52].

1.5 Efeito Hall

Edwin H. Hall descobriu que um condutor quando conduz uma corrente elétrica e este for afetado por um campo magnético (H) perpendicular a esta corrente aparecerá uma diferença de potencial na direção do plano que contém a corrente e o campo magnético. Este experimento foi realizado no ano de 1879 utilizando o esquema mostrado na Figura 2. Esta diferença de potencial ficou conhecida como Tensão Hall (V_H) e sua observação ficou conhecida como efeito Hall [53].

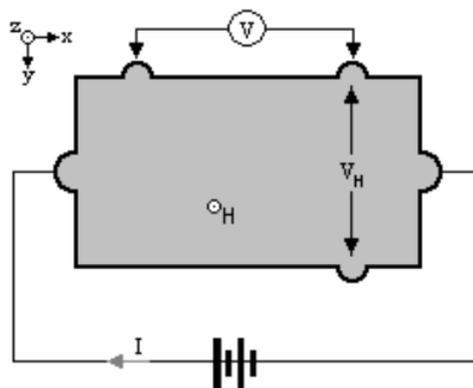


Figura 2 - Diagrama do circuito elétrico utilizado para encontrar a tensão Hall.

A tensão Hall é resultado da força magnética atuante que desvia os portadores de carga. Essa força é denominada força de Lorentz e é proporcional ao vetor velocidade do portador de carga e ao módulo de carga e ao campo magnético [53].

1.6 Arduino

Arduíno é uma plataforma eletrônica de desenvolvimento aberto (open source) que pode ser integrada ao conceito de desenvolvimento de sistemas físicos, por meio de hardware e software, que interagem e respondem a entradas (inputs) do mundo real [54].

Organizado por um hardware e um software de desenvolvimento, um Arduíno supera e muito esse conceito. Devido à grande difusão entre seus utilizadores/seguidores no mundo todo, é possível afirmar que o Arduíno representa uma enorme quantidade de adeptos. Dentre os diversos motivos para seu sucesso dentre eles o seu baixo custo (devido o potencial que este pode realizar), a capacidade de interação com diversos sistemas operacionais (Windows, o Linux e Machintosh), bem como a facilidade de programação e utilização [55].

Antes de iniciar a trabalhar com o Arduino é necessário compreender o seu funcionamento. Para isso, serão apresentados os principais conceitos, iniciando pelo seu funcionamento de hardware e software, tomando como referência o Arduino Uno que será utilizado posteriormente como placa como primeiro protótipo desse projeto.

1.6.1 Hardware

O Arduino é fabricado pela Smart Projects. Em 2015 já são 13 versões diferentes do mesmo dispositivo, cada versão com o seu tipo próprio microrcontrolador, dimensões

e funcionalidades particulares. O Arduino Uno representado pela Figura 3 era comercializado no mercado com dois tipos de microcontrolador, primeiramente com o ATmega168 e atualmente com o ATmega328. O preço de compra deste dispositivo ronda os 60 reais no mercado brasileiro [55].



Figura 3 - Arduino Uno [55].

É importante saber distinguir um microcontrolador de microprocessador. Um microprocessador é constituído por um circuito integrado capaz de executar instruções, e sua velocidade de processamento é definida pelo seu tempo de clock. O clock normalmente é definido em função da frequência e não do tempo.

A capacidade de processamento de um microprocessador é influenciada basicamente pela sua arquitetura, tipo de instruções que efetua, o número de bits que são utilizados, dentre outros. Outro parâmetro de extrema relevância na performance de um microprocessador é memória externa, onde são gravados todos os programas que são executados.

Já um microcontrolador é construído de forma integrada, ou seja, todos os componentes externos em um circuito integrado, permitindo que este tenha controle e acesso constante a todos os periféricos.

A Figura 4 apresenta o exemplo de um microcontrolador, demonstrando suas interfaces básicas.

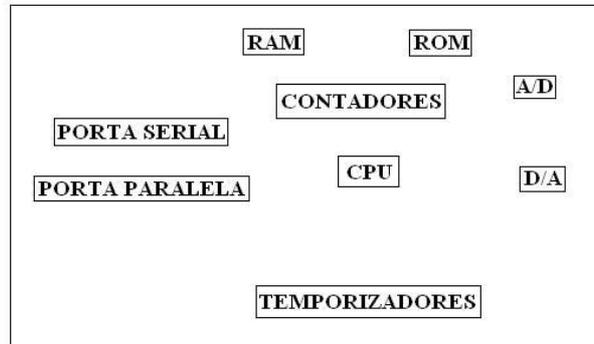


Figura 4 - Exemplo de um microcontrolador e dos componentes que o constituem.

Pode-se notar a partir da Figura 4 anterior que um microcontrolador apresenta todos os componentes necessários para seu funcionamento em um único encapsulamento. Essa é a diferença básica quando comparado a um microprocessador.

A Figura 5 apresenta o diagrama de blocos do microcontrolador ATmega328, sendo possível identificar todos os seus componentes.

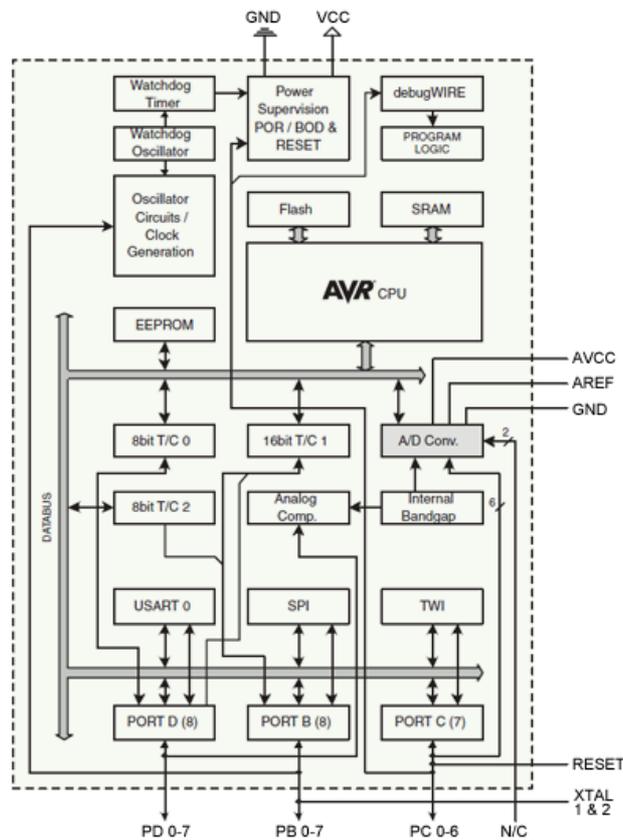


Figura 5 - Diagrama de blocos do microcontrolador ATmega328 [55, 56].

A análise detalhada deste microcontrolador não é indispensável para o entendimento de seu funcionamento, e como tal não será uma das finalidades deste trabalho.

O desenvolvimento de um firmware no Arduíno segue determinadas regras. As descrições abaixo para o desenvolvimento de um programa, assim como alguns princípios que devem ser utilizados para o sucesso de um programa, são os seguintes [54].

Primeiramente declara-se as variáveis globais a serem utilizadas no programa. É importante atentar que embora seja possível declarar variáveis no decorrer de cada ciclo do programa, estas não poderão ser utilizadas por ciclos externos ao ciclo onde estas se encontram. Assim, recomenda-se a declaração das variáveis globais que serão utilizadas por todos os ciclos logo no início do programa. Para uma aplicações em que se “leia”

informações pelas portas digitais/analógicas do Arduino, essas deverão ser declaradas no início do programa.

Configuração das portas (saída/entrada). Esse passo é feito dentro de um ciclo de configuração que é incluído em qualquer programa do Arduino, ainda que este não possua informação alguma em seu interior. Esse é o ciclo de setup, e nele também é realizada a etapa de configuração de comunicação, tal como a comunicação serial.

Em seguida é criada toda a aplicação dentro de um outro ciclo de loop que será executado até que a aplicação do Arduino seja finalizada. O ciclo de loop comumente tem a maior parte do código pois é nele que são inseridas as funções e instruções do programa. É no ciclo de loop que podem ser inseridas as funções de interrupção (chamadas para outros ciclos quando há determinado acontecimento). No caso do Arduino Uno, empregado neste trabalho de Mestrado, é possível configurar duas interrupções externas para cada aplicação, através das portas digitais 2 e 3.

Por último, é possível realizar a declaração demais ciclos secundários ao loop principal, tais como funções que são chamadas sempre que um determinado botão é ligado.

É possível observar que o processo de elaboração de um firmware no Arduino é similar à da linguagem C. A linguagem de programação do Arduino é baseada na linguagem C, com funções previamente gravadas na memória do Arduino, facilitando a concepção de programas ajustados ao próprio microcontrolador, ainda que o restante da sintaxe seja a mesma da programação em C.

1.6.2 Aquisição de Sinal – Conversão A/D

O microcontrolador ATMEGA-328 do Arduíno UNO tem um conversor A/D de 10 bits. Sabendo-se que as entradas analógicas do Arduíno podem receber valores de tensão entre os 0 V e 5 V , a correspondência binária para esses valores será entre 0000000000 e 1111111111. Com isso, tem-se uma resolução aproximada de 5 mV , o que indica que variações de tensão menores que esse valor não serão apontadas pelo conversor A/D [56].

Refira-se que o Arduíno UNO durante a conversão da primeira amostra que lê demora 25 ciclos de clock e que para as demais conversões demora 13 ciclos de clock. Essa diferença é atribuída à inicialização do conversor. Sendo assim, a conversão inicial possibilita determinar o número de amostras efetuadas por segundo, ou seja, determina-se a taxa de amostragem [55]. Por exemplo, para um clock do sistema de 1 MHz o tempo de amostragem será calculado pela equação 1.1:

$$T_{\text{amostragem}} = \frac{10^6}{13} \approx 77000 \text{ amostras/segundo} \quad (1.1)$$

Avaliando agora a taxa de amostragem calculada em função do teorema de Nyquist apresentado anteriormente, verifica-se que a frequência máxima do sinal analógico que se pode ser aplicado à entrada do Arduíno, quando este opera a um clock de sistema de 1 MHz , não deverá superar $38,5\text{ kHz}$.

Sabe-se que o Arduíno UNO opera com clock de 16 MHz . Já o clock do conversor A/D é uma pequena parte do clock de sistema, tendo em vista é dividido por um fator (Prescaler). É possível modificar o Prescale, variando os bits *ADPS0*, *ADPS1* e

ADPS2. Tais bits fazem parte do registo *ADCSRA* e estão internamente na memória *EEPROM* do microcontrolador. A Tabela 1 ilustra o registrador *ADCSRA* [55, 57]:

Tabela 1 - Registro ADCSRA [55].

<i>Bit</i>	7	6	5	4	3	2	1	0
(0x7A)	ADEN	ADSC	ADATE	ADIF	ADIE	ADPS2	ADPS1	ADPS0
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W
Valor Inicial	0	0	0	0	0	0	0	0

Existem várias combinações de bits. Cada uma altera o valor de Prescale. Sabendo-se que o clock de entrada do conversor A/D depende diretamente do valor do Prescale, é possível relacioná-los com o clock de sistema pela equação 1.2 [55, 57]:

$$f_{clock\ conversor\ A/D} = \frac{f_{clock\ de\ sistema\ (16\ MHz)}}{fator\ de\ divisão\ (Prescaler)} \quad (1.2)$$

A Tabela 2 sintetiza as possíveis combinações de bits com seu respectivo fator de divisão e o clock do conversor A/D [55].

Tabela 2 - Conteúdo do Registrador ADCSRA [55].

ADPS2	ADPS1	ADPS0	Fator de Divisão	Clock do ADC (MHz)
0	0	0	2	8
0	0	1	2	8
0	1	0	4	4
0	1	1	8	2
1	0	0	16	1
1	0	1	32	0,5
1	1	0	64	0,25
1	1	1	128	0,125

Analisando o a Tabela 2 é possível afirmar que quanto menor for o fator de divisão maior é a frequência do sinal de clock do conversor A/D. Por exemplo, sabendo que o Arduino UNO realiza 13 ciclos de clock para cada conversão digital, e

conhecendo que tal Arduino vem de fábrica com um fator de divisão de 128 , é possível concluir que a frequência do sinal do conversor A/D é de $9,6\text{ kHz}$. No entanto deve-se atentar para o fato de que esses valores são teóricos, não sendo possível aferi-los na prática.

CAPITULO 2 – DESENVOLVIMENTO DO SISTEMA DE DETECÇÃO DE NANOPARTÍCULAS MAGNÉTICAS

Neste capítulo é descrito o desenvolvimento do sistema de detecção Hall usando o sensor Hall modelo *SS49E* e a conexão com o Arduino para detecção de nanopartículas magnéticas em meio coloidal.

2.1 Sensor Hall Modelo *SS49E*

Os sensores magnéticos são elementos cruciais para uma infinidade de aplicações que vão desde aparelhos eletrônicos simples até máquinas industriais sofisticadas. Uma das formas mais utilizadas de se medir campo magnético é através de uma bobina, alimentada por um sinal alternado. Atualmente os sensores do tipo Hall são amplamente utilizados, devido sua sensibilidade e baixo custo. Dentre as técnicas de detecção de nanopartículas magnéticas descritas neste trabalho, a escolhida foi a que utiliza sensores do tipo Hall, pela viabilidade de aplicação e aquisição ao contrário dos outros sensores comerciais tais como sensores *GMR*.

O sensor Hall escolhido para o sistema é o *SS49E* [58], este sensor tem como saída uma tensão elétrica proporcional ao campo magnético aplicado, possui baixo ruído o que torna desnecessário um circuito para filtragem externa. De acordo com o fabricante este possui uma sensibilidade média de $1,8 \text{ mV/G}$ operando a uma temperatura de $25 \text{ }^\circ\text{C}$, possui uma saída típica de $2,5 \text{ V}$ na ausência de campo magnético e sua amplitude pode variar de $0,86 \text{ V}$ até $2,5 \text{ V}$ correspondendo a um campo magnético negativo e de $2,5 \text{ V}$ até 4 V o que corresponderia a um campo magnético positivo.

Com o objetivo de constatar a viabilidade técnica do projeto foi montado um circuito apenas utilizando um Arduino Uno e sensor *SS49E*. O sensor foi instalado em

um protoboard, onde recebeu a alimentação proveniente pela fonte de +5 V do próprio Arduino. A Figura 6 ilustra o primeiro protótipo do circuito.

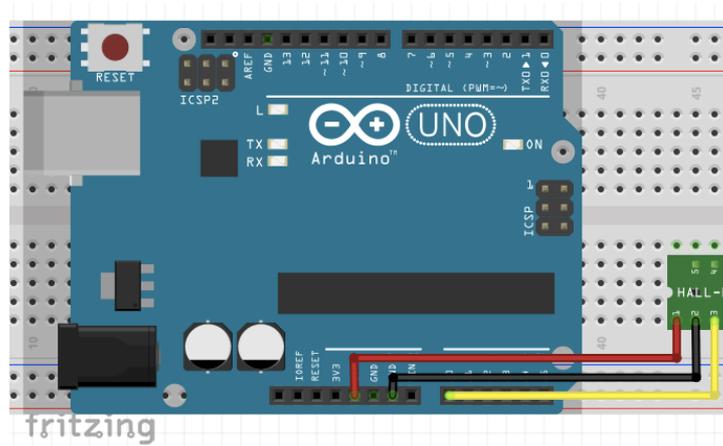


Figura 6 - Representação do protótipo desenvolvida no Software Fritzing.

O Arduino foi programado primeiramente para realizar a leitura do sensor através do Pin A0 (porta do conversor analógico/digital) e exibi-lo através da interface de comunicação serial do Software de Desenvolvimento do Arduino (conhecido como IDE). Ao circuito representado na Figura 6 foi aproximado um neodímio ferro boro com diâmetro de 20 mm e 10 mm de comprimento. Verificou-se que à medida que o neodímio era aproximado do sensor, a faixa de valores do conversor Analógico/Digital apresentava incrementos que variavam de 0 à 1023. Ao se distanciar o neodímio do sensor Hall, este apresentava decremento que chegavam até o limite inferior do conversor A/D, conforme esperado.

Logo após o neodímio foi posicionado em uma distância fixa (30 mm) do sensor Hall, e entre o sensor e o ímã (praticamente encostado no sensor) foi inserido um porta amostra do tipo micro tubo contendo 30 mg de nanopartícula de magnetita seca. No momento da inserção, observou-se imediatamente uma resposta ao campo contínuo

aplicado. Foram realizados vários testes preliminares com a mesma amostra e verificou-se que quanto maior o campo aplicado, maior a resposta magnética do protótipo.

