

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UnB  
FACULDADE UNB GAMA – FGA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

**ESTUDO DE MATERIAIS PARA ATENUAR CAMPO MAGNÉTICO PULSANTE  
GERADOR DE INTERFERÊNCIA EM MARCAPASSOS.**

**JOÃO CARLOS WOHLGEMUTH**

ORIENTADORA: PROFA. DRA. VERA REGINA FERNANDES DA SILVA MARÃES



UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UnB

FACULDADE UNB GAMA – FGA



**DISSERTAÇÃO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA  
BIOMÉDICA**

**JOÃO CARLOS WOHLGEMUTH**

ORIENTADORA: PROFA. DRA. VERA REGINA FERNANDES DA SILVA MARÃES

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

BRASÍLIA/DF, SETEMBRO DE 2022

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA - UnB  
FACULDADE UNB GAMA - FGA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO

**DISSERTAÇÃO DO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA  
BIOMÉDICA**

JOÃO CARLOS WOHLGEMUTH

DISSERTAÇÃO DE MESTRADO SUBMETIDA AO PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA DA UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA, COMO PARTE DOS REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM ENGENHARIA BIOMÉDICA

APROVADA POR:

---

VERA REGINA FERNANDES DA SILVA MARÃES  
ORIENTADORA (UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB)

---

DR. RONNI GERALDO GOMES DE AMORIM  
MEMBRO INTERNO (UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB)

---

DR. MILTON ERNESTO ROMERO ROMERO  
MEMBRO EXTERNO (UNIVERSIDADE FEDERAL DO MATO GROSSO DO SUL – UFMS)

---

DR. RUDI HENRI VAN ELS  
MEMBRO SUPLENTE (UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA – UNB)

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço à minha orientadora Vera Regina Fernandes da Silva, que desde quando meu projeto era apenas uma ideia, ela já tinha visto o seu potencial.

Ao professor José Antonio Huamani Coaquira, com quem pude conversar sobre os experimentos e que muito me auxiliou durante o processo.

Aos técnicos Marlos Campos Aquino e, principalmente, Wallison Lourenço Amorim, que gentilmente me acolheram no laboratório de Física 3/4, destinando uma sala reservada para montar a bancada de testes, além de me alertarem sobre os cuidados a serem tomados em alguns testes, assim como todo o auxílio e discussões.

Ao professor A. Judson de Barros Braga, do Departamento de Energia Elétrica, que trabalha no LEMON – Laboratório de Estruturas de Micro-ondas e Ondas Milimétricas do SG-11 do campus Darcy Ribeiro e cedeu o amplificador de sinais, sem o qual não seria possível a realização dos experimentos.

À minha esposa e filhas, que foram minhas revisoras e apoiadoras em tempo integral desde o início do processo do mestrado.

**BRASÍLIA/DF, SETEMBRO DE 2022**

## **FICHA CATALOGRÁFICA**

WW846e Wohlgemuth, João Carlos  
ESTUDO DE MATERIAIS PARA ATENUAR CAMPO MAGNÉTICO PULSANTE  
GERADOR DE INTERFERÊNCIA EM MARCAPASSOS. / João Carlos  
Wohlgemuth; orientador Vera Regina Fernandes da Silva  
Marães. -- Brasília, 2022.  
141 p.

Dissertação (Mestrado - Mestrado em Engenharia Biomédica)  
-- Universidade de Brasília, 2022.

1. Coração. 2. Marcapasso. 3. EAS. 4. Blindagem. I.  
Fernandes da Silva Marães, Vera Regina, orient. II. Título.

## **REFERÊNCIA**

Wohlgemuth, João Carlos (2022). Estudo de Materiais para Atenuar Campo Magnético Pulsante Gerador de Interferência em Marcapassos. Dissertação de mestrado em Engenharia Biomédica, Publicação 153A/2022, Programa de Pós-Graduação, Faculdade UnB Gama, Universidade de Brasília, Brasília, DF, 141p.

## **CESSÃO DE DIREITOS**

Autor: João Carlos Wohlgemuth

Título: Modelo para dissertações do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Grau: Mestre

Ano: 2022

É concedida à Universidade de Brasília permissão para reproduzir cópias desta dissertação de mestrado e para emprestar ou vender essas cópias somente para propósitos acadêmicos e científicos. O autor reserva outros direitos de publicação e nenhuma parte desta dissertação de mestrado pode ser reproduzida sem a autorização por escrito do autor.

---

joaocw64@gmail.com

Brasília, DF – Brasil

## RESUMO

Os marcapassos são equipamentos que protegem a vida de milhares de pessoas ao redor do mundo, porém são expostos às interferências eletromagnéticas das mais variadas fontes. Dentre elas, um tipo que se tornou bastante difundido é o produzido pelos sistemas antifurtos de lojas e, segundo o estudo SPCICED TEAS, realizado em 1998 por McIvor, o do tipo Acústico Magnético é o mais suscetível de alterar o funcionamento de marcapassos, apresentando um campo magnético alternado de 58 kHz com uma intensidade de campo magnético de 310 A/m próximo às antenas emissoras. Já os fabricantes dos marcapassos informam que seus produtos atendem à norma internacional ISO 14117, que no item 4.8 define uma intensidade de 150 A/m para um campo magnético entre 1 a 100 kHz no qual os dispositivos cardíacos implantáveis devam ser expostos sem apresentar alterações no seu funcionamento.

A partir disso, o objetivo dessa dissertação de mestrado é qualificar materiais que possam ser utilizados como blindagem para atenuar um campo magnético alternado de 58 kHz. Para tanto, foram realizados experimentos expondo uma bobina a um campo magnético alternado nessa frequência, gerado entre duas bobinas ligadas em série, medir a tensão induzida e compará-la com as obtidas após envolvê-la por cubos fabricados nos materiais a serem testados. A fim de analisar o poder de blindagem de cada material e de cada situação foram utilizadas chapas metálicas de ferro silício com 0,5 mm e alumínio com 0,5 e 1,0 mm de espessura, sendo fabricados conjuntos de 3 cubos pelo processo de corte e dobra para cada um desses materiais. Cada conjunto consistiu de 1 cubo totalmente fechado, 1 cubo com 1 face aberta e 1 cubo com 2 faces opostas abertas. Os cubos com faces abertas foram testados em todas as posições ortogonais às bobinas indutoras.

Constatou-se que os cubos fechados de alumínio e de ferro silício apresentaram atenuações acima de 70%. Os cubos com 1 face faltante apresentaram atenuações acima de 65%, nas posições em que o vetor normal da face aberta estava posicionado perpendicular às linhas de fluxo magnético e, mesmo os cubos com duas faces abertas opostas mantiveram 60% de atenuação, quando os vetores normais destas aberturas também estavam posicionados de forma perpendicular às linhas de fluxo magnético. Apenas nas situações em que ambas as aberturas estavam direcionadas às bobinas, com os vetores normais dessas aberturas paralelos às linhas de fluxo magnético, a atenuação dos cubos de ferro silício foi reduzida para 40% e os de alumínio não apresentaram nenhuma atenuação. Assim, conclui-se que o ferro silício e o alumínio são materiais ideais para serem utilizados como blindagens magnéticas de campos de alta frequência. Os resultados obtidos forneceram subsídios para o desenvolvimento de blindagens, em pesquisas futuras, com propósito de atenuar campos magnéticos de alta frequência.

**Palavras-chave:** coração; marcapasso; EAS; blindagem

## ABSTRACT

Pacemakers are equipment that protect the lives of thousands of people around the world, but they are exposed to electromagnetic interference from a variety of sources. Among them, a type that has become quite widespread is the one produced by anti-theft systems and, according to the SPCICED TEAS study, carried out in 1998 by McIvor, the Magnetic Acoustic type is the most susceptible to altering the functioning of pacemakers, presenting a 58 kHz alternating magnetic field with a magnetic field strength of 310 A/m near the transmitting antennas. Pacemaker manufacturers inform that their products comply with the international standard ISO 14117, which in item 4.8 defines an intensity of 150 A/m for a magnetic field between 1 to 100 kHz in which implantable cardiac devices must be exposed without presenting changes in its functioning.

From this, the objective of this master's dissertation is to qualify materials that can be used as shielding to attenuate an alternating magnetic field of 58 kHz. For that, experiments were carried out exposing a coil to an alternating magnetic field at this frequency, generated between two coils connected in series, measuring the induced voltage and comparing it with those obtained after wrapping it in cubes made of the materials to be tested. In order to analyze the shielding power of each material and each situation, metal sheets of silicon iron with 0.5 mm and aluminum with 0.5 and 1.0 mm thick were used, being manufactured sets of 3 cubes by the process of cut and fold for each of these materials. Each set consisted of 1 fully closed cube, 1 cube with 1 open face and 1 cube with 2 opposite faces open. The cubes with open faces were tested in all positions orthogonal to the inductor coils.

It was found that the closed cubes of aluminum and silicon iron showed attenuations above 70%. The cubes with 1 missing face showed attenuation above 65%, in the positions where the normal vector of the open face was positioned perpendicular to the magnetic flux lines, and even the cubes with two opposite open faces maintained 60% of attenuation, when the vectors normals of these openings were also positioned perpendicular to the lines of magnetic flux. Only in situations where both apertures were directed to the coils, with the normal vectors of these apertures parallel to the magnetic flux lines, the attenuation of the ferrosilicon cubes was reduced to 40% and the aluminum ones did not show any attenuation. Thus, it is concluded that ferrosilicon and aluminum are ideal materials to be used as magnetic shields for high frequency fields. The results obtained provided subsidies for the development of shields, in future research, with the purpose of attenuating high frequency magnetic fields.

**Keywords:** heart; pacemaker, *EAS*, shield.

# Sumário

<b>1. INTRODUÇÃO.....</b>	<b>1</b>
1.1. JUSTIFICATIVA .....	2
1.2. OBJETIVOS.....	3
1.2.1. OBJETIVO GERAL.....	3
1.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS .....	3
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....</b>	<b>4</b>
2.1. O CORAÇÃO .....	4
2.2. NODOS SINUSAL E ATRIOVENTRICULAR.....	9
2.3. FEIXO ATRIOVENTRICULAR E DE HIS.....	9
2.4. ARRITMIAS CARDÍACAS .....	11
2.5. BLOQUEIOS DOS SINAIS CARDÍACOS NAS VVIAS DE CONDUÇÃO INTRACARDÍACAS.....	12
2.6. CONTRAÇÕES PREMATURAS .....	12
<b>3. MARCAPASSOS .....</b>	<b>13</b>
3.1. USUÁRIOS DE MARCAPASSO .....	13
3.2. TIPOS DE MARCAPASSO .....	14
3.2.1. MARCAPASSO CONVENCIONAL .....	15
3.2.2. RESSINCRONIZADOR CARDÍACO .....	18
3.2.3. CARDIOVERSOR DESFIBRILADOR.....	19
<b>4. FONTES DE INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA EM DCEIS .....</b>	<b>21</b>
4.1. SISTEMAS DE VIGILÂNCIA DE MERCADRIAS ( <i>EAS</i> ).....	23
4.1.1. SISTEMA ELETROMAGNÉTICO .....	23
4.1.2. SISTEMA DE RÁDIO FREQUÊNCIA (RFID) .....	24
4.1.3. SISTEMA ACÚSTICO MAGNÉTICO.....	24
<b>5. REVISÃO SISTEMÁTICA DE ESTUDOS SOBRE AS INTERFERÊNCIAS DOS <i>EAS</i>.....</b>	<b>25</b>
5.1. CRONOLOGIA DOS ESTUDOS SOBRE AS INTERFERÊNCIAS DOS <i>EAS</i> .....	26
<b>6. MAGNETISMO .....</b>	<b>33</b>
6.1. CAMPO MAGNÉTICO: LINHAS DE FORÇA.....	34
6.2. ELETROMAGNETISMO .....	36
6.3. GERAÇÃO DO CAMPO MAGNÉTICO.....	36
6.4. INDUÇÃO ELETROMAGNÉTICA.....	38
6.5. IMPEDÂNCIA .....	40
6.6. INDUTOR EM CORRENTE ALTERNADA .....	41
6.7. CAPACITOR EM CORRENTE ALTERNADA.....	42
6.8. TÉCNICA RESSONANTE .....	43
6.8.1. FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA.....	43
6.9. RESSONÂNCIA NO EXPERIMENTO .....	45
<b>7. BLINDAGEM MAGNÉTICA.....</b>	<b>45</b>
7.1. PERMEABILIDADE MAGNÉTICA .....	45
7.2. CORRENTES DE FOUCAULT .....	47
7.3. EFICÁCIA DA BLINDAGEM .....	48
<b>8. MATERIAIS E MÉTODOS .....</b>	<b>48</b>
8.1. NORMAS TÉCNICAS .....	48
8.2. MÁQUINAS E EQUIPAMENTOS .....	48
8.3. MATERIAIS .....	51
8.4. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL .....	52
8.4.1. MONTAGEM DA BANCADA DE TESTES.....	52
8.4.2. BOBINAS SONDA.....	54



8.4.3.	CUBOS DE BLINDAGEM.....	56
8.4.4.	CONVENÇÃO DE ORIENTAÇÕES DOS CUBOS DE BLINDAGEM.....	59
8.4.5.	CORRENTES DE TESTE.....	61
8.4.6.	CIRCUITOS .....	61
8.4.7.	CAPACITORES PARA FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA .....	64
8.5.	PROCEDIMENTO NA PRÁTICA.....	65
8.5.1.	GERAÇÃO DO CAMPO MAGNÉTICO ALTERNADO DE 58 KHz.....	66
8.5.2.	VARIAÇÃO DO CAMPO MAGNÉTICO.....	68
8.5.3.	VARIAÇÃO DA TENSÃO COM A FREQUÊNCIA .....	70
8.5.4.	MEDIÇÃO DA INTENSIDADE DO CAMPO MAGNÉTICO POR INDUÇÃO .....	73
8.5.5.	VARIAÇÃO DO CAMPO MAGNÉTICO COM A CORRENTE.....	74
8.5.6.	DECAIMENTO DO CAMPO MAGNÉTICO .....	83
8.5.7.	CÁLCULO DO CAMPO MAGNÉTICO .....	84
8.5.8.	RESULTADOS.....	86
<b>9.</b>	<b>TESTES DAS BLINDAGENS .....</b>	<b>86</b>
9.1.	COMPARAÇÕES ENTRE MATERIAIS.....	87
9.1.1.	TESTES DE 75 MA .....	87
9.1.2.	TESTES DE 150 MA .....	90
9.1.3.	TESTES DE 225 MA .....	92
9.2.	COMPARATIVO ENTRE INTENSIDADES INDUTORAS.....	96
9.2.1.	CUBOS FECHADOS .....	96
9.2.2.	CUBOS DE FACE ABERTA .....	97
9.2.3.	CUBOS VAZADOS.....	99
9.3.	COMPARAÇÕES DE COMPORTAMENTOS ENTRE FREQUÊNCIAS .....	101
9.3.1.	RESULTADOS.....	103
9.4.	BLINDAGENS SOBREPOSTAS .....	103
<b>10.</b>	<b>RESULTADOS E DISCUSSÕES .....</b>	<b>108</b>
<b>11.</b>	<b>LIMITAÇÕES DA PESQUISA .....</b>	<b>109</b>
<b>12.</b>	<b>CONCLUSÕES .....</b>	<b>110</b>
<b>13.</b>	<b>TRABALHOS FUTUROS .....</b>	<b>111</b>
	<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>112</b>
	<b>ANEXOS.....</b>	<b>117</b>
	ANEXO 1 -ANÁLISE METALOGRÁFICA DAS CHAPAS DE FERRO SILÍCIO .....	117
	ANEXO 2 - COMPOSIÇÃO QUÍMICA DAS CHAPAS DE ALUMÍNIO.....	121
	ANEXO 3 - GRÁFICOS COMPARATIVOS DA EFICIÊNCIA DA BLINDAGEM (LOG) .....	122
	ANEXO 4 - TABELAS DE CAPACITÂNCIAS PARA ATINGIR RESSONÂNCIA COM O INDUTOR .....	128

## LISTA DE TABELAS

<b>Tabela 8.1</b> – Bobina <i>Leybold</i> 562 14 – Propriedades dos enrolamentos.....	50
<b>Tabela 8.2</b> – Capacitâncias calculadas para o cruzamento de indutância e frequência.....	65
<b>Tabela 8.3</b> – Valores de tensão induzida.....	69
<b>Tabela 8.4</b> – Tensões induzidas x frequência de medição .....	71
<b>Tabela 8.5</b> – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 500 esp 2,5 A.....	76
<b>Tabela 8.6</b> – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 500 esp 1,25 A.....	78
<b>Tabela 8.7</b> – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 250 esp 2,5 A.....	80
<b>Tabela 8.8</b> – Médias dos campos magnéticos x calculados.....	85
<b>Tabela 9.1</b> – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 75 mA.....	87
<b>Tabela 9.2</b> – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 150 mA.....	90
<b>Tabela 9.3</b> – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 225 mA.....	93
<b>Tabela 9.4</b> – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 1, 5 e 58 kHz	101
<b>Tabela 9.5</b> – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – campo estático	105
<b>Tabela 9.6</b> – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 58 kHz	107

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 3.1</b> – Classificação e descrição dos DCEIs.....	15
<b>Quadro 5.1</b> – Cronologia dos trabalhos referentes à interferência de <i>EAS</i> nos marcapassos ...	26

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 2.1</b> – Estrutura do Coração	5
<b>Figura 2.2</b> – Eletrocardiograma	7
<b>Figura 2.3</b> – Sistema Condutor do Coração	8
<b>Figura 2.4</b> – Enervação do Coração	10
<b>Figura 3.1</b> – Marcapasso Implantado	15
<b>Figura 3.2</b> – Marcapasso – Componentes Internos	16
<b>Figura 6.1</b> – Linhas de Fluxo Magnético	35
<b>Figura 6.2</b> – Direção do campo magnético gerado pela corrente em um fio	37
<b>Figura 6.3</b> – Linhas do fluxo magnético gerado pela corrente em uma bobina.	38
<b>Figura 6.4</b> – Demonstração de Faraday	39
<b>Figura 7.1</b> – Linhas de fluxo através de material de grande permeabilidade magnética	46
<b>Figura 7.2</b> – Linhas de fluxo contrário através de uma moldura condutora	47
<b>Figura 8.1</b> – Bancada de testes	49
<b>Figura 8.2</b> – Croqui da Ligação dos Equipamentos	53
<b>Figura 8.3</b> – Bobina Sensora de 100 espiras	55
<b>Figura 8.4</b> – Bobina sensora envolvida por cubo de isopor	56
<b>Figura 8.5</b> – Montagem do cubo alinhador	56
<b>Figura 8.6</b> – Cubo fechado de ferro silício	57
<b>Figura 8.7</b> – Cubos de alumínio	57
<b>Figura 8.8</b> – Simulação da inclinação dos cubos de $\pm 5^\circ$	59
<b>Figura 8.9</b> – Vista superior com coordenadas horizontais	59
<b>Figura 8.10</b> – Projeção de todos os alinhamentos	59
<b>Figura 8.11</b> – Cubo centralizado entre bobinas	60
<b>Figura 8.12</b> – Vista lateral com coordenadas verticais	60
<b>Figura 8.13</b> – Ligação da bobina <i>Leybold</i> com 250 espiras	62
<b>Figura 8.14</b> – Ligação das bobinas <i>Leybold</i> indutora e induzida com 250 espiras	62
<b>Figura 8.15</b> – Ligação das bobinas <i>Leybold</i> com 500 espiras	63
<b>Figura 8.16</b> – Ligação da bobina <i>Leybold</i> com 500 espiras	64
<b>Figura 8.17</b> – Associação de capacitores	66
<b>Figura 8.18</b> – Medições do campo x corrente	69
<b>Figura 8.19</b> – Médias do campo magnético x corrente	70
<b>Figura 8.20</b> – Tensão induzida x frequências indutoras	72
<b>Figura 8.21</b> – Tensão induzida x corrente em 58 kHz	72
<b>Figura 8.22</b> – Decaimento da tensão de saída do Acell Instrument TS-250	74
<b>Figura 8.23</b> – Intensidade do campo magnético no centro de bobinas de <i>Helmholtz</i> separadas da distância dos seus raios	75
<b>Figura 8.24</b> – Posições das medições do campo magnético entre bobinas	76
<b>Figura 8.25</b> – Campo magnético 3D – frequência x posição – 500 esp. 2,5 A	77
<b>Figura 8.26</b> – Campo magnético 2D – frequência x posição – 500 esp. 2,5 A	77
<b>Figura 8.27</b> – Campo magnético 3D – frequência x posição – 500 esp. 1,25 A	78
<b>Figura 8.28</b> – Campo magnético 2D – frequência x posição – 500 esp. 1,25 A	79
<b>Figura 8.29</b> – Valores do campo magnético - 500 espiras e correntes de 1,25 e 2,5 A	80
<b>Figura 8.30</b> – Campo magnético 3D – frequência x posição – 250 esp. 2,5 A	81
<b>Figura 8.31</b> – Campo magnético 2D – frequência x posição – 250 esp. 2,5 A	82
<b>Figura 8.32</b> – Valores do campo magnético - 250 espiras e corrente de 2,5 A	82
<b>Figura 8.33</b> – Dimensões da bobina <i>Leybold</i> 562 14	84
<b>Figura 8.34</b> – Campos magnéticos entre bobinas <i>Leybold</i> ligadas em série separadas de 40 mm	85
<b>Figura 9.1</b> – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Face aberta com 75 mA	88

<b>Figura 9.2</b> – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Faces opostas com 75 mA	88
<b>Figura 9.3</b> – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Cubo fechado com 75 mA	89
<b>Figura 9.4.</b> – Gráfico Loglog da penetração das correntes parasitas x frequência	90
<b>Figura 9.5</b> – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Face aberta com 150 mA	91
<b>Figura 9.6</b> – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Faces opostas com 150 mA	91
<b>Figura 9.7</b> – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Cubo fechado com 150 mA	92
<b>Figura 9.8</b> – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Face aberta com 225 mA	93
<b>Figura 9.9</b> – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Faces opostas com 225 mA	94
<b>Figura 9.10</b> – Linhas de fluxo entre as bobinas	94
<b>Figura 9.11</b> – Correntes de Foucault gerados pelas linhas de fluxo atravessando as paredes paralelas	95
<b>Figura 9.12</b> – Blindagens dos materiais em 58 kHz – Cubo fechado com 225 mA	96
<b>Figura 9.13</b> – Blindagens dos materiais em 58 kHz – Cubos fechados	97
<b>Figura 9.14</b> – Blindagens longitudinais dos materiais em 58 kHz – Cubos face aberta	98
<b>Figura 9.15</b> – Blindagens transversais dos materiais em 58 kHz – Cubos face aberta	99
<b>Figura 9.16</b> – Blindagens longitudinais dos materiais em 58 kHz – Cubos vazados	100
<b>Figura 9.17</b> – Blindagens transversais dos materiais em 58 kHz – Cubos vazados	101
<b>Figura 9.18</b> – Blindagens de ferro silício – Cubos face aberta e vazado	102
<b>Figura 9.19</b> – Blindagens de alumínio 0,5 mm – Cubos face aberta e vazado	102
<b>Figura 9.20</b> – Blindagens de alumínio 1,0 mm – Cubos face aberta e vazado	103
<b>Figura 9.21</b> – Medição de blindagem com campo estático	104
<b>Figura 9.22</b> – Cubos de blindagem	104
<b>Figura 9.23</b> – Sobreposição de blindagens – Campo magnético estático	106
<b>Figura 9.24</b> – Croqui do experimento das blindagens sobrepostas em 58 kHz	107
<b>Figura 9.25</b> – Sobreposição de blindagens – Campo magnético de 58 kHz	108

## LISTA DE NOMENCLATURAS E ABREVIações

<b>A</b>	Amper
<b>AV</b>	Atrioventricular
<b>B</b>	Densidade de fluxo magnético
<b>bpm</b>	Batidas por Minuto
<b>C.A.</b>	Corrente Alternada
<b>C.C.</b>	Corrente Contínua
<b>CDI</b>	Cardioversor Desfibrilador Implantável
<b>DCEI</b>	Dispositivo Cardíaco Eletrônico Implantável
<b>DECA</b>	Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial
<b>Fe-Si</b>	Ferro Silício
<b>EAS</b>	<i>Electronic Article Surveillance</i> (Vigilância Eletrônica de Mercadorias)
<b>F</b>	Faraday
<b>FDA</b>	<i>Food and Drug Administration</i> (Agência Governamental Americana)
<b>FGNO</b>	Grão Não Orientado
<b>FV</b>	Fibrilação Ventricular
<b>Hz</b>	Hertz
<b>HiZ</b>	Alta impedância
<b>ICC</b>	Insuficiência Cardíaca Congênita
<b>IEM</b>	Interferência Eletromagnética
<b>MP</b>	Marcapasso
<b>mV</b>	Milivolts
<b>RC</b>	Ressincronizador Cardíaco
<b>AS</b>	Sino-atrial
<b>SPICED</b>	<i>Study of Pacemaker and Implantable Cardioverter Defibrillator Triggerring by</i>
<b>TEAS</b>	<i>Electronic Article Surveillance Devices</i> (Estudo do Disparo de Marcapasso e Cardioversore Desfibrilador Implantável por Dispositivos Eletrônicos de Vigilância de Mercadorias)
<b>TV</b>	Taquicardia Ventricular
<b>T</b>	Tesla
<b>Z</b>	Impedância

# 1. INTRODUÇÃO

Os marcapassos e cardioversores são equipamentos de importância ímpar e apresentam o que há de mais avançado na engenharia biomédica. Seus usuários, que formam um grupo de cultura e grau de instrução bastante heterogêneo, demonstram os impactos de terem necessitado e estarem portando esse equipamento vital, revelando medos conscientes e subconscientes e muita falta de informação sobre os procedimentos e cuidados que devem ser tomados nessa nova etapa da vida (MCIVOR, 1998). Porém, num mundo cada vez mais automatizado e robotizado, estão expostos continuamente à interferência eletromagnética de equipamentos dos mais diversos (MCIVOR, 1998). De todas as fontes de interferência eletromagnética, uma que está presente no dia a dia dos portadores de marcapasso, com uma exposição repetitiva e inevitável, são os sistemas controle de furtos, conhecidos como Vigilância Eletrônica de Mercadorias, presentes em lojas, comércios e até em farmácias.

No Brasil, conforme o Registro Brasileiro de Marcapassos, Desfibriladores e Ressincronizadores Cardíacos, até o final de 2014, o número de cirurgias cadastradas de marcapasso e cardioversores já somam mais de 300.000 indivíduos (MATEOS, 2004). Após a cirurgia de implante, eles são instruídos a não se expor a campos eletromagnéticos, que podem alterar o funcionamento desses equipamentos. Apesar da evolução eletrônica, a qual permitiu o desenvolvimento de rotinas de programação e estratégias para minimizar os efeitos de interferências externas, os usuários não se sentem confortáveis em testar os limites desses equipamentos (MATEOS, 2004).

Os fabricantes de marcapassos apresentam seus equipamentos com uma série de recomendações de segurança, porém não divulgam em quais limites de ondas eletromagnéticas seus produtos estariam totalmente seguros. No estudo *SPICED TEAS* de 1998, McIvor comenta que existe um padrão europeu ao qual os projetistas de marcapasso estão em conformidade, designado *European Norm* ou EN 50061/A1, porém conclui que a interferência do sistema acústico magnético ultrapassa os critérios de proteção definidos pela norma EN 50061/A1 (MCIVOR, 1998). Há ainda as diretrizes da ICNIRP (Comissão Internacional de Proteção Contra as Radiações não Ionizantes), colaboradora oficial da OMS (Organização Mundial da Saúde) com sede na Alemanha, que na sua publicação ICNIRP –

*For Limiting Exposure to Time Varying Electric and Magnetic Fields* (1 Hz – 100 kHz) define valores máximos de intensidade de campos eletromagnéticos a que pessoas podem ser expostos, mas destaca que “as presentes diretrizes podem não necessariamente impedir a interferência ou efeitos em dispositivos médicos, como próteses metálicas, marca-passos cardíacos e desfibriladores implantados e implantes cocleares. A interferência com marca-passos pode ocorrer em níveis abaixo dos níveis de referência recomendados”.

Todavia, foi criada a norma internacional ISO 14117 em 2012, atualizada em 2019, que define as metodologias de teste para avaliação da compatibilidade eletromagnética (EMC) dos dispositivos cardiovasculares implantáveis, quais sejam, os marcapassos, desfibriladores e os cardioversores. Esta norma internacional define no item 4.8 Proteção Contra Exposição a Campo Magnético AC na Faixa de 1 kHz a 140 kHz, que engloba a frequência gerada pelo sistema acústico magnético, uma intensidade de 150 A/m aos quais os dispositivos cardíacos implantáveis devam ser expostos sem apresentar alterações no seu funcionamento. A mesma falta de informações encontra-se junto aos fabricantes dos sistemas de detecção de furto, provavelmente por questões de segurança de seus produtos, cujas informações devem ser consideradas sigilosas.

Entretanto, o estudo *SPICED TEAS* de McIvor realizado em 1998 com a participação dos fabricantes dos sistemas antifurto encontrados no mercado americano chegou a medir esses campos e encontrou um valor de campo magnético alternado de 310 A/m numa distância de 5 cm das antenas do sistema Acústico Magnético de detecção de furtos do fabricante Sensormatic. Dessa forma, o presente estudo busca identificar materiais com possibilidades de atenuar o campo magnético gerado por esses sistemas antifurto do tipo Acústico magnético a que são expostos os portadores de marcapassos. Este trabalho será realizado com método de testes em laboratório de materiais para blindagens magnéticas a fim de atenuar um campo magnético de 58 kHz.

## **1.1. JUSTIFICATIVA**

Adentrar em estabelecimentos comerciais com os sistemas de segurança instalados nas portas é uma atividade corriqueira na vida de todos nós. Como o procedimento de desligamento dos sistemas de segurança das lojas muitas vezes pode ser inoportuno e



demorado, além de deixar o portador desconfortável com a situação, pode tornar o acesso difícil ao ponto de tornar-se impraticável. Se o portador de marcapasso não se sentir seguro de passar por esses equipamentos, serão inúmeros locais que estarão inacessíveis para ele. É importante destacar que não serão objetos a serem evitados, ou situações que requerem cuidados e sim locais inteiros que estarão proibidos.

O usuário de marcapasso sente-se totalmente dependente de uma máquina, mesmo que inconscientemente, marcado como um doente com coração fraco e com restrição de atividades. A proibição de acesso a esses locais que promovem o bem-estar só aumentaria a sensação de inferioridade, ou de invalidez. Sendo assim, deve-se encontrar formas de protegê-los e garantir o seu acesso aos estabelecimentos comerciais sem se preocupar com o risco de alterações no funcionamento do aparelho que possam pôr em risco a sua vida. Essa população tem que ser aliviada dessa preocupação e não tornar uma atividade comum, que deveria ser relaxante e prazerosa, em um martírio. Além disso, é importante, para fins práticos, que se tenha conhecimento de quais materiais funcionam com sucesso para atenuar o campo magnético definido.

## **1.2. OBJETIVOS**

A partir do contexto apresentado e a fim de compreender o tema de pesquisa, foram definidos os objetivos do estudo, definidos abaixo.

### **1.2.1. OBJETIVO GERAL**

O objetivo geral dessa pesquisa de mestrado é identificar materiais que possam ser utilizados como blindagem para atenuar um campo magnético alternado de 58 kHz, potencialmente perigoso para portadores de marcapassos cardíacos, a fim de subsidiar o desenvolvimento futuro de blindagens adequadas.

### **1.2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

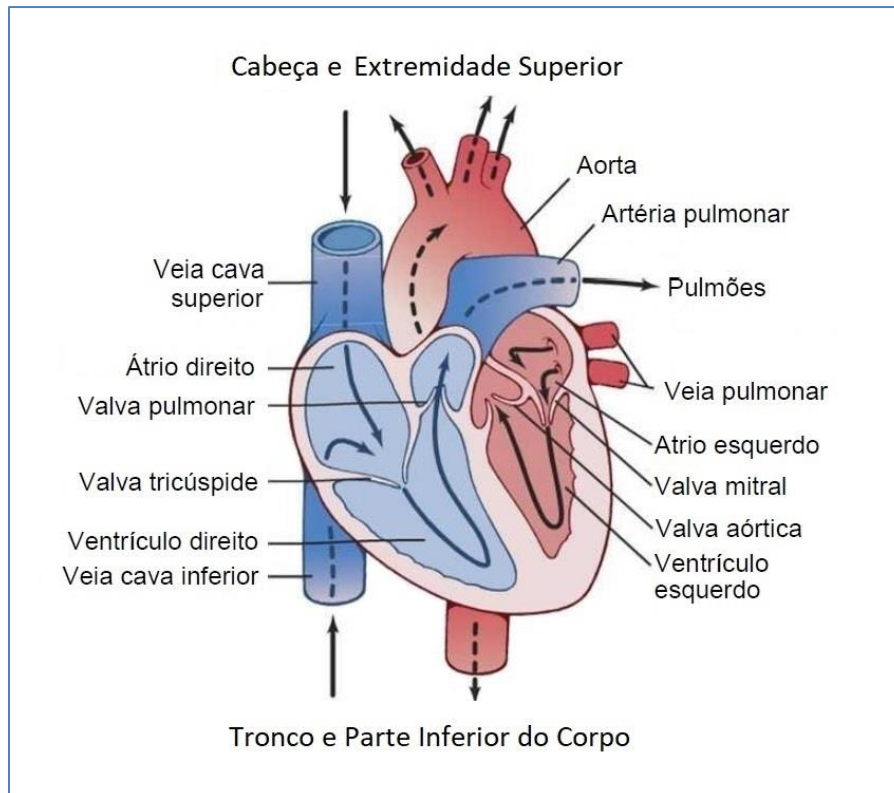
A partir do geral, foram desenvolvidos os seguintes objetivos específicos:

1. Identificar estudos sobre as interferências dos *EAS* nos dispositivos cardíacos implantáveis.
2. Desenvolver um sistema de medição do campo magnético alternado de alta frequência.
3. Gerar um campo magnético alternado de 58 kHz.
4. Realizar a testagem de materiais passíveis de serem utilizados para atenuar um campo magnético alternado.
5. Quantificar o grau de atenuação dos materiais testados

## **2. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA**

### **2.1. O CORAÇÃO**

O coração é um órgão vital do nosso corpo, cujo funcionamento é o principal sinal vital observado para a certificação de vida. Seu funcionamento provoca dilatações cíclicas das artérias e produz o ruído cadenciado característico, semelhante a uma máquina. Ele é uma bomba alternativa contrátil, com válvulas de retenção de diafragma, que mantêm o sentido único do fluxo sanguíneo (GUYTON; HALL, 2011). Ele é constituído por duas bombas unidas num só corpo, com dois fluxos sanguíneos simultâneos e independentes. A bomba direita faz o sangue circular pelos pulmões, retornando oxigenado, quando então passa pela bomba esquerda, mais forte, pois é responsável por fazer o sangue circular pelo corpo, exceto os pulmões (GUYTON; HALL, 2011). Cada uma dessas bombas é composta por duas câmaras, os átrios e os ventrículos, como pode ser visto na figura 2.1. Os átrios não possuem valvas e servem apenas de bombas de escorva, armazenando o sangue que continuamente retorna enquanto os ventrículos estão se contraindo e depois quando estes relaxam se contraem para completar o volume atrial (GUYTON; HALL, 2011).



**Figura 2.1** – Estrutura do Coração. Adaptado de Tratado de Fisiologia, Guyton; Hall, 2011

O músculo cardíaco é um músculo do tipo estriado, com uma configuração semelhante a um músculo esquelético, mas comporta-se como um sincício, ou seja, como uma célula multinucleada, com as membranas celulares sendo compartilhadas entre células adjacentes, englobando vários núcleos (GUYTON; HALL, 2011). Isso faz com que as membranas celulares se fundam entre si, permitindo a difusão livre dos íons entre as células, aumentando a velocidade de propagação dos estímulos elétricos, como os gerados para produzir os batimentos. Quando uma é excitada, o potencial de ação se propaga rapidamente por todo o músculo, 10 vezes mais rápido que uma fibra muscular esquelética (GUYTON; HALL, 2011).

Porém, apesar do coração ter contração rápida e agrupada, ela não é concomitante para todas as suas câmaras e sim gradual. Há uma sequência e caminho bem definido para a descarga elétrica (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Mesmo o músculo cardíaco possuindo suas células compartilhando as membranas adjacentes, conferindo uma grande condutividade elétrica na massa muscular, há um isolamento elétrico na divisa entre as câmaras superiores, os átrios, e as inferiores, os ventrículos, feito por um tecido fibroso que circunda as válvulas atrioventriculares. Assim, há uma divisão elétrica superior e inferior, onde a condução dos potenciais de ação não passa livremente (TORTORA; DERRICKSON, 2017).

Ademais, cada uma das bombas é dividida por duas câmaras. As superiores, os átrios, por onde entra o sangue e as inferiores, os ventrículos, que expulsam o fluxo de sangue do coração e o fazem circular no corpo e pulmões (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Se considerarmos os ventrículos como as únicas câmaras que possuem as válvulas de entrada e saída, veremos que são eles que efetivamente atuam como bombas por possuírem todos os requisitos de uma bomba hidráulica volumétrica alternativa: válvulas de controle de fluxo e variação de volume (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Assim, os átrios funcionam apenas como bombas de escorva, recebendo o fluxo de sangue que entra no coração em cada um dos lados, direcionando-o para dentro dos ventrículos quando estes se distendem, garantindo seu maior enchimento. Pela simples definição do funcionamento percebe-se que todas as câmaras do coração não podem se contrair no mesmo instante e que há uma sequência de eventos necessária para o seu desempenho correto. (TORTORA; DERRICKSON, 2017)

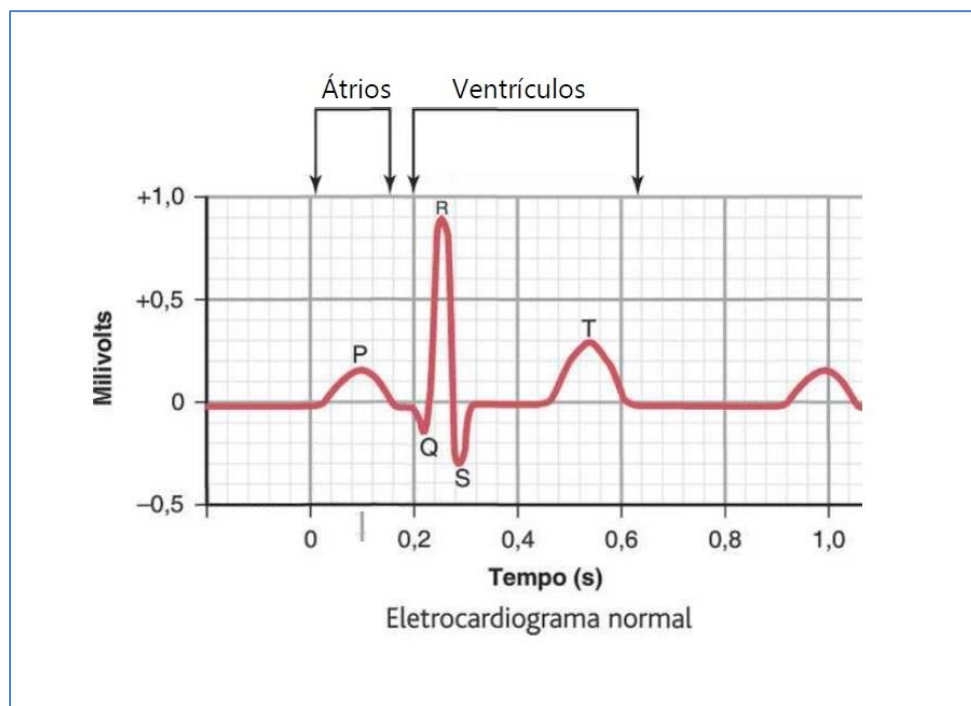
A partir disso, o ciclo cardíaco ocorre através de uma sequência de contração e relaxamento, o músculo cardíaco bombeia o sangue pelo corpo. Isto assegura o suprimento de oxigênio e de nutrientes para os diversos tecidos e órgãos (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Para isso, o coração precisa ser estimulado por pequenos impulsos elétricos intrínsecos que se deslocam da câmara superior à câmara inferior. O ritmo cardíaco é controlado por uma pequena área situada na massa atrial direita do coração, o nó SA, conhecido como “marca-passo natural”, fonte geradora dos impulsos elétricos cardíacos (TORTORA; DERRICKSON, 2017).

Existem potenciais elétricos através das membranas de praticamente todas as células do corpo. Algumas células, como as células nervosas e as dos músculos, são capazes de gerar impulsos eletroquímicos que se modificam com grande rapidez em suas membranas, e esses impulsos são usados para transmitir sinais por toda a membrana dos nervos e músculos (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Os potenciais são gerados por um sistema complexo de migração de íons de potássio e de sódio pela membrana celular, que entrando e saindo da célula geram esses diferenciais de potencial, já que carregam consigo cargas elétricas. (TORTORA; DERRICKSON, 2017)

O potencial de ação de um coração é de aproximadamente 0,105 V ou 105 milivolts, indo de um potencial negativo de -85 milivolts quando o coração está em relaxamento para

um potencial positivo de +20 milivolts durante cada batimento (GUYTON; HALL, 2011). A tensão de ativação do coração é pouco maior que 1% da tensão de uma pilha comum. No Nodo Sinusal, onde o potencial tem início, as tensões são ainda menores, com apenas -55 mV (-0,055 V) no valor de repouso (GUYTON; HALL, 2011).

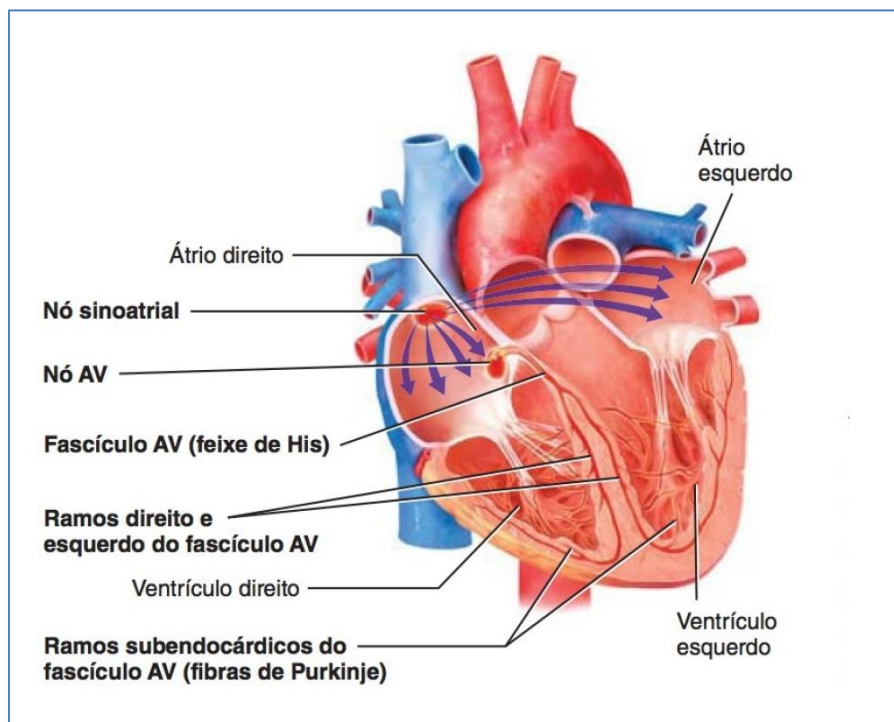
Já mecanicamente, o coração pode ser classificado como uma bomba volumétrica alternativa, pois funciona variando o volume de suas câmaras, aumentando a pressão interna para fazer o escoamento do seu fluido, o sangue, e de funcionamento alternativo porque funciona em pulsos cíclicos, a pulsação (GUYTON; HALL, 2011). O período de relaxamento é chamado de diástole e o período de contração é a sístole. Todo o conjunto de eventos do ciclo de batimento dura cerca de 0,8 segundos. (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Quando é gerado o impulso cardíaco que atravessa o coração, parte da corrente elétrica se propaga do coração para os tecidos adjacentes e uma pequena parte da corrente chega até a superfície do corpo. Com eletrodos colocados sobre a pele, no tórax próximos ao coração, é possível registrar os potenciais elétricos gerados, através do eletrocardiograma (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Na figura 2.2 temos o registro da atividade elétrica de um coração de um eletrocardiograma normal (GUYTON; HALL, 2011).



**Figura 2.2** – Eletrocardiograma. Adaptado de Tratado de Fisiologia, Guyton; Hall, 2011

O eletrocardiograma normal registra a atividade elétrica do coração em que é possível verificar todos os potenciais de ação produzidos pelas células do miocárdio. Cada curva representa um evento do ciclo elétrico cardíaco (GUYTON; HALL, 2011). A onda P representa a despolarização dos átrios, definindo o ritmo sinusal, antes da contração atrial começar. A contração atrial, ou sístole atrial começa logo após a onda P, e o segmento PQ representa o tempo de condução do pulso elétrico desde o nó SA até o nó AV (HENARES; ABREU, 2014). O complexo QRS marca o impulso do nó AV se propagando pelos ventrículos e representa a despolarização dos ventrículos. O segmento ST reflete o platô de potencial de ação do miocárdio e acontece quando os ventrículos contraem e bombeiam o sangue. A onda T representa a repolarização dos ventrículos, antes do relaxamento ventricular (HENARES; ABREU, 2014).

