U.PORTO

DemSSO
PROGRAMA DOUTORAL EM SEGURANÇA
E SAÚDE OCUPACIONAIS

Exposição aos campos eletromagnéticos em Ressonância Magnética: Implementação de Boas Práticas

Vítor Manuel da Fonseca e Silva

Orientador: Professora Doutora Isabel Maria Amorim Pereira Ramos

Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

Coorientador: Professor Doutor Joaquim Agostinho Gomes Moreira

Faculdade de Ciências da Universidade do Porto

Coorientador: Professor Doutor Manuel Joaquim Bastos Marques

Faculdade de Ciências da Universidade do Porto

Abril 2021

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto Rua Dr. Roberto Frias, s/n 4200-465 Porto PORTUGAL
VoIP/SIP: feup@fe.up.pt **ISN:** 3599*654
Telefone: +351 22 508 14 00 **Fax:** +351 22 508 14 40
URL: http://www.fe.up.pt **Correio Electrónico:** feup@fe.up.pt

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Programa Doutoral em Segurança e Saúde Ocupacionais

Exposição aos campos eletromagnéticos em Ressonância Magnética: Implementação de Boas Práticas

Trabalho realizado exclusivamente para cumprimento dos requisitos legais para obtenção do título do Programa Doutoral em Segurança e Saúde Ocupacionais

Vítor Manuel da Fonseca e Silva

Abril 2021

Aos meus pais...

Agradecimentos

Este trabalho de investigação não estaria concluído se não expressasse os meus verdadeiros agradecimentos àqueles que colaboraram, apoiaram e me acompanharam neste longo percurso.

É à Professora Doutora Isabel Amorim Ramos que endereço os meus primeiros agradecimentos. Tive o privilégio de ser orientado por uma personalidade de renome na área de Radiologia em Portugal, com enorme sabedoria. Agradeço-lhe toda a paciência, ajuda, amizade, apoio e carinho que teve ao longo da realização deste trabalho de investigação.

Aos meus coorientadores, os Professores Doutores Joaquim Agostinho Moreira e Manuel Joaquim Marques, manifesto o meu profundo agradecimento pela assídua e constante presença ao longo do desenvolvimento deste projeto, pela ajuda, força, apoio e disponibilidade demonstrados.

Aos meus colegas de trabalho do Departamento de Ressonância Magnética do Centro Hospitalar e Universitário de São João, EPE, em especial à minha amiga de longa data Sandrina Afonso.

À Direção do Serviço de Radiologia do Centro Hospitalar e Universitário de São João, EPE, em primeiro lugar no nome da Professora Isabel Ramos, minha orientadora, e, posteriormente, no nome do Dr. António Madureira por toda a ajuda prestada e cedência do departamento de RM para realizar este estudo.

Ao Serviço de Saúde Ocupacional do Centro Hospitalar e Universitário de São João, EPE, em especial à Técnica Natália Martins, por toda a ajuda dada na recolha de dados relacionada com o ruído acústico.

A alguns amigos especiais, com os quais tenho a sorte de poder contar, Vasco, Gi, Maria Manuel, Joana, Andrea, Irene e Ruy agradeço todo o apoio e amizade ao longo de todo este percurso.

Um agradecimento especial também aos meus colegas e amigos da Direção Nacional da ATARP, nomeadamente ao Altino, à Rute, à Ana, ao Luís, ao Pedro, à Eduarda, à Rafaela e ao Edgar por todo o apoio que me deram ao longo desta etapa, especialmente nesta reta final.

Ao Professor João Paulo Figueiredo, da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra, pela ajuda prestada na parte estatística deste trabalho de investigação.

Também deixo uma palavra de agradecimento à minha irmã Filipa, ao meu cunhado Frederico, às minhas sobrinhas, a Rita e a Maria João e à minha madrinha Maria Ester.

Por fim, e porque os últimos são sempre os primeiros, o maior agradecimento de todos vai para aos meus Pais, por toda a ajuda, amizade, carinho e apoio manifestados ao longo de toda esta árdua etapa. Sem eles nada do que foi alcançado faria sentido!