A partir desses testes, verificou-se a possibilidade de construção de um sistema embarcado de baixo custo, a fim de minimizar o ruído presente no circuito, realizar novas medidas, com foco em fluidos magnéticos, por este apresentar grande aplicabilidade na área médica.

2.2 Desenvolvimento do Sistema Embarcado

O equipamento é composto por um sensor analógico do tipo Hall responsável pela leitura do campo magnético, um componente responsável pela geração contínua do campo magnético a ser inserido na amostra, um conjunto de circuitos analógicos responsáveis pela calibração e condicionamento do sinal obtido pelo sensor, uma componente digital responsável em converter o sinal analógico para digital, tratar e apresentar as leituras e apresentá-las em um display e também uma interface de comunicação sem fio com o objetivo de possibilitar futuramente as leituras através de um dispositivo móvel durante o ensaio. A Figura 7 apresenta o diagrama geral do sistema desenvolvido.

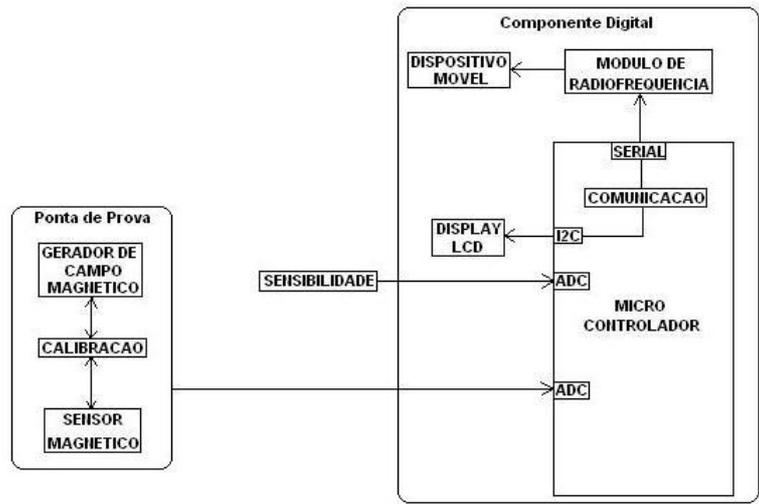


Figura 7 - Esquema em blocos do sistema desenvolvido.

2.1.1 Confeção da placa de circuito impresso

O desenho do circuito, bem como o desenvolvimento do layout da placa de circuito impresso foi desenvolvido com o auxílio do Software *EAGLE*. Nele foram inseridos todos os componentes eletrônicos, efetuadas ligações entre os componentes. A Figura 8 apresenta o diagrama esquemático do circuito desenvolvido.

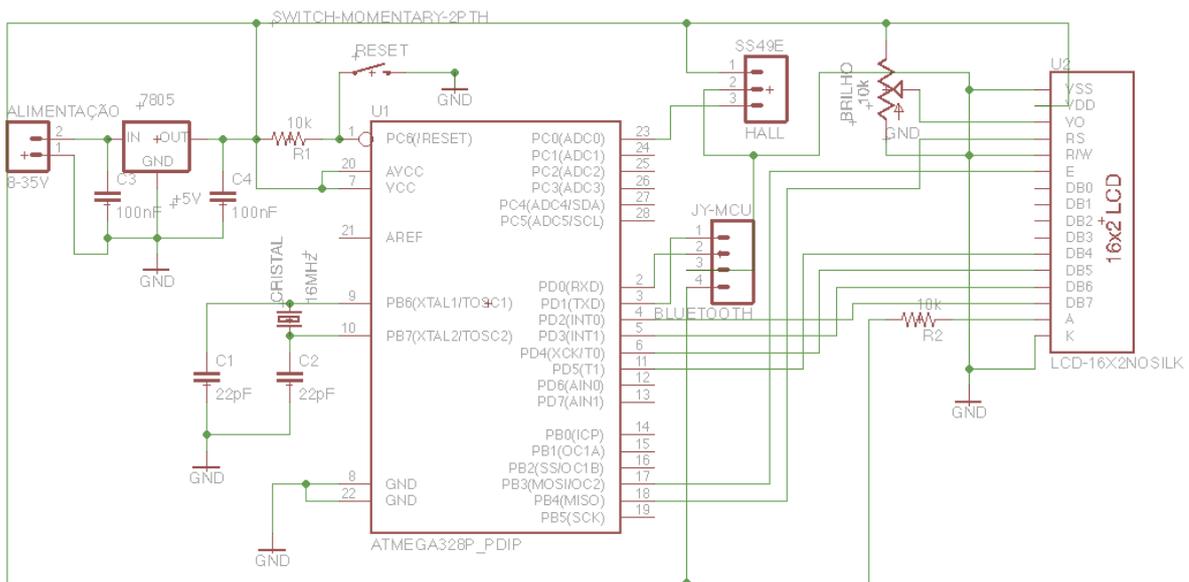


Figura 8 - Diagrama esquemático do circuito desenvolvido no Software *EAGLE* em anexo.

O circuito é composto por uma fonte de alimentação de entrada que pode receber uma tensão 8 V à 35 V, possuindo proteção contra ruídos de radiofrequência através dos capacitores de filtro de $0,1\mu F$ inseridos tanto na entrada quanto na saída do regulador de tensão 7805. O microcontrolador ATMEGA328 está configurado para operar a um clock de 20 MHz, através dos dois capacitores de $22\mu F$ em conjunto com o cristal de 20 MHz. O conector de entrada do sensor Hall SS49E está conectado ao pino 23 do microcontrolador, este pino está configurado como uma entrada analógica e apresenta uma resolução de 10 bits. Para exibição das leituras obtidas foi instalado um display de LCD 16x2 e ajuste de brilho feito pelo trimpot de 10 kΩ. Por fim foi adicionado um conector para comunicação serial via bluetooth para uma futura exibição das leituras também em dispositivos móveis.

Após a conclusão do diagrama esquemático o projeto prosseguiu para elaboração do layout da placa de circuito impresso. Após redimensionamentos e redistribuição dos componentes a versão final do layout é apresentada na Figura 9.

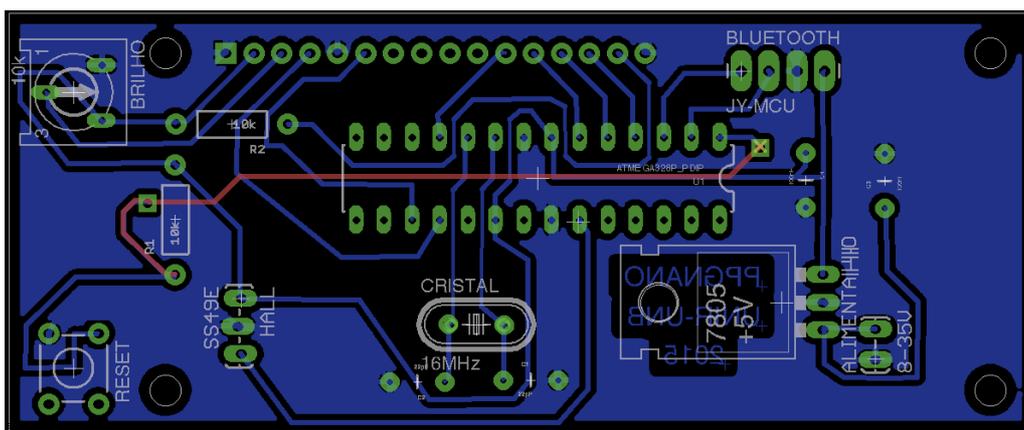


Figura 9 - Layout da placa de circuito impresso com seus respectivos componentes desenvolvido no Software EAGLE.

O layout da placa de circuito impresso foi desenvolvido de forma a ter o menor tamanho possível e suas dimensões foram de *94 mm* de comprimento por *38mm* de largura, limitados pelo encaixe do display de *LCD 16x2*.

O processo de confecção da placa de circuito foi feito pelo método de fototransferência. Uma placa de fenolite de *94 mm x 38 mm* com face simples recebeu uma camada de tinta fotossensível à luz *UV*. Após uma secagem à sombra por *24 horas* foi exposta junto ao fotolito à uma lâmpada *UV* por *4 minutos*. Passado o tempo de exposição à luz *UV*, foi feito um processo de revelação do circuito, mergulhando a placa em água corrente e com o auxílio de um pequeno pincel foi retirada a parte que não ficou exposta à luz *UV*, revelando assim o layout do circuito. Logo depois, a placa de circuito foi mergulhada em uma solução de percloroeto de ferro com o objetivo de corroer as partes de cobre da placa que ficaram expostas. Por fim, foi retirada com o auxílio de uma palha de aço a camada restante de tinta que recebeu a exposição à luz *UV*, finalizando assim a confecção da placa de circuito. A Figura 10 apresenta a placa de circuito confeccionada para o sistema de detecção.

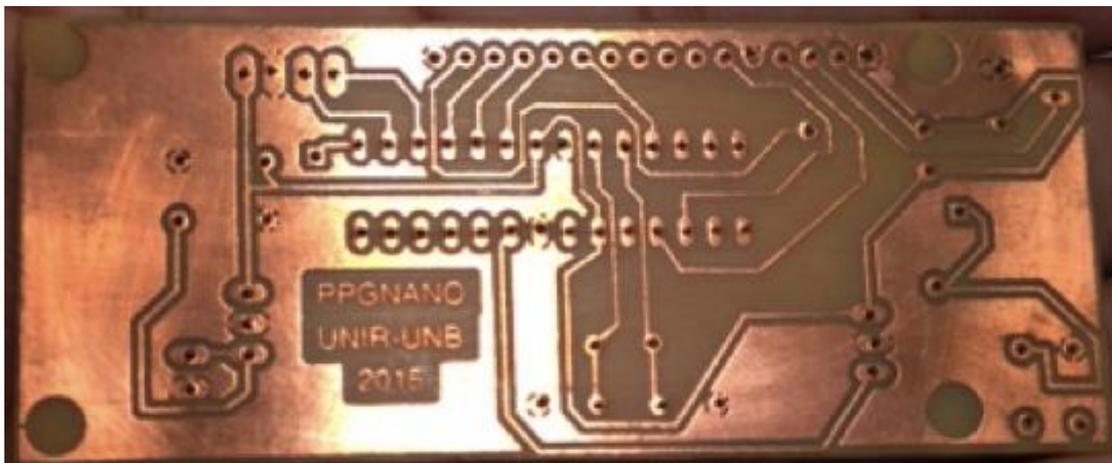


Figura 10 - Placa de circuito confeccionada para o sistema de detecção.

2.2.2 Ponta de Prova

O sensor Hall *SS49E* tem como saída uma tensão elétrica proporcional ao campo magnético aplicado, possui baixo ruído o que torna desnecessário um circuito para filtragem externa. De acordo com o Datasheet do sensor este possui uma sensibilidade média de $1,8 \text{ mV/G}$ operando a uma temperatura de $25 \text{ }^\circ\text{C}$, possui uma saída típica de $2,5 \text{ V}$ na ausência de campo magnético e sua amplitude pode variar de $0,86 \text{ V}$ até $2,5 \text{ V}$ correspondendo a um campo magnético negativo e de acima de $2,5 \text{ V}$ até 4 V o que corresponderia a um campo magnético positivo. Os testes mostraram resultados que variavam em cada sensor sendo $2,62 \text{ V}$ a tensão de saída do sensor Hall na ausência de campo magnético e seu range variando de $0,8 \text{ V}$ até $4,26 \text{ V}$. Com isso torna-se necessário que o sensor seja calibrado no momento em que o sistema é ligado a fim de eliminar esses erros que neste caso são relevantes tendo em vista o que se pretende medir.

Foi confeccionado com o auxílio de um torno mecânico um suporte cilíndrico oca de tecnil para abrigar o Sensor Hall, de forma que este ficasse posicionado no centro. Foi confeccionado também um cilindro maciço rosqueavel onde foi fixado em sua extremidade um pedaço de ímã permanente de neodímio-ferro-boro (*NeFeB*) responsável pela geração do campo magnético contínuo. Para um ajuste preciso da posição do neodímio em relação ao sensor, em ambas as peças de tecnil foram feitas roscas para facilitar variação de posição do sensor ao ímã. Foi feito uma abertura na peça de tecnil para inserir um porta amostra contendo partículas magnéticas entre o sensor hall e o neodímio de forma a obter respostas ao campo magnético aplicado. A Figura 11 apresenta o conjunto de tecnil já com o sensor e o neodímio fixados.

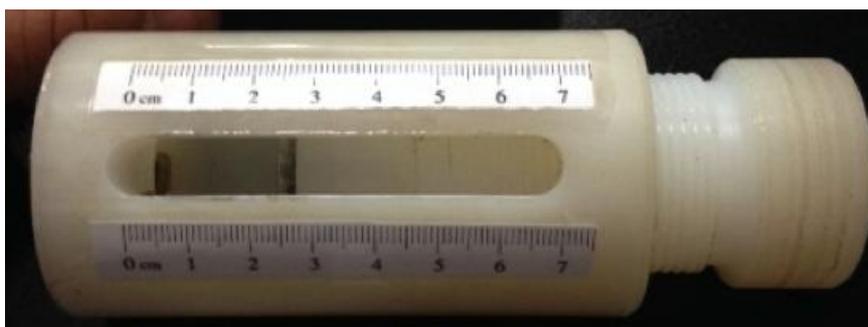


Figura 11 - Ponta de prova confeccionada com auxílio de um torno mecânico.

2.2.3 Componente Digital

A componente Digital é composta basicamente pelo microcontrolador, pelo ajuste de sensibilidade e pela Interface Homem Máquina (*IHM*).

O microcontrolador escolhido possui conversores analógico/digital de 10 bits. Ele foi programado para realizar a leitura dos sinais analógicos recebidos pela porta *ADC0* (pino 23 do *ATMega328*), converter em sinais digitais, tratá-los através de equações matemáticas e enviar através da comunicação serial com o *LCD* a leitura do campo magnético em Gauss e em micro Tesla.

2.2.4 Calibração do Equipamento

Antes de efetuar as medidas das nanopartículas o equipamento passou por um processo de calibração. Este procedimento consistiu em basicamente posicionar o ímã de neodímio a diferentes distâncias e obtendo seu respectivo valor. A Figura 12 apresenta a curva de calibração do equipamento.

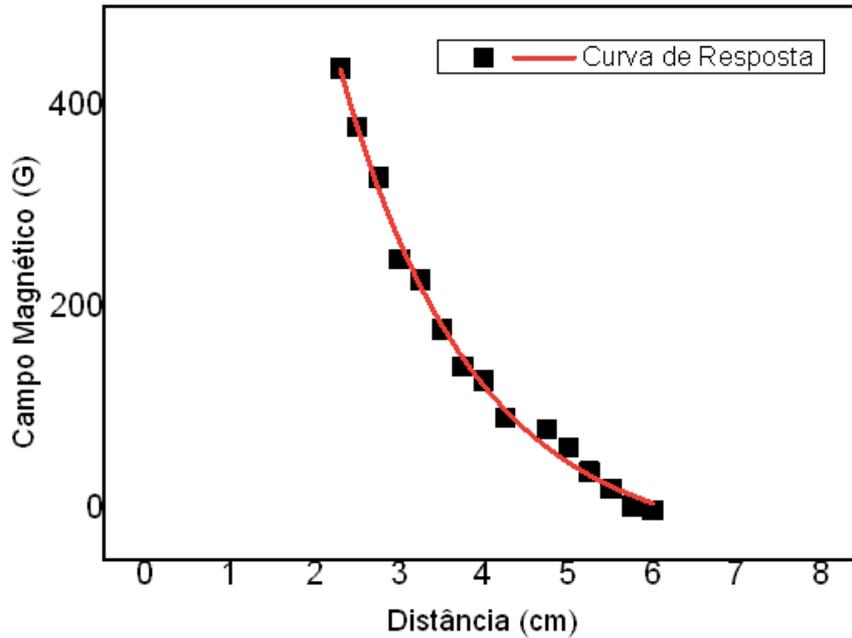


Figura 12 - Curva de calibração (resposta ao campo magnético em função da distância).

A partir da Figura 12 verifica-se que quanto mais próximo do sensor maior será o campo magnético. A precisão do equipamento está limitada a ± 2 Gauss. O campo máximo de resposta do equipamento é de 438 Gauss o que equivale a uma distância de 2,3 cm entre o ímã de neodímio e o sensor e está limitado ao conversor A/D do microcontrolador ATMEGA328. A distância máxima que o sensor consegue obter uma leitura consistente é de 5,75 cm, o que equivale a um campo de 4 Gauss.

O comportamento da curva de calibração pode ser representado pela equação 2.1:

$$B = \frac{\mu_0 M_p \text{sen}\theta}{4\pi^2 L} \quad (2.1)$$

Onde,

B – Campo magnético aplicado às partículas;

μ_0 – Permeabilidade magnética no vácuo;

M_p – Magnetização das partículas no volume;

L – Distância do ímã;

A Figura 13 apresenta o equipamento em operação sem amostras inseridas.