Todos os músculos cardíacos são capazes de gerar os potenciais de ação que culminam na sua contração de forma espontânea e rítmica, porém, como para seu funcionamento é necessária uma cadência específica de estímulos, ele possui um sistema intrínseco de regulação, o chamado sistema condutor (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Ele é composto de nó sinoatrial, nó atrioventricular, feixe de His e os ramos do fascículo atrioventricular (fibras de Purkinje), apresentados na figura 2.3. (TORTORA; DERRICKSON, 2017)



**Figura 2.3** – Sistema Condutor do Coração. Corpo Humano, Tortora & Derrickson, 2017

## **2.2. NODOS SINUSAL E ATRIOVENTRICULAR**

O Nodo Sinusal inicia o pulso que desencadeará a contração do coração, que ocorre em etapas muito bem coordenadas e concatenadas. É conhecido como o marcapasso natural, pois possui uma frequência de auto-excitação mais alta que as demais áreas do coração e acaba por “se adiantar” a todo o músculo cardíaco e iniciar os batimentos (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Sua frequência para o corpo em repouso é de 75 bpm. Com o disparo do nodo sinoatrial, o potencial de ação se irradia pelos músculos dos átrios, fazendo-os se contrair. Os ventrículos já estavam no período de relaxamento, com as valvas AV abertas e o sangue já começou a enchê-los. (TORTORA; DERRICKSON, 2017)

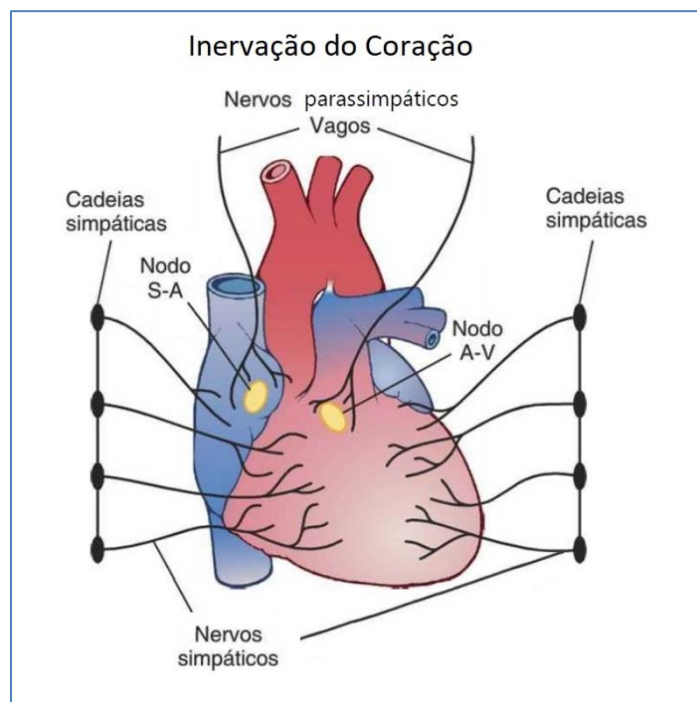
Com a contração dos átrios os últimos 25% do volume seguem para os ventrículos, fazendo-os atingir o volume total. Já no atrioventricular, a onda do potencial de ação se propaga pelas fibras musculares dos átrios e chega ao nodo atrioventricular, localizado na parte posterior do átrio direito, logo atrás da válvula tricúspide, entre o átrio e o ventrículo direitos, que inicia uma nova fase do impulso elétrico. Aqui o impulso tem sua velocidade reduzida, levando 0,1 segundo aproximadamente antes de ser enviado ao feixe Atrioventricular (TORTORA; DERRICKSON, 2017). O nodo sinoatrial define uma frequência constante e independente, porém existem condições de maior necessidade de bombeamento, como por exemplo, ao aumentar a carga física durante um exercício físico, ou por deficiência do músculo cardíaco, quando é necessário aumentar a frequência para manter o débito cardíaco (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Para essas variações de frequência o corpo dispõe de um controle eletroquímico. Através de impulsos nervosos ele estimula a liberação de substâncias aceleradoras e inibidoras tanto da frequência quanto da força de contração do coração. (TORTORA; DERRICKSON, 2017)

## **2.3. FEIXE ATRIOVENTRICULAR E DE HIS**

O feixe atrioventricular ou feixe A-V é o único ponto de transmissão de impulsos elétricos que transpassa a massa fibrosa isolante presente na divisa entre os dois tipos de câmaras do coração, os átrios e os ventrículos em que o pulso elétrico atravessa o tecido fibroso atrioventricular (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Como um fio condutor, ele conecta o Nodo AV com o próximo elemento do circuito cardíaco, o Feixe de HIS. No feixe

de HIS, o impulso elétrico que atravessou o tecido fibroso atrioventricular pelo feixe atrioventricular está localizado na parte central do miocárdio, a camada muscular que separa os dois ventrículos. Aqui o impulso elétrico é dividido em dois ramos que descem paralelos e migram contornando os ventrículos esquerdo e direito através dos ramos subendocárdicos (TORTORA; DERRICKSON, 2017).

São fibras muito calibrosas a fim de conduzir os potenciais de ação cerca de 6 vezes mais rápido que seriam conduzidas pelo próprio músculo atrial. Os ramos do feixe de HIS se dividem em cada um dos ramos ventriculares ainda no músculo central e se ramificam dentro dos músculos de cada um dos ventrículos (TORTORA; DERRICKSON, 2017). São conhecidas como fibras de Purkinje, disparando a contração dos ventrículos quase que instantaneamente. Logo depois todo o coração relaxa, aumentando seu volume, admitindo mais sangue e preparando-se para a próxima sequência de contração. Já dentro da medula, há um grupo de neurônios chamado de Centro Cardiovascular, que monitora a pressão sanguínea através de nervos localizados na aorta e nas carótidas. Através de nervos simpáticos e parassimpáticos que vão até o coração, ele controla a frequência e a força cardíaca, conforme apresentado na figura 2.4 (GUYTON; HALL, 2011).



**Figura 2.4** – Inervação do Coração. Adaptado de Tratado de Fisiologia Médica – Guyton & Hall, 2011



Os nervos vagos são os neurônios parassimáticos que vem do Centro cardiovascular, chegam até o complexo estimulante do coração e os átrios. Quando necessário eles liberam um neurotransmissor chamado acetilcolina, que diminui a frequência dos batimentos cardíacos bem como da força de contração (GUYTON; HALL, 2011). Os neurônios simpáticos aceleradores cardíacos inervam o complexo estimulante do coração, os átrios e os ventrículos. Quando há a necessidade de aumento do débito cardíaco eles liberam norepinefrina, que aumenta a força e frequência cardíaca (GUYTON; HALL, 2011).

## **2.4. ARRITMIAS CARDÍACAS**

A arritmia é um ritmo cardíaco anormal, podendo ser considerado assim quando rápido demais, lento demais ou quando tiver início em uma área do coração diferente do nó Sinusal. Alterações no nó SA ou bloqueio de seu sinal elétrico podem fazer com que o coração bata muito devagar (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Ou então o coração pode bater de forma tão acelerada que suas câmaras não conseguem ficar cheias de sangue entre os batimentos. Por essa razão, são bombeados menos sangue e oxigênio para o corpo, provocando tonturas, desmaios ou mesmo uma parada cardíaca. De toda a forma um ritmo anormal pode comprometer o funcionamento do coração e até levar a pessoa à morte (TORTORA; DERRICKSON, 2017)

A partir disso, é relevante conhecer os ritmos sinusais anormais: taquicardia e bradicardia. A taquicardia é conhecida como batimento rápido, é caracterizada quando a frequência cardíaca ultrapassa os 100 bpm, em decorrência de aumento da temperatura ou estimulação do coração pelos nervos simpáticos, por inúmeros fatores, inclusive emocionais (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Já a bradicardia é caracterizada por batimento lento do coração, é caracterizada quando a frequência cardíaca atinge valores abaixo dos 60 bpm. Pode ocorrer por hipotermia, falhas do sistema de estímulo cardíaco ou estimulação vagal, síndrome do seio carotídeo, quando a pessoa tem uma hipersensibilidade da área que faz medição da pressão na carótida (TORTORA; DERRICKSON, 2017).

## **2.5. BLOQUEIOS DOS SINAIS CARDÍACOS NAS VEIAS DE CONDUÇÃO INTRACARDÍACAS**

Uma situação que pode ocorrer são os bloqueios dos sinais cardíacos em vias de condução intracardíacas. Um deles, o bloqueio sinoatrial, é um raro caso em que o impulso sinusal é bloqueado antes de entrar no músculo dos átrios, propriamente dito (TORTORA; DERRICKSON, 2017). Mas há casos em que o feixe A-V (feixe de His) está bloqueado ou transmite em frequência menor, por isquemia do nodo A-V, compressão do nodo A-V, devido tecido cicatricial ou calcificações do miocárdio ou a inflamação do nodo A-V, geralmente por febre reumática. Seria então o bloqueio atrioventricular, que pode ser de primeiro grau, quando o retardo da condução ultrapassa 0,2 segundos, ou ainda de segundo grau, quando o retardo se situa entre 0,25 e 0,45 segundos (GUYTON; HALL, 2011). Pode ocorrer também o Bloqueio Completo, quando os ventrículos, por não receber nenhum estímulo, acabam estabelecendo sua própria cadência de batimentos independente de 40 batidas por minuto. Já o Bloqueio Intraventricular Incompleto – Alternância Elétrica, ocorre quando o sinal ingressa no sistema de Purkinje, mas é bloqueado no sistema ventricular periférico (GUYTON; HALL, 2011).

## **2.6. CONTRAÇÕES PREMATURAS**

Contrações prematuras são contrações que ocorre antes do disparo do nódulo AV e iniciando em locais diferentes deste. Existem dois tipos de contrações: as prematuras atriais, quando o disparo de batimento perto do nódulo A-V, fazendo com que o nodo Sinusal retarde o próximo batimento; e as Prematuras do Nodo A-V ou no Feixe A-V, que são Contrações Prematuras Ventriculares, quando o impulso elétrico é conduzido pelo músculo dos ventrículos ao invés da enervação do sistema de Purkinje, atrasando a contração. Podem ser benignas, mas em alguns casos pode levar a fibrilação letal. (GUYTON; HALL, 2011)

Outra situação que ocorre é a fibrilação ventricular, quando o disparo errático e múltiplo de impulsos cardíacos em toda a massa ventricular, impedindo o movimento uniforme necessário para a redução do volume dos ventrículos e o bombeamento do sangue. É geralmente fatal em 1 a 3 minutos e o coração com contração circular, quando parte dos

ventrículos se contrai quando a parte oposta relaxa (pulsação circulante) (GUYTON; HALL, 2011).

### **3. MARCAPASSOS**

#### **3.1. USUÁRIOS DE MARCAPASSO**

É difícil avaliar as repercussões pessoais da implantação de um marcapasso. A estimulação elétrica artificial não visa somente salvar o paciente, mas, principalmente, restaurar a sua qualidade de vida, permitindo a realização das atividades diárias (SANTOS, 2016). Porém, o estado psicológico e o grau de conhecimento sobre todos os procedimentos devem ser considerados no processo de recuperação do paciente. Isso porque a indicação para o uso do marca-passo é percebida de modo diferente pelas pessoas. Há o pensamento lógico de que o paciente possui um coração doente e que estará totalmente dependente de um aparelho (SANTOS, 2016).

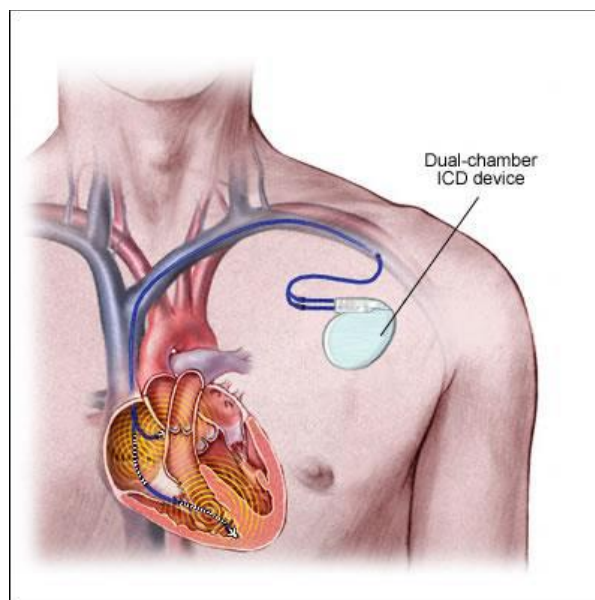
Essa relação entre o corpo e o marcapasso é complexa e atinge a imagem corporal, já que a pessoa pode sentir-se marcada, física e mentalmente, com medo permanente da morte, com a sensação de que tem um coração fraco, gerando baixa autoestima, depressão e demais manifestações psicológicas (SANTOS, 2016). Assim, o cuidado ao portador de marcapasso implica em conhecimento sobre o assunto, tanto técnico quanto psicológico (RELAMPA, 2010). Eles informam alterações de seus hábitos de vida após o implante, manifestam medo de realizar atividades domésticas rotineiras e do desconhecido, sentem-se inseguros e angustiados pela eventual falha no aparelho, ficam deprimidos, perdem emprego, tem suas funções sexuais alteradas e muitas vezes tem seu status social, familiar e profissional modificados (RELAMPA, 2010).

Confrontando as recomendações aos portadores de marcapasso, encontradas nos trabalhos referentes às diretrizes aos profissionais de saúde e o resultado dos trabalhos que pesquisaram o conhecimento e os medos que os usuários desses equipamentos apresentavam ficou evidente que há uma lacuna entre esses dois mundos (RELAMPA, 2010). Numa analogia, podemos imaginar um ambiente escolar, onde confronta-se o conteúdo do material

didático de uma escola com o resultado das provas que os alunos apresentaram. Pode-se concluir que, ou a informação é repassada de forma incompleta ou incorreta ou o conteúdo não é assimilado totalmente, seja pelo stress que o paciente está passando no período perioperatório do implante do marcapasso, ou ainda devido ao baixo poder cognitivo dessas pessoas (RELAMPA, 2010).

### 3.2. TIPOS DE MARCAPASSO

A evolução da bioengenharia, com o desenvolvimento da microeletrônica, permitiu o surgimento de novas formas de estimulação cardíaca. A composição do músculo cardíaco, que se comporta como um sincício de muitas células, permitindo a difusão quase livre dos íons (GUYTON; HALL, 2006), foi que permitiu a ativação por eletrodos, já que qualquer impulso lançado se espalha rápida e totalmente por todas as câmaras atriais ou ventriculares. Os marcapassos atuais são constituídos de minúsculos geradores capazes de comandar o ritmo cardíaco com grande precisão, implantados no tórax, e utilizando finos eletrodos conduzidos até o coração através do sistema venoso, sem a necessidade de toracotomia, como pode ser visto na figura 3.1 (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005).



**Figura 3.1** – Marcapasso Implantado. Fonte: Sociedade Brasileira de Cardiologia

O grande avanço da microeletrônica foi a programação não invasiva dos marcapassos, realizada através de um aparelho que troca informações através de ondas eletromagnéticas (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005). Dentre os diversos parâmetros programáveis como: quais câmaras serão monitoradas e quais serão estimuladas, qual a frequência a considerar como bradicardia e taquicardia, qual o modo de estimulação, qual a sensibilidade do aparelho, entre várias outras. Além disso, grava todo o histórico de eventos, permitindo um acompanhamento do paciente obtendo, inclusive as condições da bateria e dos eletrodos, possibilitando ajustes e correções conforme o quadro clínico (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005).

Devido o surgimento de novas terapias proporcionadas por esses dispositivos, a Sociedade de Arritmias Cardíacas, Departamento da Sociedade Brasileira de Cardiologia (SOBRAC-SBC) e o Departamento de Estimulação Cardíaca da Sociedade Brasileira de Cirurgia Cardiovascular (DECA-SBCCV) elaboraram um documento na forma de guia específico sobre os Dispositivos Cardíacos Eletrônicos Implantáveis (SBC, 2007) (quadro 3.1).

**Quadro 3.1** – Classificação e descrição dos DCEIs.

CLASSIFICAÇÃO E DESCRIÇÃO DOS DCEI		
Classificação dos DCEI	Capacidade principal	Função principal
Marcapasso (MP)	Estimulação/Sensibilidade no Átrio e/ou Ventrículo	Terapêutica de bradiarritmia
Cardioversor Desfibrilador Implantável (CDI)	Cardioversão/Desfibrilação por choque ou estimulação rápida	Terapêutica de TV/FV
Ressincronizador Cardíaco (RC)	Estimulação multi-sítio (biventricular)	Ressincronização ventricular (terapêutica da ICC)
CDI + RC	Cardioversão/Desfibrilação por choque ou estimulação rápida + Estimulação multi-sítio (biventricular)	Terapêutica de TV/FV + Ressincronização ventricular (terapêutica da ICC)

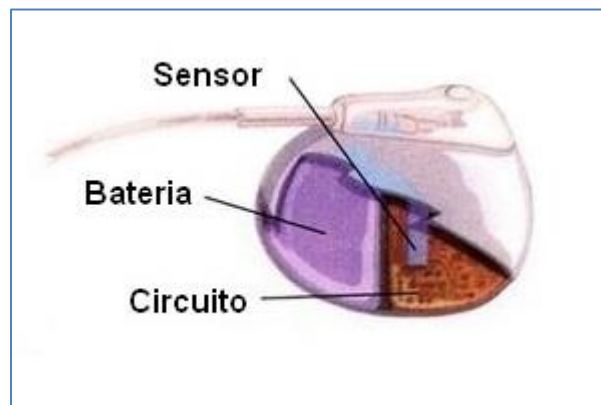
Fonte: DCEI - Parte I. Relampa 2008: 23-30. TV – Taquicardia ventricular; FV – Fibrilação ventricular; ICC – Insuficiência cardíaca congênita.

### 3.2.1. MARCAPASSO CONVENCIONAL

Desde o primeiro implante de marcapasso cardíaco, feito em 1958 por Senning, esse equipamento passou por muitas evoluções. Em 1959, Furman demonstrou a possibilidade da estimulação cardíaca via trans venosa, culminando com as modernas técnicas da estimulação cardíaca auxiliares atuais (MATEOS, 2005). Os primeiros marcapassos e cabos eletrodos

nacionais foram desenvolvidos já em 1965 por Adib Jatene e Décio Kormann, no Instituto Dante Pazanese de Cardiologia em São Paulo. Os primeiros MP foram utilizados apenas para corrigir bradicardias, mantendo a frequência de pulsação em faixas fisiológicas naturais e eliminando os problemas do baixo débito cardíaco, como tonturas e síncope, reduzindo a mortalidade, mesmo desprovidos das funções de sensibilidade dos dispositivos atuais (MATEOS, 2005).

Os MP convencionais possuem funções de monitoramento do ritmo cardíaco, realizado pelos próprios eletrodos, passando a estimular o coração continuamente caso a frequência cardíaca natural desça a níveis menores que os definidos na sua programação (MATEOS et al., 2015). São compostos de uma caixa de titânio hermeticamente fechada, contendo uma fonte de energia (bateria) de longa duração (superior a 6 anos, podendo ultrapassar os 10 anos nos marcapassos para bradicardia), o circuito eletrônico programável de monitoramento e geração dos pulsos elétricos, figura 3.2



**Figura 3.2** – Marcapasso – componentes internos. Adaptado de [www.clinicaritmo.com.br/tratamentos/implante-de-marcapasso/](http://www.clinicaritmo.com.br/tratamentos/implante-de-marcapasso/)

Na parte externa encontram-se os terminais elétricos de conexão com os cabos-eletrodos que conectam eletricamente o equipamento ao coração. (SANT'ANNA, 2007). Os cabos eletrodos são filamentos condutores, fabricados por ligas metálicas especiais, revestidos por material isolante biologicamente inerte, que fazem tanto a condução dos sinais cardíacos ao marcapasso, na função de monitoria, quanto à condução dos pulsos elétricos gerados pelo marcapasso ao coração, para disparar a contração do músculo onde os eletrodos encontram-se instalados (SANT'ANNA, 2007). Os modelos atuais são equipamentos de grande

complexidade, com inúmeras funções e consumo de energia extremamente baixo (SANT'ANNA, 2007; MATEOS et al., 2015).

Quanto à estimulação, os marcapassos podem ser unipolares ou bipolares. Modelo unipolar é quando a carcaça do aparelho atua como polo positivo e a ponta do eletrodo como polo negativo. Nessa configuração o circuito é “fechado” com a corrente elétrica fluindo pelo corpo do usuário, a fim de fazer a ligação externa do marcapasso ao coração (SANT'ANNA, 2007). Estudos demonstram que esta configuração apresenta maior suscetibilidade a interferências eletromagnéticas do que aqueles que operam no modo bipolar, onde ambos os polos de estimulação se encontram na extremidade cardíaca do eletrodo (SANT'ANNA, 2007). Nos modelos bipolares dois polos fazem a ligação entre o marcapasso e o coração, sendo um atuando como positivo e o outro como polo negativo, com o circuito sendo fechado pelo músculo cardíaco que se encontra entre as pontas dos eletrodos. (MATEOS et al., 2015; MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2005; SANT'ANNA, 2007). Quanto ao número de câmaras do coração que podem ser estimulados pelo marcapasso, estes podem ser unicamerais, quando somente os átrios ou os ventrículos são estimulados e bicamerais (dupla câmara), quando átrios e ventrículos podem ser monitorados e estimulados concomitantemente. (SANT'ANNA, 2007; MATEOS et al., 2015).

Conforme o modelo de atuação podem ser síncronos, quando respeitam o ritmo próprio da frequência cardíaca natural do usuário, ou assíncronos, quando estimulam o coração de forma permanente e independente do ritmo intrínseco do coração do paciente (SANT'ANNA, 2007). Os dispositivos unicamerais geralmente operam no modo sincrônico, quando passam a maior parte do tempo apenas monitorando o batimento do usuário e estimulando o coração (modo assincrônico) somente quando a frequência cardíaca desce abaixo de um nível pré-determinado pelo médico e configurado no marcapasso (bradicardia) (SANT'ANNA, 2007).

Os dispositivos de dupla câmara, dotado de eletrodos tanto nos átrios quanto nos ventrículos, são usados quando há a necessidade de estimular de modo sequencial ambas as câmaras cardíacas devido a disfunções no circuito interno do coração e podem ser programados para trabalhar em frequência fixa ou por demanda (MATEOS et al., 2015). Quanto à posição dos eletrodos, os sistemas podem ser implantados por via trans venosa

(endocárdicos), técnica não invasiva amplamente usada atualmente, ou por toracotomia (epicárdios), técnica que exige a abertura da caixa torácica, usada em casos de pacientes que possuem válvulas metálicas implantadas e os eletrodos devam ser posicionados pelo lado externo do miocárdio (MATEOS et al., 2015). Os primeiros marcapassos não permitiam qualquer programação, evoluindo posteriormente para os programáveis, com até dois parâmetros ajustáveis, passando atualmente para os multiprogramáveis, que apresentam mais de dois parâmetros programáveis (MATEOS et al., 2015).

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), o MP tem como função principal o tratamento da bradicardia, sintomática ou assintomática, quando o ritmo dos batimentos desce a níveis inferiores a 60 bpm. Os sintomas da bradicardia são tontura, pré-síncope, síncope, fadiga, dispneia de esforço e bradipsiquismo, sendo comumente ocasionadas por doença do nó SA e bloqueio atrioventricular (SBC, 2007). A bradicardia também pode ser provocada externamente pelo uso de medicamentos que podem deprimir o sistema de condução ou até por distúrbios metabólicos ou endócrinos, como hipotireoidismo, hiperpotassemia (baixo nível de potássio no sangue) e hipotermia. Como não há medicamentos para o tratamento das bradicardias sintomáticas, o tratamento indicado é o implante de marcapasso definitivo (DECA/SBCCV, 2015). A Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007) considera como condições suficientes para a implantação de marcapassos: disfunção do nó sinusal, a síndrome do seio carotídeo, o bloqueio atrioventricular, o bloqueio intraventricular, a cardiomiopatia hipertrófica obstrutiva, e síndromes vasovagais (SBC, 2007).

### **3.2.2. RESSINCRONIZADOR CARDÍACO**

A sequência elétrica cardíaca normal estimula os átrios e depois de um atraso de 0,1 segundos os ventrículos. Desse sincronismo cardíaco depende a eficiência do bombeamento cardíaco (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004). Os processos fisiopatológicos que alteram ou retardam a condução do estímulo, incluindo processos degenerativos, isquêmicos (morte de áreas musculares), infecciosos, inflamatórios e traumáticos, podem interferir na coordenação do estímulo elétrico atrial e/ou ventricular levando a um assincronismo cardíaco. Semelhante aos MPs convencionais, o sistema de estimulação dos ressincronizadores



cardíacos é composto basicamente por dois componentes: o gerador de pulsos e cabos-eletrodos (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

A utilização do marcapasso para estimulação de várias câmaras faz com que este equipamento passe a coordenar a temporização e sincronismo de pulsos atriais e ventriculares para garantir a cadência de contrações do coração e corrigir a frequência cardíaca (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004). A programação é semelhante à dos marcapassos convencionais, mas por possuírem um canal a mais para estimular o ventrículo esquerdo, podendo ter até um terceiro para o ventrículo direito, possuem funções de programação dedicadas a essas funções (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004).

Ademais, segundo a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), o ressincronizador cardíaco permite a estimulação de mais de uma câmara, garantindo a sincronização ventricular nos casos de insuficiência cardíaca por assincronismo cardíaco (SBC, 2007). Na maioria das vezes a única solução é o transplante cardíaco, o que depende da existência de doadores compatíveis. Para esses casos a estimulação cardíaca artificial surgiu como tratamento na melhora da qualidade de vida e redução da mortalidade (COSTA; LIMA; SILVA, 2005). Recentemente, foi introduzida a solução do ressincronizador cardíaco para pacientes com disfunção ventricular grave que não apresentam melhoras por medicamentos. Essa alternativa terapêutica surgiu a partir da observação de que a presença de bloqueio de ramo esquerdo das fibras de Purkinje (TORTORA, 2017) poderia proporcionar dissincronismo intra e interventricular e comprometimento funcional do miocárdio (SBC, 2007).

### **3.2.3. CARDIOVERSOR DESFIBRILADOR**

A desfibrilação elétrica do coração depende essencialmente de tensão, corrente e localização espacial do campo elétrico no coração. (MATEOS; PACHÓN, 2015). O desenvolvimento da tecnologia de cabos-eletrodos permitiu o surgimento de desfibriladores endocárdicos, com implante semelhante ao de um marcapasso comum, sem necessidade de toracotomia (abertura do tórax do paciente), reduziu a mortalidade e a morbidade cirúrgicas e o tempo de internação necessário ao procedimento (DECA/SBCCV, 2015; MATEOS; PACHÓN, 2015). O desfibrilador, assim como o marcapasso, está inserido numa caixa de

titânio que contêm o circuito eletrônico e a bateria e de onde saem os cabos-eletrodos que transmitem sinais elétricos entre o coração e o desfibrilador.

Assim como um marca-passo comum, monitora constantemente o ritmo cardíaco e, caso detecte uma fibrilação ventricular, aplicará um choque de alta energia para reverter a fibrilação do coração. Nos casos de taquicardia ventricular, tentará revertê-la por estimulação rápida, frequência mais rápida que a da taquicardia (LORGA; LORGA FILHO, 2005). Basicamente, esse dispositivo é destinado a proteger pacientes com alto risco de morte súbita cardíaca (LORGA; LORGA FILHO, 2005). O desfibrilador apresenta as mesmas características do desfibrilador externo, somado a algoritmos especiais que lhe conferem a capacidade de detectar taquicardia e responder, automaticamente, a ela. Assim, o gerador de pulso é constituído por algoritmo de detecção, um sistema de terapia e memória. O algoritmo de detecção representa o modo como o dispositivo vai se comportar diante do ritmo cardíaco, assim o CDI é programado para qual faixa de frequência cardíaca irá considerar como taquicardia ou bradicardia, o modo da terapia e as estratégias a serem tomadas (LORGA; LORGA FILHO, 2005).

O modo de terapia engloba as funções de estimulação antibradicardia, antitaquicardia e pós-choque, caso ocorra bradicardia transitória após o choque de desfibrilação. A estimulação antibradicardia tem a função de prevenir bradiarritmias (função de MP) e a terapia de antitaquicardia pode utilizar o recurso da cardioversão/desfibrilação, que é a característica principal do dispositivo (SANT'ANNA, 2007). Ainda, a memória possibilita que o dispositivo armazene informações referentes a eventos arrítmicos tratados, características e resultados das terapias e até alguns eletrogramas intracavitários, pois essas informações são importantes para identificar e corrigir problemas que podem ocorrer, como choques inapropriados (SANT'ANNA, 2007).

Conforme indicações da Sociedade Brasileira de Cardiologia, o CDI é utilizado para os casos de fibrilação e taquicardia ventriculares, devido sua capacidade de cardioversão e desfibrilação por choque ou por uma estimulação rápida. O implante do CDI é recomendado para a prevenção primária de morte súbita cardíaca e prevenção secundária em pacientes com cardiopatia estrutural. (SBC, 2007). O Departamento de Estimulação Cardíaca Artificial classificou as indicações de cardioversores desfibriladores como primária quando o paciente

que apresenta alto risco de taquiarritmia ventricular grave, mas não manifestou episódio espontâneo e secundária quando o CDI é recomendado para o paciente recuperado de morte súbita ou àquele que tenha apresentado taquiarritmia ventricular grave ou síncope. A terapia inclui medicamentos antiarrítmicos, ablação endocárdica por cateter e o uso do cardioversor desfibrilador (DECA/SBCCV, 2015).

#### **4. FONTES DE INTERFERÊNCIA ELETROMAGNÉTICA EM DCEIS**

Num mundo onde novas tecnologias surgem a todo instante, o uso cada vez maior do espectro eletromagnético aumenta o interesse sobre as interferências eletromagnéticas nos marcapassos. Paralelamente, a indústria de marcapassos também evolui melhorando os novos geradores de pulso (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004). Os marcapassos, cardioversores e desfibriladores detectam a atividade elétrica natural do coração. Para tanto, são dotados de potentes circuitos amplificadores focados na frequência dos sinais biológicos, porém podem acabar amplificando sinais advindos de fontes de interferência externas, como equipamentos capazes de gerar sinais elétricos ou até vibrações mecânicas (SANTOS, 2007).

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007), são consideradas interferências sobre DCEIs, a presença de sinais elétricos, fenômenos mecânicos ou químicos extrínsecos, que apresentam capacidade de promover modificações no funcionamento dos dispositivos (SBC, 2007). Ainda, conforme Mateos, Mateos e Mateos (2007), as interferências elétricas e eletromagnéticas são decorrentes da circulação da corrente elétrica através do dispositivo, que pode ser gerada da indução por proximidade de um campo eletromagnético, sendo caracterizada como interferência eletromagnética, ou pelo contato direto do paciente com a fonte da corrente (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2007). A Sociedade Brasileira de Cardiologia (2007) classifica as fontes de IEM de acordo com o grau de risco e recomendações para proteção em: aceitável, onde não há riscos de danos, não aceitável, podendo provocar danos, mesmo sob cuidados de proteção e inaceitável, de consenso que são prejudiciais e proibitivas (SBC, 2007).

Sendo um equipamento elétrico, os MP e CD estão expostos a interferência eletromagnética, fenômeno, que ocorre quando um dispositivo eletrônico penetra num campo eletromagnético, decorrentes de potenciais elétricos, campos magnéticos, ondas eletromagnéticas e radiações ionizantes. Eles sofrem interferência até de natureza puramente mecânica, como vibrações, visto que os equipamentos atuais possuem acelerômetros para, por exemplo, perceber quando o usuário iniciou uma corrida (SANTOS, 2007; MATEOS; MATEOS, 2004). Um dos perigos a ser considerado para marcapassos e desfibriladores, caso haja uma fonte de eletromagnetismo próxima e enquanto esta fonte estiver ligada é a alteração de seu funcionamento, podendo ocorrer (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004):

- Inibição completa ou temporária do gerador de pulsos;
- Reversão assíncrona ou síncrona;
- Parada definitiva do gerador de pulsos;
- Lesão da junção eletrodo-coração;
- Fibrilação ventricular;
- Aumento do limiar de estimulação;
- Choque inapropriado no caso dos CD;
- Reprogramação acidental temporária ou definitiva do gerador de pulsos;
- Lesão dos circuitos do gerador de pulsos;

O nível de interferência eletromagnética sofrido pelo marcapasso é influenciado pela intensidade da fonte, a distância até a fonte da interferência, a frequência e a forma da onda eletromagnética, o número de polos utilizado e até da sensibilidade do marcapasso programada pelo médico (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004). Os marcapassos com um eletrodo são mais suscetíveis a interferências externas, visto que “fecham o circuito” através de sua carcaça, ou seja, utilizam os fluídos corporais como condutor elétrico de retorno da corrente que foi enviada pelo eletrodo. Os marcapassos de dois ou mais eletrodos são menos suscetíveis a interferências geradas por descargas elétricas no corpo do usuário, sendo que há uma tendência de se tornarem maioria dos fabricados atualmente (MATEOS; MATEOS; MATEOS, 2004). Limitando o estudo ao ambiente onde passamos a maior parte do tempo,

temos uma fonte discreta e de ação reiterada: os sistemas de alarme antifurto dos estabelecimentos comerciais.

#### **4.1. SISTEMAS DE VIGILÂNCIA DE MERCADORIAS (EAS)**

Supermercados, lojas de roupas, tanto em shoppings quanto nas ruas, farmácias, bancos e bibliotecas adotaram um sistema semelhante a radares como solução para inibir as perdas por furtos, de clientes e até dos próprios funcionários. Para tanto, são montadas redes de antenas do tipo cancela, que obriga a passagem por entre duas antenas montadas lado a lado, nas portas de entrada e saída que detectam a aproximação de pequenos dispositivos que são afixados nos produtos, disparando um alarme sonoro (MCIVOR, 1998). Como toda a troca de sinais entre as antenas e os dispositivos fixados nos produtos dá-se por ondas eletromagnéticas em pelo menos um momento, é necessário avaliar o real risco de interferência a que são expostos os portadores de marcapassos e cardioversores (MCIVOR, 1998). Esses equipamentos, conhecidos como Sistemas de Detecção de Passagem englobam atualmente 3 tecnologias de funcionamento: Eletromagnético, Rádio Frequência (RFID) e Acústico magnético. Todas elas se baseiam em troca de ondas eletromagnética entre os dispositivos e as antenas (MCIVOR, 1998).

##### **4.1.1. SISTEMA ELETROMAGNÉTICO**

A Tecnologia Eletromagnética possui características específicas que a tornam mais indicada para utilização em Bibliotecas e Centros de Documentação. A tecnologia eletromagnética (EM) funciona com um campo magnético produzido por energia elétrica. As etiquetas eletromagnéticas são compostas por elementos metálicos que emitem uma determinada frequência eletromagnética quando se aproximam dos sensores, disparam o alarme visual e/ou sonoro das antenas. Para a saída dos livros, deve-se fazer a neutralização das etiquetas, aproximando-a de um equipamento que as magnetiza, permitindo a saída dos livros sem disparo do alarme e reativando-a quando da devolução. Os desativadores e reativadores são dispositivos físicos, portáteis ou manuais.

#### **4.1.2. SISTEMAS DE ANTENAS RADIO FREQUÊNCIA (RFID)**

O sistema é formado pelas antenas, etiquetas para serem fixadas nos produtos, desativadores e reativadores. As etiquetas de rádio frequência são circuitos miniaturizados cercados de um fio fino enrolado várias vezes formando uma bobina. O funcionamento é simples: as antenas ficam emitindo constantemente uma onda eletromagnética (MCIVOR, 1998). Quando uma etiqueta se aproxima das antenas, as ondas eletromagnéticas emitidas pelas antenas induzem (geram) uma tensão na bobina da etiqueta, que passa alimentar o circuito eletrônico, como tivesse sido conectado a uma bateria. Em resposta, o circuito eletrônico da etiqueta emite outra onda eletromagnética que é captada pelas antenas (MCIVOR, 1998).

#### **4.1.3. SISTEMA ACÚSTICO MAGNÉTICO**

Este sistema é comumente instalado em farmácias e supermercados, pois as etiquetas são detectadas mesmo se estiverem em contato com corpos metálicos, geralmente da área de perfumaria, que gerariam interferência nas antenas de RFID (MCIVOR, 1998). As etiquetas são instaladas nos equipamentos ou produtos, sendo possível sua ativação e desativação. Estas etiquetas não são retiradas dos produtos, por este motivo precisam ser desativadas; para não gerarem disparos nas antenas. Cada sistema possui uma gama de frequências de ondas eletromagnéticas para seu funcionamento e fica fácil perceber por que os portadores de marcapasso ficam preocupados ao passar por entre essas cancelas com antenas (MCIVOR, 1998).

Assim, vemos que são diferentes sistemas, cada um com uma tecnologia própria, que multiplicado pelo número de fabricantes que desenvolvem esses produtos resulta num leque grande de fontes de interferência. Os trabalhos encontrados que informam as frequências utilizadas por cada tecnologia não mencionam quais são as utilizadas por cada fabricante ou, pelo menos, quais as mais empregadas na prática. Além disso, não há dados sobre a potência de emissão dessas ondas, este sim um dado extremamente relevante quando se fala em interferência eletromagnética.

## 5. REVISÃO SISTEMÁTICA DE ESTUDOS SOBRE AS INTERFERÊNCIAS DOS *EAS*

Ao longo do desenvolvimento da pesquisa, foi necessário um estudo mais profundo das pesquisas já realizadas por outros pesquisadores sobre a interferência dos *EAS* nos dispositivos cardíacos implantáveis. Por conseguinte, realizou-se uma revisão sistemática com proposta de verificar os estudos sobre o comportamento dos marcapassos frente aos sistemas antifurto das lojas, com foco em identificar os riscos reais que portadores de marcapasso se expõem ao passar pelas cancelas formadas pelas antenas de detectores inibidores de furtos em estabelecimentos comerciais e garantir a acessibilidade à essa população. Para tanto, foi necessário analisar o conteúdo dos estudos sobre a interferência causada por sistemas antifurto de lojas em marcapassos cardíaco e cardioversores, seus efeitos e riscos aos portadores desses implantes cardíacos. Os dados reunidos se mostram relevantes para o estudo feito nesta dissertação de mestrado, pois teve o intuito de identificar e categorizar, para melhor visualização, todos os trabalhos encontrados sobre o tema e assuntos específicos selecionados.

Dessa forma, foi realizada uma revisão sistemática em artigos científicos e revistas, sem delimitação de período, para conhecer os estudos relativos aos portadores de marcapasso. O material foi selecionado a partir de buscas de plataformas de banco de dados acadêmicos, como sites de periódicos nacionais e internacionais. Primeiramente foram identificados quais descritores foram encontrados na Biblioteca Virtual em Saúde (BVS), para a pesquisa do assunto proposto: “*pacemaker*”, Categoria E07.305.250.750, Número do Registro 10326, Identificador Único D010138, “*defibrillators*”, Categorias E07.305.250.159.175 e E07.305.250.319.175, Número do Registro 30763, Identificador Único D017147 e “*theft*”, Categorias I01.198.240.810 e I01.880.735.191.410, Número do Registro 14178, Identificador Único D013800. Foram realizadas buscas pelos periódicos nacionais e internacionais com esses descritores a partir de seis bases de dados: *Bio Medical Center* (5 artigos), BVS (6 artigos), PubMed (17 artigos), SciELO (41 artigos), *Science Direct* (59 artigos) e *Scopus* (26 artigos), totalizando 148 artigos.

Os artigos foram obtidos on-line, identificados por meio de busca ativa nos volumes e números dos periódicos incluídos no estudo, selecionando-se aqueles que, na leitura prévia dos títulos e dos resumos indicaram abordagem de interferência externa dos sistemas antifurto comerciais nos marcapassos, descartando os trabalhos que não correlacionavam marcapasso com sistemas antifurto. Assim, restaram os artigos científicos por base de dados: *Bio Medical Center* (nenhum artigo), BVS (6 artigos), PubMed (15 artigos), SciELO (1 artigo), *Science Direct* (1 artigo) e *Scopus* (18 artigos), totalizando 41 artigos. Descartando os artigos que foram encontrados em mais de uma dessas bases de dados, efetivamente foram selecionados 21 artigos.

Eles foram separados por ano de publicação, submetidos a uma leitura cuidadosa e registrados em um instrumento contendo itens como ano e local da publicação, natureza do artigo, descritores utilizados, conteúdo específico do artigo. Tal leitura incluiu as leituras exploratória, seletiva, analítica e interpretativa. A exploratória e seletiva envolve a determinação do material que de fato interessa à pesquisa. Já a analítica ordena e sumaria as informações das fontes, permitindo a “obtenção de respostas ao problema da pesquisa”. Inicialmente é feita uma leitura integral da obra, com identificação, hierarquização e sintetização das ideias-chaves. A leitura interpretativa, “relaciona o que o autor afirma com o problema para o qual se propõe uma solução”. Para simplificar, neste trabalho a palavra marcapasso será utilizada para designar marcapassos e cardioversores, que podem ser considerados um tipo especial de marcapasso, pois além de desempenharem as funções deste, possui funções adicionais de desfibrilador cardíaco.

## **5.1. CRONOLOGIA DOS ESTUDOS SOBRE AS INTERFERÊNCIAS DOS EAS**

No quadro abaixo, os trabalhos encontrados foram dispostos em ordem cronológica com um breve resumo para facilitar a percepção da evolução das pesquisas nesta área e as lacunas que ainda precisam ser estudadas.



**Quadro 5.1** – Cronologia dos trabalhos referentes à interferência de *EAS* nos marcapassos

<b>Título</b>	<b>Resumo/Conclusão</b>	<b>Ano</b>	<b>Autor</b>	<b>Base de Dados</b>
<i>Interference between cardiac pacemaker and electromagnetic anti-theft devices in stores</i>	Mais de 70% dos marcapassos testados desenvolveram disfunções graves, justificando uma sinalização clara para alertar sobre o perigo em potencial dos <i>EAS</i> .	1992	Beaugeard, D; Kacet, S; Bricout, M; Camblin, J.	BVS
<i>Electronic Article Surveillance: A Possible Danger for Pacemaker Patients</i>	Estudos in vitro e in vivo demonstraram que <i>EAS</i> podem ser perigosos para pacientes com marcapasso. Foi projetado um <i>EAS</i> que produz rajadas de campos magnéticos para minimizar os riscos.	1993	Bernard Dodinot, Jean-Phillippe Godenir and Álvaro Barros Costa	BVS, PubMed e Scopus
<i>The Effects of Electronic Article Surveillance Systems on Permanent Cardiac Pacemakers: An In Vitro Study</i>	Inibição e reversão de ruído foram observadas em quatro marcapassos (unipolar e bipolar) quando colocados em estreita proximidade com o transmissor <i>EAS</i> , mas nenhum foi reprogramado ou danificado pelo equipamento <i>EAS</i> utilizado	1994	Eric H. Lucas, Delos Johnson, and Bryant P. McElroy	Scopus
<i>Environmental Electromagnetic Interference from Electronic Article Surveillance Devices: Interactions with an ICD</i>	A EMI não pode ser eliminada e um CDI não pode ser completamente protegido com a reengenharia dos circuitos sensores	1995	Michael E. McIvor	BVS, PubMed e Scopus
<i>Interaction Between Electronic Article Surveillance Systems and Implantable Defibrillators: Insights from a Fourth Generation ICD</i>	Os baixos limiares de detecção nos CDI necessários para a detecção de fibrilação ventricular os tornam mais suscetíveis à sobre detecção de sinais externos, como no EMI.	1995	Philip Mathew, Carolyn Lewis, John Neglia, Ryszard B. Krol and Sanjeev Saxena	PubMed e Scopus
<i>Study of Pacemaker and Implantable Cardioverter Defibrillator Triggering by Electronic Article Surveillance Devices (SPICED TEAS)</i>	Os riscos são baixos se os portadores passarem rapidamente pelas antenas <i>EAS</i> . É necessária uma maior interação entre a indústria eletrônica e os fabricantes de dispositivos médicos.	1998	Michael E. McIvor, Judith Reddinger, Elizabeth Floden, Robert C. Sheppard, with the technical assistance of Delos Johnson, Gerald I. Becker and Mark Mayotte	BVS, PubMed e Scopus
<i>Interference with an Implantable Defibrillator by an Electronic Anti-theft-Surveillance Device</i>	Problemas clínicos causados por EMI com desfibriladores implantáveis têm sido pouco frequentes e sem consequências graves	1998	Peter A. Santucci, M.D., Janet Haw, R.N., Richard G. Trohman, M.D., and Sergio L. Pinski, M.D.	PubMed e Scopus
<i>Interactions Between Electronic Article Surveillance Systems and Implantable Cardioverter-Defibrillators</i>	Os portadores de marcapassos não devem se demorar ao passar por sistemas antifurto, pois a interação, apesar de improvável não pode ser descartada. Os consumidores devem ser alertados da presença de <i>EAS</i> .	1999	William J. Groh, MD; Scott A. Boschee, BS; Erica D. Engelstein, MD; William M. Miles, MD; M. Erick Burton, MD; Peter R. Foster, MD; Barry J. Crevey, MD; Douglas P. Zipes, MD	PubMed e Scopus

<i>Letters to the Editor (PACE)</i>	Rebate o estudo de McIvor de 1998 de que o sistema acústico magnético é o que produz maior interferência nos marcapassos.	1999	Olin S. Giles (fabricante Sensormatic)	BVS e PubMed
<i>Letters to the Editor (PACE)</i>	Os riscos de um sistema <i>EAS</i> para um paciente dependente do marcapasso não são clinicamente significativos, desde que os pacientes tenham tempos de exposição normais de 5 a 10 segundos.	1999	Douglas P. Zipes, M.D. (consultor do fabricante Sensormatic)	Scopus
<i>Letters to the Editor (PACE)</i>	A adição de filtros eletrônicos sugerida por Giles diminui a sensibilidade do marcapasso ou a duração da bateria. Uma solução viável precisa ser encontrada.	1999	Gerry Becker (fabricante Medtronic), and Delos Johnson	BVS e PubMed
<i>Behavior of 20 pacemakers as patients pass through 2 models of theft-detection doors</i>	Os dispositivos <i>EAS</i> não devem inibir marcapassos atuais com configuração padrão.	2000	Frank R.	PubMed e Scopus
<i>Study of Interactions Between Permanent Pacemakers and Electronic Antitheft Surveillance Systems</i>	As anomalias observadas foram transitórias e não causaram nenhum sintoma ou reprogramação do dispositivo. Os pacientes devem ser aconselhados a não ficarem desnecessariamente próximos aos <i>EASs</i>	2000	Jacques Mugica, Laure Henry and Herve Pouder	PubMed e Scopus
<i>Pacemakers and Store Security Devices</i>	Os portadores de marcapasso devem ser instruídos a não se demorar nem se inclinar ao passar pelas antenas do <i>EAS</i> , mas não alarmados, pois nenhum caso de morte foi registrado.	2001	J. Warren Harthorne, MD	Scopus
<i>Electronic Security Systems and Active Implantable Medical Devices</i>	Não há tentativa de estudo do mecanismo físico ou desenvolver um modelo para entender como e sob quais condições os campos magnéticos podem influenciar marcapassos e como eles podem ser desarmados por meios tecnológicos.	2002	Werner Irnich	PubMed e Scopus
<i>Comparison of Magnetic Fields Emitted from Security Screening Devices with Magnetic Field Immunity Standards</i>	A FDA recebeu mais de 90 relatórios de interferência de <i>EAS</i> e estão realizando testes para verificar a resposta dos marcapassos próximos aos sistemas antifurto.	2002	Jon P. Casamento	Scopus
<i>The interference of electronic implants in low frequency electromagnetic fields</i>	A ocorrência de interferências com os marcapassos é possível nas situações da vida cotidiana	2003	Jiry Silny	PubMed e Scopus
<i>Electromagnetic Field Simulation around Implantable Cardiac Pacemakers Caused by EAS System</i>	Os padrões de campo eletromagnético dos sistemas <i>EAS</i> , radiofrequência (RF) e eletromagnético (EM) parecem não causar erros graves na função PM. O sistema <i>EAS</i> acústico-magnético deve ser o mais prejudicial.	2004	M. Takeda, Y. Bannno, H. Hirata, Y. Okita. M. Kimura, T. Sugiura	Scopus

<i>Electronic Article Surveillance Systems and Interactions With Implantable Cardiac Devices: Risk of Adverse Interactions in Public and Commercial Spaces</i>	Cita dois casos de interferência de portadores idosos e sugere que funcionários devem ser orientados a afastar pessoas que desmaiem próximo de equipamentos de <i>EAS</i> .	2007	J. Rod Gimbel, MD, and James W. Cox, Jr, MD	PubMed, Science Direct e Scopus
Especificações mínimas aceitáveis de um analisador de desfibriladores e cardioversores	Compara as características de funcionamento dos marcapassos e cardioversores com os requisitos definidos pelas normas ABNT pertinentes.	2012	José Carlos Teixeira de Barros Moraes, Conrado Almeida de Oliveira	Scielo
<i>Electromagnetic interference with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators from low-frequency electromagnetic fields in vivo</i>	Não encontraram interferência nos marcapassos bipolares, mas os unipolares experimentaram muita interferência em campos idênticos.	2012	Maria Tiikkaja, Aapo L. Aro, Tommi Alanko, Harri Lindholm, Heli Sistonen <sup>3</sup> , Juha E.K. Hartikainen, Lauri Toivonen, Jukka Juutilainen, and Maila Hietanen	PubMed e Scopus

Em 1992, Beaugeard et al testou 35 marcapassos in vitro e constatou que mais de 70% dos marcapassos desenvolveram disfunções graves, justificando uma sinalização clara para alertar sobre o perigo em potencial dos *EAS*. Em 1993, Dodinot et al testou marcapassos in vitro e in vivo e verificaram que os *EAS* (Sistemas de Segurança Antifurto) podem ser perigosos para pacientes com marcapasso. Um fabricante desenvolveu um equipamento que produz rajadas de campos magnéticos para minimizar os riscos. Lucas et al em 1994 testou 5 marcapassos da marca *Siemens In Vitro*, conectados a um simulador de coração também Siemens. Eles foram pelos campos eletromagnéticos de dispositivos UHF, RF, Magnético e Acusticomagnético, de dois fabricantes. Observou eventos de inibição e reversão de ruído em quatro marcapassos (unipolar e bipolar) quando colocados próximos de um transmissor *EAS*, mas que nenhum foi reprogramado ou danificado pelo equipamento. Apenas um marcapasso do tipo unipolar apresentou acoplamento fechado, resultando em captura ventricular, no ritmo cardíaco simulado quando testado num *EAS* do tipo Acústico Magnético.