Resumo

A Ressonância Magnética é um método de Imagem Médica que não utiliza radiação ionizante no seu processo de aquisição de imagem. No entanto, esse facto não significa que não tenha riscos e efeitos sobre os doentes e profissionais de saúde. O seu funcionamento envolve três tipos de campos eletromagnéticos: i) campo magnético estático; ii) gradientes de campo, e iii) campos de radiofrequências. Todos estes campos eletromagnéticos possuem riscos e efeitos e o seu entendimento por parte de quem trabalha em ambientes relacionados com Ressonância Magnética é fulcral para existirem Boas Práticas. O presente trabalho pretende contribuir para a existência de melhores práticas no Departamento de Ressonância Magnética do Centro Hospitalar e Universitário São João, desenvolvendo metodologias quanto à exposição ao ruído acústico originário equipamento e das diferentes sequências de pulso que executa, assim como quanto à exposição ao campo magnético estático e aos campos magnéticos dependentes do tempo (gradientes de campo e campos de radiofrequência). Paralelamente, pretendeu-se implementar Boas Práticas no Departamento supracitado para uma melhoria contínua nas práticas relacionadas com a Segurança em Ressonância Magnética.

A recolha de dados do ruído acústico seguiu uma metodologia de engenharia bem implementada, permitindo saber os reais níveis de exposição ao ruído acústico nas salas técnicas existentes no Departamento, assim como os níveis de exposição às diferentes sequências de pulso em vários protocolos de imagem a que os doentes estão sujeitos durante um exame, testando também diversos parâmetros das sequências. Esta avaliação permitiu a proposta de melhorias e consequente implementação das mesmas.

Quanto à exposição aos campos magnéticos estático e dependentes do tempo, foram utilizadas diferentes metodologias para cada tipo de campo eletromagnético. O campo magnético estático foi estudado fazendo uma análise dos mapas de instalação e respetivas linhas de isocampo de cada equipamento, enquanto que os campos magnéticos dependentes do tempo foram estudados, implementando um método experimental inovador, através da criação de uma espira de prova em circuito aberto ligada por um cabo coaxial a um osciloscópio digital de 200 MHz. Esta espira teve como finalidade a medição da força eletromotriz induzida pelos campos magnéticos dependentes do tempo, avaliando o nível de exposição aos mesmos, uma vez que a força eletromotriz é diretamente proporcional à intensidade deste tipo de campos magnéticos. Estas duas avaliações distintas permitiram determinar quais as posições dentro de uma sala de exames onde os profissionais de saúde poderão estar mais expostos aos campos eletromagnéticos, permitindo a adoção de melhores práticas.

Como conclusões, pode-se afirmar que a identificação dos níveis de exposição ao ruído acústico e aos campos eletromagnéticos em Ressonância Magnética permitiu a sugestão e implementação de Boas Práticas, onde, também, a formação contínua em Segurança nesta área é determinante.

Palavras Passe: Segurança, Ressonância Magnética, Ruído Acústico, Campos Eletromagnéticos, Boas Práticas.

Abstract

Magnetic Resonance is a Medical Imaging method that does not use ionizing radiation on its image acquisition process. However, this fact does not mean that it does not have risks and effects on patients and health professionals. For its operation, Magnetic resonance requires three types electromagnetic fields: i) a static magnetic field; ii) gradient fields, and iii) radiofrequency fields. These electromagnetic fields have risks and effects and their understanding by workers in Magnetic Resonance environments is essential for Best Practices. The present thesis intends to contribute for the existence of Best Practices in the Magnetic Resonance Department of Centro Hospitalar e Universitário São João, developing methodologies regarding the exposure to acoustic noise from the equipment and its different pulse sequences, as well as the exposure to the static magnetic field and time-varying magnetic fields (gradient and radiofrequency fields). In parallel, it was intended to implement Best Practices in this Department for a continuous improvement in practices related to Magnetic Resonance Safety.

Acoustic noise data collection followed a well implemented engineering methodology, allowing to know the real acoustic noise exposure levels in the existing Department technical rooms, as well as the exposure levels to different pulse sequences in a variety of imaging protocols that patients are subjected during an examination, also testing various sequence parameters. This evaluation allowed the proposal of improvements and the consequent implementation of them.