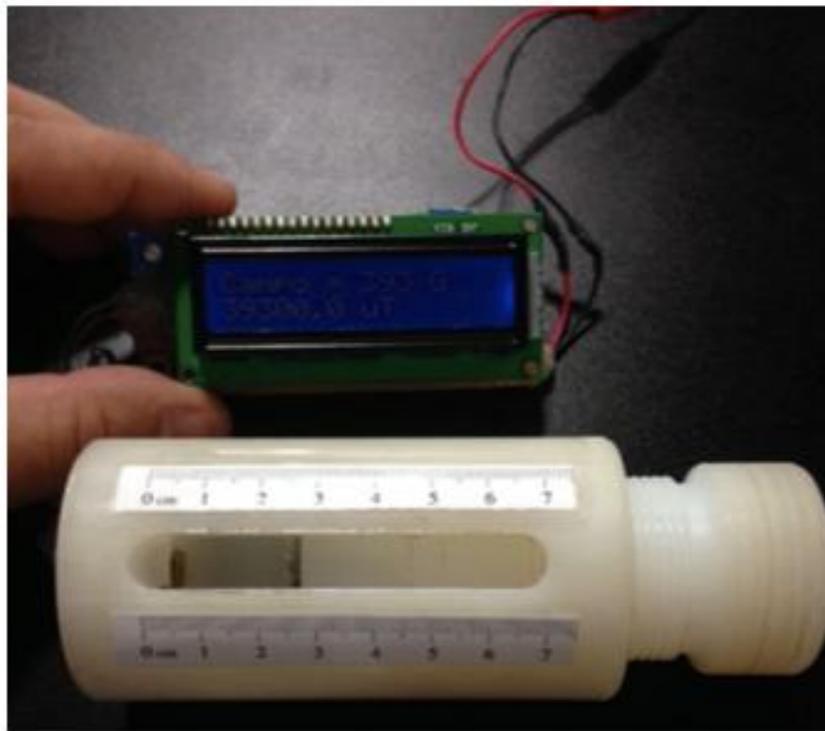


Figura 13 - Equipamento em funcionamento (momento da calibração).

CAPITULO 3 – PROCEDIMENTOS, RESULTADOS EXPERIEMENTAIS E DISCUSSÃO

3.1 Preparação das Amostras

Para o desenvolvimento deste trabalho foram utilizadas amostras de nanopartículas de ferrita de cobalto e magnetita. Essas partículas secas primeiramente foram pesadas e medidas a diferentes distâncias do equipamento a fim de se obter uma resposta magnética. A resposta é dada pela diferença entre o campo medido com a amostra contida no micro tubo e o campo sem amostra (obtido pela curva de calibração do equipamento). Para cada amostra foram realizadas cinco medidas instantâneas de modo a garantir sua confiabilidade. Após as medidas com as partículas secas foram realizadas diluições controladas de nanopartículas de ferrita de cobalto e água destilada, nanopartículas de magnetita com água destilada e por último nanopartículas de magnetita com sangue do tipo O⁺.

Durante a calibração do equipamento decidiu-se verificar a resposta magnética das nanopartículas em quatro distâncias fixas, sendo elas a *2,5cm*, *3cm*, *3,5cm* e *4cm* do sensor, o que corresponde um campo de *380 Gauss*, *249 Gauss*, *179 Gauss* e *128 Gauss* respectivamente. Esses limites foram escolhidos por apresentar uma grande diferença entre o limite superior (*380 Gauss*) e o limite inferior (*128 Gauss*).

3.2 Medidas com Nanopartícula de Ferrita de Cobalto

Com o objetivo de verificar a resposta magnética, as nanopartículas de cobalto foram dispersas em meio aquoso em várias concentrações com PH igual a 7 e temperatura de *25 °C*, estas foram submetidas ao campo magnético a diferentes distâncias.

A fim de facilitar a interpretação e identificação das medidas contidas nos gráficos deste item segue a Tabela 3.

Tabela 3 - Siglas e Significado das Medidas com Nanopartículas de Cobalto.

Sigla	Definição	PH	Temperatura
COB	Nanopartícula de Ferrita de Cobalto Seca	-	-
FC1	Nanopartícula de Ferrita de Cobalto+ 0.25ml de Água Destilada	7	25 °C
FC2	Nanopartícula de Ferrita de Cobalto+ 0.5ml de Água Destilada	7	25 °C
FC3	Nanopartícula de Ferrita de Cobalto+ 0.75ml de Água Destilada	7	25 °C
FC4	Nanopartícula de Ferrita de Cobalto+ 1.00ml de Água Destilada	7	25 °C
B	Resposta ao Campo Magnético (Gauss)	-	-
C1	Campo Magnético Aplicado (128 Gauss)	-	-
C2	Campo Magnético Aplicado (179 Gauss)	-	-
C3	Campo Magnético Aplicado (249 Gauss)	-	-
C4	Campo Magnético Aplicado (380 Gauss)	-	-

3.2.1 Ferrita de Cobalto – Resposta para Campo Fixo Variando A

Diluição

A Figura 14 apresenta a resposta magnética (*B*) de nanopartículas de ferrita de cobalto diluídas em diferentes concentrações (*FC1*, *FC2*, *FC3* e *FC4*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C1*).

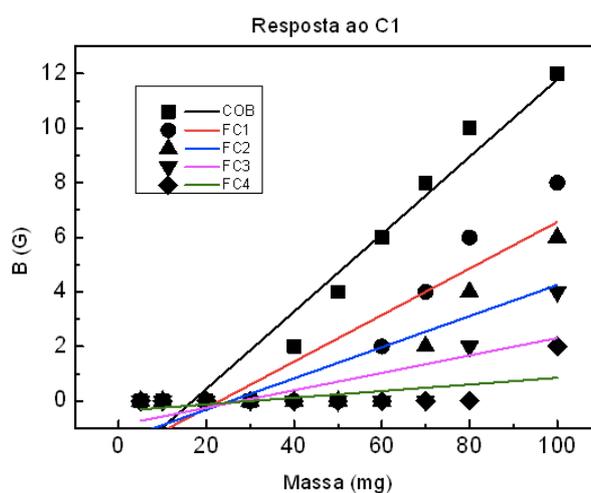


Figura 14 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 128 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de cobalto em água destilada.

A partir da Figura 14, verifica-se que a partícula *COB* apresenta maior resposta magnética se comparadas com os colóides de nanopartículas de cobalto. Observa-se ainda que para um campo aplicado de *128 Gauss* o colóide *FC4* apresentou baixa resposta.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*COB*) e a amostra *FC4* o fator de inclinação é *11,65* e entre a amostra *FC1* é de *1,66*. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente *85,75%* entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 15 apresenta a resposta magnética (*B*) dos colóides (*FC1*, *FC2*, *FC3* e *FC4*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C2*).

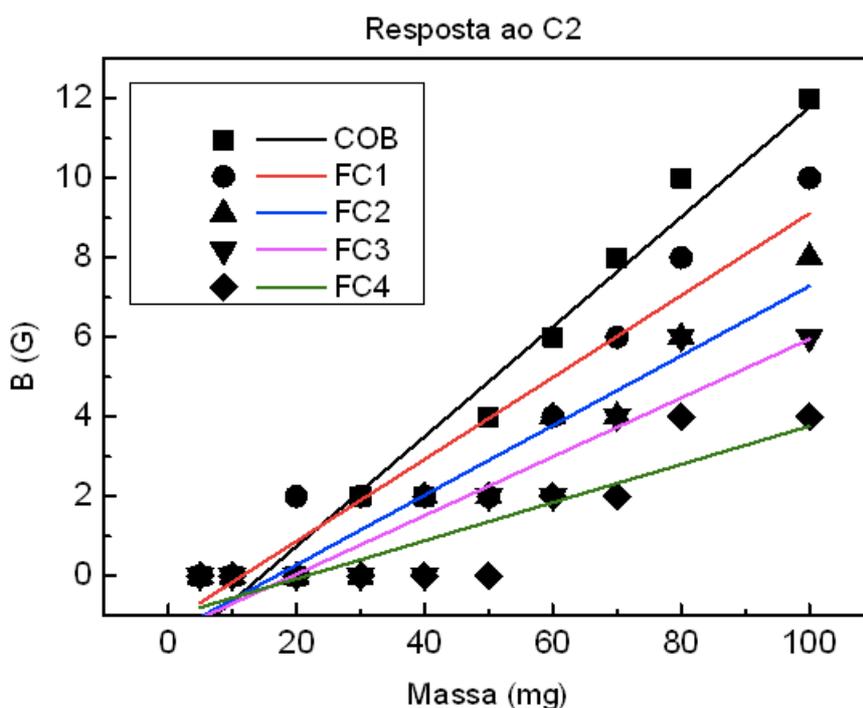


Figura 15 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 179 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de cobalto em água destilada.

A Figura 15 mostra que para o campo *C2*, a resposta magnética é bem próxima para o campo *C1*. Nota-se também que para o campo *C2* a resposta magnética do colóide *FC1* está mais próxima da partícula *COB*. Observa-se que para um campo

aplicado *C2*, os colóides de cobalto apresentaram um pico ligeiramente maior se comparado ao campo *C1*.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*COB*) e a amostra *FC4* o fator de inclinação é 2,87 e entre a amostra *FC1* é de 1,34. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 53,31% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 16 apresenta a resposta magnética (*B*) dos colóides (*FC1*, *FC2*, *FC3* e *FC4*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C3*).

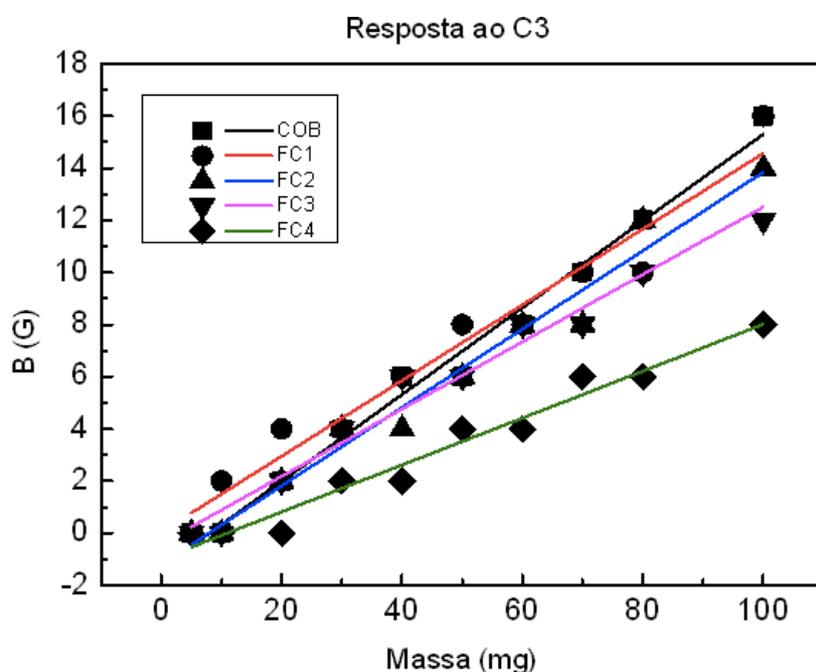


Figura 16 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 249 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de cobalto em água destilada.

Observa-se na Figura 16 que os colóides de cobalto apresentam respostas cada vez mais próximas da partícula *COB* para o campo aplicado *C3*. Nota-se ainda picos maiores de resposta se comparadas aos campos aplicados *C1* e *C2*.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*COB*) e a amostra *FC4* o fator de inclinação é 1,85 e entre a amostra

$FC1$ é de 1,14. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 38,38% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 17 apresenta a resposta magnética (B) dos colóides ($FC1$, $FC2$, $FC3$ e $FC4$) submetidas a um Campo Magnético Aplicado ($C4$).

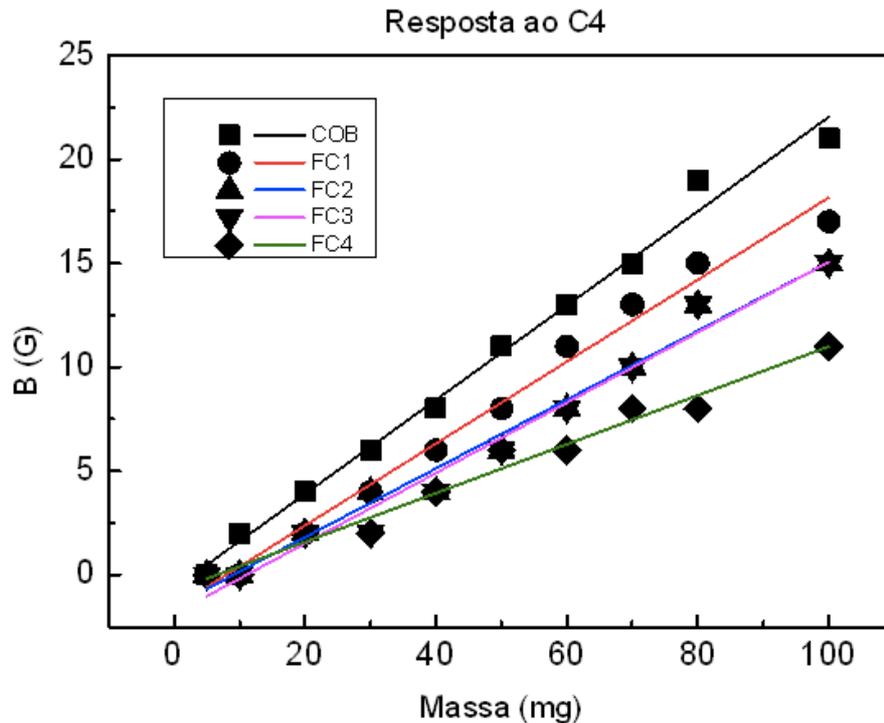


Figura 17 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 380 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de cobalto em água destilada.

A Figura 17 apresenta a resposta magnética muito superior para os campos $C1$, $C2$ e $C3$.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (COB) e a amostra $FC4$ o fator de inclinação é 1,93 e entre a amostra $FC1$ é de 1,15. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 40,41% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A análise das Figuras de 14 a 17 sugerem que quanto maior a concentração de nanopartículas de ferrita de cobalto em determinado fluido, maior será sua resposta magnética.

3.2.2 Ferrita de Cobalto – Diluição Fixa e Variando o Campo aplicado

Ao contrário do teste anterior, este teste tem como objetivo verificar a resposta magnética para diluições fixas, de forma a aplicar em cada diluição campos magnéticos diferentes.

A Figura 18 apresenta a resposta magnética de (COB) para os campos (C1, C2, C3 e C4).

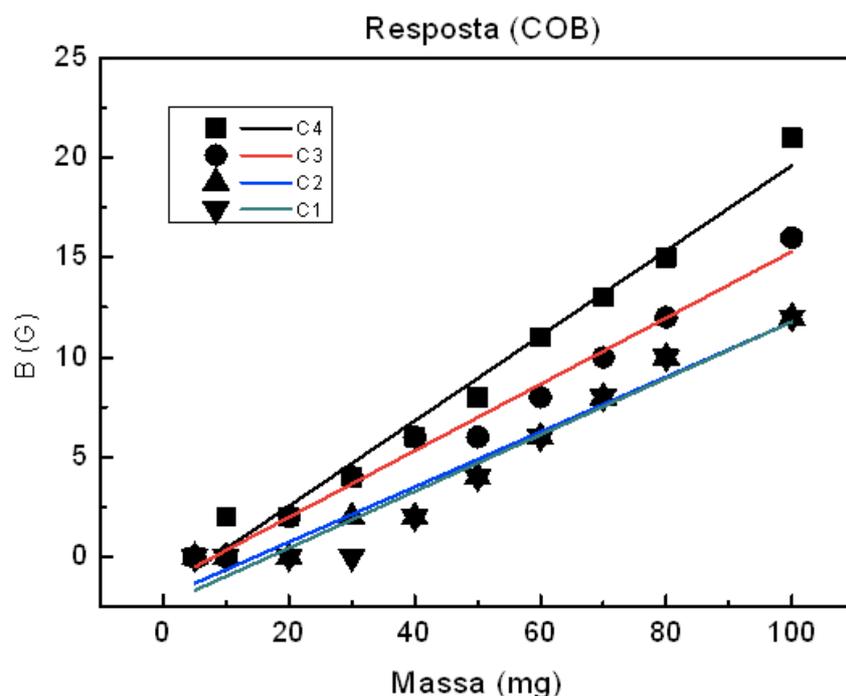


Figura 18 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (COB) para diferentes campos magnéticos aplicados.

As respostas magnéticas apresentadas na Figura 18 evidenciam que quanto maior o campo aplicado na mesma amostra de COB, maior será sua resposta magnética.