Em 1995 McIvor e Mathew et al apresentam separadamente estudos em que concluíram que os CDI (cardioversores) não podem ser totalmente protegidos de interferências eletromagnéticas porque a reengenharia dos circuitos sensores poderia afetar a sensibilidade e o desempenho de atuação desses equipamentos. Isto porque a alta sensibilidade necessária para detectar a fibrilação ventricular naturalmente o predispõe à

detecção de sinais externos, como as interferências eletromagnéticas. Já em 1998, McIvor et al apresentou um estudo que foi um marco para a época, o conhecido *SPICED TEAS*, onde 75 voluntários (50 com marcapassos de 6 fabricantes e 25 com cardioversores de 3 fabricantes) foram submetidos a testes de 4 protocolos de passagem em 6 sistemas *EAS* montados dentro de um hospital, assessorados pelos representantes dos fabricantes, tanto dos marcapassos quanto dos sistemas antifurto. Todos foram submetidos a várias regulagens de sensibilidade dos seus equipamentos cardíacos e concluíram que os riscos são baixos se os portadores passarem rapidamente pelas antenas *EAS*. Os testes demonstraram que os CDI não registraram nenhum evento, mas 48 PM interagiram de quatro modos:

Estimulação assíncrona → No caso de sofrerem interferências eletromagnéticas os marcapassos podem reverter para estimulação assíncrona, ou seja, modo de funcionamento quando ele dita o ritmo cardíaco, se sobrepondo à frequência natural do coração. A estimulação assíncrona é um modo de "segurança" que o gerador possui quando há IEM/ruído. O problema é que nessa estimulação assíncrona pode ocasionar taquicardia ventricular, podendo ser prejudicial ao paciente.

*Oversensing* com inibição do marcapasso → É caracterizado pela sensibilidade exagerada dos canais atrial ou ventricular (*oversensing* atrial ou ventricular), de modo que ocorrerá reset do contador de tempo na presença de interferências magnéticas ou mesmo despolarizações espontâneas do paciente, determinando intervalos de estimulação superior ao de escape. Outro mecanismo específico de *oversensing* ocorre pela inadequada sensibilidade da onda T de um batimento próprio ou de uma captura ventricular, a qual é "percebida" pelo marca-passo como se fosse uma onda R, denominado *oversensing* de T. O que pode ocorrer é *oversensing* de sinais elétricos e aí sim pode haver inibição de funcionamento do gerador. *Oversensing* ventricular por ruído ou IEM é realmente um problema e por isso às vezes o gerador ainda fica em modo assíncrono ou entra em modo de *backup* (segurança).

Taquicardia induzida → Sentida como “palpitações”, pode ocorrer, por exemplo, *oversensing* de sinais elétricos externos na câmara atrial do gerador e fazer com que o gerador estimule em frequência elevada no ventrículo, causando uma taquicardia ao paciente. Isso porque quando o canal atrial do gerador sente o ruído como se fosse atividade intrínseca do átrio (onda P), fazendo com que o gerador, que mantém sincronismo átrio-ventricular,

deflagre estimulação rápida. Isso pode ocasionar sintomas no paciente, de palpitações, sentidas tanto quando há somente taquicardia atrial ou também quando há taquicardia ventricular. A taquicardia ventricular certamente é mais facilmente notada devido à maior potência muscular. Há pacientes que não notam que estão em taquicardia atrial.

Estimulação induzida → Sentida como uma contração cardíaca não programada, é uma interação muito rara, pois a corrente precisa entrar pelos condutores para que o músculo cardíaco seja estimulado. McIvor finalizou sugerindo uma maior interação entre a indústria eletrônica e os fabricantes de dispositivos médicos.

Em 1998, Santucci et al concluiu que os problemas clínicos causados por EMI com desfibriladores implantáveis têm sido pouco frequentes e sem consequências graves. Esta mesma conclusão foi obtida por Groh et al, que em 1999 orienta que os portadores de marcapassos não devem se demorar ao passar por sistemas antifurto, pois a interação, apesar de improvável não pode ser descartada. Ademais, o vice-presidente da *Sensormatic*, Olin S. Giles, fabricante de equipamentos *EAS*, enviou em 1999 um texto para o editor da revista *PACE* rebatendo o estudo de McIvor de que o sistema acústico magnético é o que produz maior interferência nos marcapassos. Neste mesmo ano Douglas P. Zipes, consultor da *Sensormatic* também rebate o estudo do McIvor, afirmando que os riscos de um sistema *EAS* para um paciente dependente do marcapasso não são clinicamente significativos, desde que os pacientes tenham tempos de exposição normais de 5 a 10 segundos. Gerry Becker, representando a *Medtronic*, fabricante de MP, também se pronunciou, concluindo que a adição de filtros eletrônicos sugerida por Giles diminui a sensibilidade do marcapasso ou a duração da bateria e que uma solução viável precisaria ser encontrada.

Frank R. testou 20 usuário de marcapasso em 2 modelos de portões *EAS* e concluiu que os dispositivos *EAS* não devem inibir marcapassos atuais com configuração padrão. Essa mesma conclusão obteve Jacques Mugica et al em 2000, provavelmente inspirado na técnica de McIvor, que ficava testando várias regulagens de sensibilidade dos marcapassos para encontrar quais níveis eram mais predispostos às interferências, onde disse que as anomalias observadas foram transitórias e não causaram nenhum sintoma ou reprogramação do dispositivo, porém sugeriu que os pacientes devem ser aconselhados a não ficarem desnecessariamente próximos aos *EAS*. Também foi a sugestão de J. Warren Harthorne em

2001, cuja orientação foi de que os portadores de marcapasso devem ser instruídos a não se demorar nem se inclinar ao passar pelas antenas do *EAS*, mas não alarmados, porque nenhum caso de morte tinha sido registrado.

No ano de 2002, Werner Irnich divulga que não havia nenhum estudo do mecanismo físico nem o desenvolvimento de um modelo de como e sob quais condições os campos magnéticos podem influenciar marcapassos e como eles podem ser desarmados por meios tecnológicos. Neste mesmo ano Jon P. Casamento relata que a FDA tinha recebido mais de 90 relatórios de interferência de *EAS* e estavam realizando testes para verificar a resposta dos marcapassos próximos aos sistemas antifurto. Porém em 2000 a FDA emitiu a Orientação para Indústria número 1170, onde recomendou que os fabricantes de sistemas antifurto desenvolvessem etiquetas ou sinalizações a serem afixadas em ou próximo a equipamentos antifurto novos e instalados para reduzir ainda mais o risco de interferência, apesar de reconhecer que a probabilidade disso acontecer é baixa.

Em 2004, Takeda testou os padrões de campo eletromagnético dos sistemas *EAS*, radiofrequência (RF) e eletromagnético (EM) e concluiu que parecem não causar erros graves nas funções dos marcapassos, mas acredita que o sistema *EAS* acústico-magnético deva ser o mais prejudicial devido a sua frequência de funcionamento mais baixa, corroborando com o estudo de McIvor. No ano de 2007, J. Rod Gimbel et al, no seu estudo sobre “Risco de Interações Adversas em Espaços Públicos e Comerciais” cita dois casos de interferência nos marcapassos de dois idosos e sugere que funcionários de estabelecimentos comerciais devam ser orientados a afastar pessoas que desmaiem próximo de equipamentos de *EAS*. Em 2012, Tikkajja estudou in vivo a interferência de marcapassos e cardioversores na presença de campos eletromagnéticos de baixa frequência e verificou que não foram encontradas interferência nos marcapassos bipolares, mas que os unipolares experimentaram muita interferência quando submetidos em campos idênticos.

Ao contrário dos estudos sobre interferência em marcapassos em geral, o número de pesquisas dedicadas exclusivamente ao entendimento das interferências causadas pelos sistemas antifurto é reduzido, pois os buscadores citados não foram encontrados nem 50 trabalhos sem restrição de tempo. Os artigos encontrados discutem as interferências causadas pelos sistemas antifurto em maior ou menor grau de severidade. Porém, apesar de alguns

concluírem pela caracterização dessas interferências como pouco graves, todos não descartam a possibilidade de alterações de funcionamento e/ou fazem orientações para minimizar a exposição a situações de risco.

Mesmo não havendo registro de casos de óbito por essas ocorrências, a preocupação dos especialistas e portadores é uma constante. Tendo em vista que alguns trabalhos declaram não imaginar uma solução técnica no marcapasso, que apesar de toda a evolução da inteligência embarcada, não pode renunciar à sensibilidade de seus sensores, é imperativo encontrarmos uma solução para minimizar os riscos ou mesmo tranquilizar os portadores. Foi fruto desta pesquisa a constatação de que o sistema antifurto utilizado em estabelecimentos comerciais do tipo Acústico Magnético é o que mais oferece riscos aos portadores de marcapasso.

## **6. MAGNETISMO**

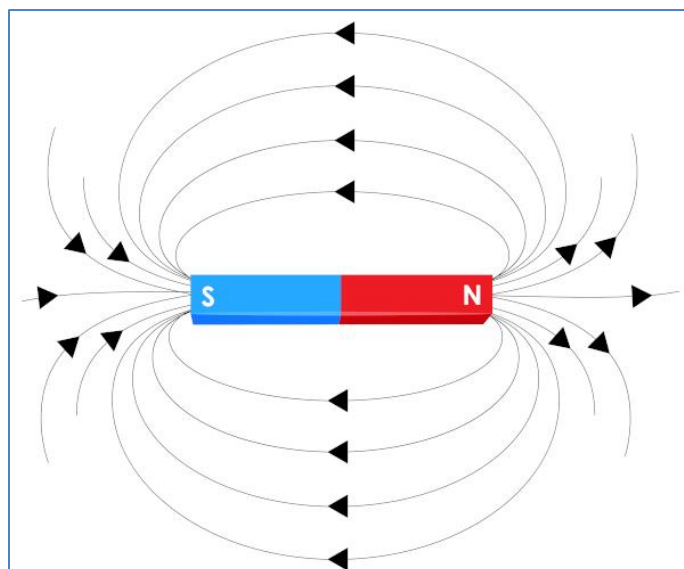
Magnetismo é o conjunto de fenômenos que se relacionam com a atração ou repulsão que ocorre entre materiais que apresentam propriedades magnéticas e que permite explicar a atração que os ímãs produzem sobre os metais (MUSSOI, 2005). O movimento de cargas elétricas é o que dá origem aos fenômenos magnéticos. Os átomos, que nunca estão parados, produzem seu próprio campo magnético (MUSSOI, 2005). O campo magnético dessas partículas é proveniente de uma propriedade quântica chamada spin. Esses materiais são capazes de se atraírem mutuamente graças à disposição espacial dos vetores de momento de dipolo magnético ( $\mu$ ) que se encontram no interior desses materiais (MUSSOI, 2005). Alguns materiais podem se sentir atraídos ou até mesmo repelidos por outros de acordo com a forma como os seus momentos de dipolo magnético encontram-se alinhados em seu interior. Essa configuração de momentos de dipolo magnético é o que chamamos de estado de magnetização, existindo diversos estados de magnetização, como o ferromagnetismo, antiferromagnetismo, diamagnéticos e paramagnéticos, podendo os materiais serem classificados como (MUSSOI, 2005):

- Materiais ferromagnéticos: São fortemente atraídos de um ímã. Exemplos: ferro, cobalto, níquel.
- Materiais antiferromagnéticos: Diferentemente dos materiais ferromagnéticos, esses materiais são fortemente repelidos por campos magnéticos externos. Exemplos: manganês, cromo.
- Materiais diamagnéticos: Nesses materiais, os domínios magnéticos encontram-se livres para girar na presença de um campo magnético, no entanto, os momentos de dipolo magnético desse material alinham-se de forma oposta ao campo magnético externo e, portanto, são repelidos pelos ímãs. Exemplos: cobre, prata.
- Materiais paramagnéticos: Nos materiais paramagnéticos, os domínios magnéticos encontram-se naturalmente desorientados. Na presença de um campo magnético externo, podem alinhar-se, sendo levemente atraídos pelos ímãs, enquanto houver proximidade entre eles. Exemplos: alumínio, magnésio (CULLITY, GRAHAM, 2009).

## **6.1. CAMPO MAGNÉTICO: LINHAS DE FORÇA**

Campo magnético é a região do espaço capaz de exercer forças sobre cargas elétricas em movimento e em materiais dotados de propriedades magnéticas, onde há a atuação das forças magnéticas (MUSSOI, 2005). Ele costuma ser representado pelas linhas de indução, invisíveis, mas que podem ser percebidas colocando-se uma ímã sob uma lâmina de vidro e espalhando limalha de ferro sobre ela, onde se orientam conforme as linhas de força magnética (MUSSOI, 2005). As linhas do campo magnético são um artifício para facilitar a visualização do campo, demonstradas na figura 6.1, visto que como este é uma grandeza vetorial, cada ponto no espaço possui um módulo, direção e sentidos diferentes, facilitando a representação com o uso das linhas (MUSSOI, 2005).





**Figura 6.1** – Linhas de Fluxo Magnético

Fonte: <https://brasilecola.uol.com.br/fisica/campo-magnetico.htm> Rafael Helerbrock

A região dos magnetos de onde saem as linhas de indução é chamada de norte magnético e a região em que essas linhas de indução retornam é o sul magnético. As propriedades das linhas de campo magnético (MUSSOI, 2005):

- são o resultado de uma energia que atua em forma de uma curva fechada, partindo do polo Norte do ímã, passando pelo ar ou por outro meio condutor até chegar ao polo sul, de onde regressa ao polo Norte pelo meio do ímã;
- as linhas de indução não se cruzam e se repelem, procurando se separar umas das outras o máximo possível; e
- as linhas de indução magnética concentram-se nos polos do ímã, motivo qual tem-se maior força magnética nas imediações dos polos.

Outra característica do campo magnético é que não há monopolos magnéticos, isto é, todo campo magnético apresenta um polo sul e um polo norte (CULLITY; GRAHAM, 2009). A unidade de medida de campo magnético no SI é o tesla (T). O campo magnético é vetorial, apresentando as propriedades de módulo, direção e sentido e pode ser produzido por ímãs naturais e artificiais, feitos com espiras condutoras ou bobinas (CULLITY; GRAHAM, 2009).

## 6.2. ELETROMAGNETISMO

Eletromagnetismo é estudo da relação entre as forças da eletricidade e do magnetismo como um fenômeno único e é explicado pelo campo magnético. Hans Christian Orsted foi um cientista dinamarquês que, em 1820 reparou que a agulha de uma bússola movimentava-se quando a corrente elétrica de uma bateria era ligada e desligada. Esse desvio convenceu-o da relação direta entre eletricidade e magnetismo. Os campos elétricos e magnéticos estão relacionados, como mostrou o físico e matemático inglês James Clerk Maxwell (1831-1879). Em 1864, Maxwell unificou os fenômenos elétricos e magnéticos, demonstrando que a variação de um campo elétrico dava origem a um campo magnético e vice-versa.

A conclusão de Maxwell foi que juntos esses campos vetoriais davam origem às ondas eletromagnéticas e permitiu o surgimento de um ramo do estudo da física chamado de eletromagnetismo. O termo eletromagnetismo aplica-se a todo fenômeno magnético que tenha origem em uma corrente elétrica. A equação usada para o cálculo do campo magnético depende do formato do corpo que o produz. Os casos mais comuns são aqueles em que calculamos o campo magnético de fios, espiras e bobinas (HALLIDAY; RESNICK, 2016).

## 6.3. GERAÇÃO DO CAMPO MAGNÉTICO

A geração de um campo magnético pode ser ocasionada por diferentes maneiras, sendo a primeira a oriunda de um fio contido. Para calcularmos a intensidade do campo magnético produzido por um fio condutor, atravessado por uma corrente elétrica, utilizamos a equação

$$B = \frac{\mu_0 i}{2\pi d}, \quad (6,1)$$

em que

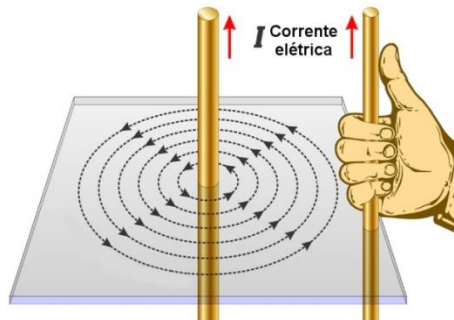
B – Campo magnético (T)

$\mu_0$  – permeabilidade magnética do vácuo ( $4\pi \cdot 10^{-7}$  T.m/A)

$i$  – corrente elétrica (A)

$d$  – Distância do ponto até o fio (m)

A equação anterior nos permite calcular a intensidade de um campo magnético, gerado por um fio condutor, em um ponto situado a uma distância  $d$ , com base nesse fio (figura 6.2).



**Figura 6.2** – Direção do campo magnético gerado pela corrente em um fio

Fonte: <https://brasilecola.uol.com.br/fisica/campo-magnetico.htm> M.e Rafael Helerbrock

A segunda maneira de gerar um campo magnético é por uma espira circular, e ele pode ser calculado pela seguinte equação

$$B = \frac{\mu_0 i}{2R}, \quad (6,2)$$

onde

$B$  – Campo magnético (T)

$\mu_0$  – permeabilidade magnética do vácuo ( $4\pi \cdot 10^{-7}$  T.m/A)

$i$  – corrente elétrica (A)

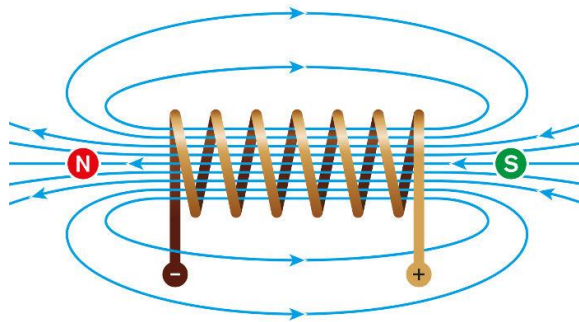
$R$  – Raio da espira (m)

Existe ainda o campo magnético gerado por uma bobina, as quais são formadas por um conjunto de espiras condutoras (figura 6.3). O cálculo do campo magnético produzido por uma bobina é bastante similar àquele feito para as espiras, conforme equação

$$B = \frac{n\mu_0 i}{2R}, \quad (6,3)$$

onde

n – número de espiras.

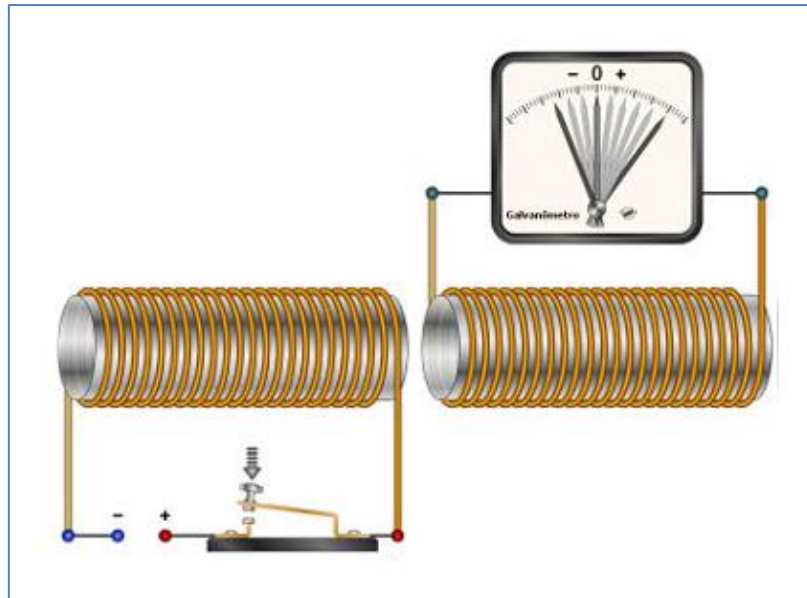


**Figura 6.3** – Linhas do fluxo magnético gerado pela corrente em uma bobina.

Fonte: <https://brasilecola.uol.com.br/fisica/campo-magnetico.htm> M.e Rafael Helerbrock

## 6.4. INDUÇÃO ELETROMAGNÉTICA

Faraday realizou inúmeras experiências a fim de entender melhor os fenômenos eletromagnéticos. Em uma delas, utilizou um anel feito de ferro e enrolou um fio de cobre em uma metade do anel e outro fio de cobre na outra metade (SAMBAQUI; MARQUES, 2010). Ele ligou as extremidades do primeiro enrolamento com uma bateria e o segundo enrolamento conectou a um outro pedaço de fio de forma que passasse por uma bússola colocada a uma certa distância do anel. No momento da ligação da bateria, identificou que a bússola variava sua direção, voltando a observar o mesmo quando desligava a ligação. Contudo, quando a corrente permanecia constante não havia movimento na bússola (SAMBAQUI; MARQUES, 2010)



**Figura 6.4** – Demonstração de Faraday ([brasilecola.uol.com.br/fisica/eletromagnetismo.htm](http://brasilecola.uol.com.br/fisica/eletromagnetismo.htm))

Faraday percebeu que, nos momentos em que conectava ou desconectava a bobina A na fonte, passava uma corrente elétrica na bobina B, num sentido ao ligar e no sentido inverso ao desligar, mas essa corrente aparecia somente nesses instantes. Porém, em 1831 na Inglaterra, Michael Faraday, utilizou um núcleo de ferro e duas bobinas A e B para mostrar que a variação do fluxo magnético também gerava corrente elétrica. (SAMBAQUI; MARQUES, 2010)

A partir dessa experiência, ele concluiu que essa corrente elétrica ocorria em virtude da variação do campo magnético, que aparecia quando a bobina A era ligada e desaparecia quando essa mesma bobina era desligada (SAMBAQUI; MARQUES, 2010). Esse fenômeno ficou conhecido como indução magnética ou Lei da Faraday, expresso por

$$\epsilon = - \frac{\Delta\phi}{\Delta t}, \quad (6.4)$$

onde os termos significam

$\epsilon$  – força eletromotriz induzida (V – Volts)

$\Delta\Phi$  – variação do fluxo magnético (Wb – Weber ou T/m<sup>2</sup>)

$\Delta t$  – intervalo de tempo (s)

Faraday explicou a indução eletromagnética através do conceito de linhas de força, porém suas ideias foram rejeitadas pela comunidade científica da época devido principalmente à falta de formalização matemática destas, o que foi feito por James C. Maxwell (HALLIDAY, RESNICK, 2016). Ele utilizou das ideias de Faraday como base para sua teoria eletromagnética, descrevendo os fenômenos eletromagnéticos por um conjunto de leis, mostrando que os campos elétricos e magnéticos estão relacionados (HALLIDAY, RESNICK, 2016).

Em 1864, Maxwell unificou os fenômenos elétricos e magnéticos, demonstrando que a variação de um campo elétrico dava origem a um campo magnético e vice-versa. A conclusão de Maxwell foi que juntos esses campos vetoriais davam origem às ondas eletromagnéticas e permitiu o surgimento do ramo da física chamado de eletromagnetismo (HALLIDAY, RESNICK, 2016).

## **6.5. IMPEDÂNCIA**

A impedância, representada pela letra  $Z$ , é a resistência (ou oposição) de um circuito à corrente alternada e sua unidade de medida é o Ohm ( $\Omega$ ). Ela é o resultado da soma de dois efeitos que dificultam a passagem da corrente elétrica: a Resistência e a Reatância (HALLIDAY, RESNICK, 2016).

Resistência é medida em ohms ( $\Omega$ ) e expressa o quanto um condutor se opõe à passagem de uma corrente elétrica, contínua ou alternada. Um condutor com 1 ohm de resistência irá provocar a queda de 1V para cada 1A de corrente elétrica. Para um fio ela é diretamente proporcional ao comprimento do fio e da resistividade do material (oposto de condutividade) de que é feito e inversamente proporcional à área do fio (HALLIDAY, RESNICK, 2016).

A resistência é um conceito fundamental no estudo da eletricidade, facilmente medida utilizando-se um multímetro e frequentemente encontrada na Lei de Ohm:  $V = I \times R$ . Para calcular resistência ( $R$ ) escreve-se a equação como  $R = V / I$ . Por exemplo, um chuveiro com

um resistor de 5500 Watts instalado numa rede de 220V resultará numa corrente de  $I = 5500/220 = 25$  Amperes (HALLIDAY, RESNICK, 2016). Um resistor é um elemento dissipador, convertendo energia elétrica em calor e sua ação é independente da direção da corrente elétrica e da frequência, inclusive em corrente contínua.

Quando passamos para o campo das correntes alternadas, a reatância mostra seus efeitos. Assim como a resistência, sua unidade de medida é o Ohm ( $\Omega$ ). Existem dois tipos de reatância, dependendo de qual componente eletrônico esteja submetido à corrente alternada ((HALLIDAY, RESNICK, 2016).

A reatância indutiva  $X_L$  é produzida por indutores, também conhecidos como bobinas, que armazenam carga magnética. O campo magnético criado por esses componentes se opõe às mudanças de fase em um circuito AC. Quanto mais rápida a mudança, maior a frequência, maior a reatância indutiva (HALLIDAY, RESNICK, 2016).

Já a reatância capacitiva  $X_C$  é produzida por capacitores, que são componentes que armazenam cargas elétricas. Com a alternância do fluxo de corrente em um circuito AC, subindo e descendo a tensão e mudando de direção, o capacitor carrega e descarrega energia repetidamente (HALLIDAY, RESNICK, 2016). Quanto mais demorado é o tempo de carregamento e descarregamento, menor a frequência, maior é a oposição à corrente. Por causa disso, quanto mais rápida a mudança de fase, menor a reatância capacitiva (HALLIDAY, RESNICK, 2016).

## 6.6. INDUTOR EM CORRENTE ALTERNADA

A reatância indutiva aumenta com a taxa de mudança de direção da corrente, também conhecida como a frequência. A frequência é representada pelo símbolo  $f$  e sua unidade de medida é o Hertz (Hz). A equação para o cálculo da reatância indutiva é

$$X_L = 2\pi fL, \quad (6.5)$$

onde

L é a indutância, medida em Henries (H) e

f é a frequência, medida em Hertz (Hz)

A indutância L depende das características do indutor, como o número de espiras da bobina, tamanho (diâmetro) e formato da bobina. É possível medi-la diretamente com um equipamento específico chamado medidor LCR, que também indutância e resistência.

Alguns autores escrevem a equação da reatância indutiva como  $X_L = \omega L$ , onde  $\omega$  (ômega minúscula) é a velocidade angular do circuito, expressa em radianos por segundo,  $2\pi$  radianos, ou  $360^\circ$ , corresponde a 1 ciclo. Pela equação, pode-se concluir que a impedância de um indutor é diretamente proporcional à frequência. A tensão através de um indutor está à frente da corrente, pois o comportamento do indutor segue a lei de Lenz, resistindo ao acúmulo da corrente e atrasando essa voltagem imposta para que a corrente atinja seu valor máximo. Na prática, quanto maior a frequência do circuito, maior será a reatância indutiva. Assim, conforme a frequência da corrente que passa num indutor for sendo elevada, maior será a reatância indutiva, que agirá como que aumentando a “resistência” à passagem de corrente (HALLIDAY, RESNICK, 2016).

## 6.7. CAPACITOR EM CORRENTE ALTERNADA

A reatância capacitiva possui uma equação semelhante a da reatância indutiva, porém é inversamente proporcional à frequência. A reatância capacitiva pode ser calculada por

$$X_C = \frac{1}{2\pi f C}, \quad (6.6)$$

onde

C é a capacitância do capacitor, medida em Farads (F) e

f é a frequência, medida em Hertz (Hz).



Um capacitor trabalhando em corrente alternada (CA) varia sua impedância inversamente à frequência. A tensão através de um capacitor é atrasada 90 graus em relação à corrente, pois a corrente elétrica carregará o capacitor e a tensão é proporcional à carga gerada entre as placas do capacitor. Assim, pode-se verificar que a impedância capacitiva é o inverso da indutiva, quando uma cresce com a frequência a outra decresce.

## 6.8. TÉCNICA RESSONANTE

Em corrente contínua, ou mesmo em baixa frequência, é simples conduzir uma corrente através de uma bobina (indutor). A resistência à passagem de corrente se limita à resistência do seu enrolamento (HALLIDAY, RESNICK, 2016). Porém, conforme a frequência vai se elevando a impedância indutiva vai aumentando de valor e resulta na redução da corrente que passa pela bobina, para uma mesma tensão. Em alta frequência a impedância indutiva da bobina aumenta de tal maneira que exige tensões muito elevadas para os mesmos valores de corrente (HALLIDAY, RESNICK, 2016).

Para anular os efeitos da reatância indutiva é possível utilizar uma reatância capacitiva em série. Como uma é o inverso da outra, basta encontrar um capacitor cuja capacitância produza uma reatância capacitiva de igual valor à reatância indutiva e estas se anularão, ficando apenas a resistência do fio da bobina. O problema é que ambas as reatâncias variam com a frequência (HALLIDAY, RESNICK, 2016).

### 6.8.1. FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

Como a reatância indutiva é  $X_L = 2\pi fL$  e a reatância capacitiva é  $X_C = 1/2\pi fC$ , para que as duas se anulem, deveremos ter  $X_C = X_L$

Igualando  $X_C = X_L$  e substituindo suas definições, temos

$$\frac{1}{2\pi fC} = 2\pi fL, \quad (6.7)$$

Isolando  $f$ , temos

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}} \quad (6.8)$$

Esta é a frequência de ressonância, onde as reatâncias capacitiva e indutiva têm o mesmo valor e se anulam, restando apenas a resistência do fio do enrolamento como opositora à circulação de corrente elétrica (SEGUNDO; RODRIGUES, 2015). Para calcular qual a capacitância é necessária para trabalhar em ressonância com o indutor na frequência escolhida basta isolar

$$C = \frac{1}{(2\pi f)^2 L} \quad (6.9)$$

Então, conhecendo-se a indutância do indutor e a frequência em que irá circular a corrente, pode-se calcular a capacitância do capacitor que deverá ser montado em série para anular a reatância indutiva (SEGUNDO; RODRIGUES, 2015).

A impedância do conjunto restringe-se à resistência pura, porém a impedância interna, ou seja, do indutor e do capacitor é elevada e pode ser calculada por

$$Z = 2\pi fL \quad (6.10)$$

Já a tensão que será gerada entre o capacitor e o indutor para uma corrente  $i$  será

$$V = Zi = 2\pi fLi \quad (6.11)$$

Na bobina induzida o capacitor deve ser montado em série para maximizar a corrente na ressonância, opondo a mínima resistência à passagem da corrente elétrica e na bobina induzida deverá ser montado em paralelo, para maximizar a tensão, pois esta é igual tanto para o capacitor quanto para o indutor (SEGUNDO; RODRIGUES, 2015).

Nunca poderemos esquecer que todo componente eletrônico possui uma resistência, uma capacitância e uma indutância. Até os próprios cabos dos instrumentos geradores de onda ou dos instrumentos medidores tem essas características (SEGUNDO; RODRIGUES, 2015). Assim, os valores calculados são apenas para referência e a capacitância exata deverá ser buscada experimentalmente. Para isso, deve-se variar a frequência e observar o valor de corrente que está passando pela bobina (SEGUNDO; RODRIGUES, 2015). Fora da

frequência de ressonância a impedância prevalece e a corrente se mantém em valores ínfimos, porém, quando a frequência específica é encontrada, a corrente sobe rapidamente ao seu valor máximo. Técnica semelhante é utilizada nos rádios analógicos para sintonizar uma estação numa determinada frequência (SEGUNDO; RODRIGUES, 2015).

## **6.9. RESSONÂNCIA NO EXPERIMENTO**

Aqui há um agravante, porque há a necessidade de encontrar o capacitor exato para cada bobina utilizada, inclusive a bobina sensora (induzida) e para cada frequência desejada, principalmente nas altas frequências. Para facilitar a escolha dos capacitores nas inúmeras tentativas de maximizar a corrente nas bobinas indutoras com os capacitores trabalhando em ressonância com os indutores, foram montadas tabelas com o cruzamento das frequências x indutâncias, indicando a capacitância que entra em ressonância com a indutância, naquela frequência.

## **7. BLINDAGEM MAGNÉTICA**

Não é possível separar os polos magnéticos, de forma que os campos magnéticos não podem ser bloqueados, ou seja, não existe um isolador magnético (SOUZA, 2018). Contudo, os campos magnéticos podem ser atenuados desviando as linhas de fluxo dos espaços de interesse ou gerando campos magnéticos de sentido oposto. Essas blindagens podem utilizar materiais ferromagnéticos e/ou condutores (SOUZA, 2018).

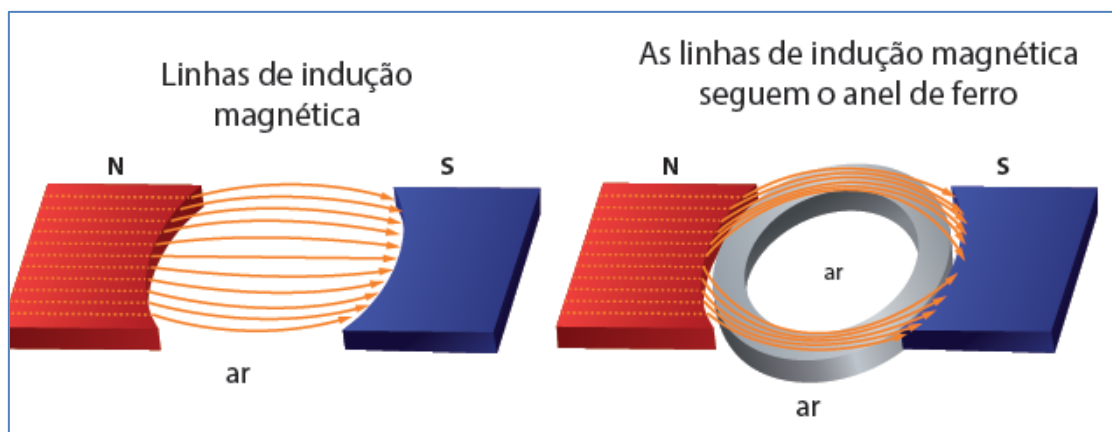
### **7.1. PERMEABILIDADE MAGNÉTICA**

A permeabilidade magnética é a capacidade de um material de perturbar a distribuição das linhas de força magnética. Na prática expressa a facilidade que este material impõe à passagem das linhas de fluxo magnético (MUSSOI, 2005). Quando colocamos um pedaço de

aço ou de ferro na trajetória das linhas de força, elas tendem a prosseguir em sua trajetória através do metal, e não através do ar, uma vez que esses metais lhes proporcionam um caminho mais fácil (MUSSOI, 2005).

Os materiais ferromagnéticos possuem alta permeabilidade magnética e são eficazes para atenuar o campo magnético num espaço físico, pois ao fornecerem um caminho de baixa relutância à passagem das linhas de fluxo magnético, acabam por desviá-las, não atravessando o local de interesse (KALAFALA, 1993). Aqui fica claro que os materiais de alta permeabilidade magnética atuam até em campos magnéticos estáticos (ímãs permanentes). Envolvendo um objeto com um material que pode “conduzir” o fluxo magnético melhor do que os materiais ao seu redor, o campo magnético tenderá a fluir ao longo deste material e evitar os objetos internos. (CULLITY, 2009). Um material que tem uma grande permeabilidade magnética é o ferro silício, amplamente utilizado na construção de transformadores de tensão.

Na figura 7.1, temos as linhas de campo magnético viajam através de um material de grande permeabilidade magnética mais facilmente do que através do ar ou do vácuo.



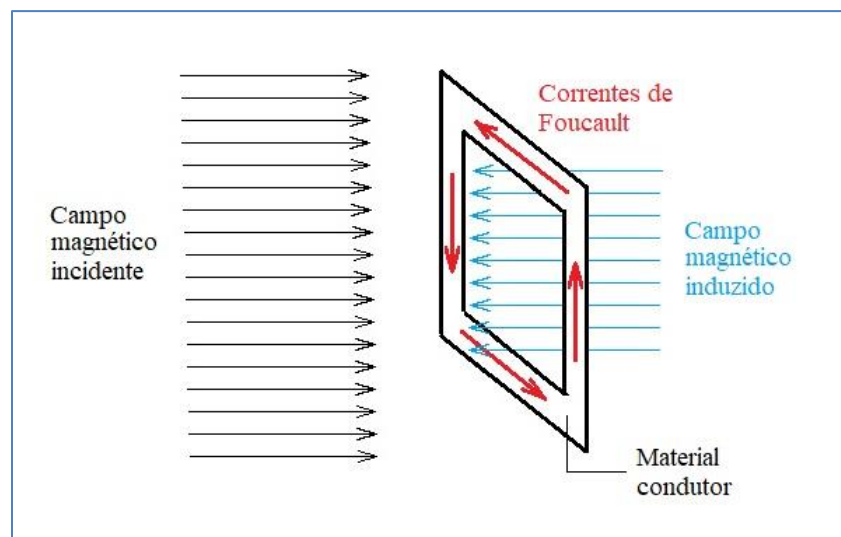
**Figura 7.1** – Linhas de fluxo através de material de grande permeabilidade magnética.

Fonte: Estudo Dirigido Tecn. Eletrônica, SENAI/FIEMG Prof. Anderson Dias

## 7.2. CORRENTES DE FOUCAULT

Já as blindagens com materiais condutores atuam repelindo o campo magnético devido às correntes parasitas (Foucault) induzidas no material (SOUZA, 2018). Essas correntes geradas por um campo magnético alternado (indutor) criam um outro campo magnético (induzido) porém de orientação oposta, desviando as linhas de fluxo do campo indutor. Como pode-se concluir, este efeito não existe em campos magnéticos estáticos, somente em campos alternado, e aumenta com a frequência (SOUZA, 2018).

Corrente de Foucault, também conhecida por corrente parasita ou ainda corrente de fuga e em inglês por *eddy current*, é a corrente elétrica induzida dentro de um material condutor, quando sujeito a um campo magnético variável devido à lei de indução de Faraday. São circulares (regra da mão direita) e perpendiculares à direção do campo magnético aplicado, sendo afetadas pela condutividade elétrica, permeabilidade magnética e geometria do material onde são induzidas (SOUZA, 2018).



**Figura 7.2** – Linhas de fluxo através de uma moldura condutora. Adaptado de Blindagens contra interferências eletromagnéticas, Matias 2001

### 7.3. EFICÁCIA DA BLINDAGEM

A eficiência de uma blindagem pode ser definida em termos da redução de intensidade do campo magnético, em decibéis (dB). A expressão da eficácia em decibéis permite que a atenuação da blindagem possa ser calculada através da somatória de efeitos individuais, como o caso do uso de mais de um mecanismo de atenuação. Ott (1988) sugere a definição da eficácia de uma blindagem para campos magnéticos como sendo

$$EB = 20 \log ( B_0/B_1), \quad (2.10)$$

onde EB [dB] = eficácia da blindagem;

B<sub>0</sub> = intensidade do campo incidente;

B<sub>1</sub> = intensidade do campo que atravessou a blindagem.

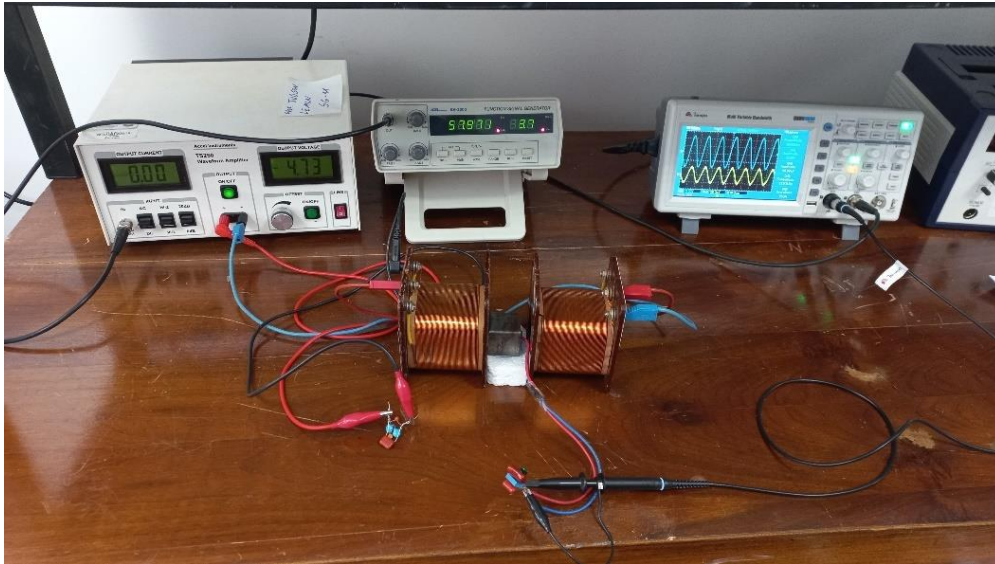
## 8. MATERIAIS E MÉTODOS

### 8.1. NORMAS TÉCNICA

Neste trabalho foi utilizada a norma ISO 14117 – *Active Implantable Medical Devices - Electromagnetic Compatibility - EMC Test Protocols For Implantable Cardiac Pacemakers, Implantable Cardioverter Defibrillators And Cardiac Resynchronization Devices.*

### 8.2. MÁQUINAS E EQUIPAMENTOS

A fim de realizar a parte prática da pesquisa, foi montada uma bancada de teste no Laboratório 3 do Instituto de Física do campus Darcy Ribeiro da Universidade de Brasília.



**Figura 8.1** – Bancada de testes. Fonte: autor

Primeiramente, utilizou-se o Gerador de Sinais modelo GF-320 da *Instrutherm*, que permite a escolha da escala de frequência definida e o seu ajuste suave e contínuo. Isto foi essencial para a busca da frequência de ressonância, onde esta operação se assemelha à sintonia de um rádio analógico. Também possui ajuste suave e contínuo da tensão de saída, que facilitou o ajuste para a corrente de saída do amplificador de sinais.