For the exposure to static and time-varying magnetic fields, different methodologies were used for each type of electromagnetic field. The static magnetic field was studied by making an analysis of the installation maps and respective fringe fields of each equipment, while the time-varying magnetic fields were studied, implementing an innovative experimental method, through the creation of a probe coil in an open circuit connected by a coaxial cable to a 200 MHz digital oscilloscope. This coil was used to measure the electromotive force induced by time-varying magnetic fields, evaluating the level of exposure to them, since the electromotive force is directly proportional to the intensity of these type of magnetic fields. These two different evaluations allowed the determination of certain positions within an examination room where workers may be more exposed to electromagnetic fields, allowing the adoption of Best Practices.

Concluding, it can be affirmed that the identification of the levels of exposure to acoustic noise and electromagnetic fields in Magnetic Resonance allowed to suggest and implement Best Practices, where, continuous training in Safety in this area is crucial.

Keywords: Safety, Magnetic Resonance, Acoustic Noise, Electromagnetic Fields, Best Practices.

Índice

Agradecimentos ... iii

Resumo ... iv

Abstract ... v

Índice de Siglas e Abreviaturas ... x

Índice de Figuras ... xiii

Índice de Tabelas ... xxii

1 Introdução ... 1

2 Estado de Arte ... 7

2.1 História da Ressonância Magnética ... 9

2.2 Ressonância Magnética em Portugal ... 12

2.3 Indicações Clínicas da RM ... 15

2.4 Princípios físicos básicos da RM ... 16

2.5 Formação da Imagem em RM ... 24

2.6 Principais Sequências de Pulso em RM ... 24

2.7 Ponderações de Imagem em RM ... 28

2.8 Equipamento em Ressonância Magnética ... 29

2.8.1 Bobina Supercondutora para criação do campo magnético estático ... 29

2.8.2 Bobinas Gradientes de Campo ... 30

2.8.3 Campos de Radiofrequência ... 33

2.9 Segurança em Ressonância Magnética ... 34

2.9.1 Blindagem em RM ... 34

2.9.2 Zonas de Segurança em RM ... 38

2.9.3 Dinâmica de um Departamento de RM ... 42

2.9.4 Triagem dos doentes e profissionais de saúde ... 45

2.9.5 Riscos e Efeitos do Campo Magnético Estático ... 47

2.9.6 Riscos e Efeitos dos Gradientes de Campo ... 61

2.9.7 Riscos e Efeitos dos Campos de Radiofrequência ... 64

2.10 Ruído Acústico em RM ... 70

2.10.1 Características do Ruído Acústico ... 70

2.10.2 Tipos de Ruído Acústico ... 73

2.10.3 Efeitos Deletérios do Ruído Acústico ... 74

2.10.4 Ruído Acústico em Ressonância Magnética ... 75

2.11 Enquadramento Legal e Normativo ... 77

2.11.1 Campos Eletromagnéticos ... 78
2.11.1.1 Campo Magnético Estático ... 80
2.11.1.2 Gradientes de Campo ... 81
2.11.1.3 Campos de Radiofrequência ... 83
2.11.2 Ruído Acústico ... 84
2.12 Dispositivos Médicos Implantáveis e Interação com RM ... 85