Observa-se também que para os campos *C1* e *C2* suas respostas estão muito próximas. Já quando comparadas com campo *C3* ou *C4*, fica evidente a grande diferença.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é *1,50* e entre o campo *C3* é de *1,28*. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente *14,66%* entre os campos.

A Figura 19 apresenta a resposta magnética de (*FC1*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

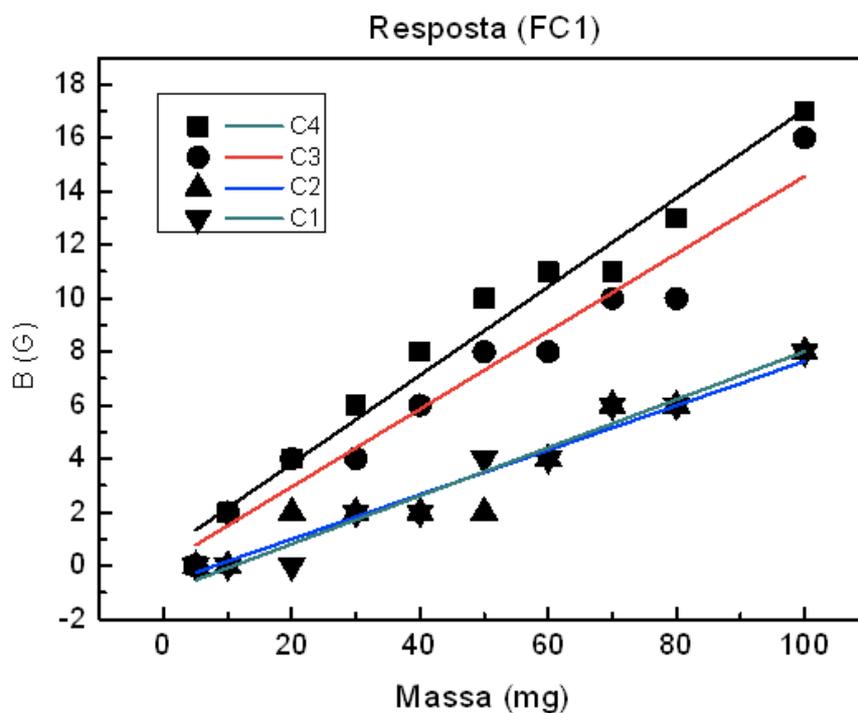


Figura 19 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (*FC1*) para diferentes campos magnéticos aplicados.

As respostas magnéticas de *FC1* apresentam resultados próximos ao *COB*, o que pode ser verificado analisando as Figuras 18 e 19. A diferença básica está na amplitude das respostas, que para *COB* é ligeiramente maior que *FC1*.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é 1,84 e entre o campo *C3* é de 1,14. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 38,04% entre os campos.

A Figura 20 apresenta a resposta magnética de (*FC2*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

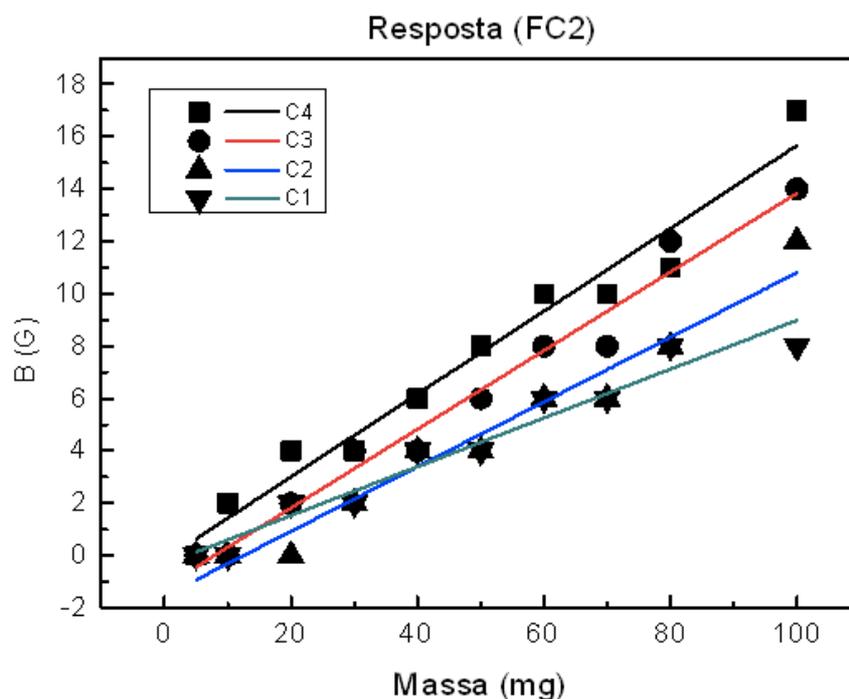


Figura 20 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (*FC2*) para diferentes campos magnéticos aplicados.

A Figura 20 possui comportamento similar quando comparada a Figura 19. Além disso, *FC2* já apresenta uma maior diferença de resposta entre os campos *C1* e *C2*.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é 1,69 e entre o campo *C3* é de 1,05. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 37,87% entre os campos.

A Figura 21 apresenta a resposta magnética de (*FC3*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

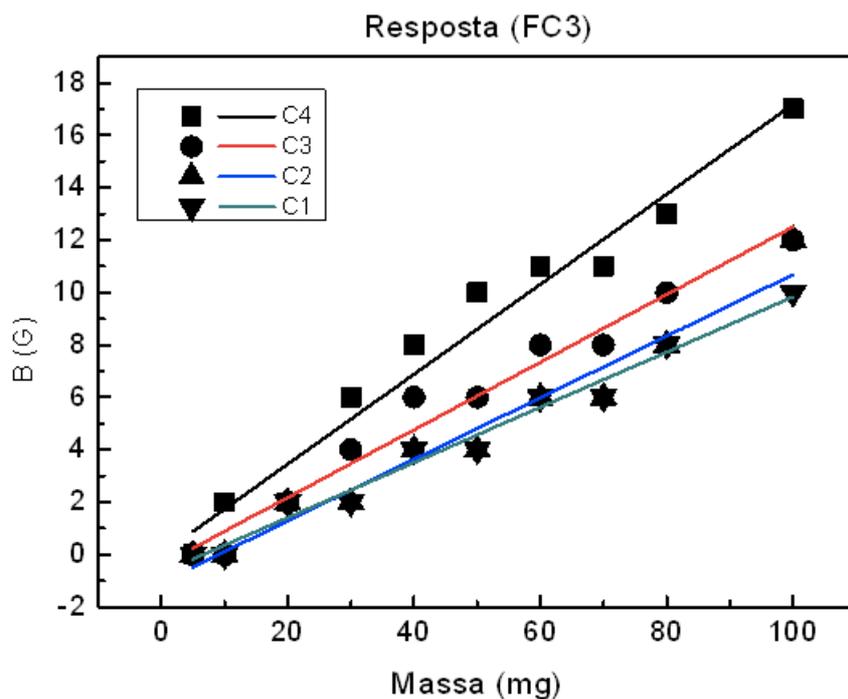


Figura 21 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FC3) para diferentes campos magnéticos aplicados.

Comportamento semelhante ao encontrado na Figura 20, mas com amplitude de resposta magnética ligeiramente menor.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é *1,63* e entre o campo magnético *C3* é de *1,33*. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente *18,40%* entre os campos.

A figura 22 apresenta a resposta magnética de (*FC4*) para os campos magnéticos (*C1, C2, C3 e C4*).

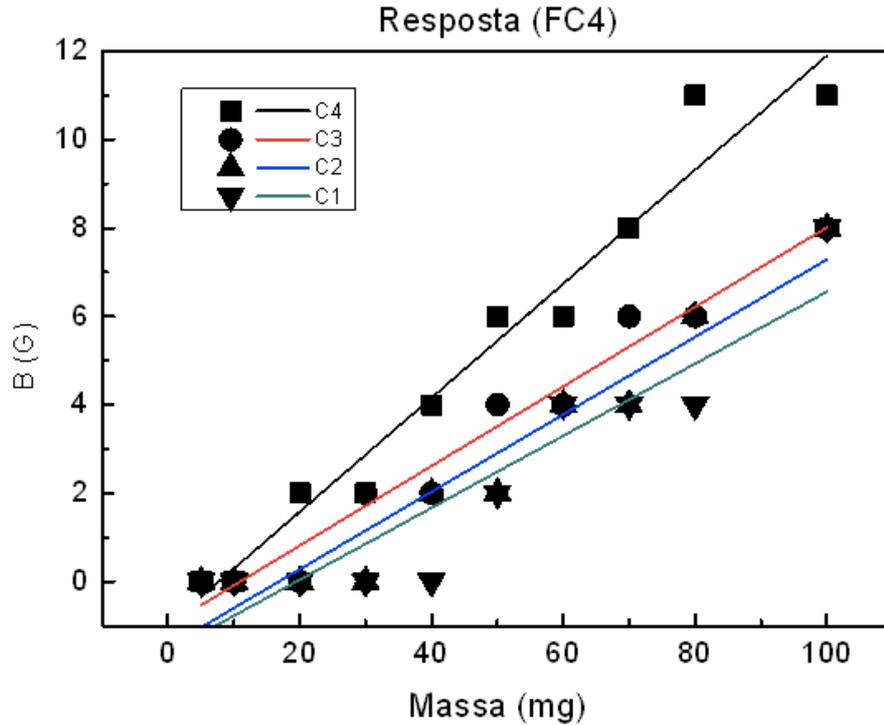


Figura 22 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FC4) para diferentes campos magnéticos aplicados.

As respostas magnéticas de *FC4* são menores quando comparada com os gráficos de *FC3*, *FC2*, *FC1* e *COB*.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é 1,58 e entre o campo magnético *C3* é de 1,43. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 9,49% entre os campos.

Em síntese as Figuras de 18 a 22 sugerem que quanto maior for o campo magnético aplicado em uma amostra de ferrita de cobalto, maior será sua resposta magnética.

3.3 Medidas com Magnetita e Água Destilada

Assim como realizado com nanopartículas de ferrita de cobalto, as nanopartículas magnetita foram dispersas em meio aquoso com PH igual a 7 e

temperatura de 25 °C e foram submetidas ao campo magnético a diferentes distâncias a fim de verificar se o equipamento apresentaria respostas magnéticas assim como na ferrita de cobalto.

A fim de facilitar a interpretação e identificação das medidas contidas nos gráficos deste item segue a Tabela 4.

Tabela 4 - Siglas e Significado das Medidas com Nanopartículas de Magnetita e água destilada.

Sigla	Definição	PH	Temperatura
MAG	Nanopartícula de Magnetita	-	-
FMAD1	Nanopartícula de Magnetita + 0.25ml de Água Destilada	7	25 °C
FMAD2	Nanopartícula de Magnetita + 0.5ml de Água Destilada	7	25 °C
FMAD3	Nanopartícula de Magnetita + 0.75ml de Água Destilada	7	25 °C
FMAD4	Nanopartícula de Magnetita + 1.00ml de Água Destilada	7	25 °C
B	Resposta ao Campo Magnético (Gauss)	-	-
C1	Campo Magnético Aplicado (128 Gauss)	-	-
C2	Campo Magnético Aplicado (179 Gauss)	-	-
C3	Campo Magnético Aplicado (249 Gauss)	-	-
C4	Campo Magnético Aplicado (380 Gauss)	-	-

3.3.1 Magnetita – Água Destilada – Resposta para Campo Fixo

Variando A Diluição

A Figura 23 apresenta as a resposta magnética (*B*) dos colóides (*FMAD1*, *FMAD2*, *FMAD3* e *FMAD4*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C1*).

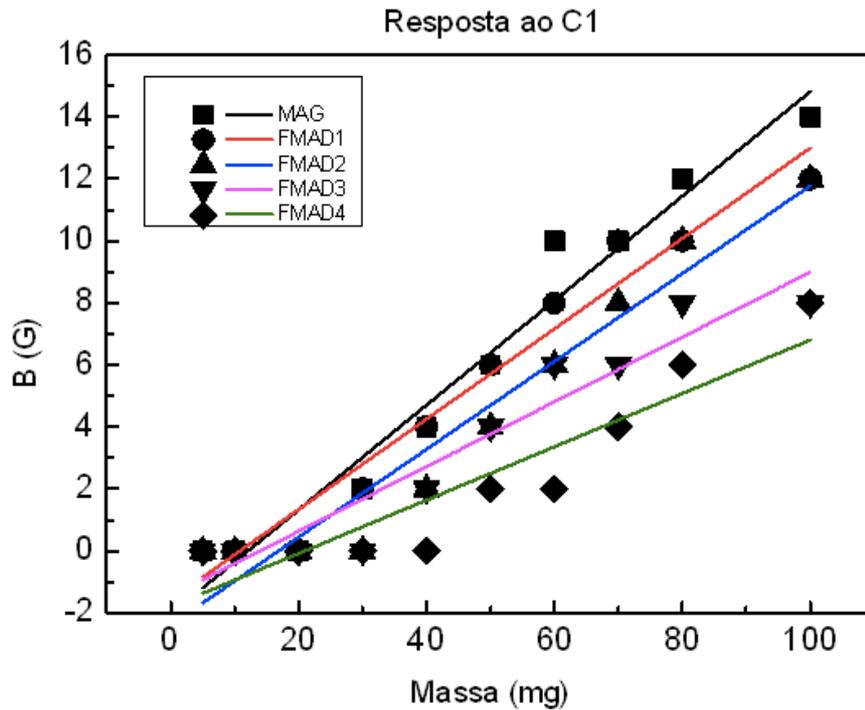


Figura 23 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 128 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em água destilada.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*MAG*) e a amostra *FMAD4* o fator de inclinação é 1,96 e entre a amostra *FMAD1* é de 1,15. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 41,32% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 24 apresenta as a resposta magnética (*B*) dos colóides (*FMAD1*, *FMAD2*, *FMAD3* e *FMAD4*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C2*).

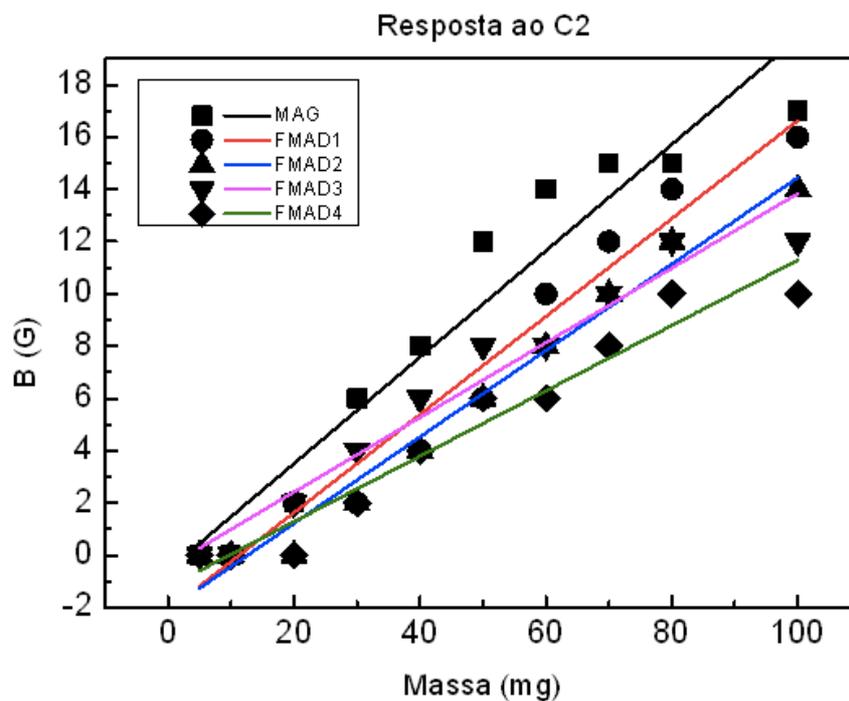


Figura 24 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 179 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em água destilada.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*MAG*) e a amostra *FMAD4* o fator de inclinação é 1,63 e entre a amostra *FMAD1* é de 1,08. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 33,74% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 25 apresenta as a resposta magnética (B) dos colóides (*FMAD1*, *FMAD2*, *FMAD3* e *FMAD4*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C3*).