Utilizou-se também o Amplificador de sinais modelo TS250-1 da *Accel Instruments*, equipamento que permitiu a realização dos testes, visto que a potência de saída dos geradores de sinais é limitada. Ele permite replicar a tensão de entrada ou multiplicá-la por um fator de 10, recurso muito utilizado para os testes de alta frequência. Também possui uma saída especial para monitorar a corrente fornecida, expressa indiretamente por uma tensão proporcional. Quando a tecla de ajuste de impedância está em  $50 \Omega$ , a saída será na proporção de 100 mV para cada Ampere de corrente. Caso o ajuste de impedância esteja feito para alta impedância (HiZ), a proporção de saída de tensão será 200 mV para cada Ampere de corrente fornecido. A saída monitora de corrente possui erro máximo de  $\pm 1\%$  na posição de  $50 \Omega$ .

Para obter os valores de tensão, utilizou-se o Osciloscópio modelo MVB DSO da Minipa com dois canais de entrada e tensão máxima de entrada de 400 V, permitindo

monitorar a tensão induzida nas bobinas e a(s) corrente(s) da(s) bobinas(s) indutora(s), através da saída monitora de tensão do amplificador de sinais. Ele possui precisão de 3%.

Foram usadas também bobinas modelo 562 14 da marca *Leybold* com 500 espiras de cobre, mas com 3 contatos elétricos, sendo 2 nas extremidades do enrolamento e um no meio deste, permitindo utilizar apenas 250 espiras. Assim, tem-se dois enrolamentos que podem ser utilizados separadamente ou em série. As bobinas *Leybold* 562 14 são gravadas com suas propriedades eletromagnéticas: 0,011 H de indutância, 2,5  $\Omega$  de resistência elétrica e corrente máxima de 2,5 A. Porém foram medidas as características de cada enrolamento ligado aos terminais A, M e E, conforme tabela abaixo.

**Tabela 8.1** – Bobina *Leybold* 562 14 – Propriedades dos enrolamentos

Terminais da Bobina	Indutância (mH)	Resistência ( $\Omega$ )
A-M	2,0	1,5
M-E	2,8	1,6
A-E	8,6	2,8

Pelos valores de resistência, pode-se concluir que os terminais A e E são as extremidades do enrolamento total e o terminal M está ligado numa posição central, que divide o enrolamento ao meio, permitindo utilizar 250 ou 500 espiras conforme as ligações elétricas feitas. A impedância dos enrolamentos A-M e M-E diferem, apesar das duas terem o mesmo número de espiras, devido à diferença dos diâmetros, sendo uma envolvente à outra. Pelos valores das indutâncias pode-se inferir que o enrolamento dos terminais M-E é o externo e o A-M é o interno. As indutâncias não podem ser somadas, sendo a indutância de toda a bobina (A-E) 80% maior que a soma dos valores individuais de cada enrolamento.

Além delas, bobinas tipo carretel de 100 e 200 espiras de cobre esmaltado, enroladas em carretéis plástico, com indutância de 0,09 mH e 0,275 mH, respectivamente. Utilizou-se também um gaussímetro digital modelo 13610.93 da marca *Phywe*, com precisão de 2% de 50 a 500 Hz e 3% de 500 a 1000 Hz com uma sonda *Hall* tangencial modelo 13610.02 da marca *Phywe*.



Necessitou-se de uma Zero Gauss Chamber *LakeShore* Model 4060, blindagem especial para a sonda Hall do Gaussímetro *Phywe*, para anular os efeitos de campos magnéticos externos e permitir o ajuste do “zero” do equipamento antes do início das medições. Ademais, foi utilizado um medidor LCR MC-155 da Minipa, equipamento semelhante a um multímetro, porém específico para a medição de capacitâncias e indutâncias. Foi essencial para os cálculos necessários para a escolha das capacitâncias de ressonância com a indutância das bobinas, indutoras e induzidas. Possui precisão de 2% nas faixas de indutância de 2, 20 e 200 mH, 1% nas faixas de capacitância de 2, 20 e 200 nF e 4% nas faixas de 2, 20, 200 e 600  $\mu$ F. Foram utilizados ainda capacitores das mais diversas capacitâncias, sempre buscando associá-los para buscar a capacitância que desse a frequência de ressonância definida para o experimento.

### **8.3. MATERIAIS**

Para os testes de blindagem do campo magnético de 58 kHz foram elencados o ferro silício e o alumínio, sendo escolhidos por apresentarem fortes características distintas para atuarem como atenuantes de campos magnéticos alternados. O ferro silício, vulgarmente conhecido como aço elétrico, é o material desenvolvido especialmente para a fabricação de transformadores elétricos devido à sua característica de alta permeabilidade magnética ( $\mu_r \approx 50.000$ ), ou seja, ele é um meio onde as linhas de fluxo magnético encontram baixa resistência de condução.

A adição de Si também diminui a condutibilidade elétrica, ficando aproximadamente 6 vezes menor que o aço, visando diminuir as perdas por correntes parasitas. Como possui baixa porcentagem de carbono também é conhecido como ferro silício. Amostras de chapa desse material foram enviadas para o Crti – Centro Regional para o Desenvolvimento Tecnológico e Inovação da Universidade Federal de Goiânia para análise de sua composição, no Anexo 1, que informou tratar-se de um Ferro Silício com 1,74% de silício.

Já o alumínio é um material não magnético, com uma permeabilidade magnética semelhante à do ar ( $\mu_r \approx 1$ ), ou seja, não atrai as linhas de força magnética, porém de alta

condutibilidade elétrica, mais de 20 vezes a do ferro silício, que resulta em correntes parasitas intensas, que se formam para induzir campos magnéticos sempre opostos ao campo indutor. O material testado é o Alumínio liga 1100, com 99% de Al (Anexo 2). Foi escolhido por causa de sua leveza e por já ter se mostrado eficiente na atenuação de campos magnéticos alternados (Navet), porém de baixa frequência. Os testes com esse material foram efetuados com chapas de 0,5 e 1,0 mm para verificar a influência da espessura no poder de blindagem magnética nesta frequência de 58 kHz.

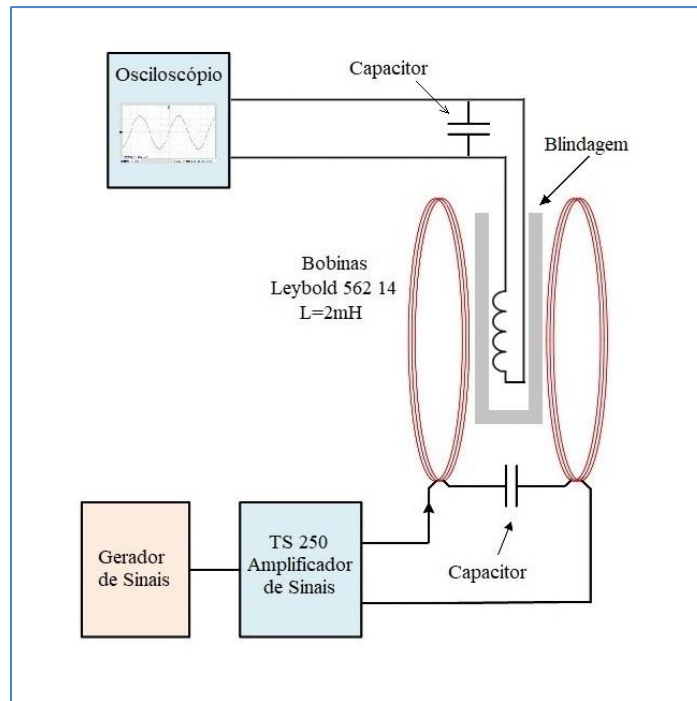
## **8.4. PROCEDIMENTO EXPERIMENTAL**

Os testes experimentais foram realizados no Laboratório 3, do Instituto de Física do campus Darcy Ribeiro da UnB, que forneceu o gerador de sinais, o osciloscópio e o gaussímetro. O amplificador de sinais foi deslocado do Laboratório de Estruturas de Micro-ondas e Ondas Milimétricas (LEMON) no SG11, também do Campus Darcy Ribeiro da UnB.

### **8.4.1. MONTAGEM DA BANCADA DE TESTES**

Para gerar o campo magnético de alta frequência, foi utilizado um gerador de sinais modelo GF-320 da *Instrutherm* com um amplificador de sinais TC-250 da marca *Acell Instruments*. Esse equipamento recebe a onda senoidal do gerador de sinais e mantém a tensão de saída com o valor de entrada, mesmo com cargas elevadas. Além disso, possui uma saída especial para monitorar o valor de corrente que está sendo fornecida ao circuito por ele alimentado.

Tanto a saída monitora de corrente do amplificador de sinais quanto a bobina induzida foram conectados a um osciloscópio MVB DSO da Minipa para permitir registrar os seus valores em tempo real. Todas as medições foram realizadas configurando o osciloscópio para leituras pico-a-pico, onde a amplitude máxima é apresentada. A gravura abaixo demonstra o esquemático de ligação dos equipamento para os experimentos.



**Figura 8.2** – Croqui da Ligação dos Equipamentos. Fonte: autor

Um medidor de campo magnético, um gaussímetro digital modelo 13610.93 da marca *Phywe* foi utilizado para medir os campos magnéticos gerados nos testes de frequências até 1.000 Hz, limite de sensibilidade do aparelho. A ideia inicial era utilizar duas bobinas de *Helmholtz* de grande diâmetro, energizadas de tal forma que os seus campos magnéticos ficassem sempre direcionados para o mesmo sentido. Porém as bobinas de *Helmholtz* tem uma indutância considerável por causa do seu grande diâmetro. As disponíveis no Laboratório de Física da UnB possuem 17 mH.

Quando colocadas em ressonância com um capacitor específico, em grandes frequências geram tensões muito elevadas. Por exemplo, para circular apenas 250 mA de corrente por uma dessas bobinas de *Helmholtz*, trabalhando em ressonância com um capacitor de 443 pF, a tensão se aproxima muito de 1.549 Volts, (conforme equação 6.11). Então, visando a segurança e por se tratar de um ambiente letivo, com técnicos e alunos acessando o laboratório constantemente, optou-se por utilizar 2 bobinas *Leybold* de 500 espiras, montadas alinhadas no mesmo eixo. Essas bobinas possuem uma conexão intermediária ligada ao centro do enrolamento, permitindo utilizar apenas 250 espiras.

Como os cubos de blindagem possuem 35 mm de aresta, as bobinas foram separadas de 40 mm de distância. Como essas bobinas são quadradas com arestas internas de 40 mm e externas de 70 mm, pode-se calcular um raio médio de 33 mm, como ajuste por aproximação. Sendo assim, a distância entre bobinas corresponde a 120% do raio médio da bobina, fora da condição ideal, mas ainda suficiente para gerar um campo magnético uniforme.

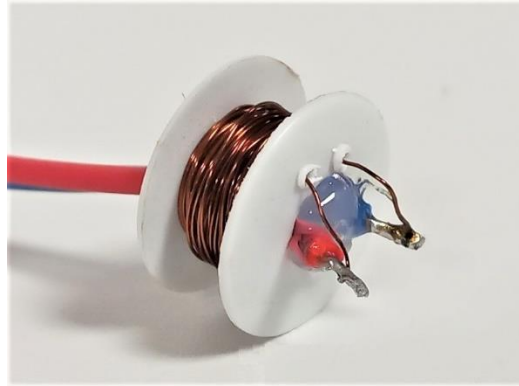
#### **8.4.2. BOBINAS SONDA**

A sua dimensão foi devido às limitações dos equipamentos dos experimentos. As bobinas *Leybold* possuem um raio médio de 33 mm, o que limita a distância em que podem ser afastadas, tendo em vista a meta de gerar um campo magnético o mais uniforme possível entre elas. Para as bobinas de *Helmholtz*, testes demonstram que quando duas delas ficam distantes da medida dos seus raios, o campo magnético entre elas mantém-se constante e era essa a meta ao utilizar as bobinas *Leybold*.

Porém, devido às dimensões das placas de ferro silício disponíveis, os cubos foram fabricados com 35 mm de arestas e essas dimensões foram replicadas nos cubos de alumínio. Assim, as dimensões da bobina deveriam ser tais que permitisse sua inserção nesses cubos. Para a função de bobina sensora induzida de leitura, inicialmente foram testados microtransformadores comuns de mercado. Os primeiros testes utilizaram alguns desses componentes retirados de placas de circuito de lâmpadas fluorescentes, porém estes apresentaram grande sensibilidade a interferências que gerava um sinal irregular e com oscilações na linha da onda senoidal apresentada pelo osciloscópio.

Chegava a ponto de serem registrados valores de frequência de ondas diferentes da emitida pelo campo magnético gerado. Por serem enrolamentos de reduzidas dimensões e indutância acima de 2 mH, pode-se supor a presença de muitas espiras. Essa grande sensibilidade às interferências pode ser inferida à existência de núcleo ferroso no interior desses transformadores, que refletem ondas oriundas de diversas direções, principalmente de origens não alinhadas ao eixo de seus enrolamentos. A alternativa foi fabricar e testar bobinas enroladas manualmente.

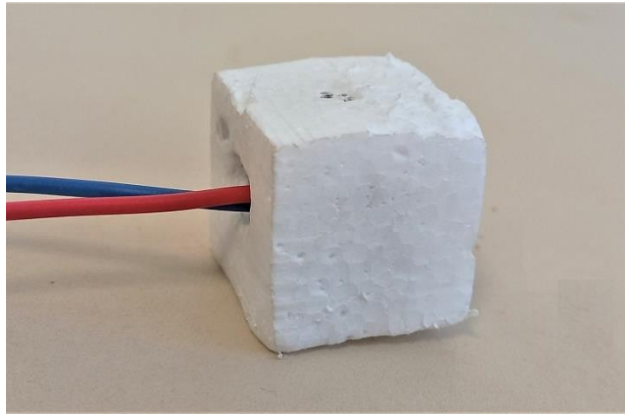
Assim, optou-se por utilizar carretéis plástico de máquina de costura, onde foram enrolados fios de cobre esmaltado de 0,3 mm de espessura. Duas bobinas foram produzidas, com 100 e 200 espiras cada, com 0,09 e 0,275 mH respectivamente de indutância. Apesar da reduzida espessura do fio, as 200 espiras praticamente completaram todo o volume disponível no carretel.



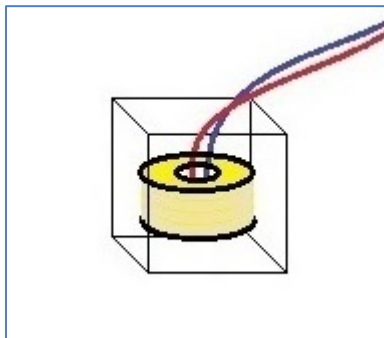
**Figura 8.3** – Bobina de 100 espiras. Fonte: autor

Foram realizados testes para verificar a sensibilidade a interferências eletromagnéticas, principalmente de 60 Hz devido à energia elétrica da rede que alimenta os instrumentos e a iluminação do laboratório. Ambas se mostraram funcionais, porém a bobina de 200 espiras, por causa de sua maior indutância (0,275 mH), gerou uma maior tensão induzida nas mesmas condições em comparação com a de 100 espiras (0,090 mH). A bobina de 200 espiras foi então escolhida para os testes devido a sua maior indutância, exceto os de blindagens sobrepostas, que ficariam rente à borda da bobina indutora, quando a de 100 espiras foi utilizada, visando não gerar tensões induzidas muito elevadas.

Como o alinhamento da bobina em relação ao eixo das bobinas indutoras pode interferir na intensidade da tensão induzida, o carretel foi introduzido num cubo de isopor de dimensões próximas às dos cubos testes. Para tanto foi aberto um espaço no centro do cubo, introduzido o carretel da bobina e fixado com cola quente a fim de evitar que a sua movimentação pudesse romper o delicado fio do enrolamento, principalmente na área soldada aos fios de extensão. Assim a bobina mantém-se alinhada ao cubo de isopor, que por sua vez mantém-se alinhado ao cubo da blindagem.



**Figura 8.4** – Bobina sensora envolvida por cubo de isopor. Fonte: autor



**Figura 8.5** – Montagem do cubo alinhador. Fonte: autor

O material isopor foi escolhido por ser de fácil modelagem, não interferir nas linhas de fluxo do campo magnético, nem desenvolver correntes parasitas, por ser um material isolante elétrico.

### **8.4.3. CUBOS DE BLINDAGEM**

O formato de cubo para blindagem foi escolhido pela maior facilidade de confecção com as chapas de ferro e alumínio disponíveis. Foram produzidos 3 conjuntos de cubos de blindagem, cada um confeccionado com arestas de 35 mm e em cada um dos materiais de teste: ferro silício 0,5 mm, alumínio 0,5 mm e alumínio 1,0 mm. Os cubos foram fabricados pelo processo de corte e dobra, sem soldas nas arestas ou vértices, o que resultava pequenas

frestas na junção de chapas, geralmente com poucos pontos de contato entre as faces, como pode ser observado na figura abaixo.

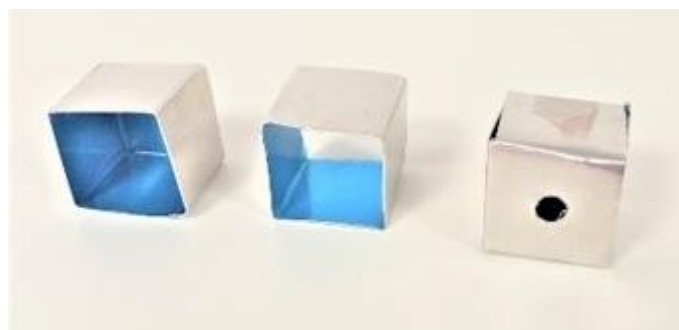


**Figura 8.6** – “Cubo fechado” de ferro silício. Fonte: autor

Cada conjunto consistia em:

- 1 cubo fechado, contendo todas as faces, apenas com um furo de 5 mm para passagem dos fios de contato com a bobina induzida;
- 1 cubo face aberta, aberto em 1 face;
- 1 cubo transpassado, aberto em 2 faces opostas;

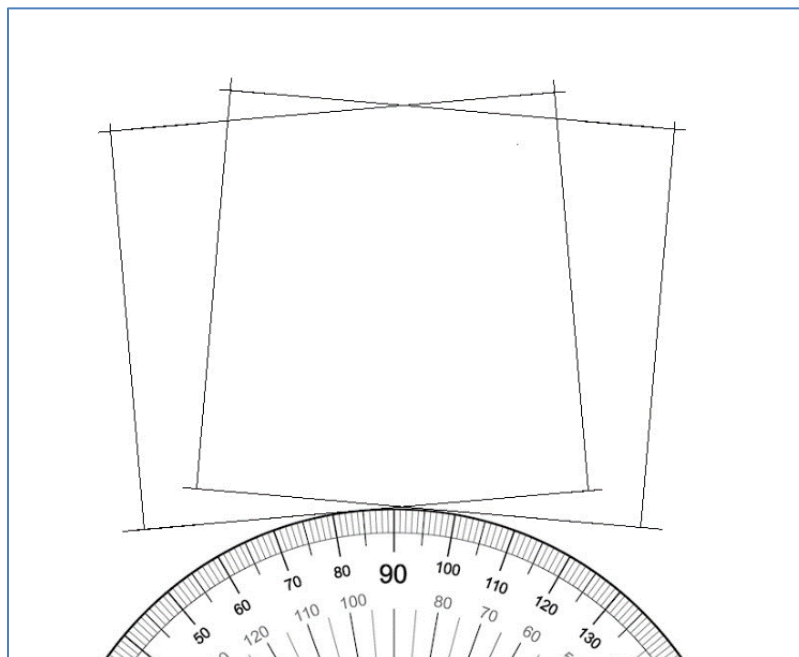
Abaixo o trio de cubos de alumínio de 1,0mm de espessura, com a película plástica de proteção das placas colocadas pelo fabricante e mantidas para facilitar a montagem do cubo de isopor onde se encontrava a bobina sensora.



**Figura 8.7** – Cubos de alumínio. Fonte: autor

Os três diferentes modelos foram escolhidos para testar o comportamento em determinadas orientações dentro dos campos magnéticos indutores. O cubo fechado foi para testar toda a capacidade de blindagem dos materiais estudados. Já os cubos inacabados, onde faltavam faces foram utilizados para verificar a capacidade deles em desviar as linhas de fluxo magnético, para o ferro silício e em formar correntes parasitas, no caso dos cubos de alumínio. Tudo foi projetado para reproduzir as falhas possíveis de abertura de um possível colete de blindagem, onde abertura para pescoço, braços e tronco são necessários. Assim, pode-se estimar o impacto que falhas construtivas propositais nos cubos exercem no poder de blindagem.

Os cubos de faces abertas foram submetidos às 6 posições possíveis ortogonais, ou seja, com duas faces opostas perpendiculares ao eixo das bobinas e as demais paralelas a ele. Já os cubos transpassados foram submetidos aos 3 alinhamentos possíveis nas mesmas condições de orientação. Em todas as situações houve o cuidado de manter as faces corretamente orientadas e sempre com a bobina sensora com a linha central paralela ao eixo das bobinas. A pequena distância entre as bobinas, pouco maior que a medida das arestas dos cubos de blindagem, é uma garantia de um erro máximo de inclinação estimado de  $\pm 5^\circ$ , mesmo com um eventual descuido do operador.



**Figura 8.8** – Simulação da inclinação dos cubos de  $\pm 5^\circ$ . Fonte: autor



#### 8.4.4. CONVENÇÃO DE ORIENTAÇÕES DOS CUBOS DE BLINDAGEM

Dispondo um círculo trigonométrico imaginário paralelo a mesa de testes e com a origem centralizada entre as bobinas indutoras e alinhando as posições  $0^\circ$  e  $180^\circ$  com o eixo das bobinas, sendo a posição  $0^\circ$  para a direita.

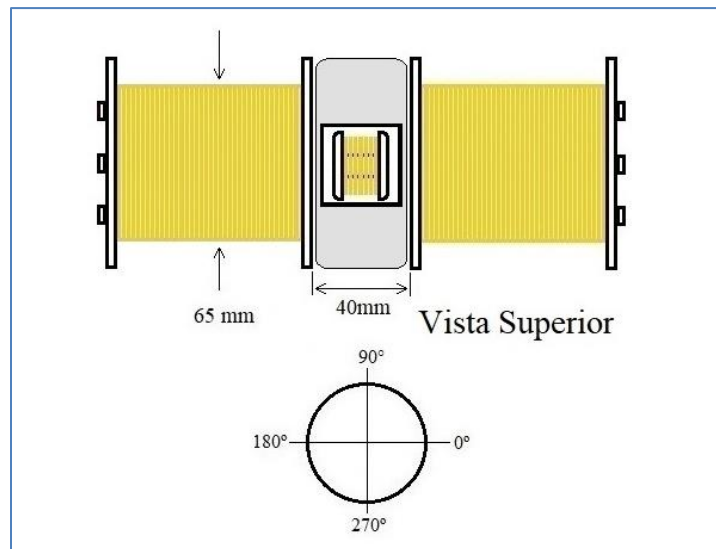


Figura 8.9 – Vista superior com coordenadas horizontais

As posições Up e Down completam a orientação das 6 faces de um cubo ortogonal às bobinas.

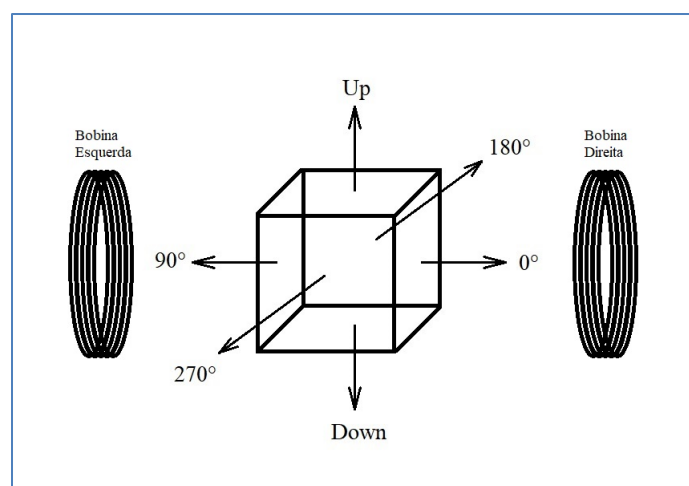
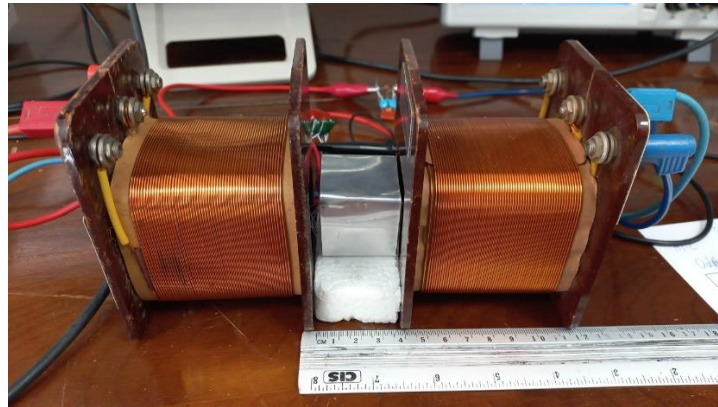
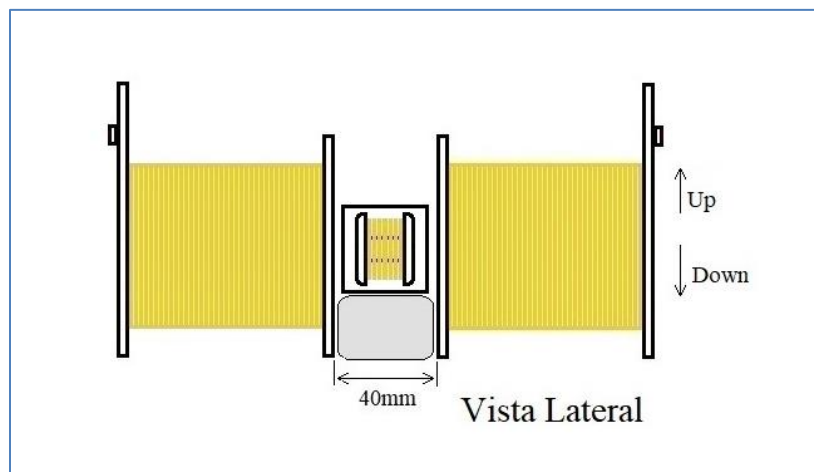


Figura 8.10 – Projeção de todos os alinhamentos. Fonte: autor

Com os cubos de face aberta as posições  $0^\circ$  e  $180^\circ$  podem ser consideradas longitudinais, com a face aberta perpendicular ao eixo das bobinas e as demais ( $90^\circ$ ,  $270^\circ$ , Up e Down) transversais, com a face aberta paralela ao eixo das bobinas. Essa aparente redundância foi proposital para observar algum caso especial nos comportamentos ou em interferências estranhas. Um calço de isopor apoiado na mesa e separando as bobinas de 40 mm manteve os cubos sempre na mesma altura, ficando o centro da bobina sensora em posição coaxial ao eixo das bobinas indutoras.



**Figura 8.11** – Cubo centralizado entre bobinas. Fonte: autor



**Figura 8.12** – Vista lateral com coordenadas verticais

Os testes comparativos sempre foram realizados no menor espaço de tempo, a fim de que erros por variações ambientais não fossem significativos.

#### 8.4.5. CORRENTES DE TESTE

Nos testes de frequências até 1 kHz foram obtidas correntes indutoras de vários amperes. Aqui o limite era o aquecimento dos capacitores utilizados para a ressonância com as bobinas. Porém, mesmo com a utilização do amplificador de sinais TC-250 e com a utilização de capacitores com capacitância exata para as frequências de teste, a máxima corrente indutora obtida nos testes de 58 kHz utilizando duas bobinas *Leybold* foi de 275 mA. Como essa corrente, as vezes era reduzida ao introduzir alguns dos cubos no meio das bobinas e o critério de teste era manter exatamente a corrente indutora para todos os testes, os teste de maior corrente foram feitos com 225 mA. Esse resultado foi um pouco abaixo do máximo disponível para manter uma folga de ajuste para os casos de maior redução da corrente indutora ao serem posicionados os cubos metálicos entre as bobinas.

Assim, os testes foram realizados com as correntes de 75, 150 e 225 mA (1/3, 2/3 e 3/3). Para alcançar correntes maiores nesta frequência seria necessário utilizar um banco de amplificadores de sinal TC-250 em paralelo.

#### 8.4.6. CIRCUITOS

As baterias de testes necessitaram de ligações elétricas diversas para cada tipo de experimento.

##### **a) Bobina indutora *Leybold* com 250 espiras e bobina sonda induzida:**

A bobina foi energizada usando um terminal da extremidade do enrolamento e o central. Por causa da pequena variação de indutância entre as metades das bobinas *Leybold*, padronizou-se o uso das conexões A e M em todos os testes com 250 espiras.

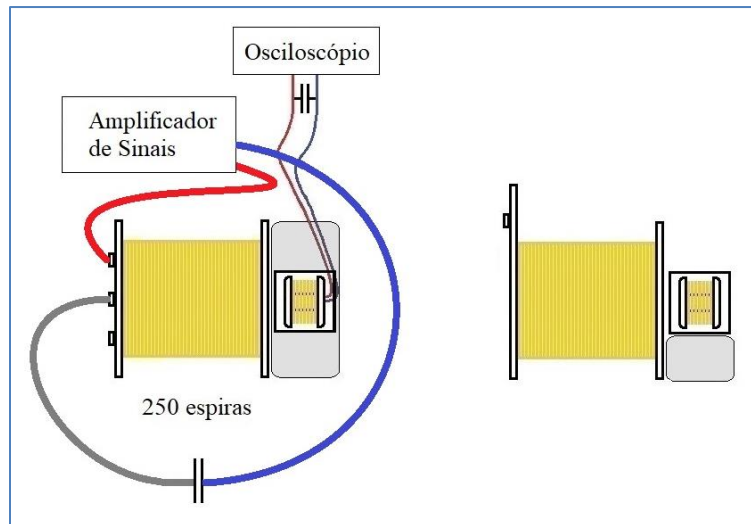


Figura 8.13 – Ligação da Bobina *Leybold* com 250 espiras

**b) Bobina indutora *Leybold* com 250 espiras e bobina induzida *Leybold* com 250 espiras:**

Uma das bobinas é energizada ligando-se o amplificador de sinais nas conexões A e M e o osciloscópio foi conectado à bobina induzida também pelas conexões A e M.

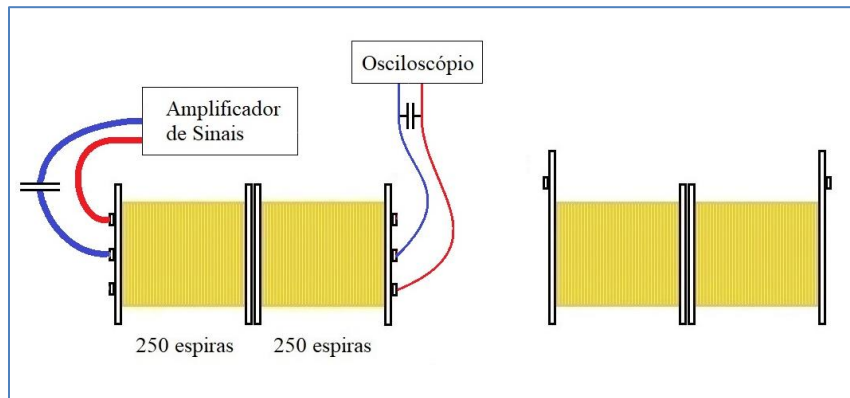
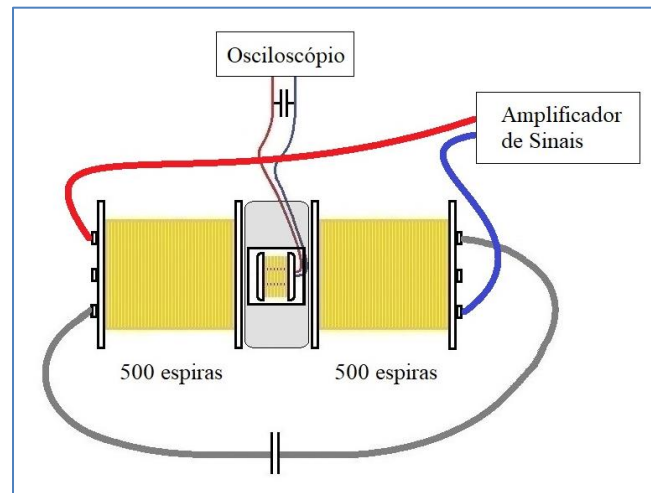


Figura 8.14 – Ligação das bobinas *Leybold* indutora e induzida com 250 espiras

**c) Bobinas indutoras *Leybold* com 500 espiras e bobina sonda induzida:**

Ambas as bobinas foram energizadas pelo amplificador de sinais pelas conexões A e E, que estão nas extremidades dos enrolamentos. Importante observar que para manter o fluxo magnético das duas bobinas sempre na mesma direção, o circuito das conexões faz com

que a corrente elétrica de uma bobina esteja sempre no inverso da outra, pois estão em posições contrárias. Desta maneira é mantido o sentido de giro das correntes em relação ao eixo central, gerando linhas de fluxo magnético de mesma direção nas duas bobinas, somando-se. Numa bobina a corrente segue o sentido dos conectores A→E e a outra no sentido dos conectores E→A.



**Figura 8.15** – Ligação das bobinas *Leybold* com 500 espiras

**d) Bobina indutoras *Leybold* com 500 espiras e bobina sonda induzida:**

Uma das bobinas é energizada ligando-se o amplificador de sinais nas conexões A e E e o osciloscópio foi conectado à bobina sensora.

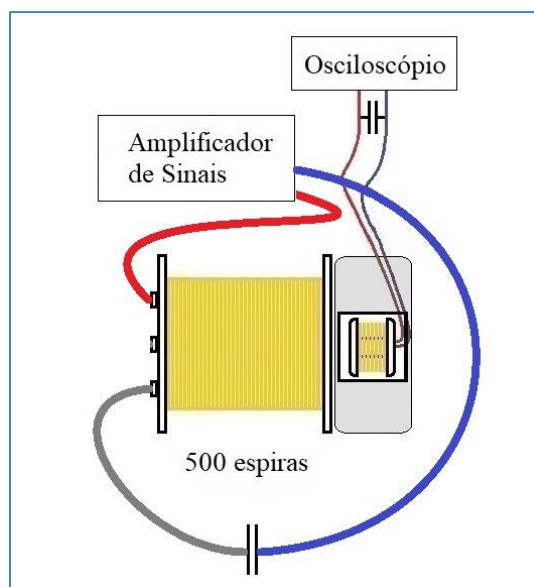


Figura 8.16 – Ligação de bobina *Leybold* com 500 espiras

#### 8.4.7. CAPACITORES PARA FREQUÊNCIA DE RESSONÂNCIA

As bobinas, devido a sua indutância, geram reatâncias indutivas proporcionais à frequência, que se somam à resistência elétrica do fio do enrolamento. Em altas frequências ela chega a tal magnitude que reduz a corrente a valores insuficiente para a geração de um campo magnético mínimo necessário para as aplicações a que se destinam. Então recorre-se à técnica ressonante, com a adição de capacitores, conforme já discutido.

Para tanto, há a necessidade de encontrar o capacitor exato para cada bobina utilizada, inclusive a bobina sensora (induzida), que se altera para cada frequência desejada, principalmente nas altas frequências, onde a faixa de ressonância mostrou-se bastante estreita. Técnica semelhante é utilizada para sintonizar uma estação nos rádios analógicos.

Para facilitar a escolha dos capacitores nas inúmeras tentativas de maximizar a corrente nas bobinas indutoras com os capacitores trabalhando em ressonância com os indutores, foram montadas tabelas com o cruzamento das frequências x indutâncias, indicando a capacitância que entra em ressonância com a indutância, naquela frequência. Abaixo uma amostra dessas tabelas, que se encontram na íntegra no Anexo 4.

**Tabela 8.2** – Capacitâncias calculadas para o cruzamento de indutância e frequência

Indutância mH	Capacitância de Ressonância						
	100 Hz	300 Hz	500 Hz	700 Hz	900 Hz	1000	58000 Hz
4	633 $\mu$ F	70,4 $\mu$ F	25,3 $\mu$ F	12,9 $\mu$ F	7,8 $\mu$ F	6,3 $\mu$ F	1,88 nF
3	844 $\mu$ F	93,8 $\mu$ F	33,8 $\mu$ F	17,2 $\mu$ F	10,4 $\mu$ F	8,4 $\mu$ F	2,51 nF
2	1.267 $\mu$ F	141 $\mu$ F	50,7 $\mu$ F	25,8 $\mu$ F	15,6 $\mu$ F	12,7 $\mu$ F	3,76 nF
1	2.533 $\mu$ F	281 $\mu$ F	101 $\mu$ F	51,7 $\mu$ F	31,3 $\mu$ F	25,3 $\mu$ F	7,53 nF
0,9	2.814 $\mu$ F	313 $\mu$ F	113 $\mu$ F	57,4 $\mu$ F	34,7 $\mu$ F	28,1 $\mu$ F	8,37 nF
0,8	3.166 $\mu$ F	352 $\mu$ F	127 $\mu$ F	64,6 $\mu$ F	39,1 $\mu$ F	31,7 $\mu$ F	9,41 nF
0,7	3.619 $\mu$ F	402 $\mu$ F	145 $\mu$ F	73,8 $\mu$ F	44,7 $\mu$ F	36,2 $\mu$ F	10,76 nF
0,6	4.222 $\mu$ F	469 $\mu$ F	169 $\mu$ F	86,2 $\mu$ F	52,1 $\mu$ F	42,2 $\mu$ F	12,55 nF
0,5	5.066 $\mu$ F	563 $\mu$ F	203 $\mu$ F	103 $\mu$ F	62,5 $\mu$ F	50,7 $\mu$ F	15,06 nF

## 8.5. PROCEDIMENTO NA PRÁTICA

Conhecendo a indutância da bobina que foi posta em ressonância e a frequência que se deseja trabalhar, procura-se a capacitância teórica na tabela e adiciona-se um ou mais capacitores para alcançá-la. É aconselhável medir a indutância da bobina estudada com um medidor LCR, mesmo que haja indicação de seu valor na bobina ou na documentação técnica, pois qualquer diferença entre o real e o indicado afeta o cálculo do capacitor que irá trabalhar em ressonância.

Energiza-se o circuito e, observando a corrente indutora ou a tensão induzida, faz-se variar a frequência buscando o ponto de máxima tensão ou corrente, conforme o caso, o que é bastante nítido de ser percebido no osciloscópio quando encontrado. Caso a frequência de ressonância encontrada não seja a pretendida, o que ocorre seguidamente, procura-se na tabela qual a variação da capacitância será necessária para aumentá-la ou diminuí-la conforme o necessário. Repete-se este procedimento tantas vezes quanto forem necessárias, cercando a frequência desejada até alcançá-la.

É preciso recordar as regras elementares de circuitos elétricos para determinar a capacitância equivalente total pela adição de capacitores em série e em paralelo: a capacitância resultante da associação de capacitores em paralelo é a soma de suas capacitâncias e para a soma de capacitores em série, o inverso da resultante é a soma do inverso de cada uma das capacitâncias, segundo as equações 25-19 e 25-20 do Halliday.

Capacitores em Paralelo  $\rightarrow C_R = C_1 + C_2 + C_3 + C_4 + \dots$

Capacitores em Série  $\rightarrow \frac{1}{C_R} = \frac{1}{C_1} + \frac{1}{C_2} + \frac{1}{C_3} + \frac{1}{C_4} + \dots$

Abaixo temos uma gravura que mostra algumas “soluções” de associação de capacitores que foram necessárias para encontrar a capacitância exata para entrar em ressonância com os indutores na frequência requerida. Os capacitores azuis da direita estão ligados em série, com a “perna” em comum voltada para trás.

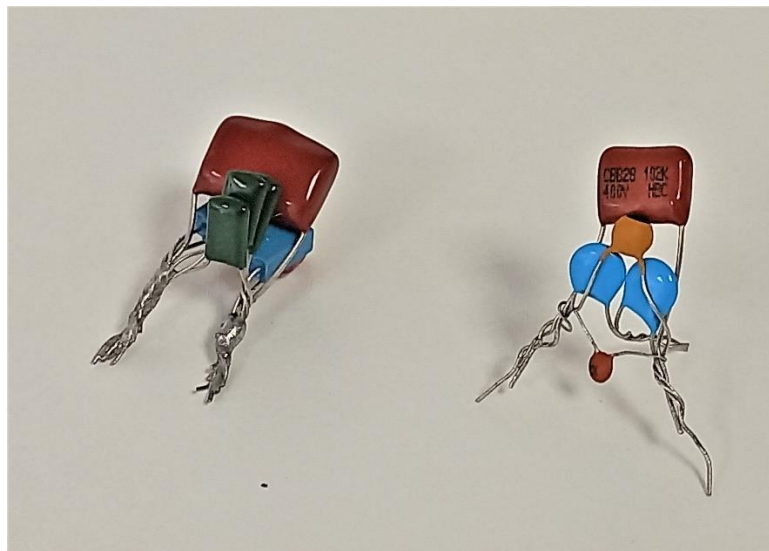


Figura 8.17 – Associação de capacitores. Fonte: autor

### 8.5.1. GERAÇÃO DO CAMPO MAGNÉTICO ALTERNADO DE 58 KHZ

Um dos objetivos secundários era desenvolver um sistema de medição de um campo magnético alternado de 58 kHz baseado na tensão de indução gerada. A simples circulação de corrente nas bobinas indutoras produz um campo magnético, mas não induz nenhuma força



eletromotriz na bobina indutora, que só provocada pela variação do campo magnético, o que é feito pela alternância da corrente.

A sequência de eventos envolvidos nos testes engloba a circulação de uma corrente na(s) bobina(s) indutora(s), a geração de campo magnético ao redor desta(s) bobina(s), a taxa de variação deste campo magnético (frequência) e, por fim, a indução de campo elétrico na bobina induzida, que gera um campo magnético que se opõem ao campo das bobinas indutoras.

Pela Lei de Faraday, vista na equação 2.3, sempre que o fluxo magnético variar através de uma espira condutora, surgirá uma força eletromotriz induzida ao longo da espira, igual à derivada do fluxo magnético em função do tempo. Assim, quanto mais intenso o fluxo magnético que está variando, mais intensa será a tensão induzida e quanto mais rápido for essa variação do fluxo magnético, maior também será a tensão gerada. O sinal negativo demonstra que a tensão gerada será tal que induzirá um campo magnético contrário ao campo que a induziu.

E como o fluxo magnético é

$$\varphi = AB \cos\theta , \quad (7.15)$$

onde:

A = área da espira

B = densidade do campo magnético

$\Theta$  = ângulo das linhas de fluxo com a normal à superfície da espira

conclui-se que quanto maior a área da espira ou o campo magnético (B), maior será o fluxo magnético.

Assim, para uma bobina, quanto mais intenso for o campo magnético (B) e/ou quanto maior for a frequência de variação deste campo magnético (frequência), maior será a tensão gerada na bobina induzida. Como as faixas de medição dos gaussímetros dificilmente alcançam as frequências utilizadas neste trabalho, as medições dos campos magnéticos nos testes comparativos das blindagem realizados em 58 kHz frequência baseiam-se nesta lei.

Com a frequência sendo mantida constante nos testes comparativos das blindagens, toda a variação da tensão gerada na bobina induzida foi fruto da variação do fluxo magnético. E com a posição relativa das bobinas indutoras e da bobina induzida foi conservada o mais constante o possível, toda a variação do fluxo magnético foi decorrente da atenuação do campo magnético incidente (HALLIDAY, 2016). Aqui pode-se calcular que o erro máximo previsto de inclinação de +/- 5° não iria representar uma variação maior que 0,4% (cosseno 5°).

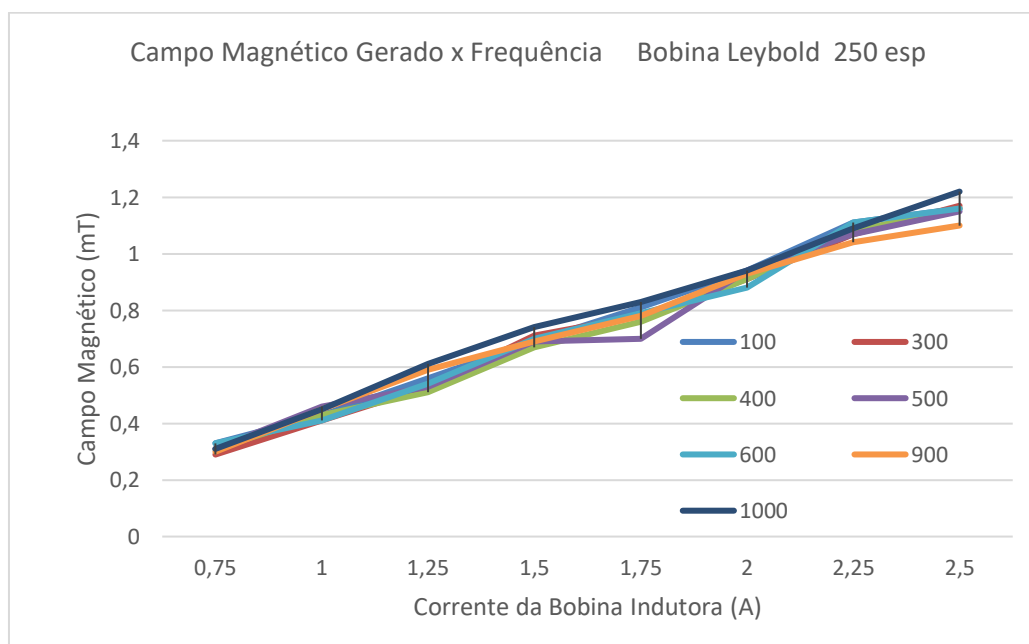
### **8.5.2. VARIAÇÃO DO CAMPO MAGNÉTICO**

Primeiramente foi realizado uma bateria de testes para verificar a relação entre a corrente que passa pela bobina indutora e o campo magnético gerado. Como o Gaussímetro Pywe utilizado tem restrição de medidas até a frequência de 1.000 Hz, os testes foram realizados até esta frequência, em intervalos de 100 Hz. Neste teste, a haste da ponta de prova do gaussímetro foi apoiada na parede externa da bobina, do lado oposto aos contatos elétricos, com o cuidado de mantê-la rigorosamente no centro da abertura da bobina. A variação máxima lateral estimada é de +/-2 mm lateral e menos de 1mm transversal. Os valores de tensão foram registrados para cada frequência de excitação, variando a corrente em faixas de 0,25 A (250 mA), apresentados na tabela abaixo.