3 Objetivos da Tese ... 87
3.1 Objetivos Específicos da Tese ... 87
3.2 Boas Práticas e Formação Contínua ... 88

4 Exposição ao Ruído Acústico em Ressonância Magnética ... 92
4.1 Medição do Ruído Acústico em Ambientes de RM ... 93
4.2 Estudos Prévios Realizados ... 93
4.3 Materiais e Métodos ... 96
4.3.1 Primeira etapa experimental ... 99
4.3.2 Segunda etapa experimental ... 101
4.4 Resultados ... 107
4.4.1 Ruído Acústico nas duas salas técnicas (zona III) ... 107
4.4.2 Ruído Acústico das diferentes sequências utilizadas em RM (Zona IV) ... 110
4.4.2.1 Resultados dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} dos dois equipamentos gerais ... 113
4.4.2.2 Resultados relativos aos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} por região anatómica ... 117
4.4.2.3 Resultados dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} por tipo de sequência ... 126
4.4.2.4 Resultados dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} com alterações de parâmetros ... 138
4.4.2.5 Resultados para diferentes protocolos/patologias ... 145
4.4.2.6 Resultados relativos à razão sinal-ruído e razão contraste-ruído ... 148
4.4.2.7 Gráficos da intensidade do ruído acústico nos diferentes tipos de sequências ... 152
4.5 Discussão ... 155
4.5.1 Ruído Acústico nas duas salas técnicas (Zona III) ... 155
4.5.2 Ruído Acústico das diferentes sequências em RM (Zona IV) ... 162
4.6 Resumo do Capítulo ... 190

5 Exposição aos Campos Magnéticos Estáticos e Dependentes do Tempo em Ressonância Magnética ... 192
5.1 Estudos Prévios Realizados ... 193
5.2 Materiais e Métodos ... 194
5.2.1 Campos Magnéticos Estáticos ... 194
5.2.2 Campos Magnéticos Dependentes do Tempo ... 196
5.3 Resultados ... 204
5.3.1 Análise da Exposição aos Campos Magnéticos Estáticos ... 204

5.3.2 Caracterização Espacial dos Campos Magnéticos Dependentes do Tempo numa Sequência GE..... 207
5.4 Discussão 218
5.4.1 Campos Magnéticos Estáticos 218
5.4.2 Campos Magnéticos Dependentes do Tempo 223
5.5 Resumo do Capítulo 237

6 Boas Práticas num Departamento de Ressonância Magnética 239
6.1 Terminologia relacionada com segurança em RM 240
6.2 Zonas de Segurança num Departamento de RM 241
6.3 Sinalização adequada do Departamento de RM 242
6.4 Triagem dos doentes e possíveis acompanhantes 243
6.5 Realização de um exame de RM 244
6.6 Exposição dos doentes e profissionais aos campos magnéticos estáticos 245
6.7 Exposição dos doentes e profissionais aos gradientes de campo 246
6.8 Exposição dos doentes e profissionais aos gradientes de campo – Ruído Acústico 247
6.9 Exposição dos doentes aos campos de RF 248
6.10 Realização de uma RM a um doente com um dispositivo cardíaco implantável 249
6.11 Realização de uma RM a um doente com um neuroestimulador cerebral 250
6.12 Situação de Emergência – Paragem Cardiorrespiratória 251
6.13 Situação de Emergência – Incêndio 251
6.14 Situação de Emergência – Polícia 252
6.15 Situação de Emergência – Efeito Míssil ou Projétil 252
6.16 Situação de Emergência – *Quenching* 253
6.17 Plano de Formação num departamento de RM de diferentes profissionais 254

7 Conclusões 257
7.1 Trabalho Futuro 264
7.2 Considerações Finais 264
7.3 Publicações 265

8 Referências Bibliográficas 270

Anexos 289
Anexo I - Distribuição Espacial e Extensão das linhas de isocampo do equipamento de RM de 1.5T do Departamento de RM do CHUSJ 290
Anexo II - Distribuição Espacial e Extensão das linhas de isocampo do equipamento de RM de 3 T do Departamento de RM do CHUSJ 291
Anexo III – Certificado de verificação do Sonómetro Brüel & Kjær, modelo 2250 (SSO do CHUSJ) 292

Anexo IV – Questionário de Segurança utilizado anteriormente a este estudo nos doentes do Departamento de RM do CHUSJ 293

Anexo V – Proposta de novo Questionário de Segurança para realização aos doentes para o Departamento de RM do CHUSJ – aceite e atualmente em uso 294

Anexo VI – Proposta de Questionário de Segurança para realização aos acompanhantes dos doentes para o Departamento de RM do CHUSJ – aceite e atualmente em uso 295

Anexo VII – Exemplos de Modos de Segurança para realização dos exames de RM em doentes com dispositivos cardíacos implantáveis 296

Anexo VIII – Documento interno para monitorização de um doente com um neuroestimulador cerebral ao longo de um exame de RM, por parte do Técnico de Radiologia 297