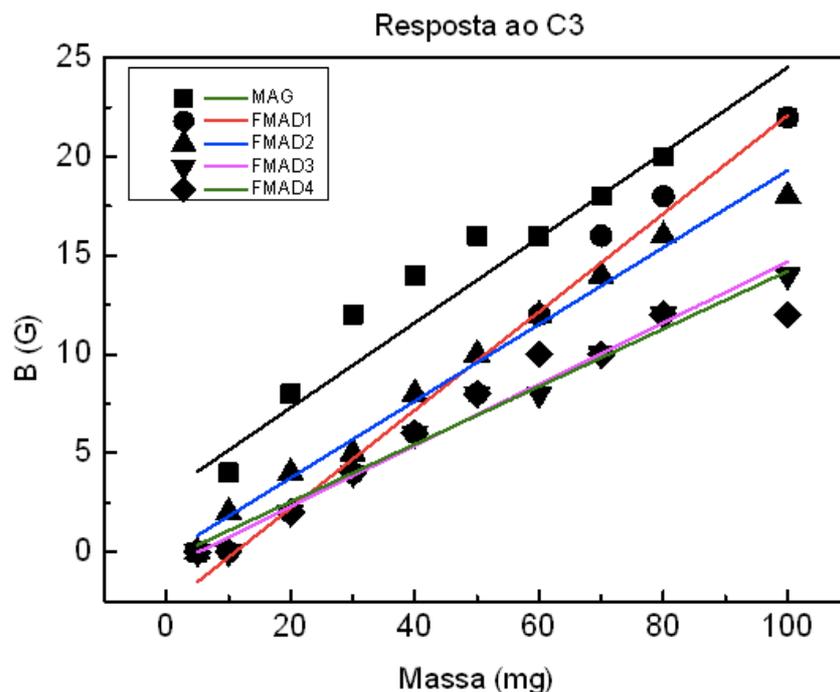


Figura 25 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 249 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em água destilada.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*MAG*) e a amostra *FMAD4* o fator de inclinação é 1,47 e entre a amostra *FMAD1* é de 0,86. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 41,49% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 26 apresenta as a resposta magnética (*B*) dos colóides (*FMAD1*, *FMAD2*, *FMAD3* e *FMAD4*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C4*).

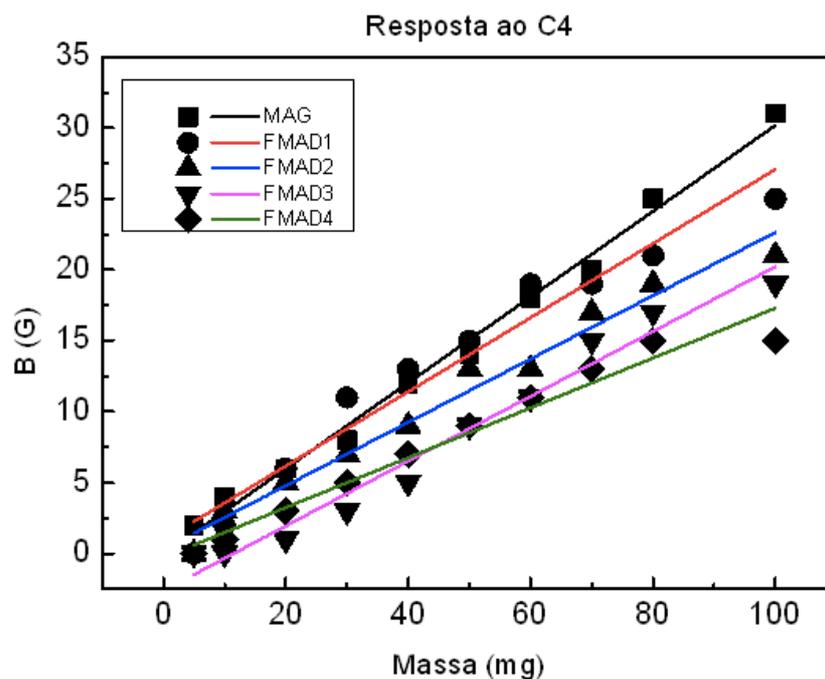


Figura 26 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 380 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em água destilada.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*MAG*) e a amostra *FMAD4* o fator de inclinação é *1,91* e entre a amostra *FMAD1* é de *1,15*. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente *39,79%* entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada. Analisando as Figuras de 23 a 26, percebe-se que à medida que a concentração de magnetita diminui seu campo também diminui, assim como ao aumentar a concentração de magnetita em um fluido esta fará com que sua resposta magnética seja maior.

3.3.2 Magnetita – Água Destilada – Diluição Fixa e Variando o Campo aplicado

A Figura 27 apresenta a resposta magnética de (*MAG*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

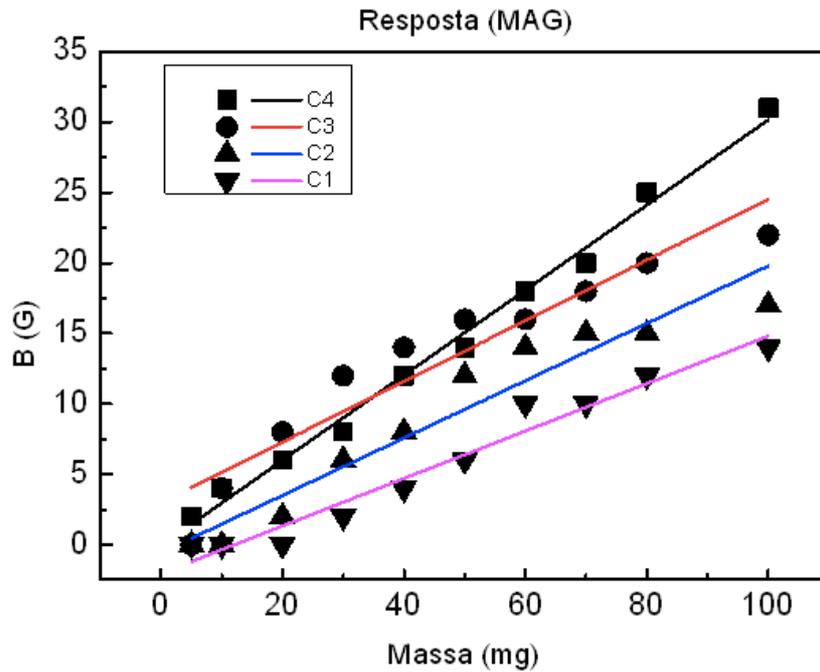


Figura 27 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (MAG) para diferentes campos magnéticos aplicados.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é *1,79* e entre o campo *C3* é de *1,60*. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente *10,61%* entre os campos..

A Figura 28 apresenta a resposta magnética de (*FMADI*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

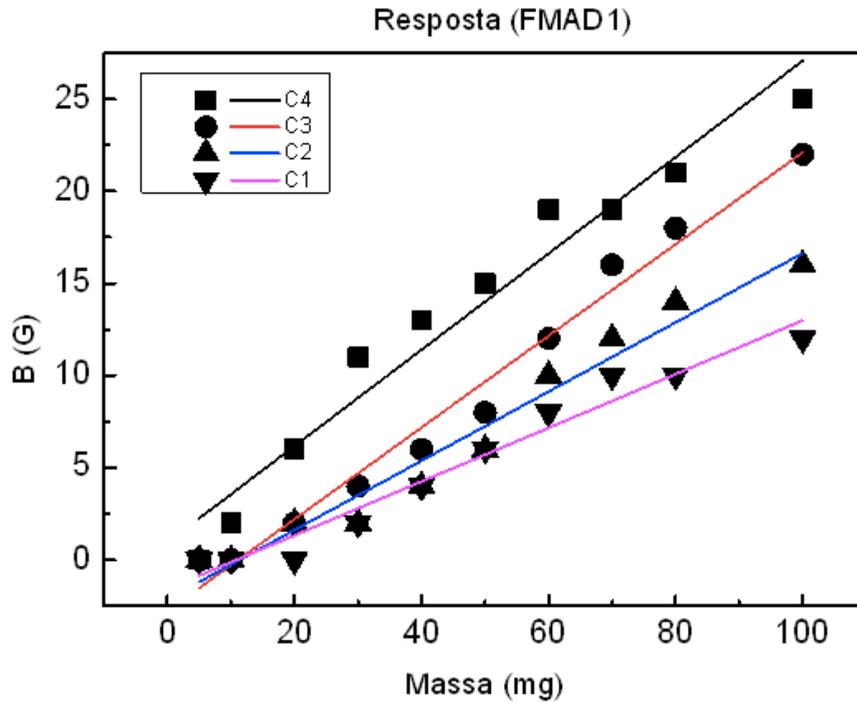


Figura 28 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMAD1) para diferentes campos magnéticos aplicados.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é *1,79* e entre o campo *C3* é de *1,05*. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente *41,34%* entre os campos.

A Figura 29 apresenta a resposta magnética de (*FMAD2*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

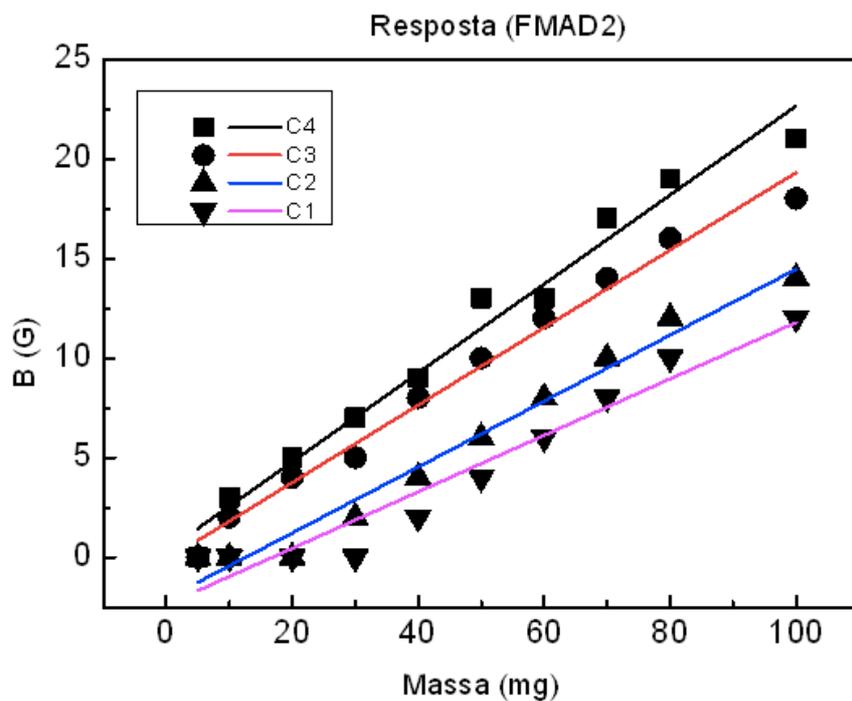


Figura 29 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMAD2) para diferentes campos magnéticos aplicados.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é 1,57 e entre o campo *C3* é de 1,14. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 27,39% entre os campos.

A Figura 30 apresenta a resposta magnética de (*FMAD3*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

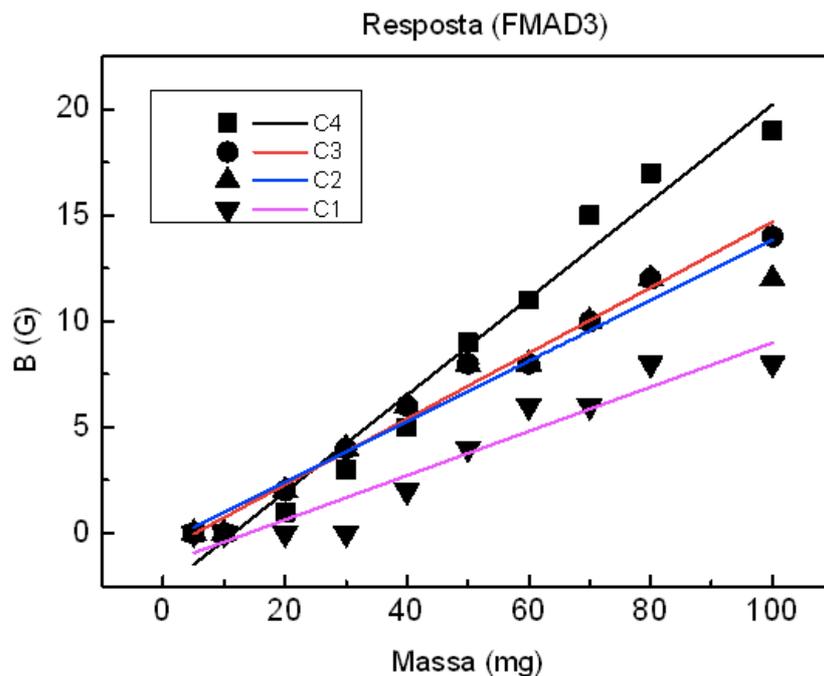


Figura 30 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMAD3) para diferentes campos magnéticos aplicados.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é 2,18 e entre o campo *C3* é de 1,47. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 32,57% entre os campos.

A Figura 31 apresenta a resposta magnética de (*FMAD4*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

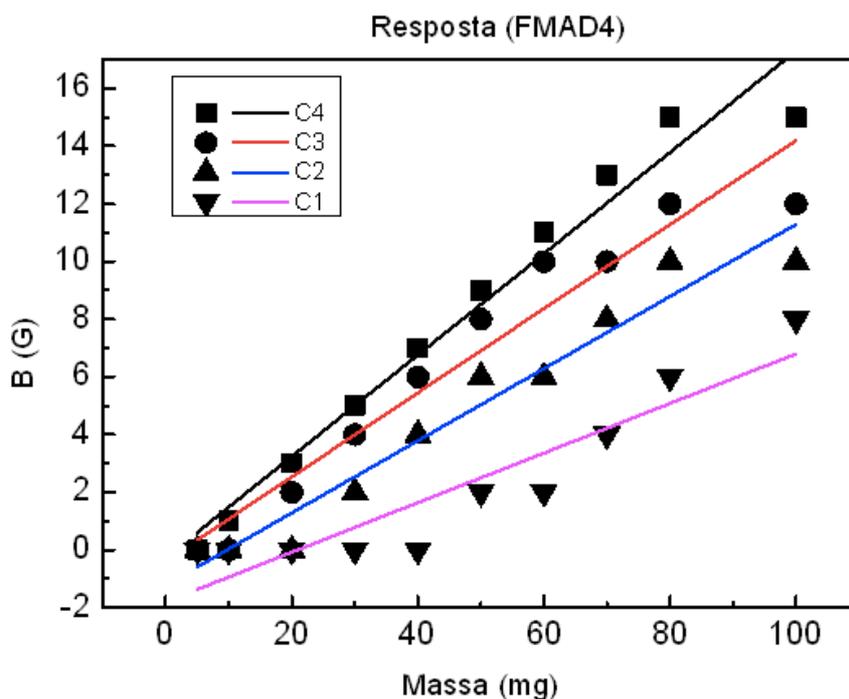


Figura 31 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMAD4) para diferentes campos magnéticos aplicados.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é *2,04* e entre o campo *C3* é de *1,20*. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente *41,17%* entre os campos.

Analisando as Figuras de 27 a 31, observa-se que o comportamento da magnetita diluída em água destilada foi semelhante ao comportamento da ferrita de cobalto, ou seja, para o mesmo tipo de material, quanto maior o campo aplicado maior será sua resposta magnética.

3.4 Medidas com Magnetita e Sangue O⁺

Assim como realizado com nanopartículas de magnetita diluídas em meio aquoso, nanopartículas magnetita também foram diluídas em várias concentrações de sangue O⁺ com PH igual a *7,5* e temperatura de *26,5 °C* e foram submetidas ao campo magnético a diferentes distâncias a fim de verificar se o equipamento apresentaria

respostas magnéticas. Devido a baixa resposta magnética em testes com sangue do tipo O⁺, foram preparadas duas concentrações de colóides (*FMS1* e *FMS2*).

A fim de facilitar a interpretação e identificação das medidas contidas nos gráficos deste item segue a Tabela 5.

Tabela 5 - Siglas e Significado das Medidas com Nanopartículas de Magnetita e Sangue O+.

Sigla	Definição	PH	Temperatura
MAG	Nanopartícula de Magnetita	-	-
FMS1	Nanopartícula de Magnetita + 0.25ml de Sangue O ⁺	7,5	26,5 °C
FMS2	Nanopartícula de Magnetita + 0.75ml de Sangue O ⁺	7,5	26,5 °C
B	Resposta ao Campo Magnético (Gauss)	-	-
C1	Campo Magnético Aplicado (128 Gauss)	-	-
C2	Campo Magnético Aplicado (179 Gauss)	-	-
C3	Campo Magnético Aplicado (249 Gauss)	-	-
C4	Campo Magnético Aplicado (380 Gauss)	-	-

3.4.1 Magnetita – Sangue O⁺ – Resposta para Campo Fixo Variando a

Diluição

A Figura 32 apresenta a resposta magnética (*B*) dos colóides (*FMS1*, *FMS2*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C1*).