**Tabela 8.3** – Valores de tensão induzida

Corrente de Indução (A)	Campo Magnético gerado por Bobina Leybold 250 espiras (mT)							Média
	Frequências de Indução (Hz)							
	100	300	400	500	600	900	1000	
0,75	0,33	0,29	0,31	0,31	0,33	0,3	0,31	0,31
1,00	0,43	0,41	0,43	0,46	0,41	0,45	0,45	0,43
1,25	0,56	0,53	0,51	0,53	0,54	0,59	0,61	0,55
1,50	0,69	0,71	0,67	0,69	0,7	0,69	0,74	0,70
1,75	0,81	0,78	0,76	0,7	0,79	0,78	0,83	0,78
2,00	0,94	0,91	0,91	0,94	0,88	0,93	0,94	0,92
2,25	1,11	1,07	1,08	1,07	1,11	1,04	1,09	1,08
2,50	1,16	1,17	1,16	1,15	1,16	1,1	1,22	1,16

Para melhorar a visualização do comportamento da geração de campo magnético em função da corrente das bobinas indutoras para diversas frequências, foi montado o gráfico abaixo, em que se observa a intensidade do campo magnético gerado para cada intensidade de corrente indutora, nas frequências de 100 a 100 Hz.



**Figura 8.18** – Medições do campo magnético x corrente

Pode-se constatar que, para uma mesma indutância (nº espiras da bobina), o campo magnético variou exclusivamente com a intensidade de corrente da bobina indutora. Os valores se mantiveram numa estreita faixa, onde pode-se constatar que a intensidade do campo magnético é invariante à frequência aplicada. Foram calculadas as médias simples dos valores de campo magnético e apresentadas no gráfico de dispersão abaixo.

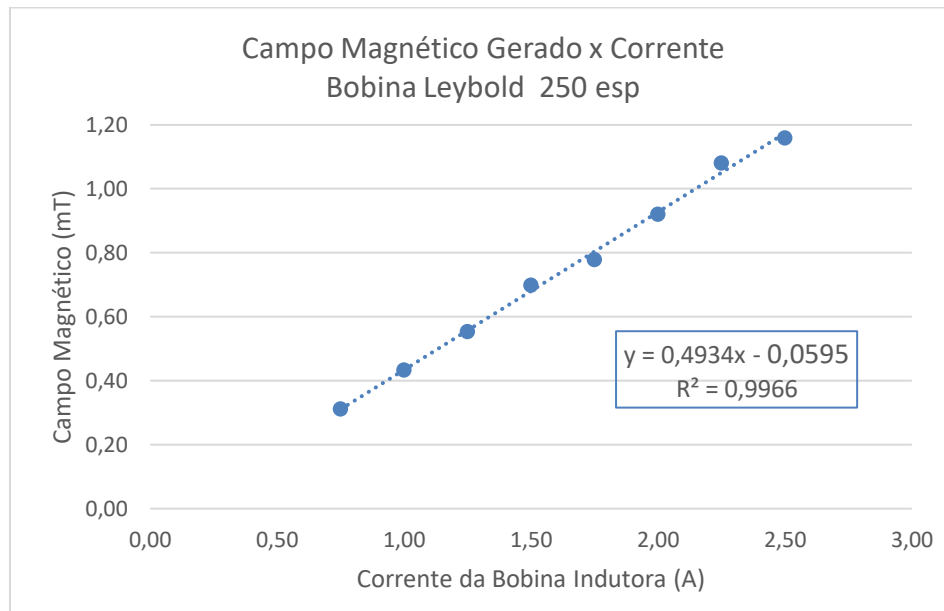


Figura 8.19 – Médias campo magnético x corrente

Aplicando uma regressão linear simples aos dados das médias, obteve-se uma equação de reta que apresentou uma variação máxima de 3% com os pontos medidos, o que pode ser confirmado com o valor do Coeficiente de Determinação  $R^2$ , que resultou numa aderência de 99,66% aos dados obtidos. O R-quadrado é uma medida estatística de quão próximos os dados estão da linha de regressão ajustada. Como a corrente varia diretamente com a tensão para uma mesma resistência, bastaria confirmar a variação de tensão com a frequência.

### 8.5.3. VARIAÇÃO DA TENSÃO COM A FREQUÊNCIA

O objetivo deste teste foi observar como a tensão variaria com a frequência com os equipamentos de teste utilizados. Para encontrar a frequência de ressonância de uma bobina com um capacitor inserido em série ao circuito basta variar a frequência observando a

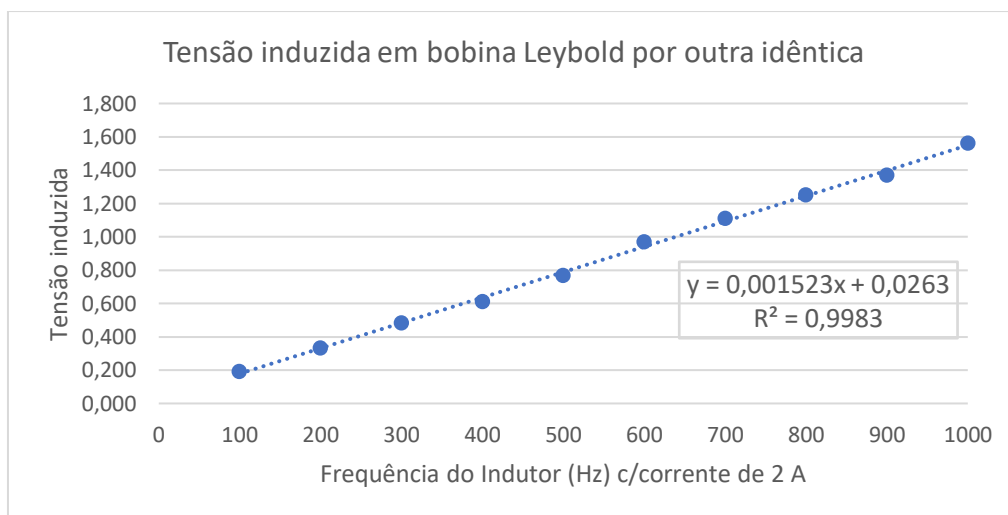
corrente, próximo à frequência calculada. Quando a frequência do circuito coincide com a frequência exata de ressonância, a corrente sobe rapidamente, semelhante à sintonia de um rádio analógico. Então, baseando-se da frequência de ressonância encontrada e a diferença em Hertz da frequência requerida, calcula-se o ajuste de capacitância, faz-se a correção e recomeça-se o trabalho, aumentando ou reduzindo a capacitância como que cercando a frequência desejada até alcançá-la.

Como foi observado que a faixa de resposta da frequência é mais ampla nessas frequências abaixo de 1 kHz e a busca por uma capacitância específica para a bobina induzida poderia ser dificultada pela variação de corrente da bobina indutora, optou-se por utilizar duas bobinas idênticas para este teste. Esse cuidado foi necessário por causa da exigência de encontrar exatamente a capacitância para cada frequência nas duas bobinas. Assim, foram montadas duas bobinas *Leybold* idênticas com suas faces opostas aos contatos elétricas justapostas sem espaço entre elas, sendo uma indutora e a outra induzida. Os valores obtidos estão apresentados abaixo.

**Tabela 8.4** – Tensões induzidas x frequência de indução

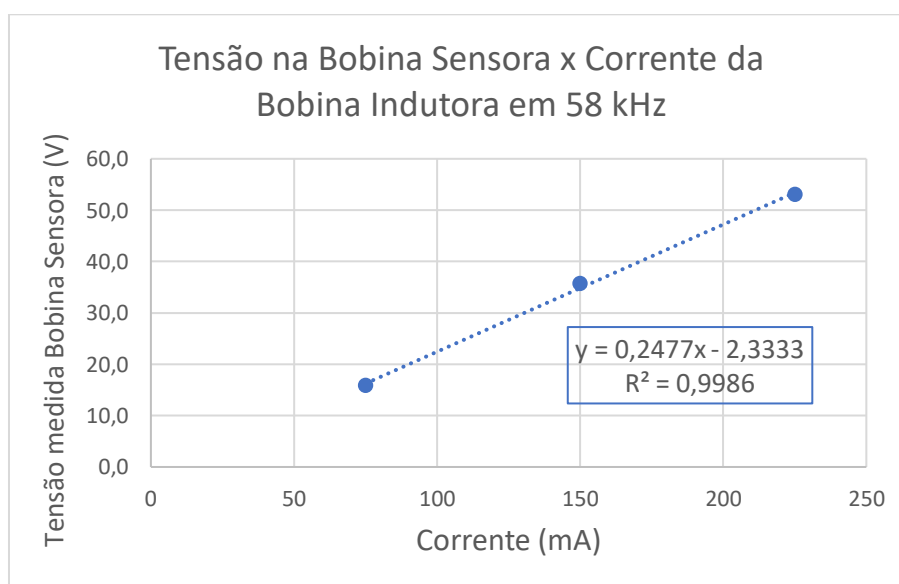
Frequência (Hz)	Corrente (A)	Tensão (V)
100	2	0,190
200	2	0,332
300	2	0,483
400	2	0,609
500	2	0,768
600	2	0,970
700	2	1,110
800	2	1,250
900	2	1,370
1000	2	1,560

Percebe-se uma linearidade entre as frequências e as tensões medidas. Colocando os valores num gráfico de dispersão e calculando a regressão linear obteve-se o seguinte cenário.



**Figura 8.20** - Tensão induzida x frequências indutoras

Novamente o Coeficiente de Determinação muito próximo de 1 demonstra que a reta da equação é aderente aos dados medidos. No teste realizado com 58 kHz, foram induzidos 87,9V, que corresponde a 99,5% da tensão esperada pela equação proposta, o que ratifica o resultado. Gerando um gráfico com os valores de corrente utilizados nos testes com os cubos de blindagem e com as tensões medidas com a bobina sensora desprotegida, vemos que reproduzem uma linha reta, da mesma forma que no teste do gráfico anterior.



**Figura 8.21** – Tensão induzida x corrente em 58 kHz

A equação obtida por regressão linear obteve um  $R^2$  que comprova 99,9% de aderência aos valores medidos.

#### 8.5.4. MEDIÇÃO DA INTENSIDADE DO CAMPO MAGNÉTICO POR INDUÇÃO

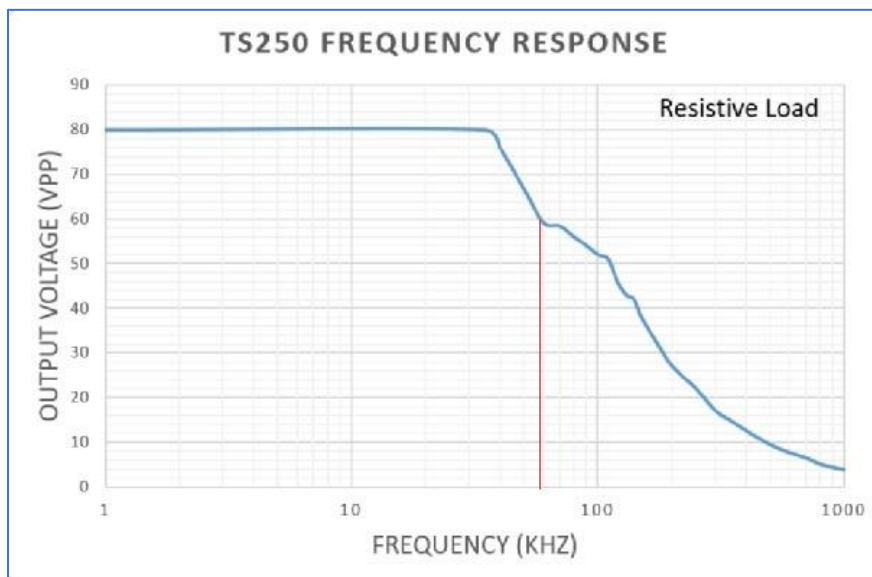
O processo de estimação do campo magnético pela tensão induzida na bobina em frequências acima do limite de leitura do gaussímetro é baseado em 4 etapas. Com o layout definido dos indutores e do modelo de análise a ser realizado, efetuar uma série de testes nas frequências alcançadas pelo gaussímetro a fim de cruzar os valores de intensidade dos campos magnéticos gerados com os valores de intensidade das correntes que circularam nos indutores para a sua geração e obter a relação campo magnético x corrente indutora.

Calcular o valor de corrente necessário para gerar o campo magnético com a intensidade escolhida, através de a interpolação de valores ou equação obtida por regressão linear. Com o valor alvo do campo magnético requerido, calcular a corrente necessária para gerá-lo com a equação obtida com os dados médios dos campos magnéticos gerados e as correntes utilizadas na(s) bobina(s) indutora(s), coletados em testes prévios realizados em frequências abarcadas pela faixa útil de um gaussímetro.

Com o valor da corrente necessária, calcular a tensão que será induzida na bobina sensora, agora utilizando a equação obtida com os dados de corrente utilizada na bobina(s) indutora(s) e as tensões geradas na bobina sensora, na frequência que não é alcançada pelo gaussímetro. A fim de demonstrar o cálculo, vamos utilizar os valores sem blindagem obtidos nos testes realizados com 58 kHz e duas bobinas *Leybold* com 250 espiras, mostrados no gráfico 10. Como o campo magnético gerado pelos sistemas de segurança do tipo Acústico Magnético é de 0,3875 mT, calcula-se a corrente que induziria tal campo magnético utilizando a equação da regressão linear, obtida. Obtém-se uma corrente de 906 mA e a partir disso utiliza-se a e esta corrente resultaria indução de 222 V na bobina sensora.

Porém, apenas 500 mA foram entregues à bobina indutora no teste que utilizou duas bobinas *Leybold* idênticas e quando foram energizadas as duas bobinas nos mesmos 58 kHz, a corrente que circulou por elas nem chegou aos 300 mA. Isso ocorreu provavelmente por causa da maior força eletromotriz gerada e pela maior resistência que os dois enrolamentos juntos impunham ao amplificador de sinais, dificultando a passagem da corrente elétrica. Somando-se a isso, ao fazer uma consulta no site da empresa *Accel Instruments*, fabricante do

equipamento amplificador de sinais TC-250, foi encontrada a sua curva de saída de tensão em relação à frequência, deste instrumento.



**Figura 8.22** – Decaimento da tensão de saída do *Acell Instrum.* TS-250

O gráfico acima apresenta o desempenho do equipamento com o aumento da frequência, com uma sensível queda da tensão de saída após aproximadamente os 35 kHz. Na frequência de 58 kHz, destacada em vermelho, já há uma redução de 25% na tensão máxima de saída, que somando-se aos efeitos da soma da carga das duas bobinas induzidas, limita a potência do campo magnético produzido em grandes frequências. Desta forma, apesar de tecnicamente factível, devido às limitações dos equipamentos, não foi possível utilizar esta técnica de fazer a extrapolação relacional da tensão com o campo magnético desejada, ficando possível apenas a estratégia de inferir a intensidade do campo magnético gerado baseada na corrente que está fluindo pela bobina indutora.

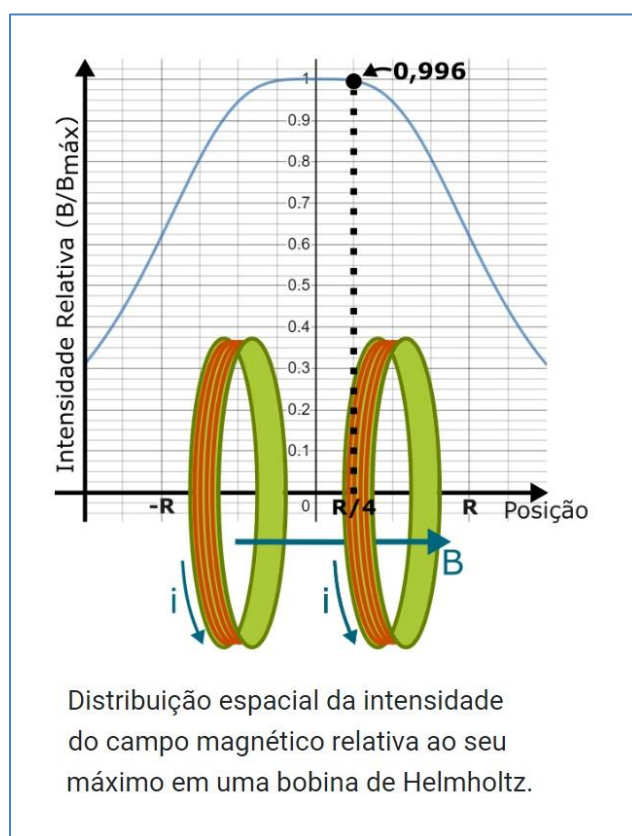
#### **8.5.5. VARIAÇÃO DO CAMPO MAGNÉTICO COM A CORRENTE**

Como foram utilizadas 2 bobinas *Leybold* em série, com ambos os campos magnéticos direcionados para o mesmo sentido em cada instante da variação alternada da corrente, foi necessário saber qual exatamente é a intensidade do campo magnético exatamente na região



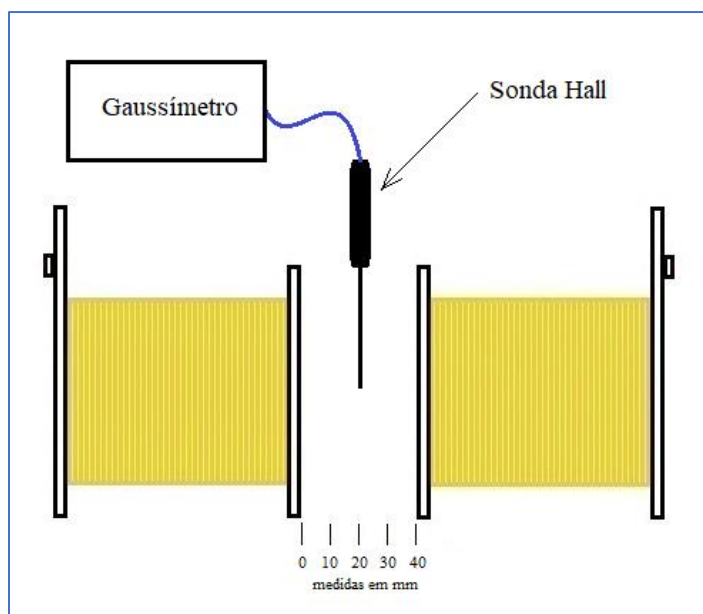
central entre elas. Assim, foram feitas séries de testes para medir os campos magnéticos no espaço entre as bobinas, com intensidades de corrente de 1,25 e 2,50 A e utilizando todas as 500 espiras das bobinas ou apenas 250, com a ligação intermediária do enrolamento.

Quando duas bobinas estão distantes uma da outra do valor de seus raios, gera-se um campo magnético estável em todo o espaço entre elas, com uma variação de menos de 0,5% na região central distante para cada lado de  $\frac{1}{4}$  do valor dos raios, ou seja, uma faixa de  $\frac{1}{2}$  raio entre as duas bobinas. Abaixo uma representação do comportamento do campo magnético resultante da soma dos campos gerados pelas duas bobinas.



**Figura 8.23**– Intensidade do campo magnético no centro de bobinas de *Helmholtz* separadas da distância do Raio. Fonte: [https://stringfixer.com/pt/Helmholtz\\_coil](https://stringfixer.com/pt/Helmholtz_coil)

Porém as bobinas *Leybold* utilizadas nos experimentos não puderam ficar distantes uma da outra da medida dos seus raios devido às dimensões da bobina sensora e dos cubos de testes. Então foi necessário descobrir qual o comportamento do campo magnético gerado entre as bobinas. Os dados obtidos foram medidos a 0, 10, 20, 30 e 40 mm da borda da bobina esquerda, conforme demonstrado no croqui abaixo.



**Figura 8.24** – Posições das medições do campo magnético entre bobinas

Abaixo estão os resultados obtidos com todas as 500 espiras das bobinas e 2,5 A de corrente.

**Tabela 8.5** – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 500 esp. 2,5 A

		Corrente Indutora 2,50 A em duas bobinas Leybold 500 espiras										
Frequência (Hz)		100	200	300	400	500	600	700	800	900	1000	Média
Posição em relação à bobina esq. (mm)	0	3,44	3,41	3,53	3,69	3,48	3,58	3,63	3,61	3,66	3,50	3,55
	10	2,81	2,76	2,86	2,96	2,90	2,91	2,94	2,81	2,90	2,81	2,87
	20	2,55	2,43	2,62	2,56	2,59	2,58	2,65	2,60	2,62	2,58	2,58
	30	2,82	2,74	2,70	2,85	2,91	2,87	2,84	2,75	2,91	2,76	2,82
	40	3,48	3,34	3,50	3,75	3,43	3,56	3,46	3,54	3,56	3,45	3,51

Os valores encontrados foram traçados num gráfico para melhor visualização das curvas dos valores de campo magnético no espaço entre as bobinas com a variação da frequência.

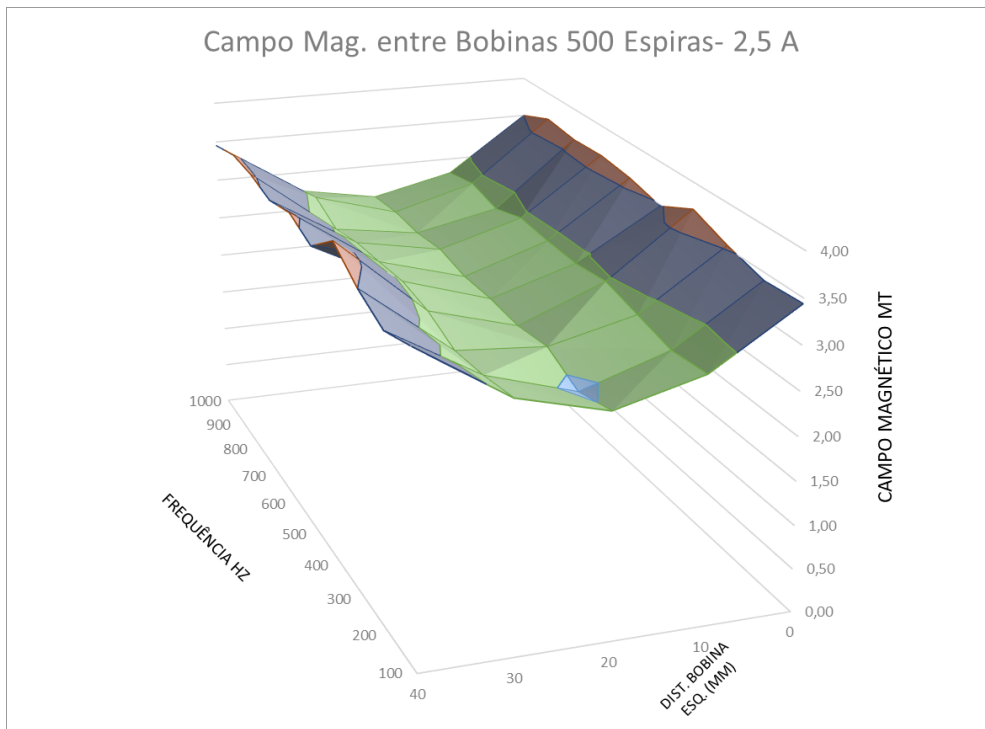


Figura 8.25 – Campo magnético 3D – frequência x posição – 500 esp 2,5A

E agora os mesmos dados numa visualização lateral, sobrepondo as curvas num único plano.

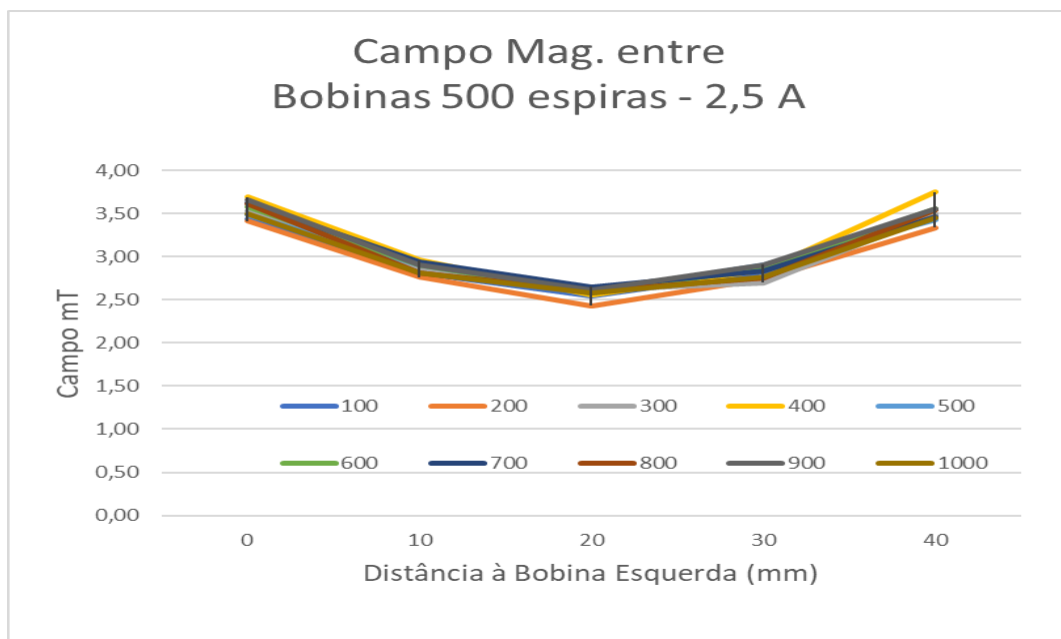


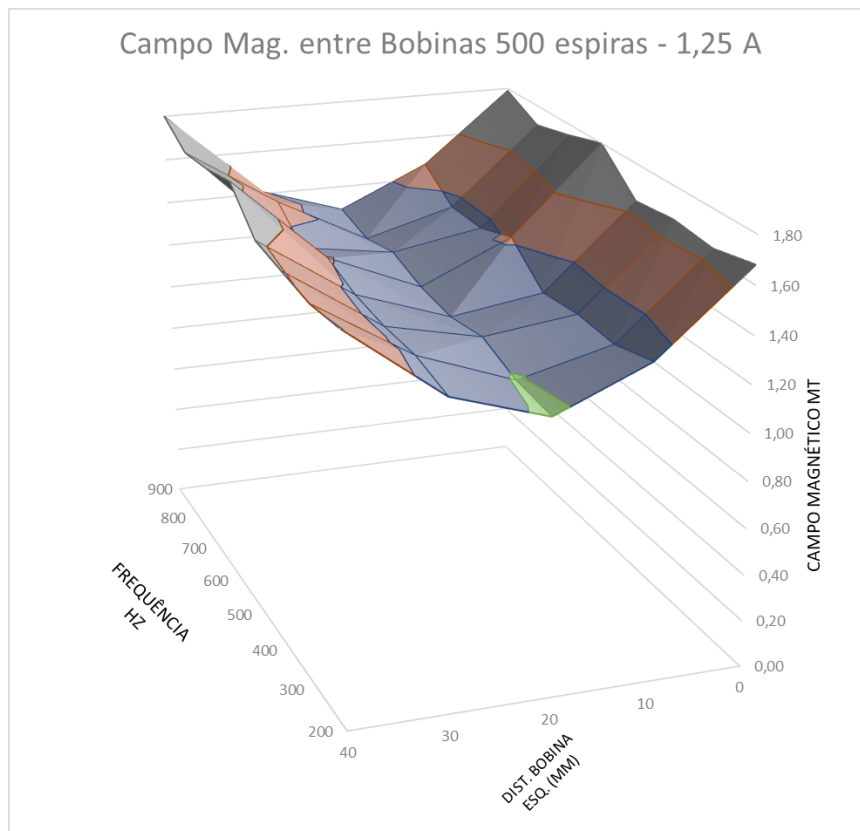
Figura 8.26 – Campo magnético 2D – frequência x posição – 500 esp 2,5 A

Nas bordas das bobinas o campo magnético foi em média de 3,5 mT, chegando ao redor de 2,8 mT à 10 mm de distância de ambas as bobinas e decrescendo até 2,6 mT na posição central, que foi a menor intensidade medida. Mesmo alterando a frequência, os campos magnéticos gerados não tiveram alterações significativas, a não ser quanto à posição ao longo do eixo das bobinas. Os testes das bobinas indutoras com 500 espiras foram repetidos agora com uma corrente de 1,25 A.

**Tabela 8.6** – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 500 esp. 1,25 A

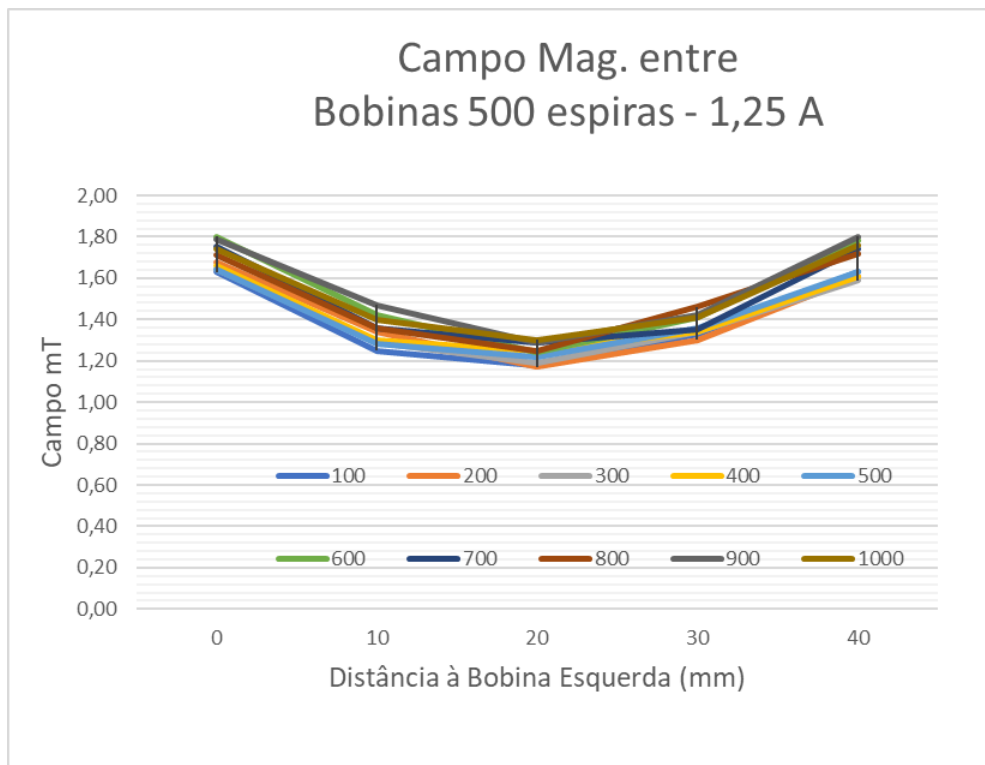
Corrente Indutora 1,25 A em duas bobinas Leybold 500 espiras												
Posição em relação à bobina esq. (mm)	Frequência (Hz)	100	200	300	400	500	600	700	800	900	1000	Média
0		1,63	1,68	1,64	1,66	1,64	1,80	1,75	1,71	1,79	1,74	1,70
10		1,25	1,34	1,29	1,30	1,28	1,42	1,36	1,36	1,47	1,40	1,35
20		1,18	1,17	1,19	1,25	1,22	1,24	1,29	1,25	1,29	1,30	1,24
30		1,33	1,30	1,34	1,34	1,36	1,41	1,35	1,46	1,42	1,41	1,37
40		1,63	1,61	1,59	1,61	1,63	1,78	1,74	1,72	1,80	1,76	1,69

Tanto os valores dos campos magnéticos gerados, quanto das tensões foram reduzidos proporcionalmente à passagem da tensão de 2,5 A para 1,25 A.



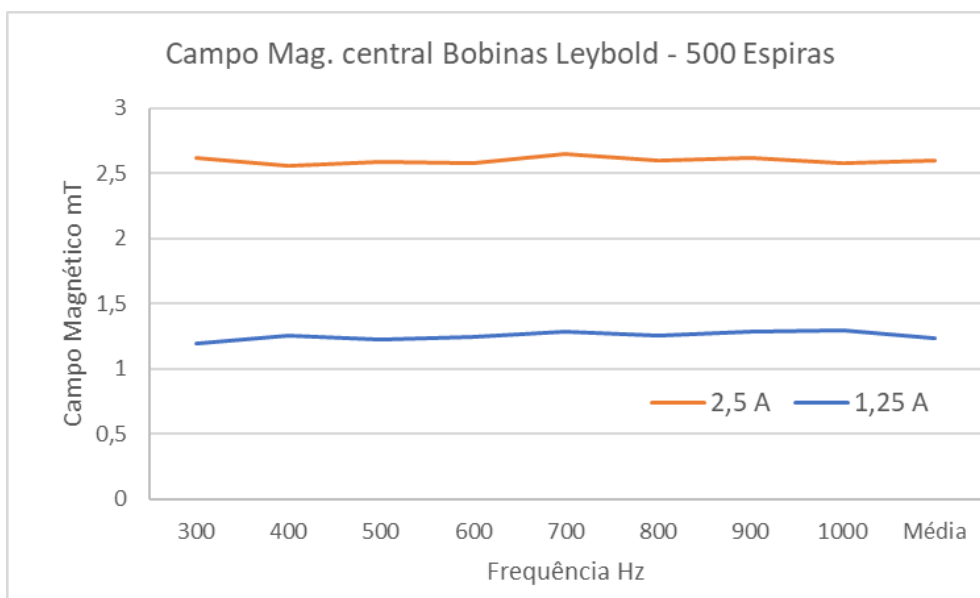
**Figura 8.27** - Campo magnético 3D – frequência x posição – 500 esp 1,25 A

E agora os mesmos dados numa visualização lateral, sobrepondo as curvas num único plano.



**Figura 8.28** – Campo magnético 2D – frequência x posição – 500 esp 1,25 A

Nas bordas das bobinas o campo magnético foi em média de 1,7 mT, chegando ao redor de 1,4 mT à 10 mm de distância de ambas as bobinas e decrescendo até 1,2 mT na posição central, que foi a menor intensidade medida. Novamente, os campos magnéticos gerados apresentaram valores próximos com a alteração da frequência, a não ser quanto à posição ao longo do eixo das bobinas.



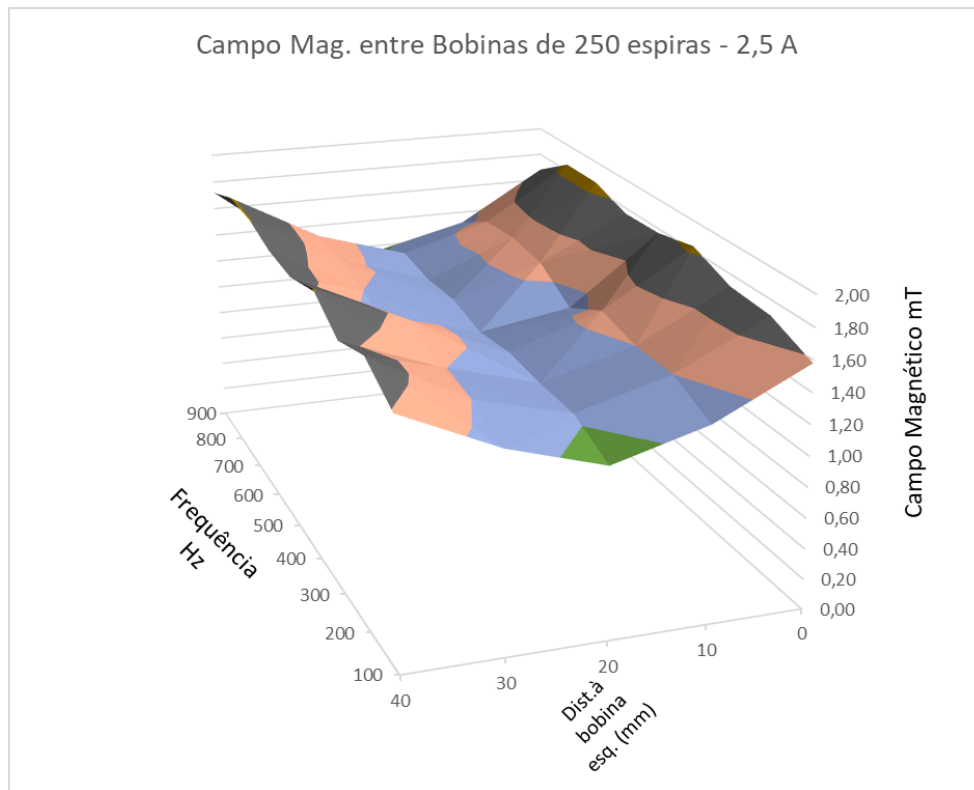
**Figura 8.29** – Valores do campo magnético – 500 espiras e correntes de 1,25 e 2,50 A

Na tabela abaixo estão os resultados obtidos com 250 espiras das bobinas e 2,5 A de corrente.

**Tabela 8.7** – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas -250 esp. 2,5A

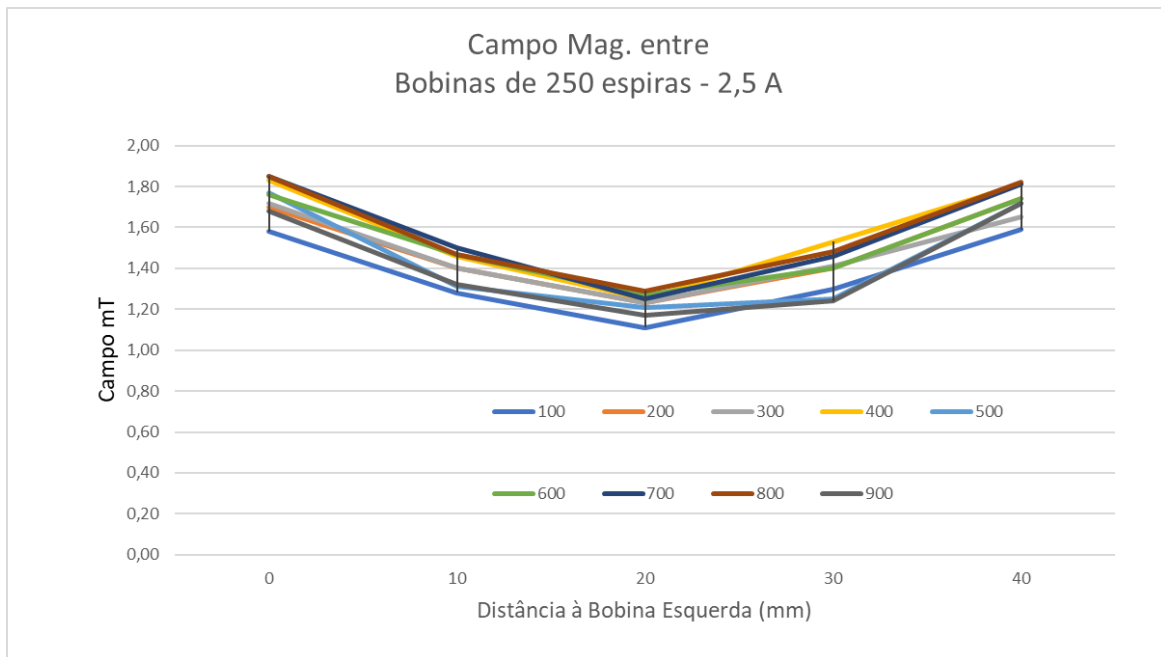
		Corrente Indutora 2,50 A em duas bobinas Leybold 250 espiras									
		100	200	300	400	500	600	700	800	900	Média
Posição em relação à bobina esq. (mm)	Frequência (Hz)										
	0	1,58	1,70	1,72	1,83	1,77	1,76	1,85	1,85	1,68	1,75
	10	1,28	1,40	1,40	1,46	1,31	1,47	1,50	1,47	1,32	1,40
	20	1,11	1,23	1,23	1,25	1,21	1,27	1,25	1,29	1,17	1,22
	30	1,30	1,40	1,41	1,53	1,25	1,40	1,46	1,48	1,24	1,39
	40	1,59	1,74	1,65	1,81	1,72	1,74	1,81	1,82	1,72	1,73

Abaixo tem-se o gráfico das medidas do campo magnético no ponto central entre as bobinas de 250 espiras para todas as frequências com a corrente de 2,5 A.



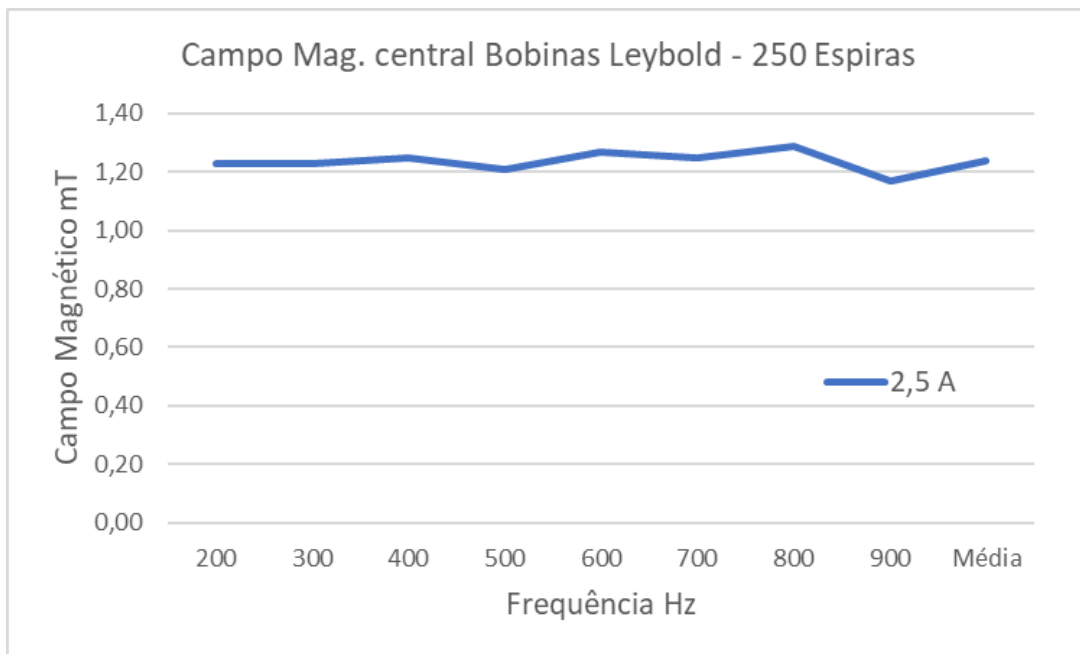
**Figura 8.30** - Campo magnético 3D – frequência x posição – 250 esp 2,5<sup>a</sup>

A mesma intensidade de corrente foi utilizada nos testes feitos utilizando apenas a metade das espiras das bobinas. Como era esperado, os valores se aproximaram a 50% dos obtidos com os testes de 500 espiras. Abaixo os mesmos dados apresentados com as curvas de cada frequência de teste sobrepostas num único plano. Houve uma maior dispersão entre as frequências, mas manteve a curvatura, o que sinaliza o mesmo comportamento de decaimento do campo magnético resultante da soma dos campo das duas bobinas.



**Figura 8.31** – Campo magnético 2D – frequência x posição – 250 esp 2,5 A

Na posição central entre as bobinas, em todas as frequências a média ficou em 1,25 mT, o que era esperado pois ao reduzir o número de espiras das bobinas pela metade, o mesmo ocorreu com as suas indutâncias e, por conseguinte, com a intensidade dos campos magnéticos gerados.



**Figura 8.32** – Valores do campo magnético – 250 espiras e corrente de 2,50 A



Assim, os testes foram conclusivos para confirmar a variação do campo magnético em função da indutância, que dobrou de 250 para 500 espiras.

### 8.5.6. DECAIMENTO DO CAMPO MAGNÉTICO

As medições dos campos magnéticos demonstram que há uma diminuição na posição central entre as bobinas. Então era preciso encontrar uma equação que expressasse a intensidade do campo magnético entre as bobinas em função da posição entre elas. Para o cálculo do campo magnético de cada bobina, foi utilizada a equação de Biot-Savart, adaptado para o caso de uma bobina longa e confrontar os resultados com os dados experimentais (TOGINHO FILHO; LAURETO, 2009).

$$B(z) = \frac{\mu_0 i N}{2L} \left( \frac{\alpha}{\sqrt{R^2 + \alpha^2}} - \frac{\beta}{\sqrt{R^2 + \beta^2}} \right), \quad (7.16)$$

sendo

$$\alpha = z + \frac{L}{2}$$

$$\beta = z - \frac{L}{2}$$

onde

$Z$  = distância do centro da espira até o ponto onde se quer calcular o campo magnético.