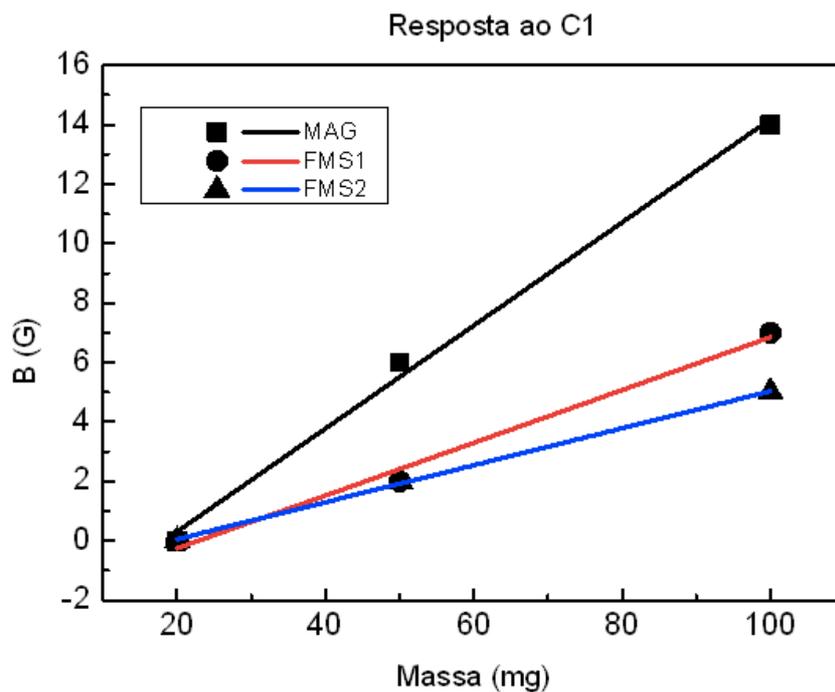


Figura 32 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 128 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em sangue O⁺.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*MAG*) e a amostra *FMS2* o fator de inclinação é 2,78 e entre a amostra *FMS1* é de 1,95. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 29,85% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 33 apresenta a resposta magnética (*B*) dos colóides (*FMS1*, *FMS2*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C2*).

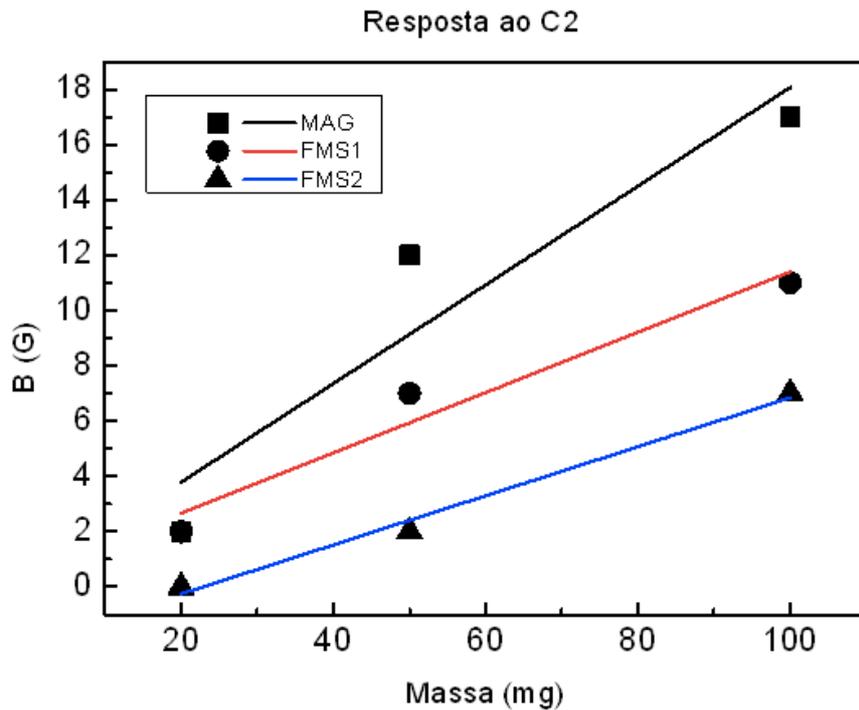


Figura 33 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 179 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em sangue O+.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*MAG*) e a amostra *FMS2* o fator de inclinação é 2,01 e entre a amostra *FMS1* é de 1,63. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 19,90% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 34 apresenta as a resposta magnética (*B*) dos colóides (*FMS1*, *FMS2*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C3*).

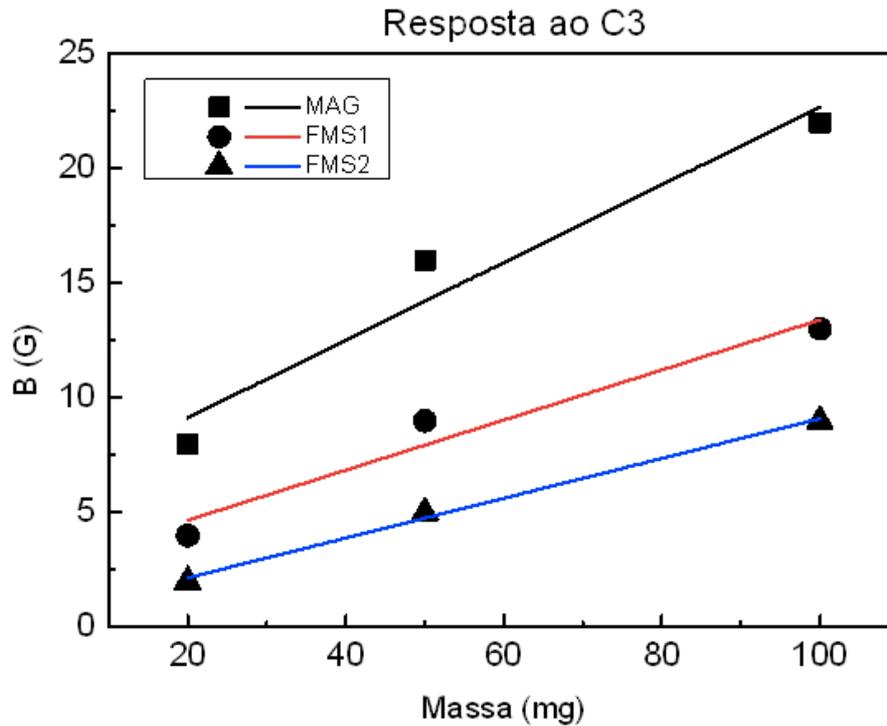


Figura 34 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 249 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em sangue O+.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*MAG*) e a amostra *FMS2* o fator de inclinação é 1,95 e entre a amostra *FMS1* é de 1,55. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 20,51% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 35 apresenta as a resposta magnética (*B*) dos colóides (*FMS1*, *FMS2*) submetidas a um Campo Magnético Aplicado (*C4*).

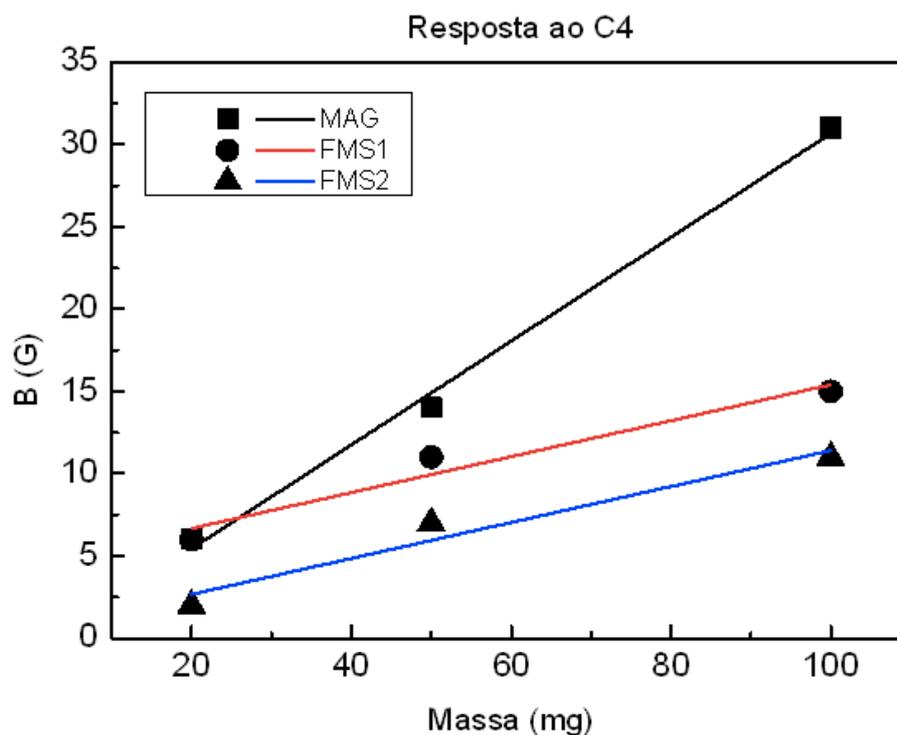


Figura 35 - Resposta magnética para aplicação de um campo magnético de 380 Gauss em diferentes concentrações de nanopartículas de magnetita em sangue O+.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra padrão (*MAG*) e a amostra *FMS2* o fator de inclinação é 2,88 e entre a amostra *FMS1* é de 2,88. Portanto, não se percebe variação.

Analisando as Figuras de 32 a 35, percebe-se uma resposta magnética pequena quando comparadas às diluições feitas com água destilada, mas ainda é possível perceber que quanto maior a concentração de nanopartículas de magnetita em um fluido, maior será sua resposta magnética.

3.4.2 Magnetita – Sangue O⁺ – Diluição Fixa e Variando o Campo aplicado

A Figura 36 apresenta a resposta magnética de (*FMS1*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

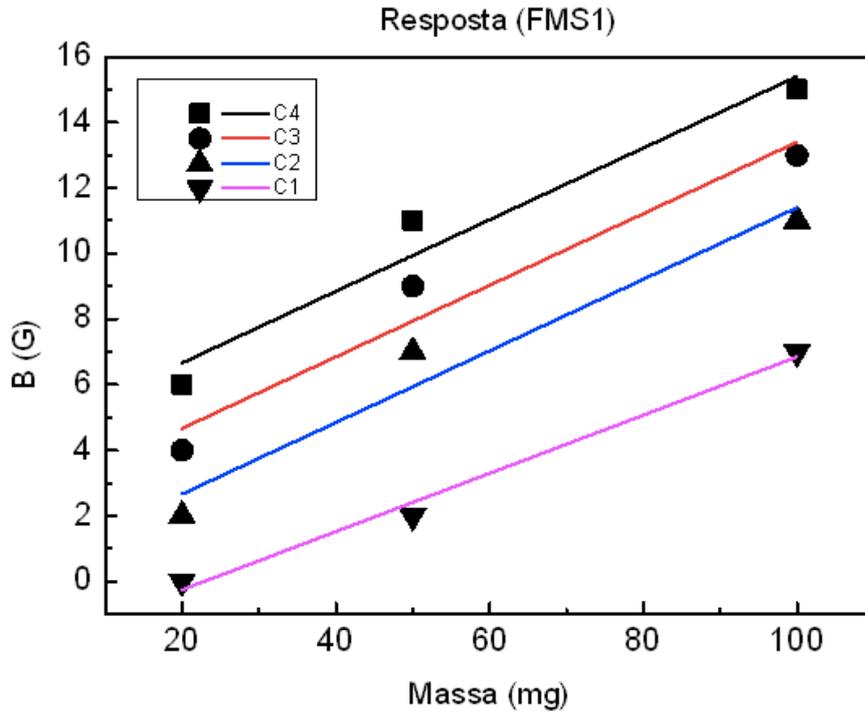


Figura 36 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMS1) para diferentes campos magnéticos aplicados.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é *1,23* e entre o campo *C3* é de *1,00*. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente *18,70%* entre os campos.

A Figura 37 apresenta a resposta magnética de (*FMS2*) para os campos (*C1*, *C2*, *C3* e *C4*).

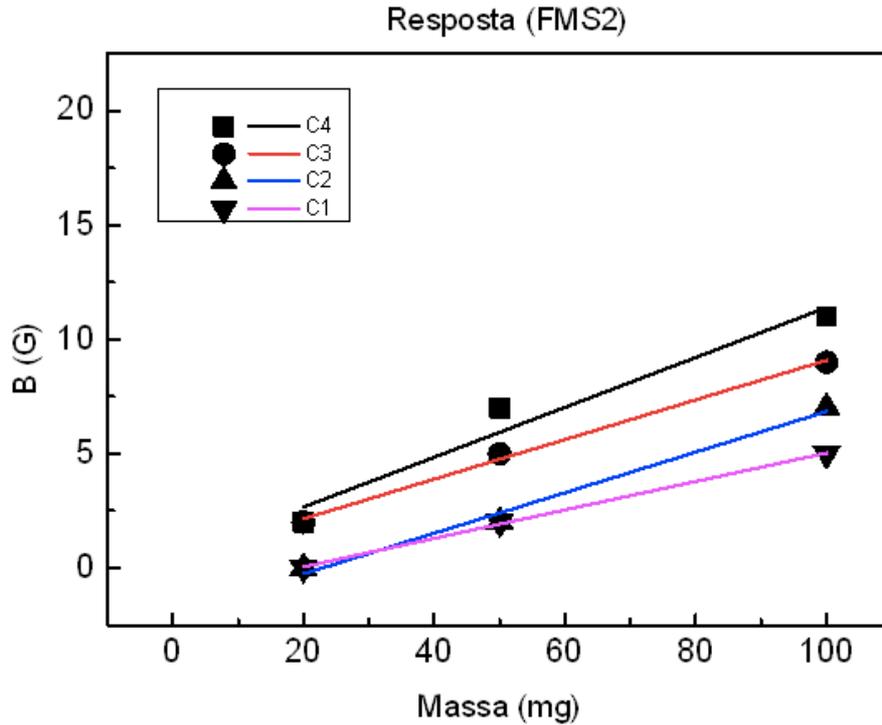


Figura 37 - Resposta magnética em função da massa de nanopartículas (FMS2) para diferentes campos magnéticos aplicados.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação do campo *C4* e o campo *C1* o fator de inclinação é 1,75 e entre o campo *C3* é de 1,26. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 28% entre os campos.

Analisando as Figuras de 36 e 37, percebe-se uma resposta magnética pequena quando em comparação ao *FMAD*, mas ainda é possível perceber que quanto maior o campo magnético aplicado na amostra maior será sua resposta magnética.

3.5 Comparação Diluições em Água Destilada e Sangue

Nesta seção serão comparadas as respostas magnéticas dos três tipos de colóides utilizados neste trabalho.

A Figura 38 apresenta a resposta magnética de (*FC1*, *FMAD1* e *FMS1*) para um campo *C1*.

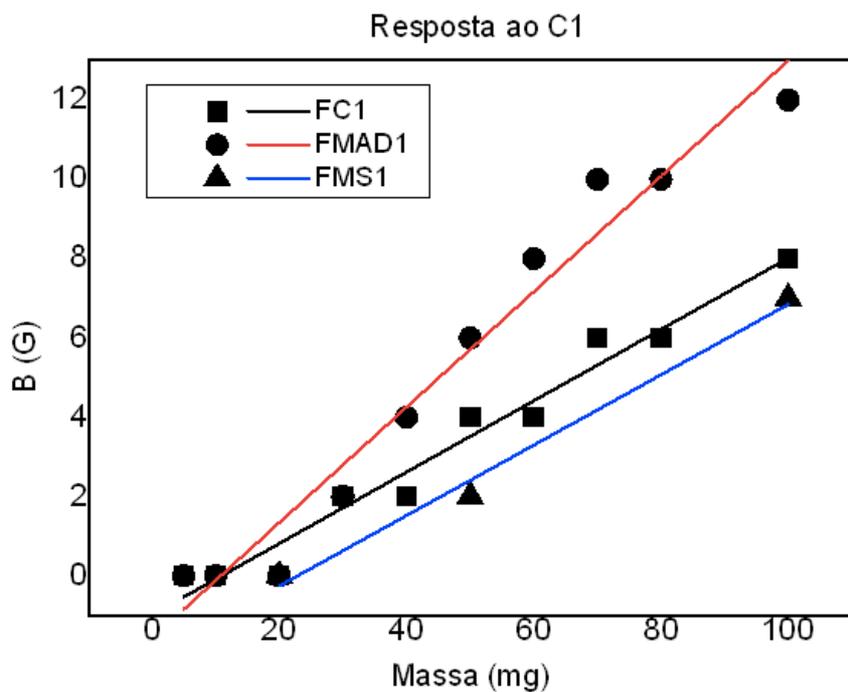


Figura 38 - Resposta magnética de (FC1, FMAD1 e FMS1) para um campo aplicado de 128 Gauss.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra (FMAD1) e a amostra FMS1 o fator de inclinação é 1,64 e entre a amostra FC1 é de 1,62. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 1,22% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 39 apresenta a resposta magnética de (FC1, FMAD1, e FMS1) para um campo C4.

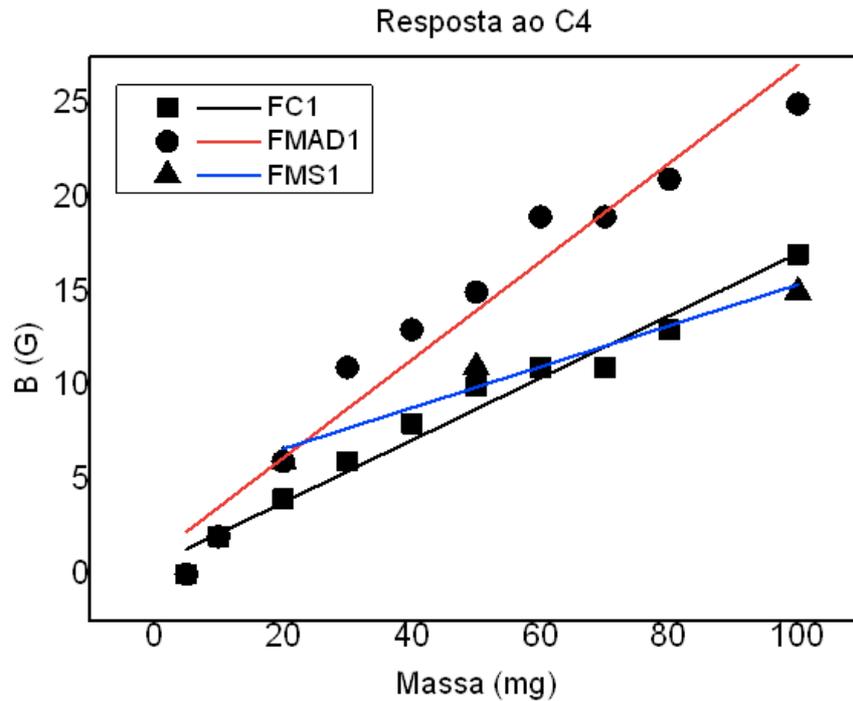


Figura 39 - Resposta magnética de (FC1, FMAD1 e FMS1) para um campo aplicado de 380 Gauss.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra (FMAD1) e a amostra FMS1 o fator de inclinação é 2,39 e entre a amostra FC1 é de 1,57. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 34,31% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 40 apresenta a resposta magnética de (FC3, FMAD3, e FMS2) para um campo C1.

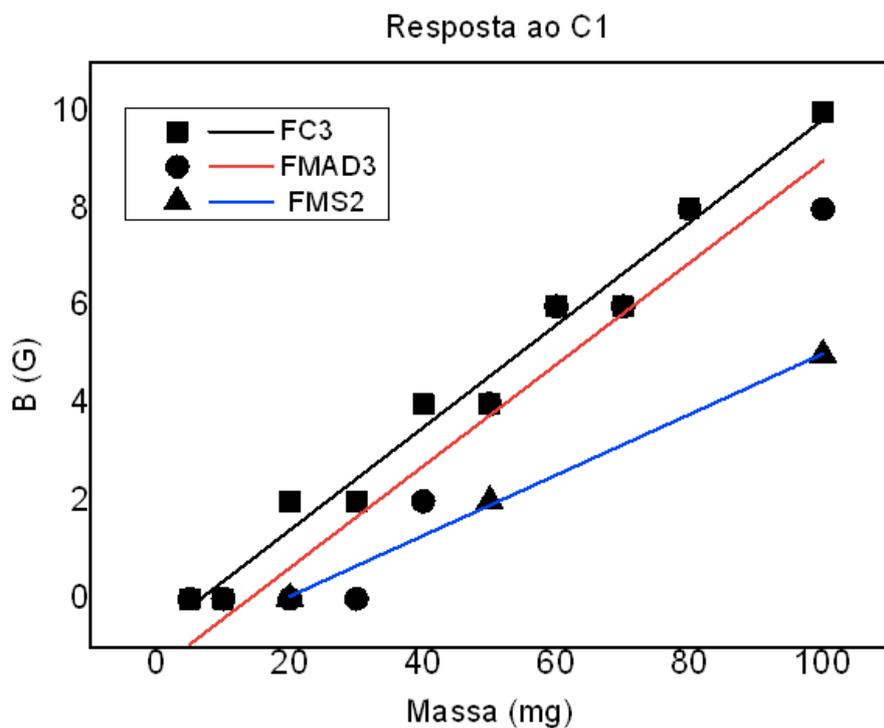


Figura 40 - Resposta magnética de (FC3, FMAD3 e FMS2) para um campo aplicado de 128 Gauss.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra (*FMAD3*) e a amostra *FMS2* o fator de inclinação é 1,67 e entre a amostra *FC3* é de 0,99. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente 40,71% entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

A Figura 41 apresenta a resposta magnética de (FC3, FMAD3, e FMS2) para um campo C4.

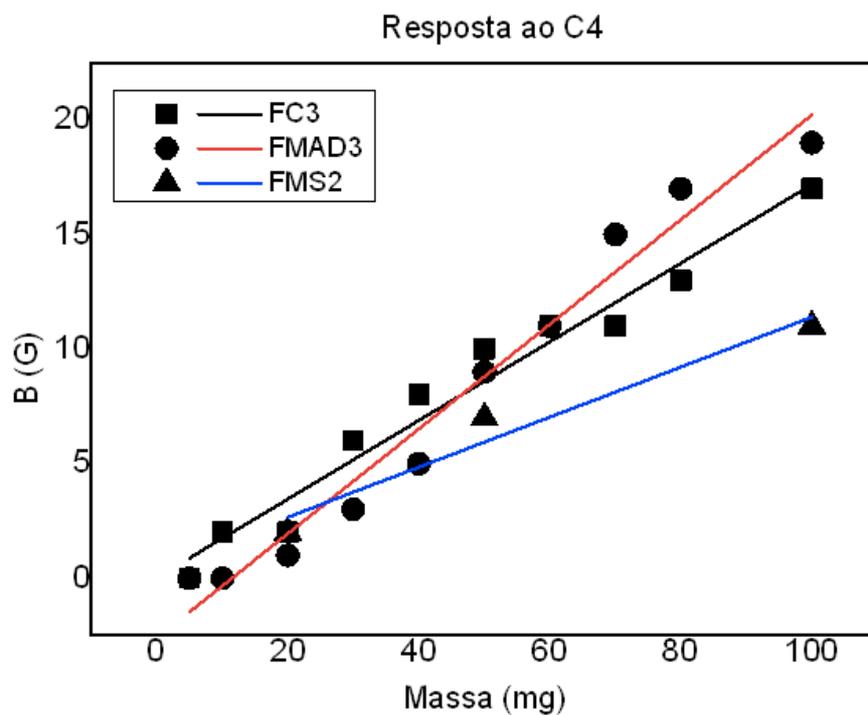


Figura 41 - Resposta magnética de (FC3, FMAD3 e FMS2) para um campo aplicado de 380 Gauss.

É observado através das curvas de ajuste que a relação entre a inclinação da amostra (*FMAD3*) e a amostra *FMS2* o fator de inclinação é *2,09* e entre a amostra *FC3* é de *1,33*. Portanto, o fator de leitura é de aproximadamente *36,36%* entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada.

CONCLUSÕES

Construção do Equipamento

- Foi possível construir o equipamento de leitura de nanopartículas utilizando um sistema microcontrolado e sensor do tipo hall;
- Foi realizada a calibração do equipamento cujo campo apresenta resposta magnética para uma distância de 2,3cm do sensor (438 Gauss) até 5,75 cm (4 Gauss);
- A faixa de campo para melhor resposta de sinal na detecção de nanopartículas é de 2,5 cm (380 Gauss) até 4 cm (128 Gauss) do sensor.

Medidas com Nanopartículas de Cobalto

- Sensibilidade do aparelho apresenta caráter linear com a massa de nanopartículas de cobalto conforme o modelo $B(m) = B_0 + a(m)$;
- Nas medidas realizadas a um campo de $C1$, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 85,75%, para campo fixo.
- Nas medidas realizadas a um campo de $C4$, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 40,41%, para campo fixo.
- No nanocompósito COB , o fator de leitura do aparelho entre o campo $C4$ e $C1$ foi de 14,66%. Sugere-se que os momentos magnéticos contribuem para homogeneidade na leitura.

- No colóide *FCI*, o fator de leitura do aparelho entre o campo *C4* e *CI* foi de 38,04%. Sugere-se que a contribuição do movimento Browniano supera o rearranjo dos momentos magnéticos.
- No colóide *FC4*, o fator de leitura do aparelho entre o campo *C4* e *CI* foi de 9,44%. Sugere que a contribuição do movimento Browniano é saturada pela dispersão das nanopartículas, não havendo contribuição significativa para leitura.

Medidas com Colóide Aquoso de Nanopartícula de Magnetita

- Sensibilidade do aparelho apresenta caráter linear com a massa de nanopartícula de magnetita conforme o modelo $B(m) = B_0 + a(m)$;
- Nas medidas realizadas à um campo de *CI*, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 41,32%, para campo fixo.
- Nas medidas realizadas à um campo de *C2*, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 33,74%, para campo fixo.
- Nas medidas realizadas à um campo de *C3*, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 41,49%, para campo fixo.
- Nas medidas realizadas a um campo de *C4*, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 39,79%, para campo fixo.

- Observa-se que não houve discrepância dos fatores de leitura considerável entre os campos *C1*, *C2*, *C3* e *C4*. Supõe-se que há uma maior contribuição de uma população considerável de momentos magnéticos na presença do fluxo de campo contribuindo para leitura.
- No nanocompósito *MAG*, o fator de leitura do aparelho entre o campo *C4* e *C1* foi de 10,61%. Sugere-se que os momentos magnéticos contribuem para homogeneidade na leitura.
- No colóide *FMAD1*, o fator de leitura do aparelho entre o campo *C4* e *C1* foi de 41,34%.
- No colóide *FMAD2*, o fator de leitura do aparelho entre o campo *C4* e *C1* foi de 27,39%.
- No colóide *FMAD3*, o fator de leitura do aparelho entre o campo *C4* e *C1* foi de 32,57%.
- No colóide *FMAD4*, o fator de leitura do aparelho entre o campo *C4* e *C1* foi de 41,17%.
- Observa-se que não houve discrepância significativa dos fatores de leitura considerável entre os colóides *FMAD1*, *FMAD2*, *FMAD3* e *FMAD4*. Supõe-se que há uma maior contribuição de uma população considerável de momentos magnéticos na presença do fluxo de campo contribuindo para leitura com a variação de campo magnético.

Medidas com Colóide Sanguíneo Tipo O⁺ de Nanopartícula de Magnetita

- Sensibilidade do aparelho apresenta caráter linear com a massa de nanopartícula de magnetita conforme o modelo $B(m) = B_0 + a(m)$;
- Nas medidas realizadas à um campo de $C1$, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 29,85%, para campo fixo.
- Nas medidas realizadas à um campo de $C2$, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 19,90%, para campo fixo.
- Nas medidas realizadas à um campo de $C3$, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 20,51%, para campo fixo.
- Nas medidas realizadas a um campo de $C4$, não houve variação entre amostra mais concentrada e a menos concentrada.
- Observa-se que não houve discrepância considerável dos fatores de leitura considerável entre os campos $C1$, $C2$, $C3$. Supõe-se que a presença de nanopartículas dispersas em meio sanguíneo dificulta a a contribuição dos momentos magnéticos para leitura.
- No colóide $FMS1$, o fator de leitura do aparelho entre o campo $C4$ e $C1$ foi de 18,70%.
- No colóide $FMS2$, o fator de leitura do aparelho entre o campo $C4$ e $C1$ foi de 28%.
- Observa-se que os fatores de leitura de $FMS1$ e $FMS2$ são um tanto atípico quando observado com os fluidos aquosos de ferrita de cobalto e magnetita.

Comparação das Medidas entre Colóides Aquosos e Sanguíneo de Ferrita de Cobalto e Magnetita.

- Sensibilidade do aparelho apresenta caráter linear com a massa de nanopartícula de magnetita conforme o modelo $B(m) = B_0 + a(m)$;
- Nas medidas realizadas ao campo de $C1$, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 1,22%, para campo fixo nas amostras $FC1$, $FMAD1$ e $FMS1$.
- Nas medidas realizadas ao campo de $C4$, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 34,31%, para campo fixo nas amostras $FC1$, $FMAD1$ e $FMS1$.
- Para medidas das amostras $FC1$, $FMAD1$ e $FMS1$, observa-se que não há discrepância considerável no fator de leitura. Todas as medidas apresentaram fatores de inclinação próximos.
- Nas medidas realizadas ao campo de $C1$, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 40,71%, para campo fixo nas amostras $FC3$, $FMAD3$ e $FMS2$.
- Nas medidas realizadas ao campo de $C4$, o fator de leitura do aparelho entre a amostra mais concentrada e a menos concentrada foi de 36,36%, para campo fixo nas amostras $FC3$, $FMAD3$ e $FMS2$.
- Para medidas das amostras $FC3$, $FMAD3$ e $FMS2$, observa-se que há diferença considerável no fator de leitura.

CONSIDERAÇÕES FINAIS

Este trabalho apresentou um protótipo funcional de baixo custo para detecção de nanopartículas magnéticas em diversas concentrações. A capacidade de detecção do equipamento está diretamente relacionada com a resolução do conversor analógico/digital do microcontrolador e da resolução do sensor Hall utilizado.

Neste sentido como perspectivas futuras para esta pesquisa, pretende-se utilizar outros tipos de sensores magnéticos tais como *GMR* e *GMI*, utilizar conversores analógico/digitais externos ao microcontrolador de forma a aumentar consideravelmente a resolução do sinal obtido pelo sensor e por último no lugar da geração da aplicação de um campo magnético contínuo, desenvolver também um sistema de aplicação de campo magnético alternado com ajuste de amplitude e frequência do sinal.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

[1] SEO, S. B.; *et al.* **Novel multifunctional PHDCA/PEI nanodrug carriers for simultaneous magnetically targeted cancer therapy and diagnosis via magnetic resonance imaging.** Nanotechnology, out. 2007. Disponível em: <http://www.researchgate.net/profile/Jin_Suck_Suh/publication/231056176_Novel_multifunctional_PHDCAPEI_nanodrug_carriers_for_simultaneous_magnetically_targeted_cancer_therapy_and_diagnosis_via_magnetic_resonance_imaging/links/0deec531b544a14820000000.pdf>. Acesso em: 11 de maio de 2015.

[2] LI, L.; *et al.* **Magnetic and fluorescent multifunctional chitosan nanoparticles as smart drug delivery system.** Nanotechnology, set. 2007. Disponível em: <<http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0957-4484/18/40/405102/pdf>>. Acesso em: 12 de maio de 2015.

[3] TONDRA, M.; *et al.* **Microfabricated tools for manipulation and analysis of magnetic microcarriers.** J. Magn. Magn. Mater., v. 293, p. 725-730, maio 2005. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304885305002258>>. Acesso em: 05 de abril de 2015.

[4] KETTERING M.; *et al.* **Magnetic nanoparticles as bimodal tools in magnetically induced labelling and magnetic heating of tumour cells: an in vitro study.** Nanotechnology, abril 2007. Disponível em: <<http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0957-4484/18/17/175101/meta>>. Acesso em: 03 de fevereiro de 2015.

[5] PARTON, E.; BORGHS, G.; PALMA, R. **Biomedical applications using magnetic nanoparticles.** Solid State Technol. Disponível em: <<http://electroiq.com/blog/2008/02/bbiomedical-applications-using-magnetic-nanoparticles-b/>> Acesso em: 05 de abril de 2015.

[6] JIA, W.; *et al.* **Detection of magnetic nanoparticles with magnetoencephalography.** J. Magn. Magn. Mater. v. 320, p. 1472-1478, abril 2008. Disponível em: <

<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304885307010062>>. Acesso em: 12 de abril de 2015.

[7] CARR, C.; *et al.* **HTS SQUIDS for the non-destructive evaluation of composite structures.** Inst. of Physics, Supercond. Sci. Technol. p. 1387–1390, nov. 2003. Disponível em: <<http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0953-2048/16/12/014/meta;jsessionid=8FE87DD07BD32462DB32FF703351DCA5.c1.iopscience.cld.iop.org>>. Acesso em: 10 de Janeiro de 2015.

[8] HE, Y.; *et al.* **Pulsed Eddy Current Technique for Defect Detection in Aircraft Riveted Structures.** NDT & E International, v. 43 p. 176-181, mar. 2010. Disponível em:<http://www.researchgate.net/publication/248540601_Pulsed_eddy_current_technique_for_defect_detection_in_aircraft_riveted_structures>. Acesso em: 17 de Fevereiro de 2015.