$N = 500$       nº espiras

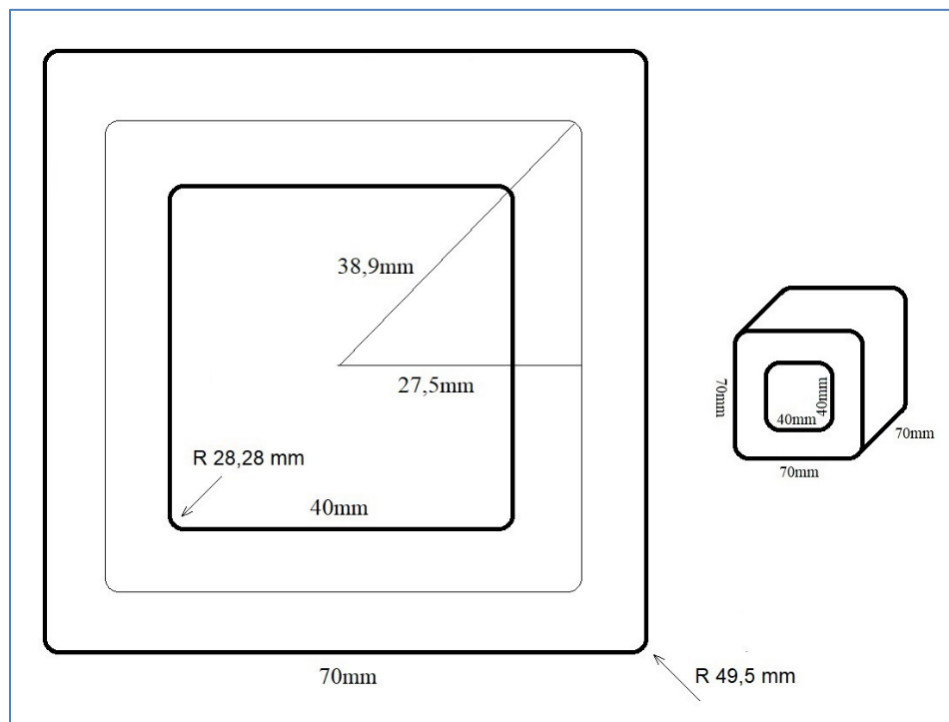
$R = 35$       raio da bobina

$L = 70$  mm      comprimento da bobina

$\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7}$       permeabilidade magnética do ar

Abaixo um croqui com uma miniatura da bobina *Leybold 562 14* com as dimensões principais e uma vista frontal com algumas dimensões em relação ao centro, visto que ela é

quadrada de cantos arredondados, quando as equações disponíveis sempre se referem a bobinas de perfil circular.



**Figura 8.33** – Dimensões da bobina *Leybold 562 14*. Fonte: autor

O raio médio foi obtido pela metade da soma das dimensões aproximadas das larguras interna e externa do enrolamento. Foi adotado um raio médio de 35 mm porque, apesar da relativa incerteza sobre essa aproximação para uma bobina quadrada de cantos arredondados, essa medida resultou na maior aderência aos dados das medições.

### **8.5.7. CÁLCULO DO CAMPO MAGNÉTICO**

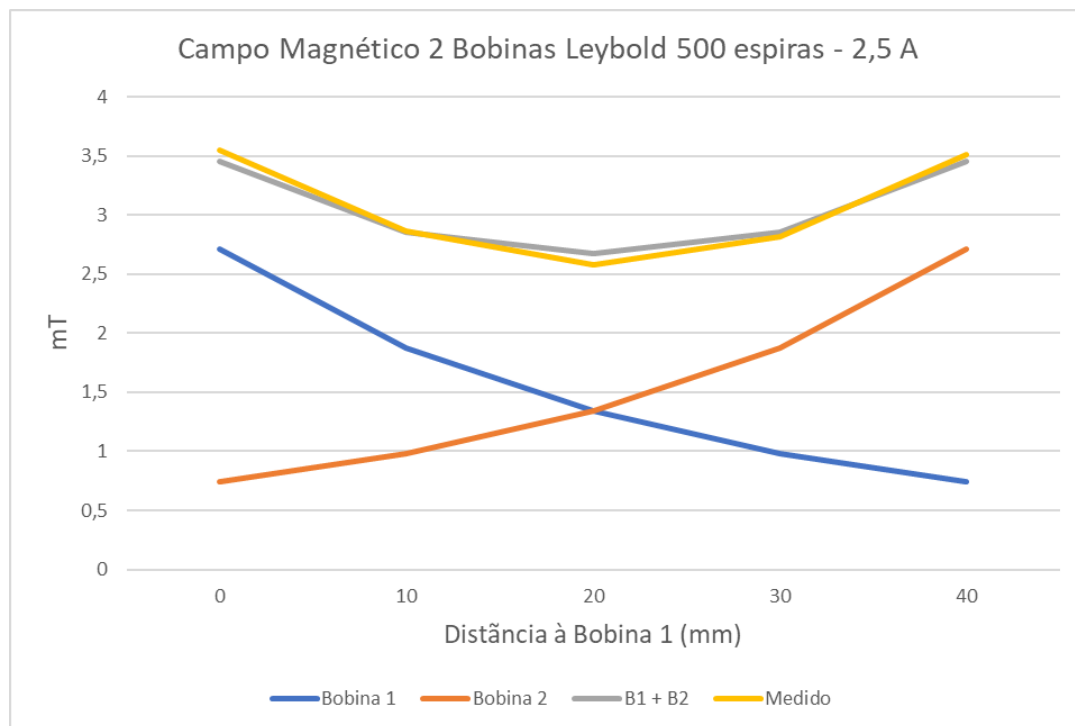
Como as medições dos campos magnéticos foram realizadas em posições a 0, 10, 20, 30 e 40 mm da borda da bobina esquerda, os cálculos foram realizados para os mesmos pontos. Os dados obtidos foram medidos a 10, 20, 30 e 40 mm da borda na borda da bobina esquerda, chamada de Bobina 1, adicionados à medida da borda até a o centro da bobina, então foram calculados para 35, 45, 55, 65 e 75 mm do centro da bobina. Também foi realizado para a bobina 2, com seus resultados invertidos por estar em sentido inverso que a bobina 1 e os campos terem se somado por causa do ligação elétrica, que faz com que as

bobinas gerem campos sempre para o mesmo sentido. Os valores foram calculados para a bobina esquerda, chamada de Bobina 1, e para a bobina direita, chamada de Bobina 2. Posteriormente, foram somados ponto a ponto para obter a resultante, apresentados na tabela abaixo.

**Tabela 8.8** – Médias dos campos magnéticos x calculados

Campo (mT)	Distância à borda da Bobina 1 (mm)				
	0	10	20	30	40
Magnético					
Bobina 1	2,7104822	1,8773447	1,3385713	0,9820372	0,7393858
Bobina 2	0,7393858	0,9820372	1,3385713	1,8773447	2,7104822
B1 + B2	3,449868	2,8593818	2,6771426	2,8593818	3,449868
Medido	3,55	2,87	2,58	2,81	3,50

Colocando os pontos medidos e calculados no mesmo gráfico abaixo, podemos ter uma ideia da atenuação pela distância de cada bobina individualmente e o resultado da soma dos campos, comparados com os valores medidos experimentalmente.



**Figura 8.34** – Campos magnéticos entre 2 bobinas *Leybold* ligadas em série separadas de 40mm

A grande aderência dos pontos medidos com a curva calculada com a soma dos campos das duas bobina leva a crer que as curvas de decaimento das bobinas individuais sejam desse formato mostrado. Para haver esta queda no meio do caminho entre as bobinas só é possível com a dispersão das linhas de fluxo na região central devido à distância entre elas.

### **8.5.8. RESULTADOS**

Os testes demonstraram uma homogeneidade do campo magnético gerado, porém com uma queda no centro da linha central das bobinas, o que exigiu um controle mais rígido da posição longitudinal da bobina sensora, com e sem blindagens. Como a meta seria de obter um campo magnético de 310 A/m, que se equivalem a 0,3875 mT, com os valores de campos magnéticos medidos “na boca” da bobina *Leybold* com 250 espiras energizadas e fazendo uma interpolação entre as correntes induzidas de 0,75 e 1,00 A, obtém-se 0,90 A, corrente que não foi alcançada com os equipamentos disponíveis.

Assim, não foi possível reproduzir o campo magnético com exatamente a intensidade gerada pelas antenas do sistema Acústico Magnético, porém resultou na indução de tensões de valores significativos, suficientes para fazer as comparações entre os materiais testados e ensaiar as configurações construtivas propostas.

## **9. TESTES DAS BLINDAGENS**

Para tornar a interpretação dos gráficos comparativos unificar mais intuitiva, os valores de tensão induzida são apresentados em valores percentuais dos valores encontrados nas medições efetuadas com a bobina sensora sem as blindagens. Assim, por exemplo, uma tensão apresentada como 60% deve ser interpretada como um campo magnético atenuado em 40% pela blindagem testada.

Em resumo, quanto menor a intensidade da tensão gerada, mais efetivo o efeito de desvio das linhas de fluxo, no caso do ferro silício, ou da oposição ao campo magnético por correntes parasitas, nos casos das chapas de alumínio. Outra opção é a apresentação dos resultados pela equação da Eficiência da Blindagem (2.10), em escala logarítmica, que não é

muito clara para leitores não familiarizados com esse tipo de gráficos. Mesmo assim, os gráficos com essa escala também foram gerados e estão no Anexo 3.

## 9.1. COMPARAÇÕES ENTRE MATERIAIS

Foram realizados testes com o conjunto de cubos dos dois materiais elencados, ferro silício e alumínio, e das 2 espessuras deste último, nas 3 intensidades de corrente apresentadas no item 3.4.3.2 – Correntes de Teste.

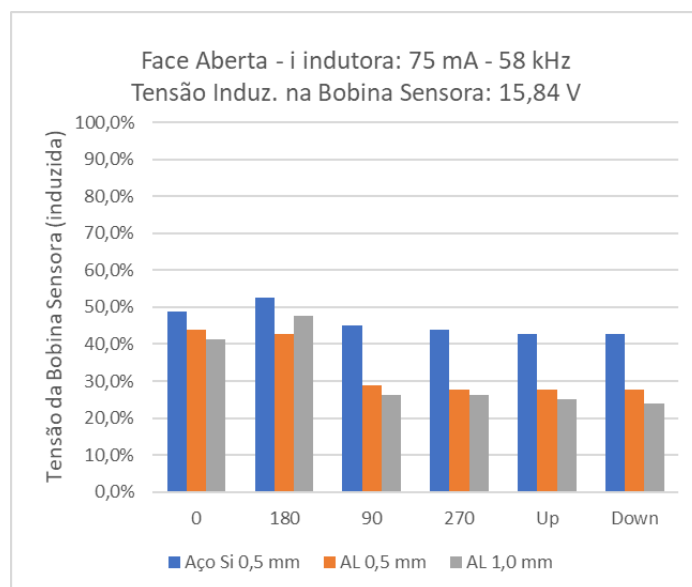
### 9.1.1. TESTES DE 75 mA

Testes realizados com a tensão de saída do gerador de sinais regulada para que o amplificador de sinais apresentasse uma tensão no canal de monitoramento de corrente de 15 mV, o que corresponde a uma corrente de 75 mA nas bobinas indutoras. A tensão induzida na bobina sem blindagem foi de 15,84 V, medido pelo canal 1 do osciloscópio. As informações HiZ e 0 dB são configurações do amplificador de sinais que se referem a saída com alta impedância (HiZ) e tensão sem amplificação (0 dB). A saída de alta impedância define a relação entre a tensão informada pela saída de monitoramento de corrente e o real valor da corrente fornecida. Neste caso cada 200 mV equivalem a 1 A.

**Tabela 9.1** – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 75mA

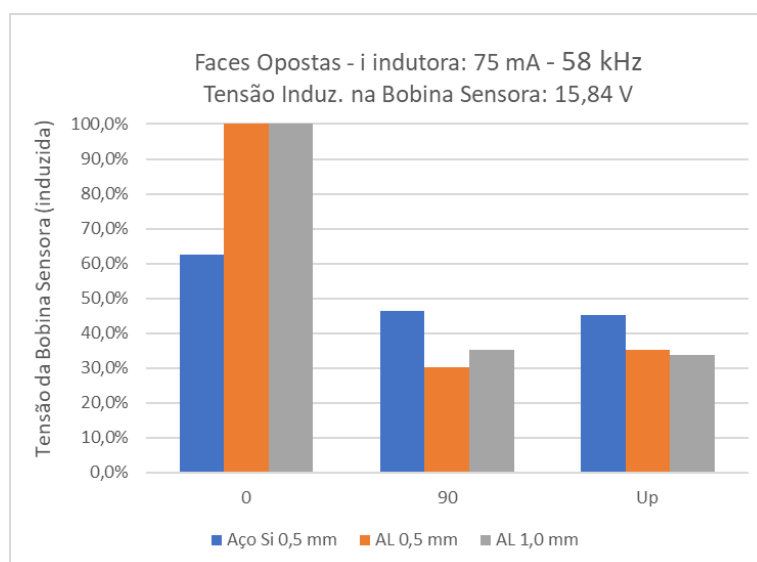
Posições	HiZ 58.063 Hz 0 dB			CH2 15 mV (75mA)			CH1 15,84 V		
	Aço Si 0,5 mm			Alumínio 0,5 mm			Alumínio 1,0 mm		
	Face	Passante	Fechado	Face	Passante	Fechado	Face	Passante	Fechado
0	7,72	9,90	5,54	6,93	16,05	5,54	6,53	15,87	5,54
180	8,32			6,73			7,52		
90	7,13	7,33		4,55	4,75		4,16	5,54	
270	6,93			4,36			4,16		
Up	6,73	7,13		4,36	5,54		3,96	5,35	
Down	6,73			4,36			3,76		

Abaixo temos o gráfico que mostra a intensidade do campo magnético que chegou à bobina sensora com as blindagens feitas por cubos com 1 face aberta posicionados em 6 direções.



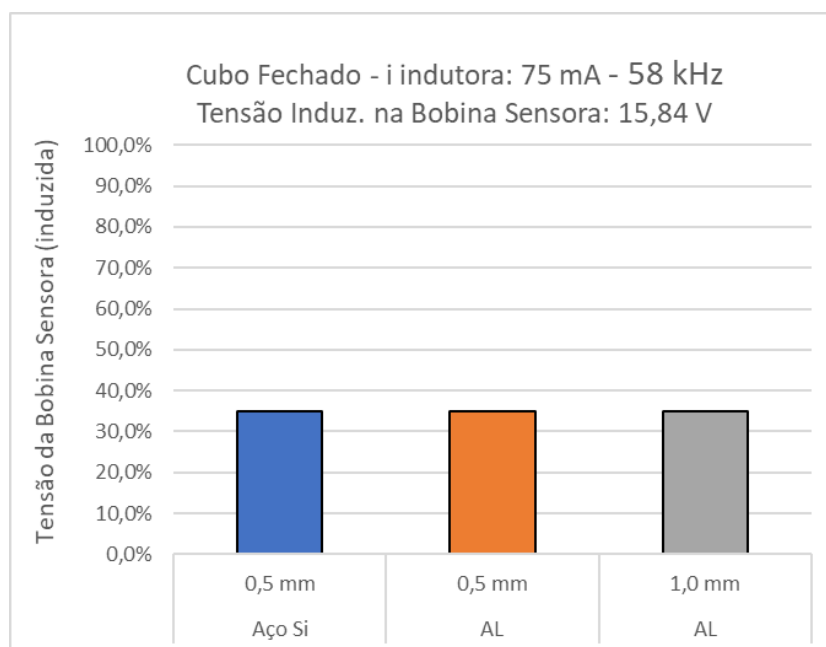
**Figura 9.1** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Face aberta com 75 mA

Verificou-se que nas posições longitudinais ( $0^\circ$  e  $180^\circ$ ), quando as faces abertas estão voltadas diretamente para uma ou outra bobina, os cubos apresentaram similaridade nos resultados, atenuando aproximadamente 50% do campo magnético. Porém, nas posições transversais os cubos de alumínio apresentaram um ganho significativo em relação ao cubo de ferro silício, chegando a atenuar mais de 70%, já que sempre havia duas faces transversais às linhas de fluxo magnético. No gráfico abaixo é apresentada uma comparação das intensidades dos campo magnéticos quando os cubos utilizados nas blindagens possuíam 2 faces opostas abertas.



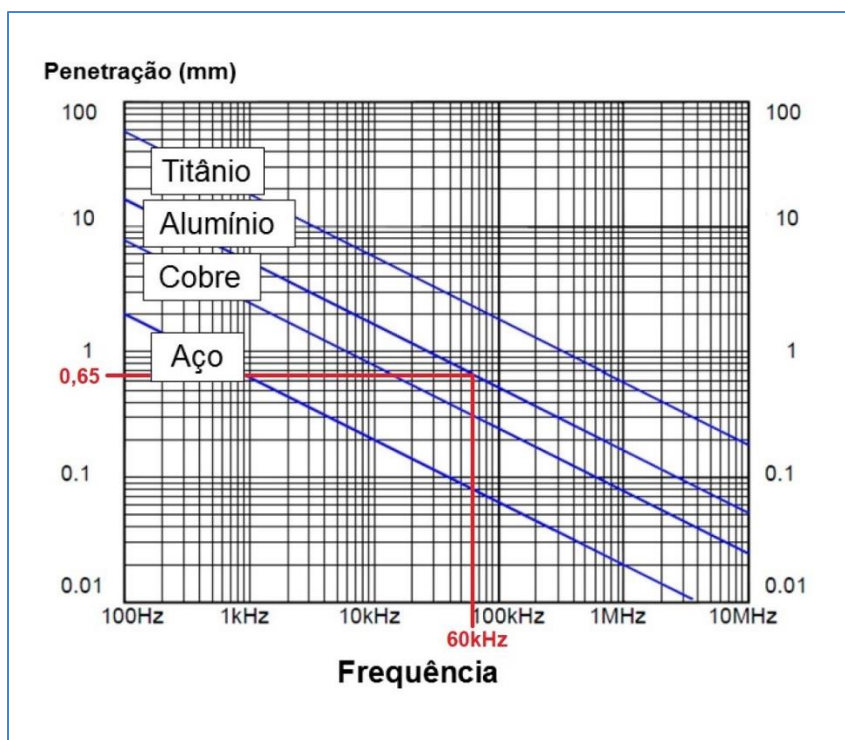
**Figura 9.2** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Faces opostas com 75 mA

Na posição longitudinal, onde as duas faces abertas permitem um caminho livre direto entre as bobinas, o cubo de ferro silício ainda atenuou quase 40% do campo magnético, mostrando sua capacidade de oferecer um caminho de menor resistência à passagem das linhas de fluxo magnético. Porém os cubos de alumínio, sem nenhuma face perpendicular no caminho das linhas de fluxo, em nada atenuaram os campos magnéticos. No teste dos cubos fechados houve uma equiparação de resultados, apresentado na figura abaixo.



**Figura 9.3** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Cubo fechado com 75 mA

Todos atenuaram ao redor de 65% o campo magnético existente. Os resultados dos cubos vazados de alumínio nas posições transversais (90° e Up) foram semelhantes aos dos cubos de alumínio fechados, demonstrando que, para esse material, apenas as faces transversais às linhas de fluxo magnético contribuem para a atenuação do campo magnético. Também fica evidente que a variação da espessura do alumínio não alterou os resultados, provando que, nesta frequência, a penetração das correntes de Foucault não ultrapassa em muito os 0,5mm.



**Figura 9.4** – Gráfico LogLog do efeito da frequência na profundidade de penetração. Adaptado de Hansen, 2004

### 9.1.2. TESTES DE 150 MA

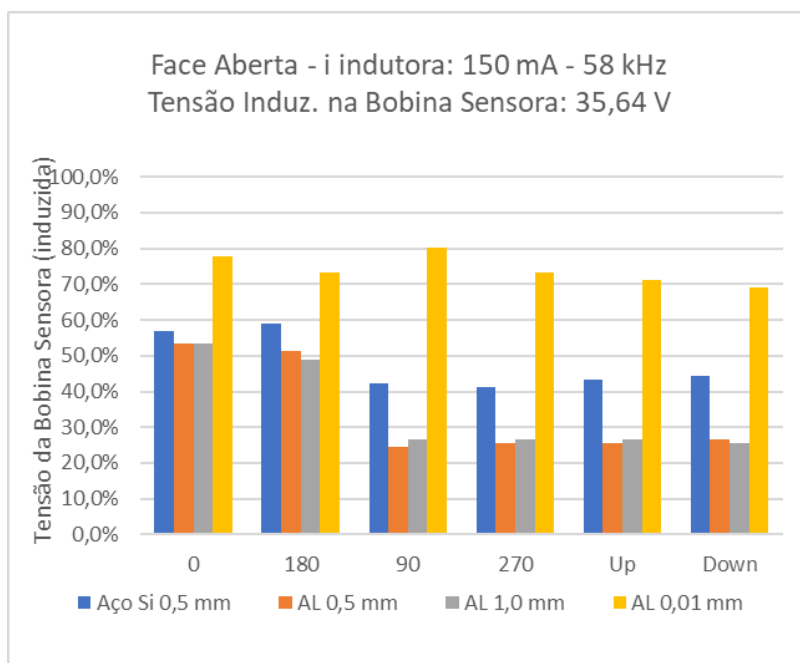
Os testes foram realizados aumentando a corrente das bobinas indutoras para 150 mA, onde foram obtidas as medições abaixo. A configuração 20 dB informam que o amplificador de sinais teve como tensão de saída a de entrada multiplicada por 10X. Isso foi necessário para se chegar aos 150 mA de corrente de saída.

**Tabela 9.2** – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 150 mA

Posições	HiZ 58.074 Hz 20 dB CH2 30 mV (150 mA) CH1 35,64 V											
	Aço Si 0,5 mm			Alumínio 0,5 mm			Alumínio 1,0 mm			Papel Alumínio 0,01mm		
	Face	Passante	Fechado	Face	Passante	Fechado	Face	Passante	Fechado	Face	Passante	Fechado
0	20,20	20,99	11,88	19,01	35,87	11,48	19,01	35,87	11,88	27,72	35,47	25,34
180	20,99			18,22			17,42			26,14		
90	15,05	18,22		8,70	14,06		9,50	14,06		28,51	26,93	
270	14,65			9,11			9,50			26,14		
Up	15,44	17,22		9,11	14,26		9,50	13,46		25,34	26,93	
Down	15,84			9,50			9,11			24,55		

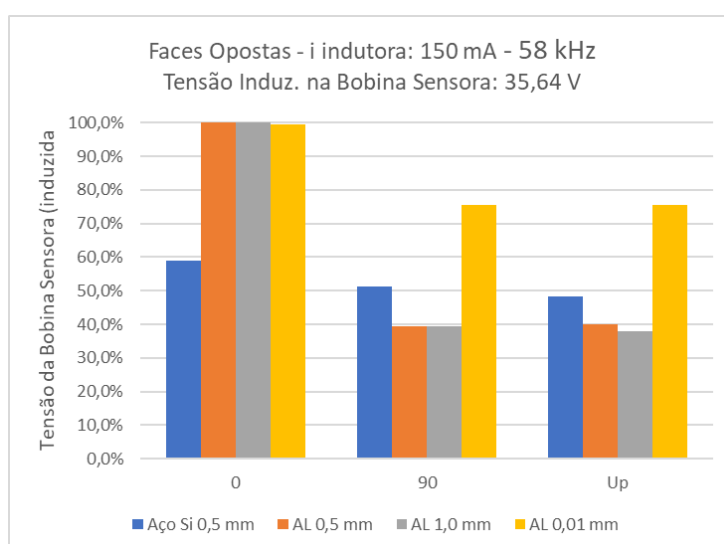
Para essa corrente, a tensão induzida na bobina sensora desprotegida foi de 35,6 V. Este bloco de experimentos foi realizado também com cubos formados por uma folha de papel alumínio de uso doméstico enrolada no cubo de isopor da bobina sensora.





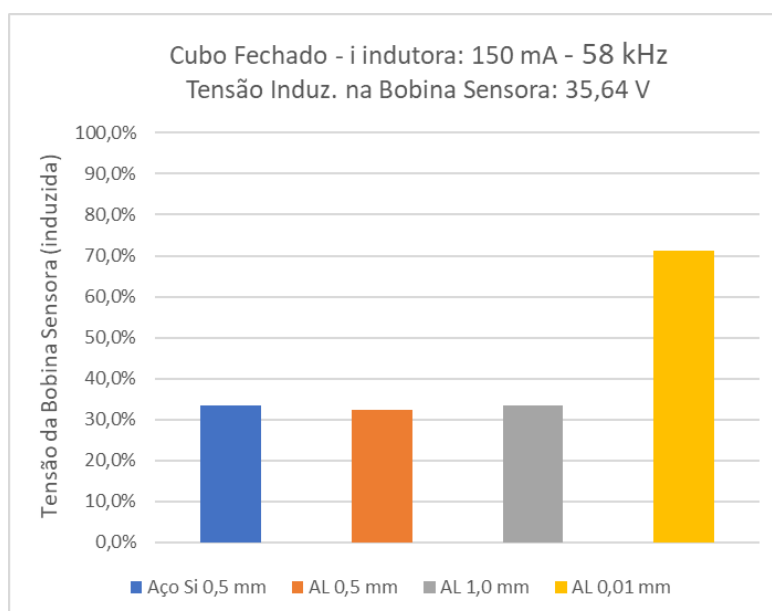
**Figura 9.5** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Face aberta com 150 mA

Verificou-se que os cubos de alumínio nas posições longitudinais ( $0^\circ$  e  $180^\circ$ ), apresentaram similaridade nos resultados, atenuando um pouco mais que o cubo de ferro silício nas mesmas condições. E nas posições transversais os cubos de alumínio atenuaram quase 20% a mais o campo magnético original do que o cubo de ferro silício. O desempenho do singelo papel de alumínio foi expressivo, chegando a atenuar em média 25% do campo magnético, apesar de sua reduzida espessura. Abaixo está o gráfico que apresenta os resultados dos testes com os cubos vazados, nesta intensidade de corrente de 150 mA.



**Figura 9.6** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Faces opostas com 150 mA

Novamente os cubos de alumínio não atenuaram o campo magnético quando orientados na posição longitudinal, mas nas posições transversais foram mais eficientes que o cubo de ferro silício. O “cubo” vazado de papel alumínio repetiu essa característica, porém com menor efeito nas posições transversais. Na última rodada de testes foram utilizados os cubos fechados, que possuíam todas as faces.



**Figura 9.7** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Cubo fechado com 150 mA

No teste dos cubos fechados foi verificado um desempenho semelhante em todos os materiais e espessuras. Novamente a surpresa foi o desempenho da folha de alumínio que atenuou quase 30 % do campo magnético incidente.

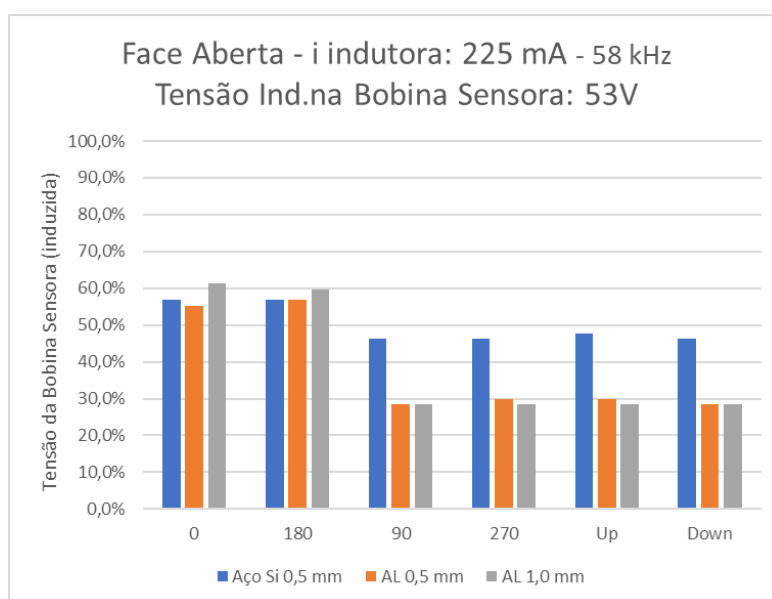
### 9.1.3. TESTES DE 225 MA

Por fim, os dados dos testes realizados com a maior corrente (225 mA), onde a tensão induzida na bobina sensora sem blindagem chegou aos 53V.

**Tabela 9.3** – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 225 mA

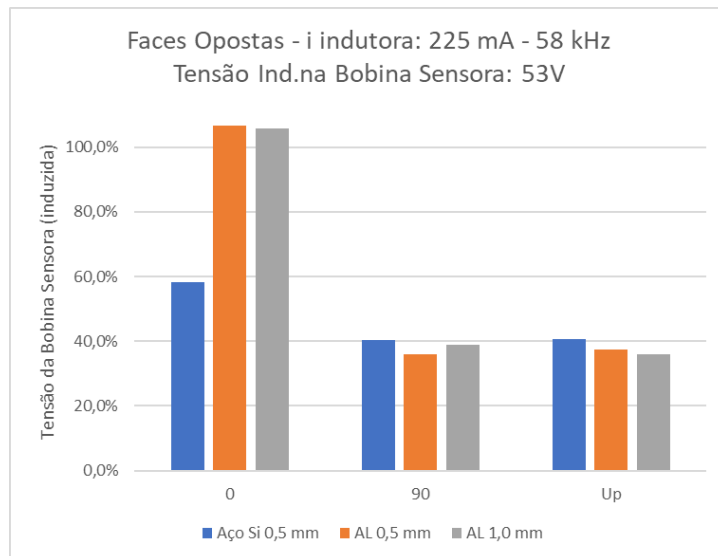
Posições	Aço Si 0,5 mm			Alumínio 0,5 mm			Alumínio 1,0 mm		
	Face	Passante	Fechado	Face	Passante	Fechado	Face	Passante	Fechado
	0	30,10	30,89	15,05	29,30	56,50	11,48	32,47	56,05
180	30,10			30,10			31,68		
90	24,59	21,38		15,05	19,01		15,05	20,59	
270	24,55			15,84			15,05		
Up	25,34	21,59		15,84	19,80		15,05	19,01	
Down	24,55			15,05			15,05		

Abaixo temos o gráfico que mostra a intensidade do campo magnético que chegou à bobina sensora com as blindagens feitas por cubos com 1 face aberta posicionados em 6 direções.



**Figura 9.8** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Face aberta com 225 mA

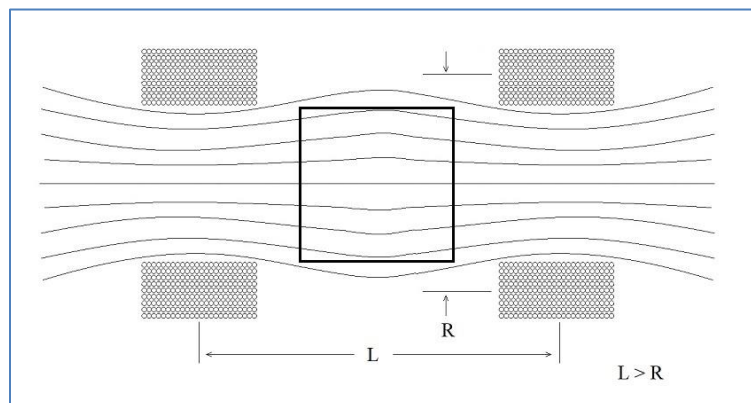
Os resultados foram semelhantes aos já obtidos nos testes de 75 mA e 150 mA. O mesmo não ocorreu com os testes realizados com os cubos vazados utilizando essa intensidade de corrente indutora, conforme abaixo.



**Figura 9.9** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Faces opostas com 225 mA

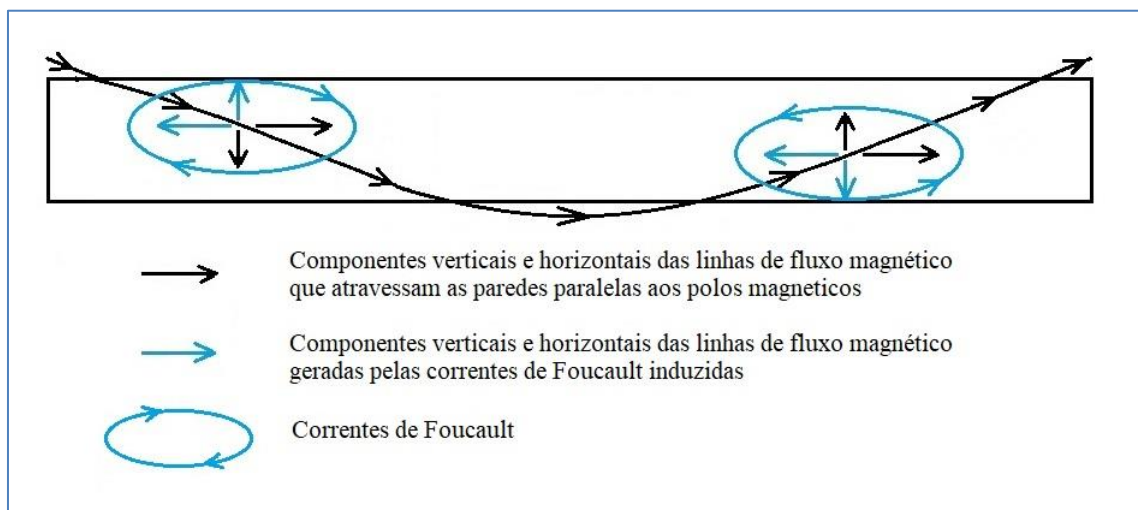
Na posição longitudinal os cubos de alumínio vazados apresentaram resultados negativos, em que o campo magnético foi reforçado no seu interior. A bobina sensora apresentou um pequeno aumento da tensão induzida quando foi envolvida pelas bobinas vazadas fabricadas em alumínio. Isto só pode ocorrer se estiverem sendo induzidas correntes de Foucault nas faces laterais.

Avaliando essas ocorrências conclui-se que as linhas de fluxo magnético não estão totalmente paralelas entre as bobinas e resultavam por atravessar as faces laterais dos cubos de alumínio. O espaço entre as bobinas está provocando uma dispersão entre elas, conforme desenho abaixo. Isso é corroborado pelos experimentos que detectaram o decréscimo da intensidade do campo magnético no espaço central entre as bobinas.



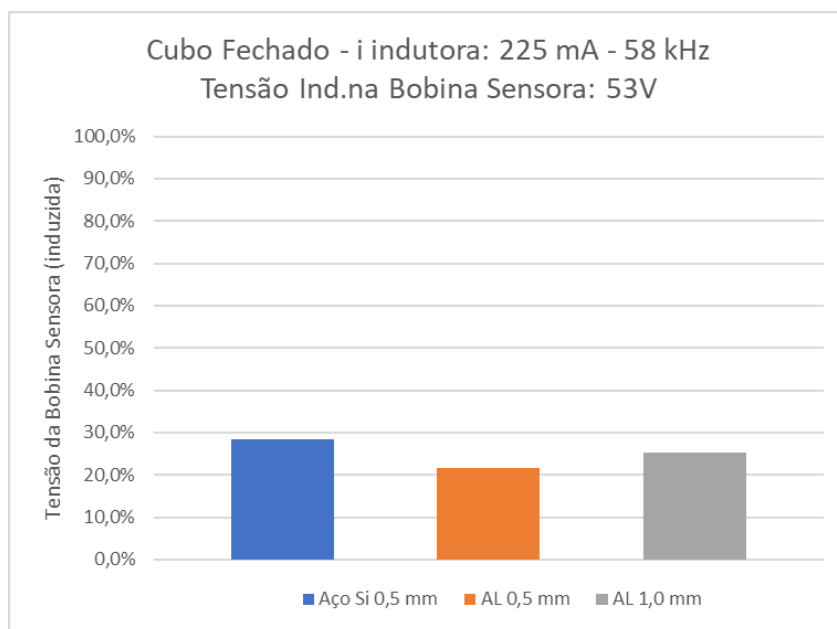
**Figura 9.10** – Linhas de fluxo entre as bobinas. Fonte: autor

Assim, por causa da ondulação, as linhas que estão passando próximo às faces laterais acabam por atravessá-las, induzindo as correntes de Foucault. Então, correntes parasitas são induzidas nessas faces, gerando um campo magnético oposto ao campo que está atravessando as paredes. Estes campos magnéticos gerados devem possuir componentes na direção do campo magnético gerador, conforme croqui abaixo, que ilustra o que provavelmente deve estar ocorrendo.



**Figura 9.11** – Correntes de Foucault geradas pelas linhas de fluxo atravessando as paredes paralelas. Fonte: autor

Como o campo magnético gerador é alternado, em momentos ele está direcionado de entre a direção  $0^\circ \rightarrow 180^\circ$  e noutros na direção  $180^\circ \rightarrow 0^\circ$ , o que deve gerar correntes parasitas num sentido e depois no outro, cujos campos magnéticos gerados se anulariam ao longo do tempo. A única causa possível é que há uma pequena diferença de intensidade dos campos magnéticos gerados pelas bobinas, que resulta num desbalanceamento dos campos indutores num sentido. Assim, as correntes parasitas apresentam uma maior intensidade no sentido de rotação que gera um campo magnético que se soma ao campo indutor num único sentido. Para trabalhos futuros este comportamento poderia ser pesquisado mais detalhadamente. Os testes realizados nos cubos fechados com a corrente de 225 mA apresentou pequena vantagem aos cubos de alumínio.

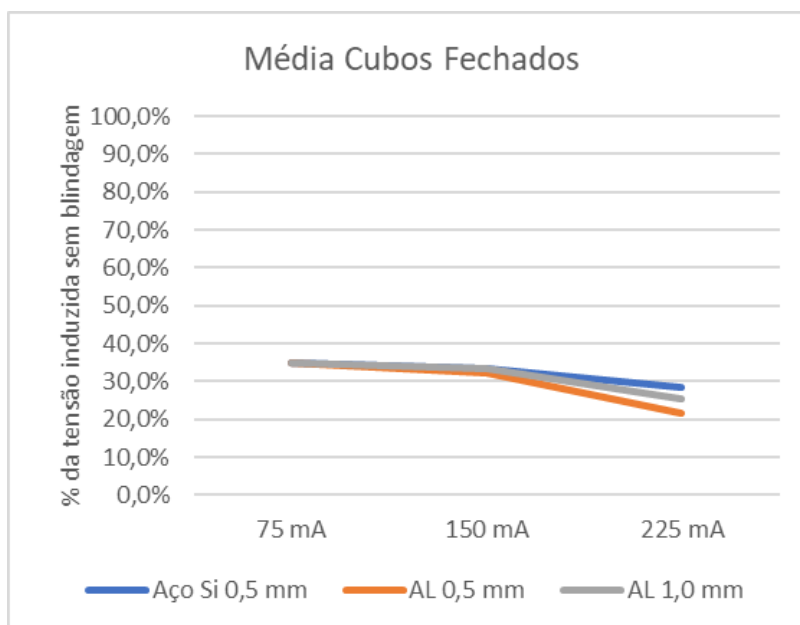


**Figura 9.12** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Cubo fechado com 225 mA

## 9.2. COMPARATIVO ENTRE INTENSIDADES INDUTORAS

### 9.2.1. CUBOS FECHADOS

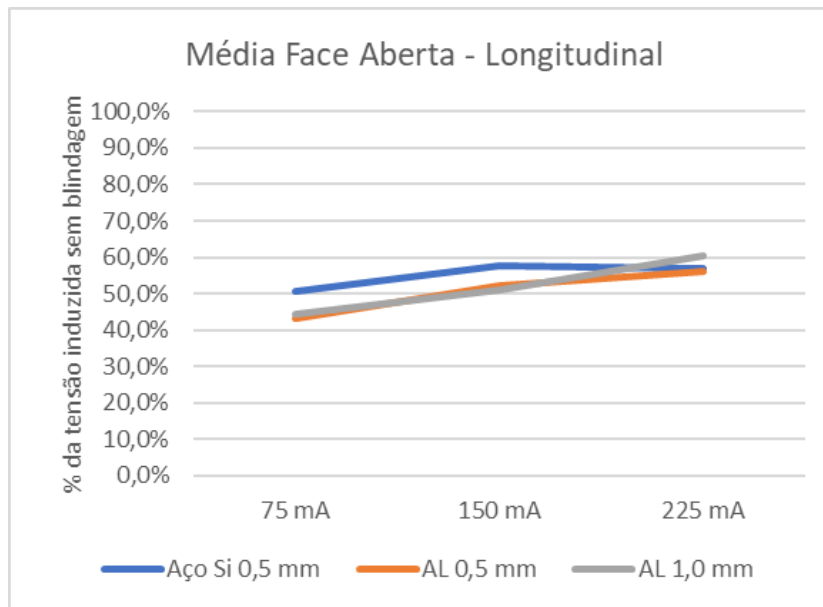
Os testes dos cubos fechados mostraram intensa atenuação do campo magnético, com os resultados dos cubos de ferro Si e os de alumínio muito próximos. Porém constatou-se que nos testes de maior potência magnética houve um pequeno incremento no poder de blindagem, em todos os materiais.



**Figura 9.13** – Blindagem dos materiais em 58 kHz – Cubos fechados

### 9.2.2. CUBOS DE FACE ABERTA

Para facilitar as comparações, os gráficos comparativos foram realizados com os valores médios das posições longitudinais e transversais. Segundo a primeira, pode-se observar que a falta de uma face permite a entrada das linhas de fluxo mais facilmente, diminuindo o poder de blindagem. Isto pode ser constatado nos testes realizados nas posições em que a Normal da face faltante estava alinhada com o eixo das bobinas indutoras, direcionada para um ou outra bobina, onde foi encontrado o menor poder de blindagem desse cubos, conforme comparativo abaixo.

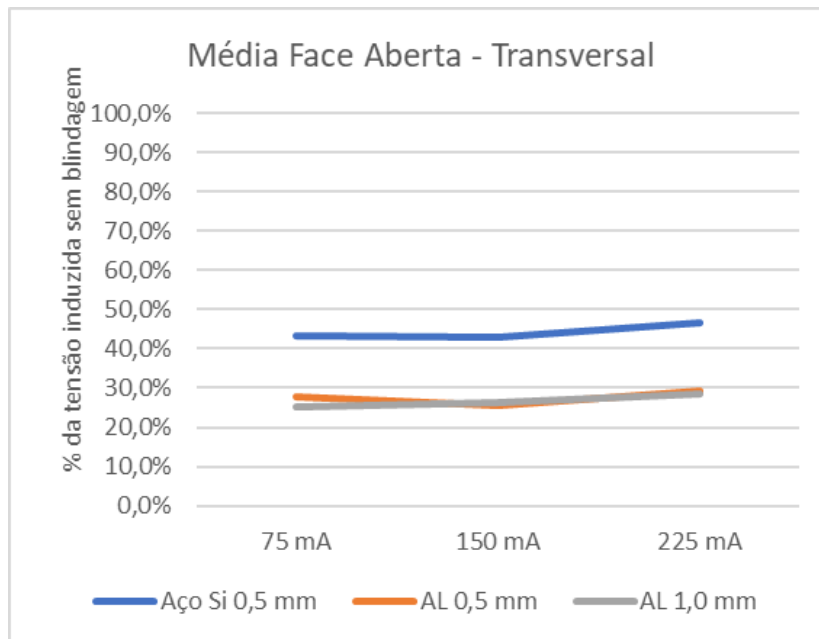


**Figura 9.14** – Blindagem longitudinal dos materiais em 58 kHz – Cubos face aberta

Percebe-se que a atenuação diminui com o incremento da corrente, ou seja, quanto maior a potência do campo magnético mais difícil evitar a penetração das linhas de fluxo, já que a face aberta está apontada diretamente aos polos N e S, que se invertem com a frequência de oscilação da corrente. Os resultados médios foram calculados pelas médias das 2 posições longitudinais medidas, com a face aberta direcionada para cada uma das bobinas indutoras.

Em contrapartida, nas 4 posições transversais, a face aberta estava com sua Normal fazendo um ângulo reto com a linha central das bobinas indutoras. O desempenho de cada material foi semelhante em todas as potências de campos magnéticos, porém os cubos de alumínio tiveram maior atenuação em todas as situações, conforme gráfico abaixo.





**Figura 9.15** – Blindagem transversal dos materiais em 58 kHz – Cubos fechados

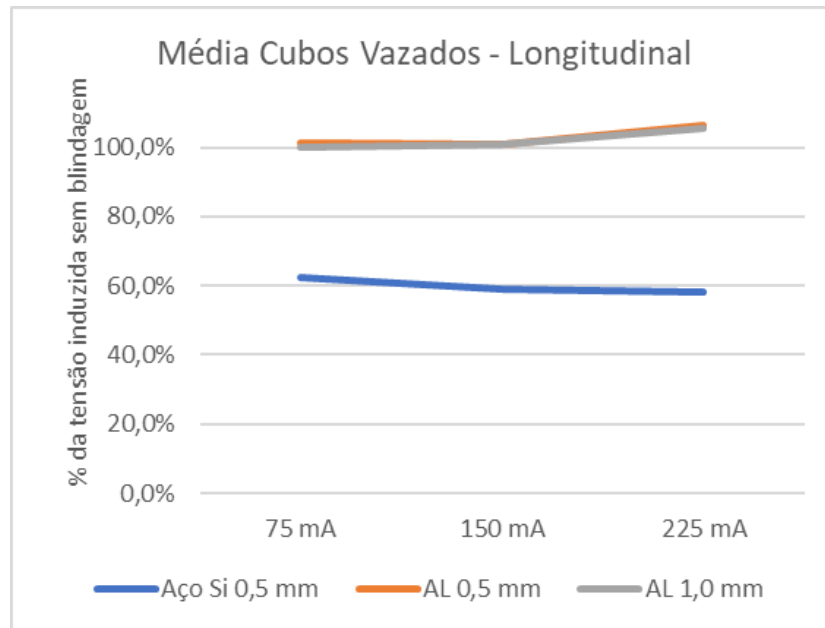
Por sempre estarem duas faces fechadas transversais à linha central das bobinas, nos cubos de alumínio a indução das correntes parasitas conseguiu se opor mais intensamente ao campo magnético indutor, com ganhos expressivos, de quase 80% de atenuação do campo magnético sem blindagem. Os resultados médios foram calculados pelas médias das 4 posições transversais medidas, em que a Normal da face aberta ficou transversal à linha central das bobinas indutoras.

### 9.2.3. CUBOS VAZADOS

Aqui tem-se a condição mais desfavorável para atenuar um campo magnético, principalmente nos cubos de alumínio, cujo poder de blindagem depende totalmente da geração de correntes parasitas para se oporem ao campo original. É importante perceber que nesta construção há uma passagem livre por um dos eixo, fazendo com que os cubos se assemelhassem a tubos curtos de seção quadrada.