[9] RIPKA, P.; *et al.* **AMR magnetometer.** Journal of Magnetism and Magnetic Materials, p. 639–641 jan. 2003. Disponível em: <http://www.researchgate.net/publication/222664949_AMR_magnetometer>. Acesso em: 21 de Fevereiro de 2015.

[10] DOGARU, T.; SMITH S.T. **Giant Magnetoresistance-Based Eddy Current Sensor.** IEEE Trans. Magnetics, v. 37, p. 3831-3838, set. 2001. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=952754&punumber=20&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fiel5%2F20%2F20595%2F00952754.pdf%3Ftp%3D%26arnumber%3D952754%26punumber%3D20>>. Acesso em: 04 de Março de 2015.

[11] Scherer, C.; Figueiredo Neto, A. M. **Ferrofluids: Properties and Applications.** Brazilian Journal of Physics, vol. 35, p. 718-727, n. 3A, set. 2005. Disponível em: <http://www.sbfisica.org.br/bjp/files/v35_718.pdf>. Acesso em: 02 de Março de 2015.

[12] BEZERRA, M. G. F. **Desenvolvimento de Nanoblenda Magnética A Base De Ácidos Clorogênico E Labdânico.** (Dissertação de Mestrado) Universidade Federal de Brasília, 2015.

- [13] ABRAGAM, A.; BLEANEY, B. **Electron paramagnetic resonance of transition ions**. New York: Oxford University Press, 1986.
- [14] WU, W. *et al.* **Magnetic iron oxide nanoparticles: synthesis and surface functionalization strategies**. *Nanoscale research letters*, v. 3, p. 397–415, jul. 2008. Disponível em: < <http://www.nanoscalereslett.com/content/3/11/397>>. Acesso em: 12 de Maio de 2015.
- [15] MAMANI, J. B. *et al.* **Synthesis and characterization of magnetite nanoparticles coated with lauric acid**. *Materials Characterization*, v. 81, p. 28–36, jul. 2013. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1044580313000843>>. Acesso em: 15 de Maio de 2015.
- [16] CHIN, A. B. *et al.* **Synthesis and characterization of magnetic iron oxide nanoparticles via w/o microemulsion and Massart's procedure**. *Journal of Materials Processing Technology*, v. 191, p. 235–237, ago. 2007. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924013607002166>>. Acesso em: 19 de Março de 2015.
- [17] LAURENT, S. *et al.* **Magnetic iron oxide nanoparticles: synthesis, stabilization, vectorization, physicochemical characterizations, and biological applications**. *Chemical reviews*, v. 108, n. 6, p. 2064–2110, jun. 2008. Disponível em: < <http://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/cr068445e>>. Acesso em: 04 de Abril de 2015.
- [18] TEJA, A. S. *et al.* **Synthesis, properties, and applications of magnetic iron oxide nanoparticles**. *Progress in Crystal Growth and Characterization of Materials*, v. 55, p. 22–45, jun. 2009. Disponível em: < <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0960897408000168>>. Acesso em: 09 de Junho de 2015.
- [19] TAKAMI, S. *et al.* **Hydrothermal synthesis of surface-modified iron oxide nanoparticles**. *Materials Letters*, v. 61, p. 4769–4772, out. 2007. Disponível em: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167577X07002716>>. Acesso em: 29 de Abril de 2015.

[20] MAGALHÃES, F. **Síntese e caracterização de óxidos de ferro e compósitos para aplicações no tratamento redox de efluentes aquosos.** 2008. 215f. (Tese de Doutorado) – Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte – MG, 2008.

[21] GU, H. *et al.* **Synthesis and cellular uptake of porphyrin decorated iron oxide nanoparticles—a potential candidate for bimodal anticancer therapy.** Chem. Commun. p. 4270-4272 jun 2005. Disponível em: <<http://pubs.rsc.org/en/content/articlelanding/2005/cc/b507779f#!divAbstract>>. Acesso em: 03 de Março de 2015.

[22] HOEGMANN , D.; *et al.* **Improvement of MRI probes to allow efficient detection of gene expression.** Bioconjugate Chem. p. 941–946 nov. 2000. Disponível em: < <http://pubs.acs.org/doi/abs/10.1021/bc000079x>>. Acesso em: 01 de Março de 2015.

[23] OZKAYA, T.; *et al.* **Synthesis of Fe₃O₄ nanoparticles at 100 °C and its magnetic characterization.** Alloys Compd. v. 472 p. 18–23 jan. 2009. Disponível em: <[http://www.researchgate.net/publication/237173455_Synthesis_of_Fe₃O₄_nanoparticles_at_100_degrees_C_and_its_magnetic_characterization](http://www.researchgate.net/publication/237173455_Synthesis_of_Fe3O4_nanoparticles_at_100_degrees_C_and_its_magnetic_characterization)>. Acesso em: 21 de Fevereiro de 2015.

[24] FERIED, T.; SHEMER, G.; MARKOVICH, G. **Ordered Two-Dimensional Arrays of Ferrite Nanoparticles.** Adv. Mater. v. 13, ago. 2001. Disponível em: <[http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1521-4095\(200108\)13:15%3C1158::AID-ADMA1158%3E3.0.CO;2-6/abstract](http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/1521-4095(200108)13:15%3C1158::AID-ADMA1158%3E3.0.CO;2-6/abstract)>. Acesso em: 09 de Janeiro de 2015.

[25] LIU, C.; RONDINONE, A.J.; ZHANG, Z.J. **Synthesis of magnetic spinel ferrite CoFe₂O₄ nanoparticles from ferric salt and characterization of the size-dependent superparamagnetic properties.** Pure Appl. Chem. vol. 72, p. 37-45, jan. 2000. Disponível em: <[http://www.researchgate.net/publication/238730910_Synthesis_of_magnetic_spinel_ferrite_CoFe₂O₄_nanoparticles_from_ferric_salt_and_characterization_of_the_size-dependent_superparamagnetic_properties](http://www.researchgate.net/publication/238730910_Synthesis_of_magnetic_spinel_ferrite_CoFe2O4_nanoparticles_from_ferric_salt_and_characterization_of_the_size-dependent_superparamagnetic_properties)>. Acesso em: 12 de Janeiro de 2015.

[26] YANG, H.; *et al.* **Cobalt Ferrite Nanoparticles Prepared by**

Coprecipitation/Mechanochemical Treatment. Chem. Lett. vol. 33, p. 826-827, jun. 2004. Disponível em: < https://www.jstage.jst.go.jp/article/cl/33/7/33_7_826/_article>. Acesso em: 13 de Fevereiro de 2015.

[27] HONRADA, R.; SESHADRI, R.; RISBUD, A. NNUN REU. **Microwave Assisted Synthesis of Magnetic Oxide Nanoparticles.** Program at Nanotech, Nanofabrication Facility at UC, Santa Barbara, 2003, p. 106–107. Disponível em: < <http://www.nnin.org/sites/default/files/files/2003NNUNreuRA.pdf>>. Acesso em: 13 de Fevereiro de 2015.

[28] GNEVECKOW, U.; *et al.* **Description and characterization of the novel hyperthermia- and thermoablation-system MFH 300F for clinical magnetic fluid hyperthermia.** Med. Phys. p. 1444-1451, jun. 2004. Disponível em: < <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15259647>>. Acesso em: 21 de Fevereiro de 2015.

[29] JORDAN, A.; *et al.* **Magnetic fluid hyperthermia (MFH): Cancer treatment with AC magnetic field induced excitation of biocompatible superparamagnetic nanoparticles.** J. Magn. Magn. Mater. p. 413-419, mai. 1999. Disponível em: < http://www.biophysik.physik.unimuenchen.de/download/biopheinf/seminar/Jordan_1998_JofMag.pdf>. Acesso em: 03 de Março de 2015.

[30] HERGT, R.; *et al.* **Physical limits of hyperthermia using magnetite fine particles.** IEEE Trans. Magn., v. 34 p. 3745-3754, set. 1998. Disponível em: < http://ieeexplore.ieee.org/xpl/articleDetails.jsp?arnumber=718537&queryText=Physical%20limits%20of%20hyperthermia%20using%20magnetite%20fine%20particles.&news_earch=true>. Acesso em: 20 de Março de 2015.

[31] VARADAN, V. K.; CHEN, L.; XIE, J.; **Design and Applications of Magnetic Nanomaterials, Nanosensors and Nanosystems.** Nanomedicine. p. 23-24, Dez. 2008. Disponível em: < <http://www.wiley.com/WileyCDA/WileyTitle/productCd-0470033517.html>>. Acesso em: 23 de Março de 2015.

[32] Idem [31]. Pag.: 22.

- [33] RÜMENAPP, C.; GLEICH, B.; HAASE, A. **Magnetic nanoparticles in magnetic resonance imaging and diagnostics**. Springer Science. v. 29, p. 1165-1179, mar. 2012. Disponível em: <<http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs11095-012-0711-y>>. Acesso em: 10 de Junho de 2015.
- [34] HEMPEN, C; KARST, U.; **Labeling strategies for bioassays**. Anal Bioanal Chem, vol. 384, p. 572, fev. 2006. Disponível em: <<http://link.springer.com/article/10.1007/s00216-005-3392-0>>. Acesso em: 16 de Agosto de 2015.
- [35] EHRHARDT, G.J.; DAY, D.E. Nucl. Med. Bio. v. 14, p. 233-242, 1987. Disponível em: <<http://europepmc.org/abstract/MED/3667306>>. Acesso em: 19 de Julho de 2015.
- [36] PEREZ, C.; *et al.* **Synchrotron Radiation X-Ray Fluorescence at the LNLS: Beamline Instrumentation and Experiments**. X-Ray Spectrom. v. 28, p. 320-326, set. 1999. Disponível em: <http://www.researchgate.net/profile/Marcelo_Rubio2/publication/243840271_Synchrotron_radiation_XRay_fluorescence_at_the_LNLS_beamline_instrumentation_and_experiments/links/0f31753022c8358827000000.pdf>. Acesso em: 02 de Agosto de 2015.
- [37] KOTITZ, R.; *et al.* **SQUID based remanence measurements for immunoassays**. IEEE Trans. Appl. Supercon., vol. 7, p. 3678-3681, jun. 1997. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=622216&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D622216>. Acesso em: 13 de Julho de 2015.
- [38] ENPUKU, K.; *et al.* **Application of high Tc SQUID magnetometer to biological immunoassays**. IEEE Trans. Appl. Supercon., v. 11, p. 661-664, Mar. 2001. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=919431&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D919431>. Acesso em: 20 de Julho de 2015.

- [39] ENPUKU, K.; *et al.* **Quantitative evaluation of magnetic immunoassay with remanence measurement.** Supercond. Sci. Technol., v. 19, p. 257, Mar. 2006. Disponível em: <http://www.researchgate.net/publication/231128868_Quantitative_evaluation_of_magnetic_immunoassay_with_remanence_measurement>. Acesso em: 06 de Junho de 2015.
- [40] CHEMLA, Y.R.; *et al.* **Ultrasensitive magnetic biosensor for homogeneous immunoassay.** Proc. Nat. Acad. Sci. USA, v. 97, p. 14268-14272, jun. 2000. Disponível em: <<http://www.pnas.org/content/97/26/14268.short>>. Acesso em: 28 de Maio de 2015.
- [41] HALLER, A.; **Low Tc SQUID measurement system for magnetic relaxation immunoassays in unshielded environment.** IEEE Trans. Appl. Supercon., v. 11, p. 1371-1374, mar. 2001. Disponível em: <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=919606&url=http%3A%2F%2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D919606>. Acesso em: 03 de Julho de 2015.
- [42] FLYNN, E. R.; BRYANT, H. C. **A biomagnetic system for in vivo cancer imaging.** Phys. Med. Biol., v. 50, p. 1273-1293, mar. 2005. Disponível em: <<http://iopscience.iop.org/article/10.1088/0031-9155/50/6/016/meta>>. Acesso em: 27 de Abril de 2015.
- [43] TANAKA, S.; *et al.* **Detection of magnetic nanoparticles in lymph nodes of rat by high Tc SQUID.** IEEE Trans. Appl. Supercon., v. 13, p. 377-380, jul. 2003. Disponível em: <http://www.researchgate.net/publication/3312125_Detection_of_magnetic_nanoparticles_in_lymph_nodes_of_rat_by_high_T-C_SQUID>. Acesso em: 12 de Fevereiro de 2015.
- [44] ENPUKU, K.; *et al.* **High Tc SQUID system and magnetic marker for biological immunoassays.** IEEE Trans. Appl. Supercon., v. 13, p. 371-376, jul. 2003. Disponível em: <<http://ieeexplore.ieee.org/xpl/login.jsp?tp=&arnumber=1211619&url=http%3A%2F%>

2Fieeexplore.ieee.org%2Fxppls%2Fabs_all.jsp%3Farnumber%3D1211619>. Acesso em: 13 de Fevereiro de 2015.

[45] BASELT, D. R.; *et al.* **A biosensor based on magnetoresistance technology.** Biosensors & Bioelectronics, v. 13, p. 731–739, Nov. 1998. Disponível em: <http://www.researchgate.net/publication/13459120_A_biosensor_based_on_magnetoresistance_technology>. Acesso em: 02 de Junho de 2015.

[46] FERREIRA, H. A.; *et al.* **Biodetection using magnetically labeled biomolecules and arrays of spin valve sensors.** J. Appl. Phys, v. 93, p. 7281-7286, mai. 2003. Disponível em: <[http://www.researchgate.net/publication/234875152_Biodetection_using_magnetically_labeled_biomolecules_and_arrays_of_spin_valve_sensors_\(invited\)](http://www.researchgate.net/publication/234875152_Biodetection_using_magnetically_labeled_biomolecules_and_arrays_of_spin_valve_sensors_(invited))>. Acesso em: 16 de Agosto de 2015.

[47] GRAHAM, D. L.; FERREIRA, H. A.; FREITAS, P. P. **Magnetoresistive-based biosensors and biochips.** Trends in Biotechnology, v. 22, 455-462, 2004. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167779904001714>>. Acesso em: 30 de Agosto de 2015.

[48] BESSE, P. A.; *et al.* **Detection of a single magnetic microbead using a miniaturized silicon Hall sensor.** Appl Phys Letters, v. 80, 4199-4201, jul. 2002. Disponível em: <http://www.researchgate.net/publication/224426364_Besse_P.A._Boero_G._Demierre_M._Pott_V._Popovic_R._Detection_of_a_single_magnetic_microbead_using_a_miniaturized_silicon_Hall_sensor._Appl._Physics_Lett._80_4199-4201>. Acesso em: 01 de Setembro de 2015.

[49] KURLYANDSKAYA, G.; LEVIT, V. **Magnetic Dynabeads® detection by sensitive element based on giant magnetoimpedance.** Biosensors and Bioelectronics, v. 20, p. 1611–1616, fev. 2005. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S095656630400226X>>. Acesso em: 29 de Julho de 2015.

[50] LUDWIG, F.; *et al.* **Magnetorelaxometry of magnetic nanoparticles with fluxgate magnetometers for the analysis of biological targets.** Journal of Magnetism and Magnetic Materials, v. 293, p. 690–695, mai. 2005. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304885305002076>>. Acesso em: 21 de Julho de 2015.

[51] LUDWIG, F.; *et al.* **Investigation of superparamagnetic Fe₃O₄ nanoparticles by fluxgate magnetorelaxometry for use in magnetic relaxation immunoassays.** Journal of Applied Physics, v. 99, p. 08P106, 2006. Disponível em: <<http://scitation.aip.org/content/aip/journal/jap/99/8/10.1063/1.2171121>>. Acesso em: 12 de Agosto de 2015.

[52] Idem [31]. Pag.: 20-23.

[53] WEIR, M. D.; HASS, J.; GIORDANO, F. R. **Ondas Eletromagnéticas.** 11. ed. São Paulo: Pearson, 2011.

[54] Arduino Tutorial: **Learn electronics using Arduino.** Disponível em: <<http://www.ladyada.net/learn/arduino/>>. Acesso em: 04 de Junho 2015.

[55] **Arduino Uno.** < <https://www.arduino.cc/en/Main/ArduinoBoardUno>>. Acesso em: 10 Setembro 2015.

[56] BANZI, M. **Getting Started with Arduino.** 1. ed. O'Reilly Media, Inc, 2008.

[57] Ozer, J.; Blemings, H. **Practical Arduino Cool Projects for Open Source Hardware.** New York: Technology in Action, 2009.

[58] Sec Electronics Inc. Datasheet: **SS49E Linear Hall Effect Sensor.** <https://dscl.lcsr.jhu.edu/main/images/3/31/SS49e_Hall_Sensor_Datasheet.pdf> Publicação Eletrônica, 2008.