No alinhamento longitudinal, cubos estavam com as faces abertas alinhadas com o eixo das bobinas, o que dificulta a geração das correntes parasitas nos cubos de alumínio, já que suas faces estão paralelas às linhas de fluxo dos campos magnéticos. Mesmo assim, os resultados do cubo de Ferro Si podem ser considerados expressivos, apresentando uma

atenuação de 40%. Este material, de elevada permeabilidade magnética, demonstrou o poder que tem para atrair as linha de fluxo, mesmo em frequências elevadas e com o livre caminho central alinhado com as bobinas.



**Figura 9.16** – Blindagem longitudinal dos materiais em 58 kHz – Cubos vazados

Porém resultados inesperados foram encontrados nesta posição longitudinal com os testes dos cubos vazados de alumínio efetuados com a maior corrente (225 mA). A bobina sensora apresentou um pequeno aumento da tensão induzida quando foi envolvida pelas bobinas vazadas fabricadas em alumínio, que demonstra que os campos magnéticos internos aos cubos de alumínio foram reforçados na presença deles, conforme já discutido anteriormente.

Nas posições de alinhamento transversal, o desempenho foi expressivamente melhor, onde o fato de as faces abertas não estarem alinhada ao eixo das bobinas teve grande impacto na atenuação. Interessante perceber que a falta de duas das faces no sentido transversal ao eixo das bobinas não prejudicou substancialmente o desempenho das blindagens. As atenuações ficaram acima de 50% com ligeira vantagem do alumínio.

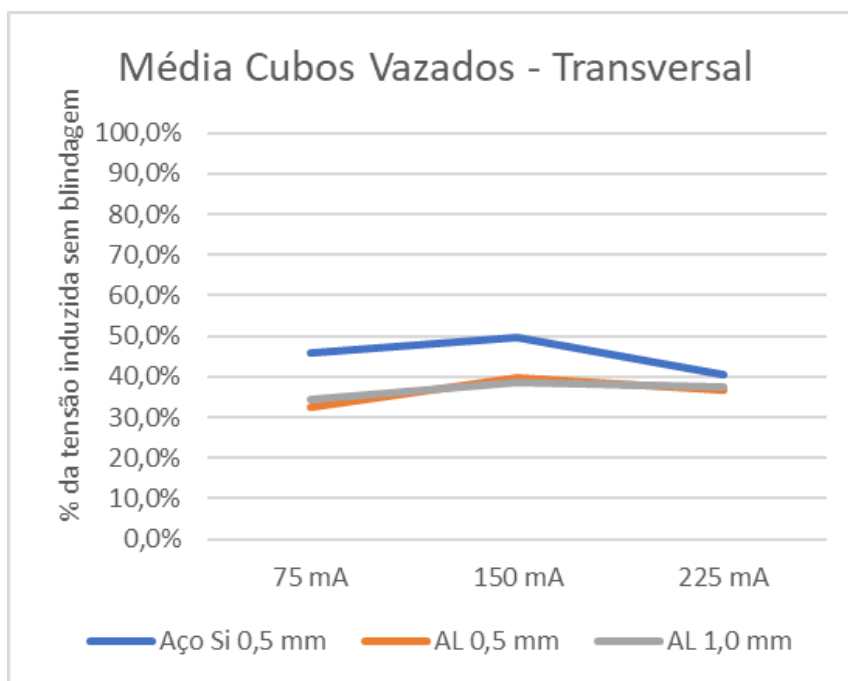


Figura 9.17 – Blindagem transversal dos materiais em 58 kHz – Cubos vazados

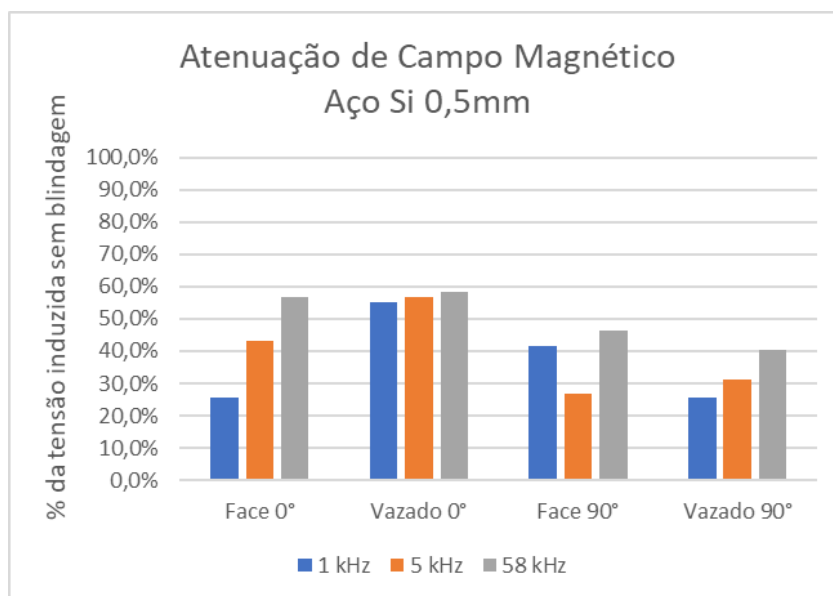
### 9.3. COMPARAÇÕES DE COMPORTAMENTOS ENTRE FREQUÊNCIAS

Este bloco de experimentos visa verificar o desempenho de blindagem dos materiais testados em frequências inferiores que 58 kHz. Este teste pode divergir um pouco dos objetivos deste trabalho, porém foi realizado devido à possibilidade dos resultados obtidos se mostrarem úteis em pesquisas futuras. Foram simplificadas as orientações de teste, reduzidas para as situações de cubos de face aberta e vazados, em posições alinhadas e transversais, cujos resultados estão apresentados abaixo.

Tabela 9.4 – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas – 1, 5 e 58kHz

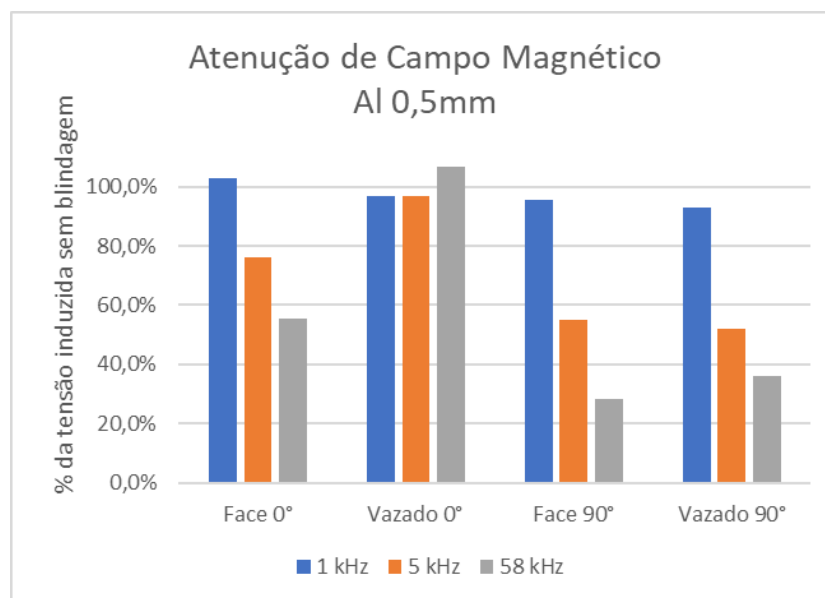
Posições	1.007 Hz Indutora 1A Induzida 162 mV			5.120 Hz Indutora 1A Induzida 1330 mV			58.087 Hz Indutora 0,225A Induzida 53 V		
	Aço Si 0,5 mm	Alumínio 0,5 mm	Alumínio 1,0 mm	Aço Si 0,5 mm	Alumínio 0,5 mm	Alumínio 1,0 mm	Aço Si 0,5 mm	Alumínio 0,5 mm	Alumínio 1,0 mm
Face 0°	41,5	166,3	146,5	574,2	1010,0	792,0	30,1	29,3	32,47
Vazado 0°	89,1	156,5	166,2	752,4	1290,0	1130,0	30,89	56,6	56,05
Face 90°	67,3	154,4	116,8	356,0	732,6	495,0	24,59	15,05	15,05
Vazado 90°	41,6	150,5	126,7	415,8	693,0	554,2	21,38	19,01	20,59

Com uma pequena exceção, o Ferro Si apresentou um poder de blindagem maior nas frequências menores, conforme mostrado abaixo. Apenas no alinhamento longitudinal do cubo vazado a variação da frequência não interveio nos resultados.



**Figura 9.18** – Blindagem do ferro silício – Cubos face aberta e vazado

Já os cubos fabricados com chapas de alumínio tiveram uma atenuação mais intensa no campo magnético de maior frequência, conforme gráfico abaixo. Este comportamento já era esperado, pois, como seu poder de blindagem é totalmente dependente da geração de correntes parasitas, uma maior frequência irá induzir correntes mais intensas.



**Figura 9.19** – Blindagem do alumínio 0,5 mm – Cubos face e vazado

Os cubos de alumínio de 1,0 mm de espessura apresentaram praticamente o mesmo comportamento nas frequências de 5 e 58 kHz.

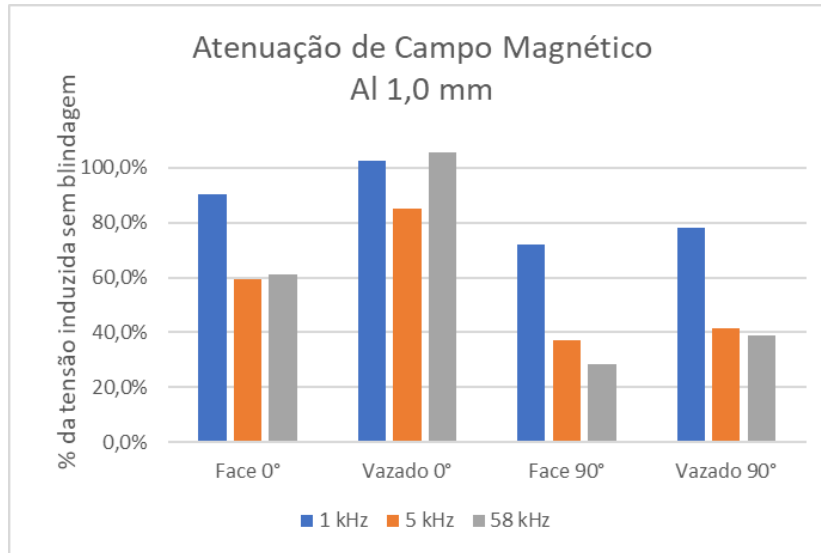


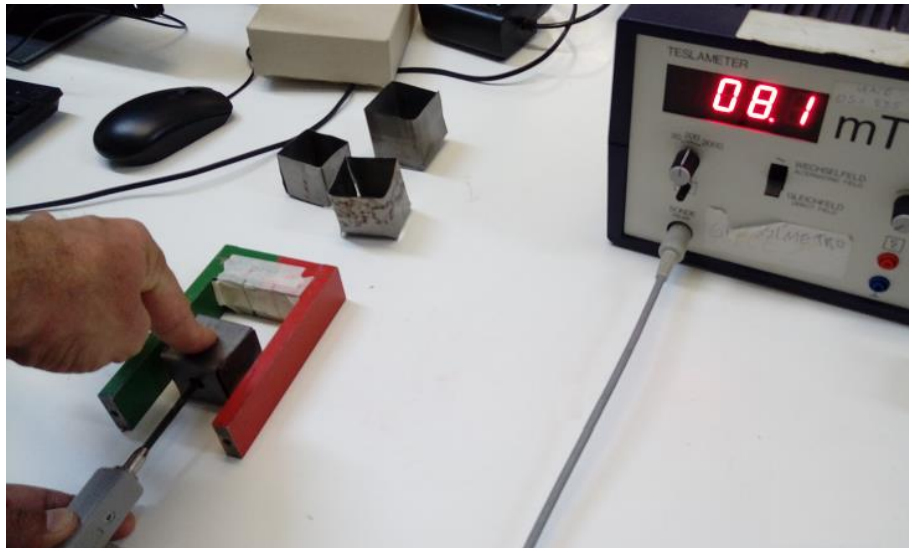
Figura 9.20 – Blindagem do alumínio 1,0 mm – Cubos face aberta e vazado

### 9.3.1. RESULTADOS

Nas frequências de 1 e 5 kHz a atenuação do cubo de alumínio de 1,0 mm foi maior que a do cubo de 0,5mm, principalmente nas posições transversais. Isso deve-se à maior profundidade de penetração das correntes de Foucault nas frequências menores, que ultrapassa a espessura de 1,0 mm mesmo na frequência de 5 kHz. (HANSEN, 2004a). Na posição longitudinal os cubos vazados de alumínio apresentaram aumento da tensão induzida no seu interior, fato já abordado anteriormente para a frequência de 58 kHz, o que se repetiu para o cubo de 1,0 mm na frequência de 1 kHz.

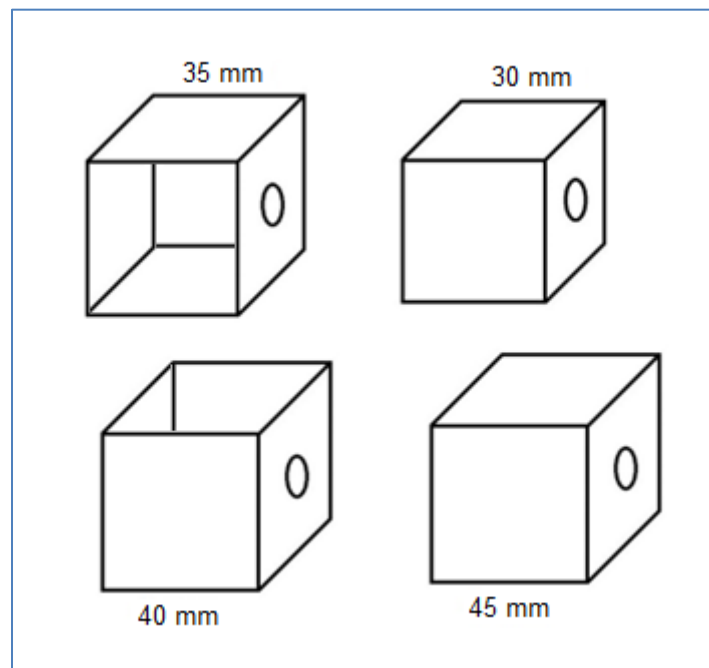
### 9.4. BLINDAGENS SOBREPOSTAS

Os testes iniciais foram realizados com blindagens sobrepostas em um campo magnético estático. Primeiramente foi medido a intensidade do campo magnético no centro de um ímã permanente. Um cubo feito com o ferro silício foi posicionado na zona interna do ímã (centro do U), mantido equidistante dos polos do ímã e foi realizada a medição do campo no seu interior.



**Figura 9.21** – Medição de blindagem com campo estático. Fonte: autor

Depois foram sendo adicionados cubos sobrepostos, medindo a intensidade do campo magnético central após a adição de cada cubo. Abaixo está um croqui onde, exceto o primeiro cubo fechado, os demais têm face aberta em posição distinta dos demais.



**Figura 9.22** – Cubos de blindagem. Fonte: autor

Os valores medidos estão apresentados na tabela abaixo, com os números à esquerda correspondendo ao número de blindagens sobrepostas. A expressão “+ Cubo Face” significa a

adição envolvente de um cubo com 1 face ausente, com o cuidado de não coincidir a face aberta de um cubo com o próximo.

**Tabela 9.5** – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas

	<u>Campo Magnético Estático</u>	<u>mT</u>
0	Sem blindagem	26,1
1	+ Cubo fechado	8,1
2	+ Cubo Face	2,6
3	+ Cubo Face	1,4
4	+ Cubo Face	0,34

Foi verificado um decaimento exponencial utilizando a equação de decaimento natural, conhecida como equação de Malthus para o tempo contínuo, dada por

$$B = B_0 e^{-\lambda n}, \quad (9.1)$$

onde

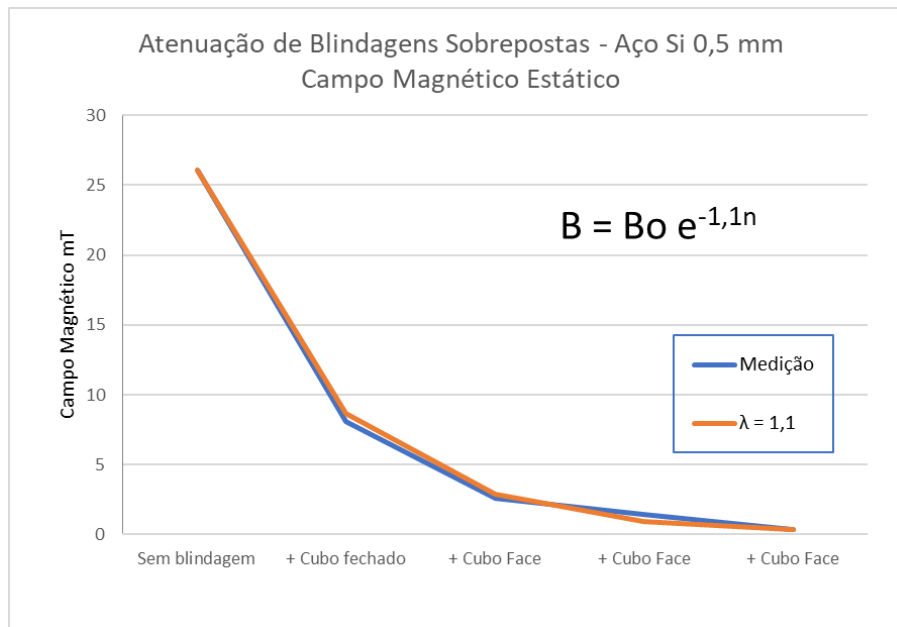
$B =$  campo magnético resultante

$B_0 =$  campo magnético sem blindagem

$n =$  número de blindagens

$\lambda =$  coeficiente de decaimento

Para o experimento dos cubos de ferro silício atenuando o campo magnético do ima permanente, verificou-se que um coeficiente de 1,1 apresenta a maior aderência aos pontos medidos, como pode ser observado no gráfico abaixo.

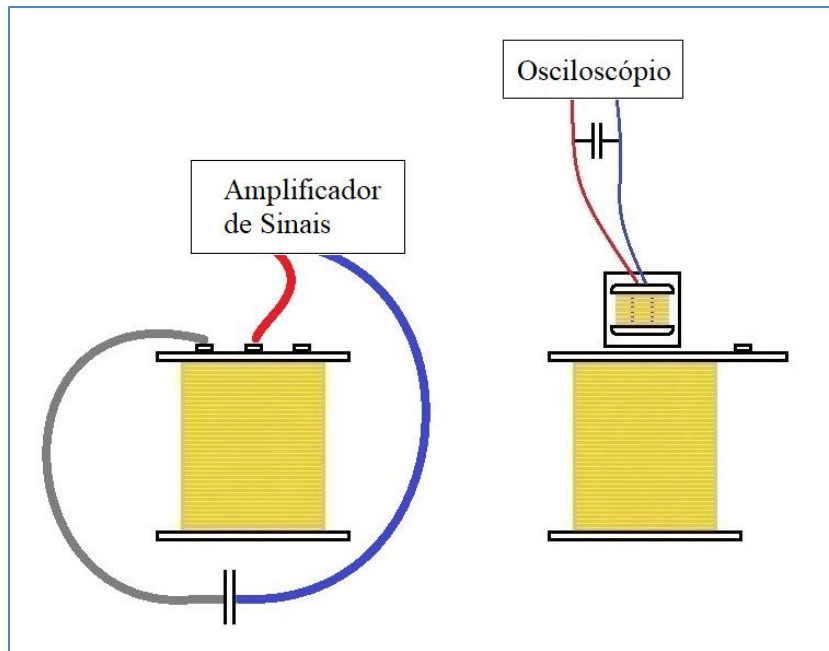


**Figura 9.23** – Sobreposição de blindagens – Campo Magnético Estático

Havia a necessidade de verificar se o mesmo comportamento se reproduziria na frequência de 58 kHz. Porém foi necessário utilizar outro modo de medição, pois o Gaussímetro Pywe não reconhece um campo magnético em frequências acima de 1 kHz. Então foi feita a comparação observando a tensão induzida na bobina sensora de 100 espiras ( $L = 0,09\text{mH}$ ), por uma única bobina Leybold com 250 espiras, com 200 mA de corrente.

Abaixo um croqui com o esquema de ligação da bobina indutora e da bobina sensora, em vistas separadas, onde numa está o esquema de ligações da bobina indutora com o e o outro apresenta como a bobina sensora está posicionada e sua ligação elétrica. Para que a bobina sensora e os cubo não caíssem pelo centro da bobina Leybold, foi posicionado um papel cartão na face superior desta, separando a bobina indutora da bobina sensora e dos cubos adicionados posteriormente.





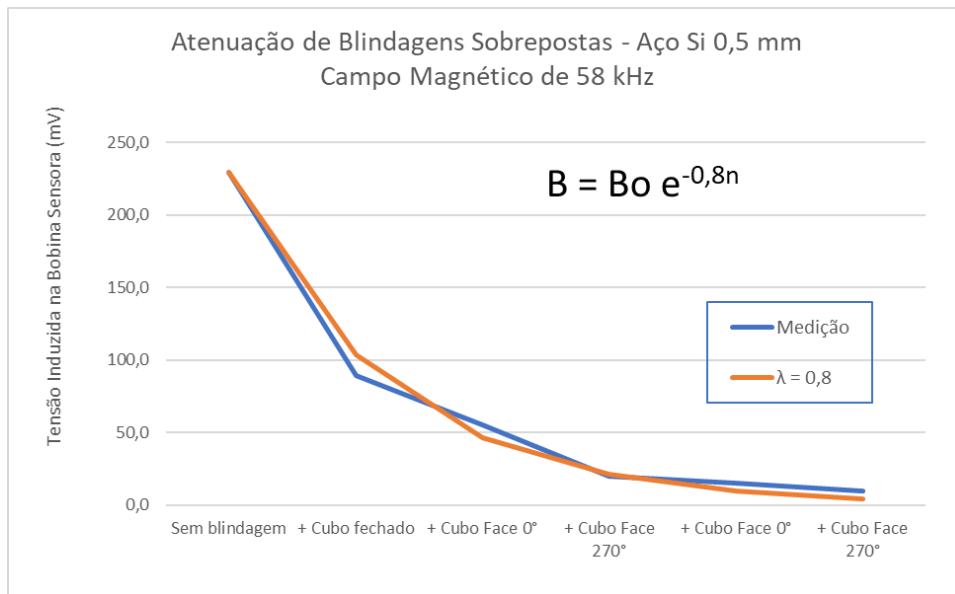
**Figura 9.24** – Croqui do experimento das blindagens sobrepostas

Os dados abaixo apresentam a tensão induzida na bobina sensora, sendo os números à esquerda o número de blindagens que foram sobrepostas.

**Tabela 9.6** – Medições de intensidade do campo magnético entre bobinas

	Campo Magnético 58 kHz	mV
0	Sem blindagem	229,7
1	+ Cubo fechado	89,1
2	+ Cubo Face 0°	55,5
3	+ Cubo Face 270°	19,8
4	+ Cubo Face 0°	15,1
5	+ Cubo Face 270°	9,9

Com os dados ficou demonstrado que a atenuação com as blindagens sendo sobrepostas manteve o decaimento em uma curva exponencial, só que com coeficiente de decaimento de 0,8, que apresentou maior aderência aos pontos medidos.



**Figura 9.25** – Blindagens sobrepostas – Campo magnético de 58 kHz

Foram utilizados os mesmos cubos dos testes realizados com campo magnético estático e foi observado que o Ferro Si mantém a atenuação de comportamento exponencial nas sobreposições de blindagens, mesmo em frequências elevadas. A única diferença percebida é que a curva de atenuação é um pouco mais suave em 58 kHz do que nos testes do campo magnético estático ( $\lambda$  de 0,8 ao invés de 1,1).

## 10. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Como não há experimentação ou medição isentas de erros, os resultados devem ser tomados com precaução. A tarefa de comparar resultados de experimentações pode tornar difícil identificar a origem das diferenças de resultados, por isso, em todo o estudo foi mantida a regra de executar cada bateria de cada testes comparativos no período mais curto possível, visando garantir a manutenção de todas as condições para todos os experimentos, inclusive de alguma possível interferência externa desconhecida.

A utilização de duas bobinas de Helmholtz seria ideal para ampliar o volume útil do campo magnético para testes e, principalmente, que este fosse o mais uniforme possível. Para

tanto, é necessário dispor de um ambiente de acesso restrito e controlado para conseguir trabalhar com segurança com as elevadas tensões geradas entre os capacitores e as bobinas.

Apesar de não ter sido alcançada a intensidade do campo magnético de um *EAS* acústico magnético, os testes efetuados com os 3 níveis de corrente indutora demonstraram que a variação do poder de blindagem não foi significativa com o aumento da corrente indutora, sugerindo que esse panorama não irá se alterar num maior nível de corrente indutora e, por conseguinte, maior campo magnético incidente. Uma solução para gerar o campo de 0,3875 mT em 58 kHz é a utilização de mais de um amplificador de sinais ligados em paralelo para aumentar a tensão de saída, sugerido no site do fabricante *Accel Instr.*

Também foi verificado ser totalmente inócuo utilizar chapas de alumínio de espessura maior que 0,5 mm para blindagens de campos magnéticos de 58 kHz em decorrência da pequena profundidade das correntes parasitas geradas nesta frequência.

## **11. LIMITAÇÕES DA PESQUISA**

As limitações técnicas do amplificador de sinais TS-250 impossibilitaram alcançar os níveis de corrente necessários para gerar o campo magnético pretendido, que exigiria 900 mA, mas o equipamento só disponibilizou 275 mA. Ainda assim, as tensões induzidas apresentaram valores significativos que foram suficientes para fazer as comparações realizadas e, principalmente, testar as configurações construtivas propostas e os alinhamentos ensaiados aos campos magnéticos.

Os capacitores, cujas características distintas entre os vários modelos utilizados, com diferentes limites de tensões de operação e de temperatura máxima de trabalho, também foram impactantes no desenrolar dos experimentos. Em 58 kHz, as altas tensões geradas entre os capacitores e as bobinas não permitiu que alguns capacitores fossem utilizados e em frequências abaixo de 1.000 Hz, diversas vezes o fator determinante da máxima intensidade de corrente do teste foi a temperatura de trabalho dos capacitores envolvidos para atingir a

ressonância com os indutores, que ultrapassavam os limites físicos e começavam a deteriorar esses componentes.

O gaussímetro digital modelo 13610.93 da marca Phywe tem sensibilidade limitada a 1.000 Hz. O uso de um gaussímetro que tivesse sensibilidade para medir campos magnéticos de frequência de 20 kHz ou mais alta, permitiria obter uma faixa mais larga de dados de cruzamento campo magnético gerado X corrente indutora.

## 12. CONCLUSÕES

O ferro silício apresentou redução no seu poder de blindagem com o aumento da frequência, porém os testes realizados demonstraram que as blindagens deste material ainda foram efetivas na atenuação do campo magnético de 58 kHz. E as fabricadas em alumínio apresentaram um desempenho superior nas posições em que há pelo menos uma face transversal às linhas de fluxo.

Os testes com os cubos de faces opostas abertas comprovaram que essas aberturas propositais não interferiram muito no poder de blindagem quando em posições transversais às linhas de fluxo magnético, para ambos os materiais.

Pode-se confirmar que todos os objetivos específicos foram atingidos. Inicialmente, para alcançar o primeiro objetivo específico, foi realizada uma revisão sistemática dos estudos sobre as interferências dos *EAS* nos dispositivos cardíacos implantáveis. Ela mostrou que foi realizado um número reduzido de pesquisas baseadas em experimentos com usuários de marcapassos.

Já no segundo objetivo, o campo magnético de 58 kHz foi gerado e, mesmo tendo sido obtido apenas 1/3 da intensidade gerada pelos sistemas Acústico Magnético de detecção de furtos, foi suficiente para efetuar todos os testes propostos, principalmente os comparativos de materiais e configurações de blindagem. Ademais, no terceiro objetivo específico, a metodologia para medir o campo magnético de alta frequência por intermédio da tensão

induzida foi demonstrada e comprovada como válida, tendo balizamento na forte linearidade das relações entre a intensidade do campo magnético e a corrente que o induziu e entre a tensão induzida e a intensidade do campo magnético que a provocou.

Para o quarto objetivo, pode-se afirmar que os materiais passíveis de atenuar o campo magnético de 58 kHz foram ensaiados em situações que avaliaram o comportamento dos níveis de atenuação nas posições críticas frente às linhas de fluxo magnético. Os resultados forneceram subsídio para o uso desses materiais na confecção de blindagens pessoais do tipo colete para usuários de marcapassos expostos a campos magnéticos gerados pelo sistema antifurto Acústico Magnético, fator motivador para este projeto.

Em relação ao poder de atenuação dos materiais testados, no último objetivo específico, pode-se concluir que as atenuações do alumínio e do ferro silício foram respectivamente de 70% e 45% nas posições onde havia uma abertura na blindagem, porém em posição transversal às linhas de fluxo magnético. E mesmo com duas aberturas opostas na blindagem, porém quando estas estavam em posições transversais aos fluxos magnéticos, o alumínio e o ferro silício ainda mantiveram o poder de atenuar 60% do campo magnético incidente. O alumínio só apresentou atenuações fracas e até nulas nas posições onde as aberturas estavam no alinhamento das linhas de fluxo. Quanto aos dois modelos de chapas de alumínio, ficou demonstrado que espessuras acima de 0,5 mm não desnecessárias, pois ambas as chapas apresentaram resultados semelhantes.

Ao final dos experimentos realizados conclui-se que o ferro silício e o alumínio apresentaram resultados promissores e podem ser utilizados como blindagem para atenuar um campo magnético alternado de 58 kHz.

## **13. TRABALHOS FUTUROS**

Como os testes de blindagens sobrepostas de ferro silício apresentaram decaimento exponencial na frequência de 58 kHz, para trabalhos futuros poderia ser pesquisado se o alumínio, material cujo poder de blindagem magnética depende totalmente das correntes parasitas, também possui este comportamento na sobreposição de blindagens, principalmente devido à pequena profundidade de penetração das correntes de Foucault nesta frequência. Uma possibilidade promissora é o uso de chapas finas sobrepostas, talvez até utilizando várias camadas de papel alumínio, para verificar o poder de blindagem dessas configurações.

Devido à necessidade de conhecimento avançado, seria interessante desenvolver uma modelagem para simular os testes realizados e avaliar outras geometrias e combinações de superfícies metálicas de blindagem sobrepostas com materiais diferentes. Ainda, o comportamento divergente do ferro silício e do alumínio quando expostos aos campos magnéticos de 58 kHz e dos diferentes princípios de atenuações nas posições de teste, deve ser explorado para adequar a escolha dos materiais e cuidados construtivos durante o projeto de uma blindagem pessoal. Após todas essas pesquisas, pretende-se futuramente continuar para um projeto e confecção de uma blindagem pessoal do tipo colete, viável, confortável e de atenuação efetiva.

## LISTA DE REFERÊNCIAS

BEAUGEARD, D; Kacet, S; Bricout, M; Camblin, J. Interference Between Cardiac Pacemaker and Electromagnetic Anti-theft Devices in Stores, Archives des Maladies du Coeur et des Vaisseaux (1992) 85(10) 1457-1461.

BECKER, G., & Johnson, D. (1999). Study of Pacemaker and Implantable Cardioverter Defibrillator Triggering by Electronic Article Surveillance devices (SPICED TEAS). Pacing Clin Electrophysiol, 542–542. Retrieved from <https://pesquisa.bvsalud.org/brasil/resource/pt/mdl-10192871>

CASAMENTO, J. P. (2002). Comparison of magnetic fields emitted from security screening devices with magnetic field immunity standards. IEEE International Symposium on Electromagnetic Compatibility, 2, 937–940.

CROWHURST, N.H (1957). Understanding Hi-Fi Circuits. Gernsback Library, Inc, New York, p. 108

CULLITY, B.D.; GRAHAM, C.D., Introduction to Magnetic Materials, 2<sup>a</sup> ed., IEEE Press, 2009, p. 1-24

DODINOT, B., Godenir, J. -P, Costa, A. B., Zezzer, C., & Broschart, M. (1993). Electronic Article Surveillance: A Possible Danger for Pacemaker Patients. Pacing and Clinical Electrophysiology, 16(1), 46–53. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1993.tb01534.x>

FDA, Guidance for Industry 1170 – Labeling for Electronic Anti-Theft Systems, 2000.

FRANK R., Behavior of 20 Pacemakers as Patients Pass Through 2 Models of Theft-detection Doors, [Annales de Cardiologie et D'angiologie](#) (Paris), Jun 2000, 49(3):187-197

GILES, Olin, 2011 Journal of Chemical Information and Modeling, 53(9), 1689-1699, <https://doi.org/> Id ago 10.1017/CBO9781107415324.004

GIMBEL, J. R., & Cox, J. W. (2007). Electronic article surveillance systems and interactions with implantable cardiac devices: Risk of adverse interactions in public and commercial spaces. Mayo Clinic Proceedings, 82(3), 318–322. <https://doi.org/10.4065/82.3.318>

GROH, W. J., Boschee, S. A., Engelstein, E. D., Miles, W. M., Burton, M. E., Foster, P. R., ... Zipes, D. P. (1999). Interactions between electronic article surveillance systems and implantable cardioverter-defibrillators. *Circulation*, 100(4), 387–392.

<https://doi.org/10.1161/01.CIR.100.4.387>

HALLIDAY, RESNICK. *Fundamentos de Física – Eletromagnetismo Vol. 3*, 10ª ed, Rio de Janeiro: LTC, 2016, Cap. 28 e 29

HALLIDAY, D., RESNICK, R., Walker, J., “Física 3”, Livros Técnicos e Científicos Editora, 4a Edição, Rio de Janeiro, 1984.

HALL, J. E.; GUYTON, A. C. *Tratado de Fisiologia Médica*. 12ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2011; p. 107-126.

HANSEN, J. The Eddy current inspection method – Part 1. History and electrical Theory, *Insight*, v.46, n5, Maio 2004

HARTHORNE, J. W. (2001). Pacemakers and store security devices. *Cardiology in Review*, 9(1), 10–17. <https://doi.org/10.1097/00045415-200101000-00004>

IRNICH, W. (2002). Electronic security systems and active implantable medical devices. *PACE - Pacing and Clinical Electrophysiology*, 25(8), 1235–1258.

<https://doi.org/10.1046/j.1460-9592.2002.01235.x>

LUCAS, E. H., Johnson, D., & McElroy, B. P. (1994). The Effects of Electronic Article Surveillance Systems on Permanent Cardiac Pacemakers: An In Vitro Study. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 17(11), 2021–2026. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1994.tb03793.x>

MATHEW, P., Lewis, C., Neglia, J., Krol, R. B., & Saksena, S. (1997). Interaction between electronic article surveillance systems and implantable defibrillators: Insights from a fourth generation ICD. *PACE - Pacing and Clinical Electrophysiology*, 20(11), 2857–2859.

<https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1997.tb05445.x>

MATIAS, Ricardo M. (2001), *Blindagens Contra Interferências Eletromagnéticas*, Revista Tecnologia e Humanismo, V.15, n.21



MCIVOR, M. E. (1995). Environmental Electromagnetic Interference from Electronic Article Surveillance Devices: Interactions with an ICD. *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 18(12), 2229–2230. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1995.tb04654.x>

MCIVOR, M. E., Reddinger, J., Floden, E., Sheppard, R. C., Johnson, D., Becker, G. I., & Mayotte, M. (1998). Study of Pacemaker and Implantable Cardioverter Defibrillator Triggering by Electronic Article Surveillance Devices (SPICED TEAS). *PACE - Pacing and Clinical Electrophysiology*, 21(10), 1847–1861. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1998.tb00002.x>

MORAES, J. C. T. de B., & de Oliveira, C. A. (2012). Especificações mínimas aceitáveis de um analisador de desfibriladores e cardioversores. *Revista Brasileira de Engenharia Biomedica*, 28(2), 179–189. <https://doi.org/10.4322/rbeb.2012.021>

MUGICA, J., Henry, L., & Podeur, H. (2000). Study of interactions between permanent pacemakers and electronic antitheft surveillance systems. *PACE - Pacing and Clinical Electrophysiology*, 23(3), 333–337. <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.2000.tb06758.x>

MUSSOI, F., *Fundamentos de Eletromagnetismo, Versão 3.2, Apostila CEFET/SC, 2005, p. 10-75*

OTT, H. *Noise Reduction Techniques in Electronic Systems. 2. ed. New York: John Wiley & Sons, 1988.*

SAMBAQUI, Ana Barbara K., MARQUES, Luis S., *Apostila de Magnetismo, Inst. Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina Campus Joinville, Joinville – agosto, 2010*

SANTOS, Manoel A., BERGMANN, Alba R., VILELA e SOUZA, Laura, SCORSOLINI-COMIN, Fabio, *A Vida por Um Fio: Percepções Sobre o Implante de Marca-passo Cardíaco Permanente, Revista Subjetividades, vol. 16, núm. 1, abril, 2016, pp. 131-143*

SANTUCCI, P. A., Haw, J., Trohman, R. G., & Pinski, S. L. (1998). Interference with an implantable defibrillator by an electronic 25m ago antitheft-surveillance device. *The New England Journal of Medicine*, 339(19), 1371-1374. <https://doi.org/10.1056/NEJM199811053391905>

SILNY, J. (n.d.). The interference of electronic implants in low frequency electromagnetic fields Les interférences des implants électroniques avec les champs électromagnétiques de basses fréquences.

TAKEDA, M., Banno, Y., Hirata, H., Okita, Y., Kimura, M., & Sugiura, T. (2004). Electromagnetic field simulation around implantable cardiac pacemakers caused by EAS system. 2004 Asia-Pacific Radio Science Conference - Proceedings, 444–446.

TIKKAJA, M., Aro, A. L., Alanko, T., Lindholm, H., Sistonen, H., Hartikainen, J. E. K., ... Hietanen, M. (2013). Electromagnetic interference with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators from low-frequency electromagnetic fields in vivo. *Europace*, 15(3), 388–394. <https://doi.org/10.1093/europace/eus345>

TORTORA, G. J.; DERRICKSON, B. *Corpo Humano – Fundamentos de Anatomia e Fisiologia*

ZIPES, D. P. (1999). LETTERS TO THE EDITOR, *Pacing and Clinical Electrophysiology*, 22(3), 543-544, <https://doi.org/10.1111/j.1540-8159.1999tb00491.x>

# ANEXOS

## ANEXO 1

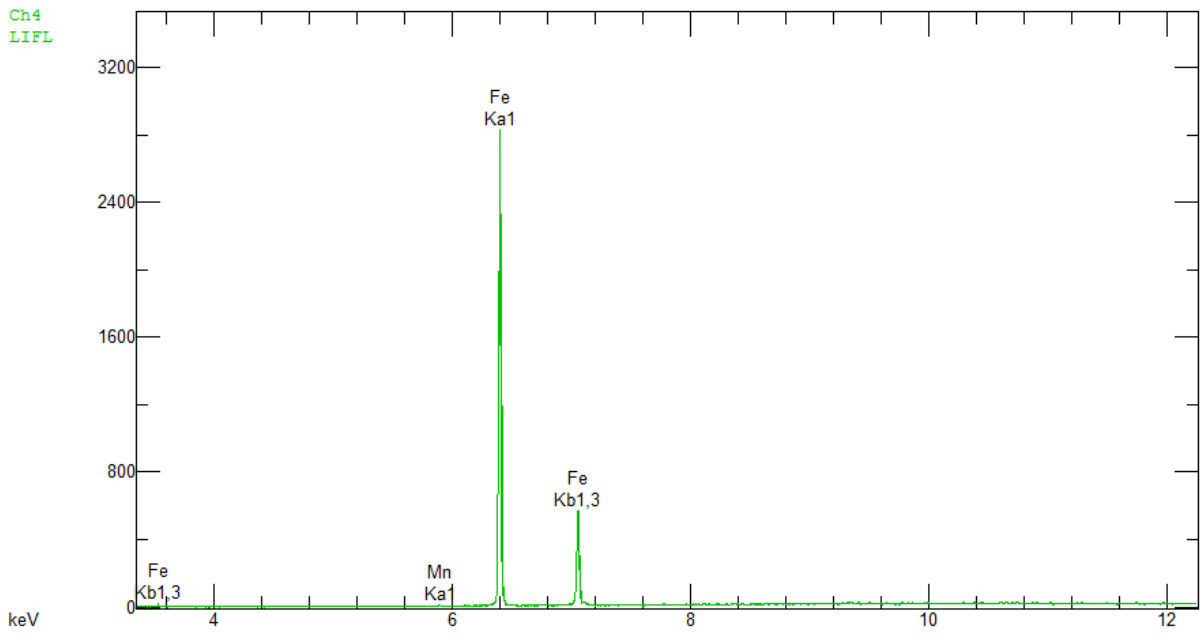
### ANÁLISE METALGRÁFICA DAS CHAPAS DE FERRO SILÍCIO

Weight percent	Group : QUANT	Sample : QUANT_0001_QNT	Page	1									
No.	Si	Al	P	Ti	Ca	Fe	Mn	S	Total	Comment			
1	1,72	0,32	-	0,01	0,00	97,80	0,26	0,00	100,12	Pt 1			
2	1,76	0,27	-	-	-	98,22	0,27	0,00	100,52	Pt 2			
3	1,75	0,25	0,00	0,00	-	97,91	0,26	0,00	100,18	Pt 3			
4	1,72	0,26	0,00	-	-	97,80	0,26	0,00	100,05	Pt 4			
5	1,76	0,26	0,03	0,00	0,00	97,61	0,26	0,01	99,94	Pt 5			
6	1,77	0,32	-	0,01	0,00	97,36	0,26	0,01	99,73	Pt 6			
7	1,75	0,25	0,01	-	0,00	97,91	0,27	0,01	100,19	Pt 7			
8	1,72	0,28	-	0,00	0,00	97,69	0,28	0,00	99,97	Pt 8			
9	1,75	0,27	-	0,00	-	97,60	0,28	0,00	99,90	Pt 9			
10	1,78	0,27	0,02	0,00	0,01	97,79	0,27	0,00	100,14	Pt 10			
Minimum	1,72	0,25	-	-	-	97,36	0,26	0,00	99,73				
Maximum	1,78	0,32	0,03	0,01	0,01	98,22	0,28	0,01	100,52				
Average	<b>1,7486</b>	<b>0,2746</b>	<b>0,0068</b>	<b>0,0036</b>	<b>0,0018</b>	<b>97,7685</b>	<b>0,2661</b>	<b>0,0056</b>	<b>100,0755</b>				
Sigma	0,02	0,02	0,01	0,00	0,00	0,23	0,01	0,00	0,21				
No. of data	10												

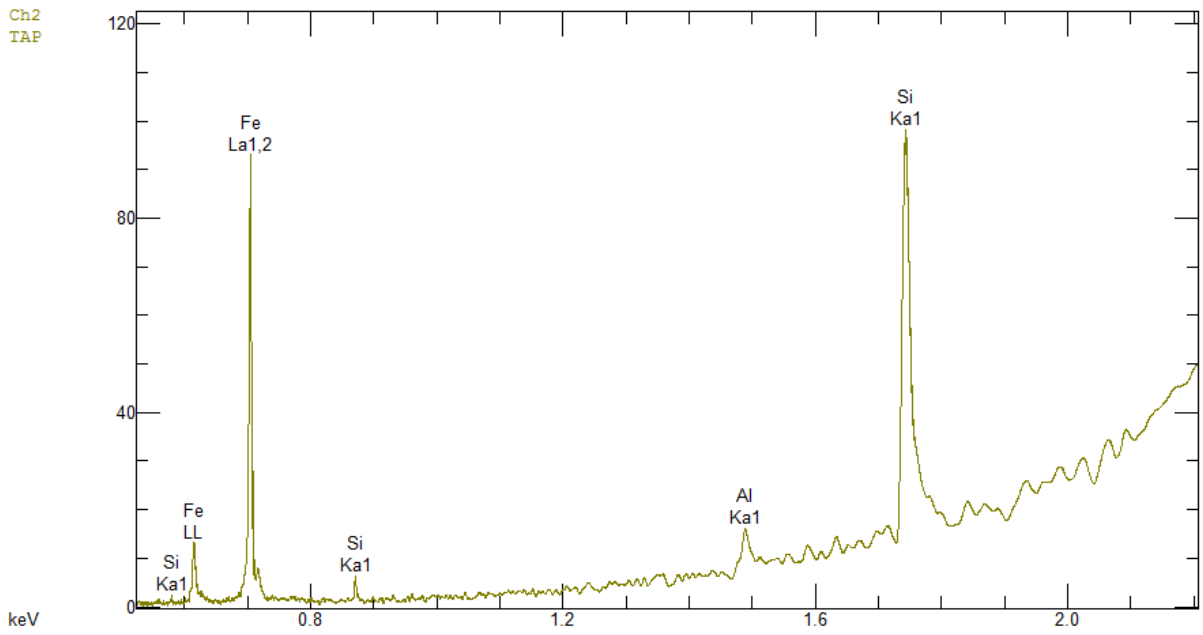
#### Elemento Proporção

Fe	97,7685
Si	1,7486
Al	0,2746
Mn	0,2661
P	0,0068
S	0,0056
Ti	0,0036
Ca	0,0018
Total	100,0755

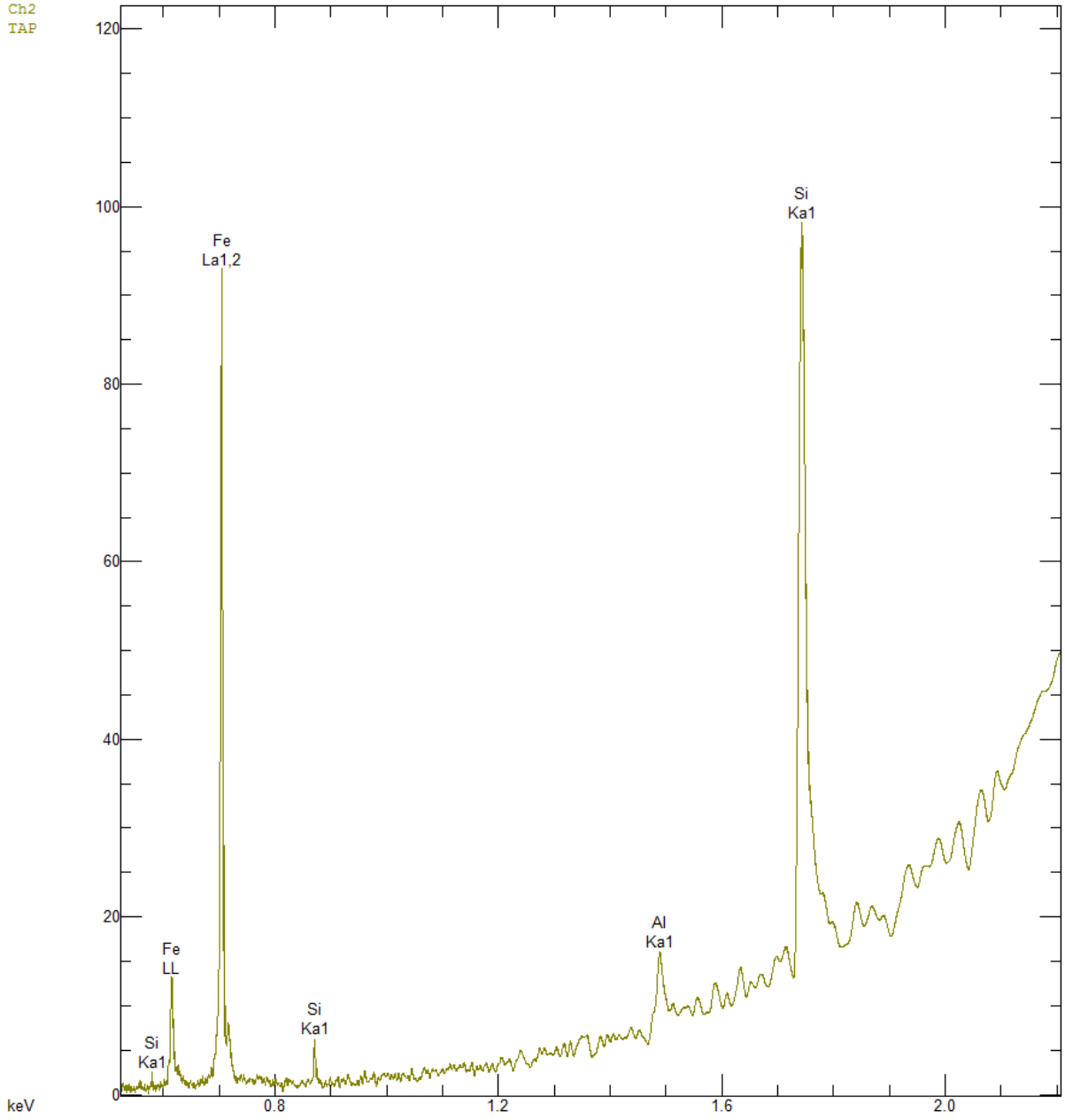
Ch4  
LIFL

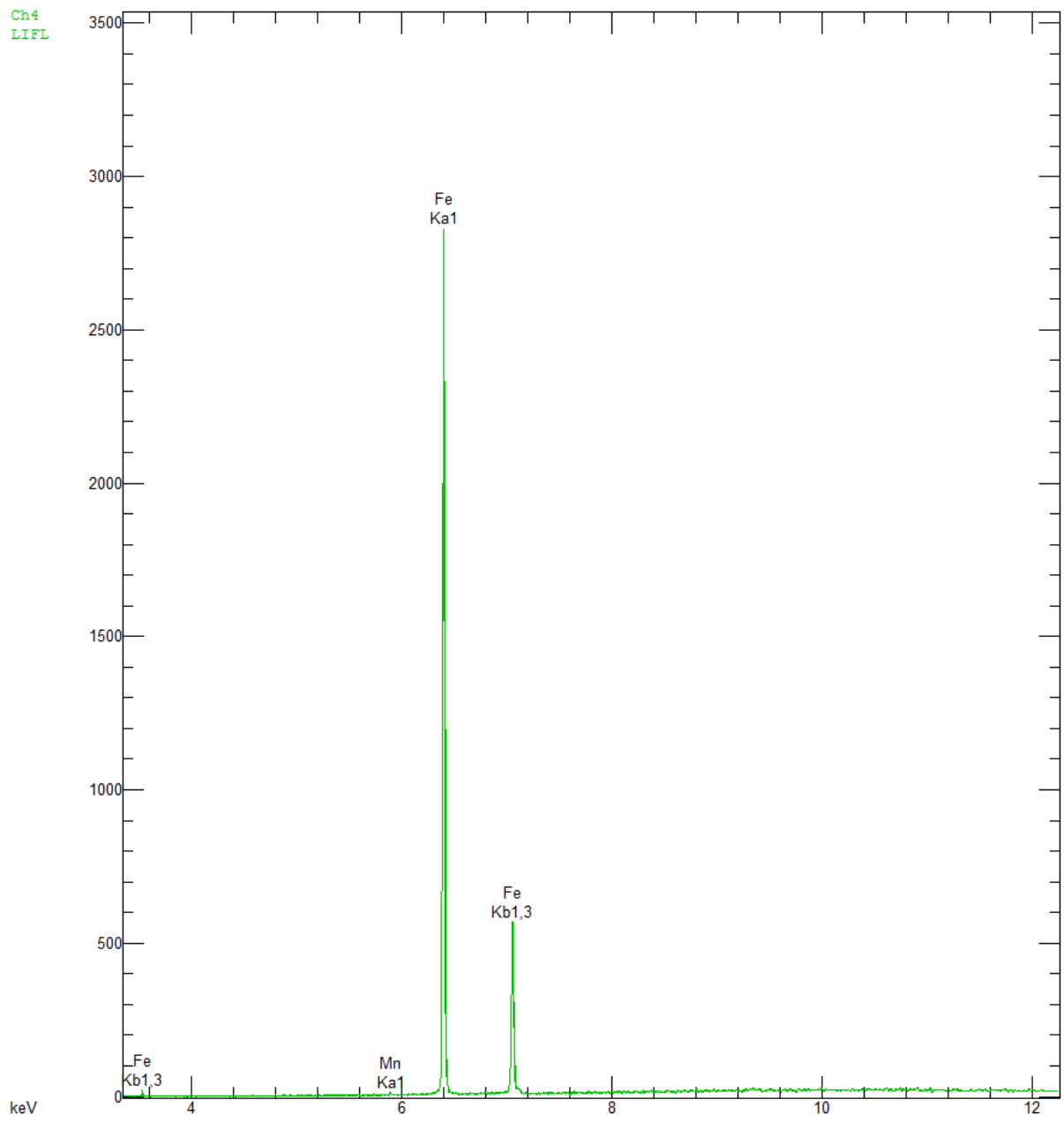


Ch2  
TAP



Ch2  
TAP





## ANEXO 2

### COMPOSIÇÃO QUÍMICA DAS CHAPAS DE ALUMÍNIO

#### ALUMÍNIO 1100

**Descrição:**

Resistência mecânica baixa; Resistência à corrosão alta; Condutibilidade térmica e elétrica elevadas; Conformação mecânica fácil; Soldabilidade boa.

**Aplicação:**

Indicação: Estampagem; Utilização: Luminárias, tanques e cubas não estruturais nas indústrias químicas e alimentícias; Produtos empactados (tubos bisnaga e aerosol); Painéis decorativos; Utensílios domésticos; Peças estampadas; Aletas; Uso geral.

**Propriedades Químicas:**

<b>Cu</b>	0,05 - 0,20%
<b>Mn</b>	0,05 %
<b>Al</b>	99,00 %
<b>Si + Fe</b>	0,95 %
<b>Outros</b>	0,05 - 0,15%
<b>Zn</b>	0,10%

**Propriedades Físicas:**

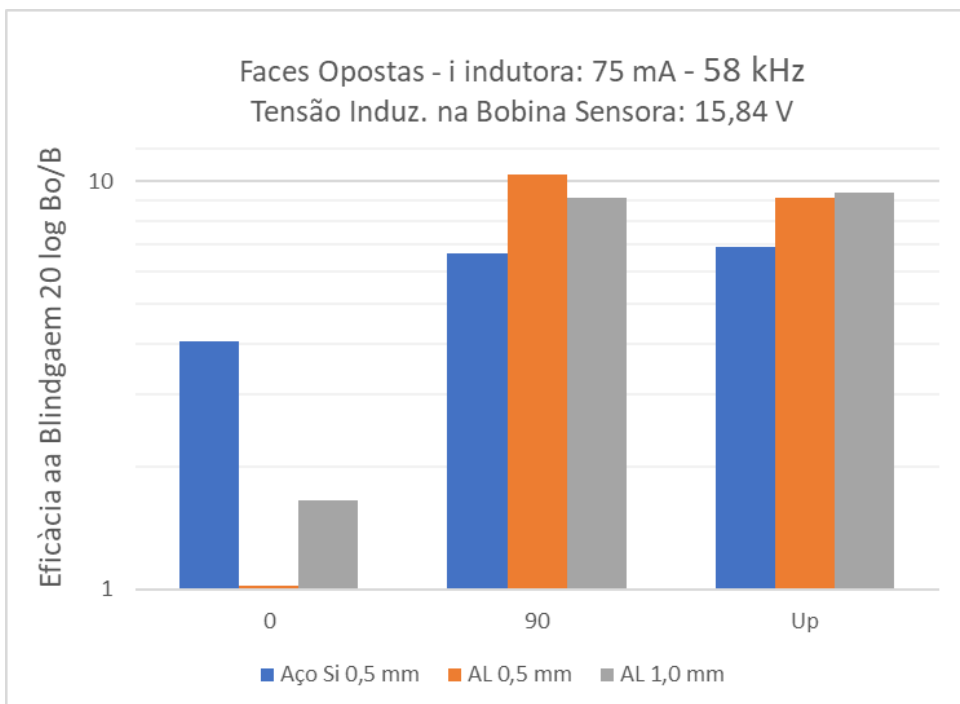
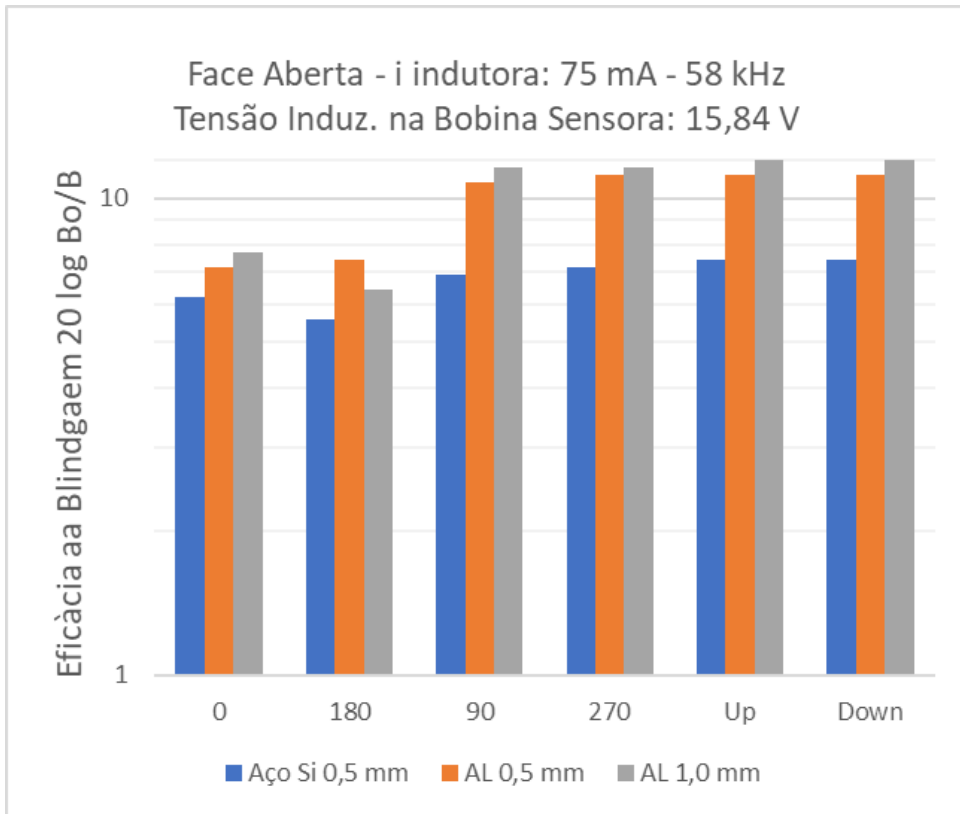
**Condutibilidade Elétrica:** 56 % I.A.C.S  
**Condutibilidade Térmica:** 0,52 - 0,56 cal/cms°C  
**Densidade:** 2,71 g/cm<sup>3</sup>  
**Expansão Térmica:**  $24 \times 10^{-6} \text{ x } 1/^\circ\text{C}$   
**Modulo de Elasticidade:** 64000 - 69000 Mpa  
**Ponto de Fusão:** 658°C

**Propriedades Mecânicas:**

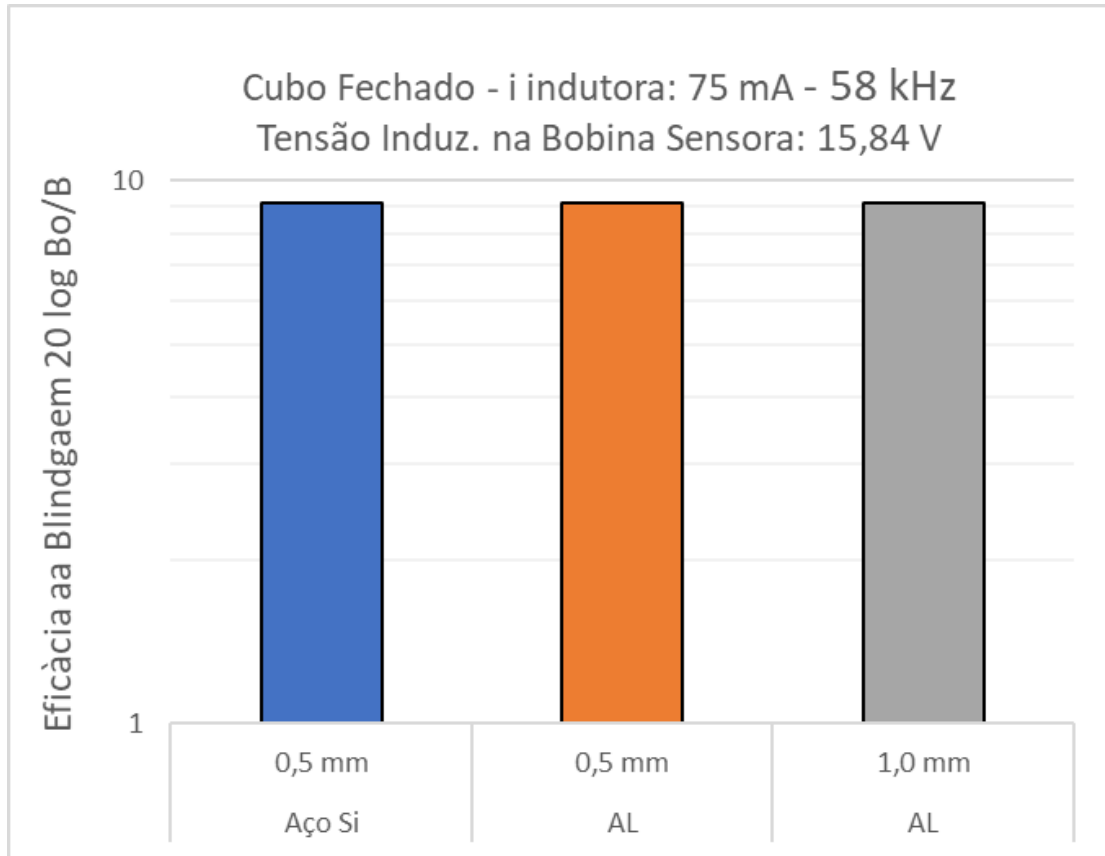
**Limite de resistência:** 90 - 142 Mpa  
**Limite de escoamento:** 90 - 115 Mpa  
**Alongamento:** 3 - 9 %  
**Dureza:** 32 Brinell  
**Têmpera:** 1/2 D

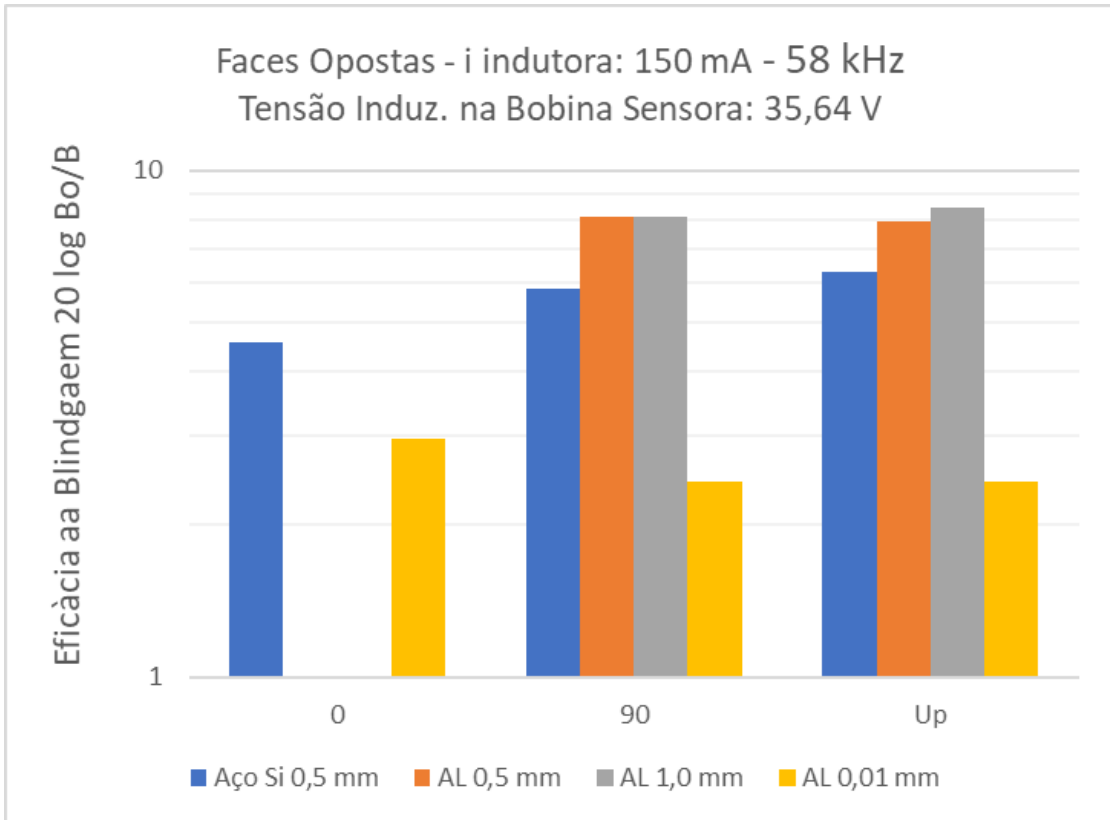
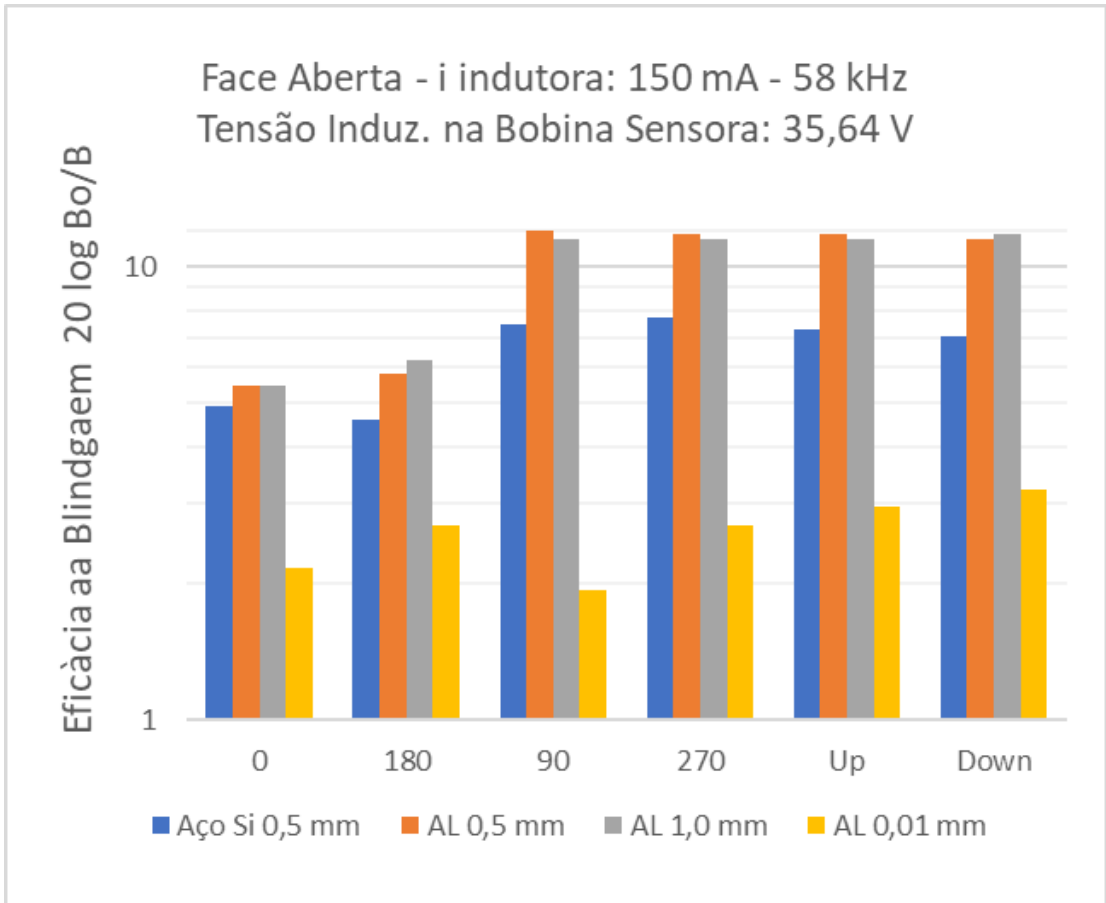
### ANEXO 3

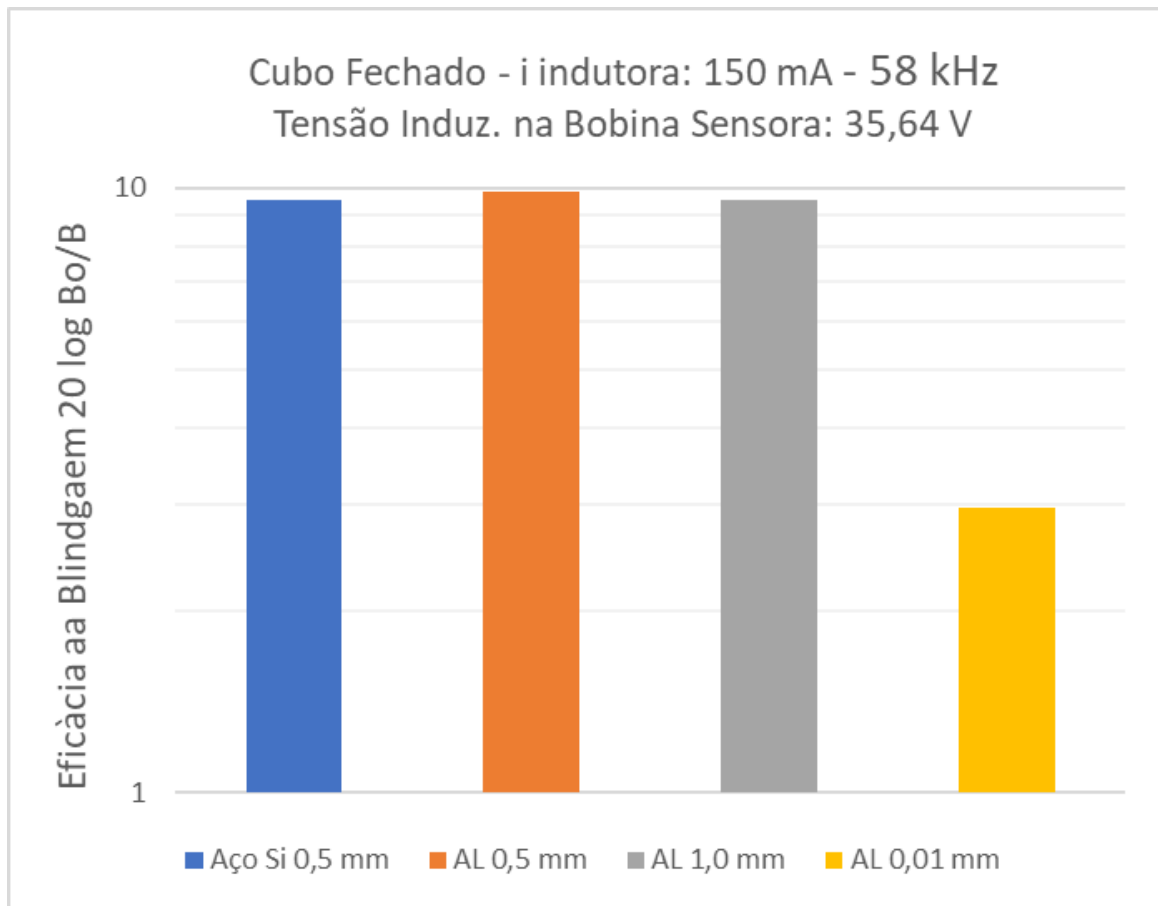
#### GRÁFICOS COMPARATIVOS DA EFICIÊNCIA DA BLINDAGEM (LOG)

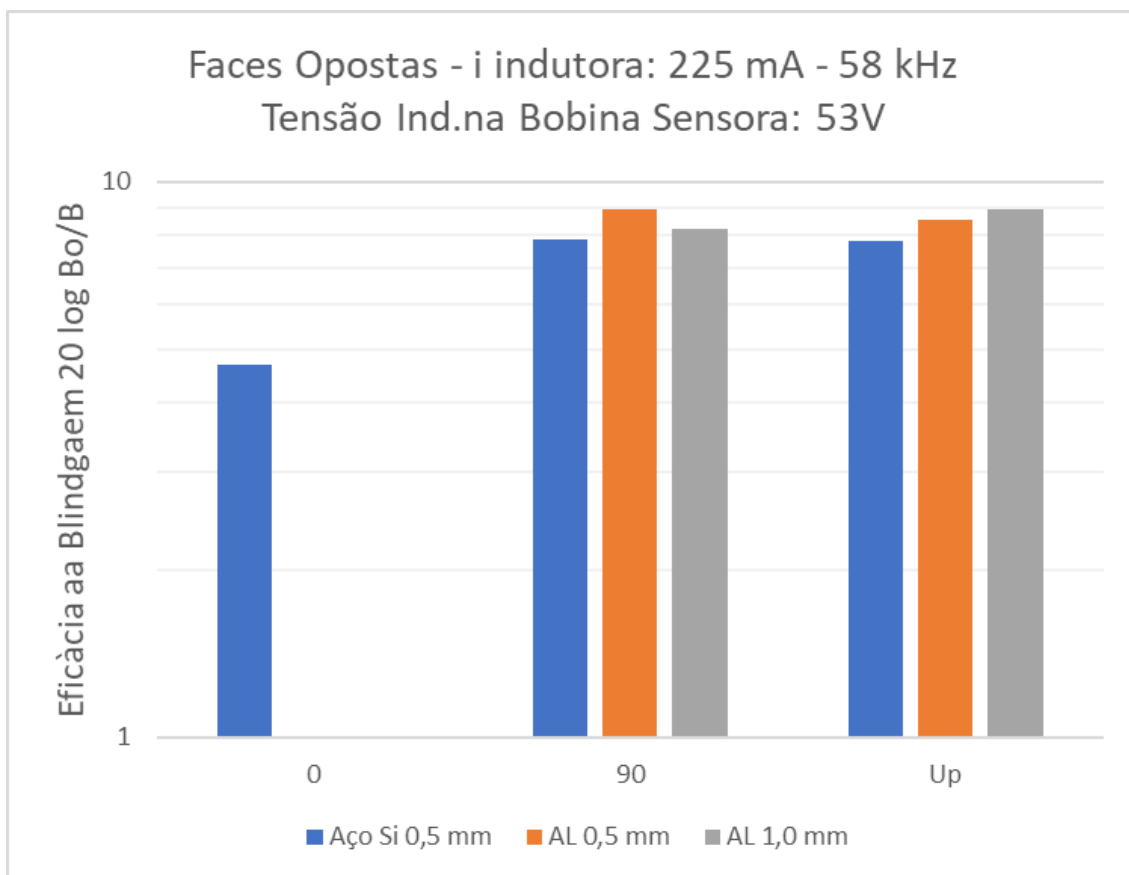
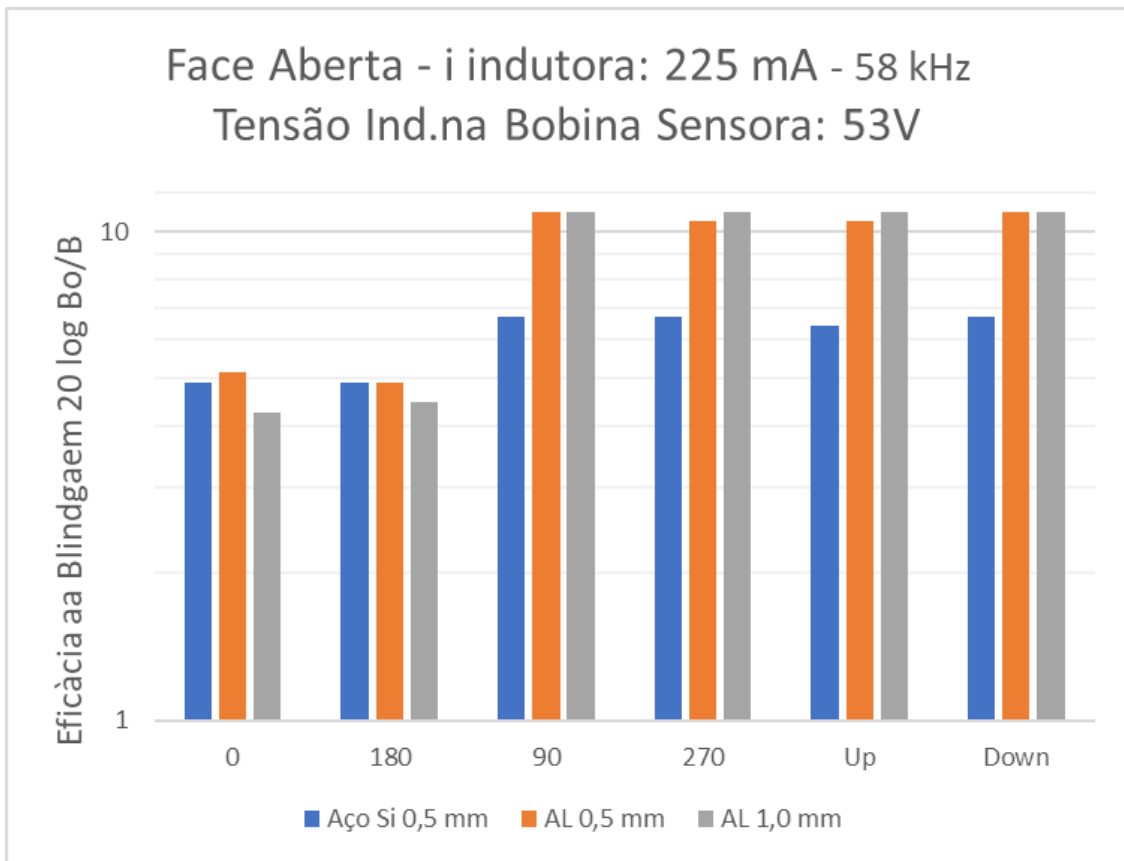




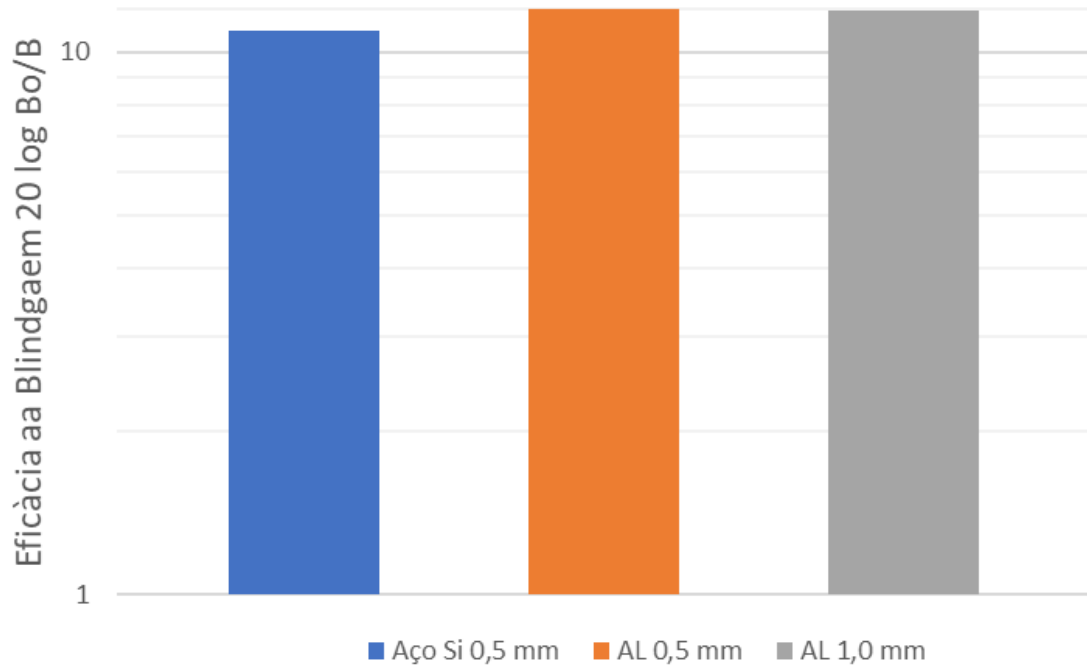








Cubo Fechado - i indutora: 225 mA - 58 kHz  
Tensão Ind.na Bobina Sensora: 53V



## ANEXO 4

### TABELAS DE CAPACITÂNCIAS PARA ATINGIR A RESSONÂNCIA COM O INDUTOR

Indutância mH	100 Hz	200 Hz	300 Hz	400 Hz	500 Hz	600 Hz	700 Hz	800 Hz	900 Hz	1000 Hz	58000 Hz
35	72 µF	18,1 µF	8,0 µF	4,5 µF	2,9 µF	2,0 µF	1,5 µF	1,1 µF	0,9 µF	0,7 µF	215 pF
34	75 µF	18,6 µF	8,3 µF	4,7 µF	3,0 µF	2,1 µF	1,5 µF	1,2 µF	0,9 µF	0,7 µF	221 pF
33	77 µF	19,2 µF	8,5 µF	4,8 µF	3,1 µF	2,1 µF	1,6 µF	1,2 µF	0,9 µF	0,8 µF	228 pF
32	79 µF	19,8 µF	8,8 µF	4,9 µF	3,2 µF	2,2 µF	1,6 µF	1,2 µF	1,0 µF	0,8 µF	235 pF
31	82 µF	20,4 µF	9,1 µF	5,1 µF	3,3 µF	2,3 µF	1,7 µF	1,3 µF	1,0 µF	0,8 µF	243 pF
30	84 µF	21,1 µF	9,4 µF	5,3 µF	3,4 µF	2,3 µF	1,7 µF	1,3 µF	1,0 µF	0,8 µF	251 pF
29	87 µF	21,8 µF	9,7 µF	5,5 µF	3,5 µF	2,4 µF	1,8 µF	1,4 µF	1,1 µF	0,9 µF	260 pF
28	90 µF	22,6 µF	10,1 µF	5,7 µF	3,6 µF	2,5 µF	1,8 µF	1,4 µF	1,1 µF	0,9 µF	269 pF
27	94 µF	23,5 µF	10,4 µF	5,9 µF	3,8 µF	2,6 µF	1,9 µF	1,5 µF	1,2 µF	0,9 µF	279 pF
26	97 µF	24,4 µF	10,8 µF	6,1 µF	3,9 µF	2,7 µF	2,0 µF	1,5 µF	1,2 µF	1,0 µF	290 pF
25	101 µF	25,3 µF	11,3 µF	6,3 µF	4,1 µF	2,8 µF	2,1 µF	1,6 µF	1,3 µF	1,0 µF	301 pF
24	106 µF	26,4 µF	11,7 µF	6,6 µF	4,2 µF	2,9 µF	2,2 µF	1,6 µF	1,3 µF	1,1 µF	314 pF
23	110 µF	27,5 µF	12,2 µF	6,9 µF	4,4 µF	3,1 µF	2,2 µF	1,7 µF	1,4 µF	1,1 µF	327 pF
22	115 µF	28,8 µF	12,8 µF	7,2 µF	4,6 µF	3,2 µF	2,3 µF	1,8 µF	1,4 µF	1,2 µF	342 pF
21	121 µF	30,2 µF	13,4 µF	7,5 µF	4,8 µF	3,4 µF	2,5 µF	1,9 µF	1,5 µF	1,2 µF	359 pF
20	127 µF	31,7 µF	14,1 µF	7,9 µF	5,1 µF	3,5 µF	2,6 µF	2,0 µF	1,6 µF	1,3 µF	376 pF
19	133 µF	33,3 µF	14,8 µF	8,3 µF	5,3 µF	3,7 µF	2,7 µF	2,1 µF	1,6 µF	1,3 µF	396 pF
18	141 µF	35,2 µF	15,6 µF	8,8 µF	5,6 µF	3,9 µF	2,9 µF	2,2 µF	1,7 µF	1,4 µF	418 pF
17	149 µF	37,3 µF	16,6 µF	9,3 µF	6,0 µF	4,1 µF	3,0 µF	2,3 µF	1,8 µF	1,5 µF	443 pF
16	158 µF	39,6 µF	17,6 µF	9,9 µF	6,3 µF	4,4 µF	3,2 µF	2,5 µF	2,0 µF	1,6 µF	471 pF
15	169 µF	42,2 µF	18,8 µF	10,6 µF	6,8 µF	4,7 µF	3,4 µF	2,6 µF	2,1 µF	1,7 µF	502 pF
14	181 µF	45,2 µF	20,1 µF	11,3 µF	7,2 µF	5,0 µF	3,7 µF	2,8 µF	2,2 µF	1,8 µF	538 pF
13	195 µF	48,7 µF	21,6 µF	12,2 µF	7,8 µF	5,4 µF	4,0 µF	3,0 µF	2,4 µF	1,9 µF	579 pF
12	211 µF	52,8 µF	23,5 µF	13,2 µF	8,4 µF	5,9 µF	4,3 µF	3,3 µF	2,6 µF	2,1 µF	627 pF
11	230 µF	57,6 µF	25,6 µF	14,4 µF	9,2 µF	6,4 µF	4,7 µF	3,6 µF	2,8 µF	2,3 µF	685 pF
10	253 µF	63,3 µF	28,1 µF	15,8 µF	10,1 µF	7,0 µF	5,2 µF	4,0 µF	3,1 µF	2,5 µF	753 pF
9	281 µF	70,4 µF	31,3 µF	17,6 µF	11,3 µF	7,8 µF	5,7 µF	4,4 µF	3,5 µF	2,8 µF	837 pF
8	317 µF	79,2 µF	35,2 µF	19,8 µF	12,7 µF	8,8 µF	6,5 µF	4,9 µF	3,9 µF	3,2 µF	941 pF
7	362 µF	90,5 µF	40,2 µF	22,6 µF	14,5 µF	10,1 µF	7,4 µF	5,7 µF	4,5 µF	3,6 µF	1,08 nF
6	422 µF	106 µF	46,9 µF	26,4 µF	16,9 µF	11,7 µF	8,6 µF	6,6 µF	5,2 µF	4,2 µF	1,25 nF
5	507 µF	127 µF	56,3 µF	31,7 µF	20,3 µF	14,1 µF	10,3 µF	7,9 µF	6,3 µF	5,1 µF	1,51 nF
4	633 µF	158 µF	70 µF	39,6 µF	25,3 µF	17,6 µF	12,9 µF	9,9 µF	7,8 µF	6,3 µF	1,88 nF
3	844 µF	211 µF	94 µF	52,8 µF	33,8 µF	23,5 µF	17,2 µF	13,2 µF	10,4 µF	8,4 µF	2,51 nF
2	1.267 µF	317 µF	141 µF	79,2 µF	50,7 µF	35,2 µF	25,8 µF	19,8 µF	15,6 µF	12,7 µF	3,76 nF
1	2.533 µF	633 µF	281 µF	158 µF	101 µF	70,4 µF	51,7 µF	39,6 µF	31,3 µF	25,3 µF	7,53 nF
0,9	2.814 µF	704 µF	313 µF	176 µF	113 µF	78,2 µF	57,4 µF	44,0 µF	34,7 µF	28,1 µF	8,37 nF
0,8	3.166 µF	792 µF	352 µF	198 µF	127 µF	88,0 µF	64,6 µF	49,5 µF	39,1 µF	31,7 µF	9,41 nF
0,7	3.619 µF	905 µF	402 µF	226 µF	145 µF	101 µF	73,8 µF	56,5 µF	44,7 µF	36,2 µF	10,76 nF
0,6	4.222 µF	1.055 µF	469 µF	264 µF	169 µF	117 µF	86,2 µF	66,0 µF	52,1 µF	42,2 µF	12,55 nF
0,5	5.066 µF	1.267 µF	563 µF	317 µF	203 µF	141 µF	103 µF	79,2 µF	62,5 µF	50,7 µF	15,06 nF
0,4	6.333 µF	1.583 µF	704 µF	396 µF	253 µF	176 µF	129 µF	98,9 µF	78,2 µF	63,3 µF	18,82 nF
0,3	8.443 µF	2.111 µF	938 µF	528 µF	338 µF	235 µF	172 µF	132 µF	104 µF	84,4 µF	25,10 nF
0,2	12.665 µF	3.166 µF	1.407 µF	792 µF	507 µF	352 µF	258 µF	198 µF	156 µF	127 µF	37,65 nF
0,1	25.330 µF	6.333 µF	2.814 µF	1.583 µF	1.013 µF	704 µF	517 µF	396 µF	313 µF	253 µF	75,30 nF
0,09	0,028 F	7.036 µF	3.127 µF	1.759 µF	1.126 µF	782 µF	574 µF	440 µF	347 µF	281 µF	83,66 nF
0,08	0,032 F	7.916 µF	3.518 µF	1.979 µF	1.267 µF	880 µF	646 µF	495 µF	391 µF	317 µF	94,12 nF
0,07	0,036 F	9.047 µF	4.021 µF	2.262 µF	1.447 µF	1.005 µF	738 µF	565 µF	447 µF	362 µF	0,11 µF
0,06	0,042 F	10.554 µF	4.691 µF	2.639 µF	1.689 µF	1.173 µF	862 µF	660 µF	521 µF	422 µF	0,13 µF
0,05	0,051 F	12.665 µF	5.629 µF	3.166 µF	2.026 µF	1.407 µF	1.034 µF	792 µF	625 µF	507 µF	0,15 µF
0,04	0,063 F	15.831 µF	7.036 µF	3.958 µF	2.533 µF	1.759 µF	1.292 µF	989 µF	782 µF	633 µF	0,19 µF
0,03	0,084 F	21.109 µF	9.382 µF	5.277 µF	3.377 µF	2.345 µF	1.723 µF	1.319 µF	1.042 µF	844 µF	0,25 µF
0,02	0,127 F	0,032 F	14.072 µF	7.916 µF	5.066 µF	3.518 µF	2.585 µF	1.979 µF	1.564 µF	1.267 µF	0,38 µF
0,01	0,253 F	0,063 F	0,028 F	15.831 µF	10.132 µF	7.036 µF	5.169 µF	3.958 µF	3.127 µF	2.533 µF	0,75 µF
0,009	0,281 F	0,070 F	0,031 F	17.590 µF	11.258 µF	7.818 µF	5.744 µF	4.398 µF	3.475 µF	2.814 µF	0,84 µF
0,008	0,317 F	0,079 F	0,035 F	19.789 µF	12.665 µF	8.795 µF	6.462 µF	4.947 µF	3.909 µF	3.166 µF	0,94 µF
0,007	0,362 F	0,090 F	0,040 F	22.616 µF	14.474 µF	10.052 µF	7.385 µF	5.654 µF	4.467 µF	3.619 µF	1,08 µF
0,006	0,422 F	0,106 F	0,047 F	26.386 µF	16.887 µF	11.727 µF	8.616 µF	6.596 µF	5.212 µF	4.222 µF	1,25 µF
0,005	0,507 F	0,127 F	0,056 F	0,032 F	20.264 µF	14.072 µF	10.339 µF	7.916 µF	6.254 µF	5.066 µF	1,51 µF
0,004	0,633 F	0,158 F	0,070 F	0,040 F	25.330 µF	17.590 µF	12.924 µF	9.895 µF	7.818 µF	6.333 µF	1,88 µF
0,003	0,844 F	0,211 F	0,094 F	0,053 F	0,034 F	23.454 µF	17.231 µF	13.193 µF	10.424 µF	8.443 µF	2,51 µF
0,002	1,267 F	0,317 F	0,141 F	0,079 F	0,051 F	0,035 F	25.847 µF	19.789 µF	15.636 µF	12.665 µF	3,76 µF
0,001	2,533 F	0,633 F	0,281 F	0,158 F	0,101 F	0,070 F	0,052 F	0,040 F	0,031 F	25.330 µF	7,53 µF