Anexo IX - Declaração de Responsável Técnico da Segurança em Ressonância Magnética do Departamento de RM do CHUSJ – Diretor de Serviço de Radiologia do CHUSJ 298

Anexo X - Declaração de Responsável Técnico da Segurança em Ressonância Magnética do Departamento de RM do CHUSJ – Técnico Coordenador de Serviço de Radiologia do CHUSJ 299

Índice de Siglas e Abreviaturas

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

ACR – *American College of Radiology*

ANSI - *American National Standard Institute*

AR – apneia respiratória

ATARP – Associação dos Técnicos de Radiologia, Radioterapia e Medicina Nuclear

B_0 – campo magnético estático

B_1 – campo de radiofrequência

CEM – campos eletromagnéticos

CISS – *Constructive Interference in Steady State*

CHUSJ – Centro Hospitalar e Universitário São João EPE

cm – centímetros

dB – decibel

DL – Decreto – Lei

DMI – dispositivos médicos implantáveis

DP – densidade protónica

ECG – eletrocardiograma

ECO – exposição cumulativa ocupacional

EMH – efeito magneto-hidrodinâmico

ENP – estimulação nervosa periférica

EPI – *echo planar imaging*

EU-OSHA – Agência Europeia para a Segurança e Saúde no Trabalho

FC – fator de correção

f.e.m. – força eletromotriz

FLAIR – *Fluid Attenuated Inversion Recovery*

FLASH – *Fast Low Angle Shot*

FID – *free induction decay*

G - Gauss

GE – gradiente eco

h - horas

HASTE – *Half Fourier Single Shot Turbo Spin Echo*

Hz - Hertz

ICNIRP – *International Commission of Non Ionising Radiation Protection*

IEC – *International Electrotechnical Commission*

IF – infravermelhos

IR – inversão recuperação

ISO – *International Organization for Standardization*

L_{Aeq} – nível sonoro contínuo equivalente

L_C – fator de correção para os níveis de ruído interior

$L_{Ex,8h}$ – exposição pessoal diária ao ruído

L_{Cpico} – nível de pressão sonora de pico

L_P – nível de pressão sonora

MHz – Megahertz

MPRAGE – *Magnetization Prepared Rapid Gradient Echo*

MRMD – *Magnetic Resonance Medical Director*

MRSE – *Magnetic Resonance Safety Expert*

MRSO – *Magnetic Resonance Safety Officer*

m – metros

MAV – malformação artério-venosa

min – minutos

ms – milissegundos

mT – militesla

mT/m – militesla / metro

$M_{X,Y}$ – magnetização transversal

M_Z – magnetização longitudinal

NA – níveis de ação

NBR – norma brasileira

NEX – número de excitações

NP – norma portuguesa

NR – Neurorradiologia

Pa – Pascal

PET – *Positron Emission Tomography*

PC – *Phase Contrast*

Q - quartil

OCDE – Organização para a Cooperação de Desenvolvimento Económico

OMS – Organização Mundial de Saúde

R – correlação

R^2 – coeficiente de determinação

RD - Radiologia

RF - Radiofrequência

RG – Radiologia Geral

RM – Ressonância Magnética

RCR – razão contraste-ruído

RSR – razão sinal-ruído

ROI – *region of interest*

RT – Radioterapia

s - segundos

SAR – *Specific Absorption Rate*

SCENIHR – *Scientific Commitee on Emerging and Newly Identified Health Risks*

SE – *spin eco*

SPRMN – Sociedade Portuguesa de Radiologia e Medicina Nuclear

SSO – Serviço de Saúde Ocupacional

STIR – *Short Tau Inversion Recovery*

T – Tesla

TC – Tomografia Computorizada

TE – tempo de eco

TI – tempo de inversão

TR – tempo de repetição

TRUFI – *True Fast Imaging with Steady State free precession*

TOF – *Time of flight*

TSE – *turbo spin eco*

UE – União Europeia

UV – ultravioleta

VLE – valores limite de exposição

VME – vetor de magnetização efetiva

vpp – valor pico a pico

Índice de Figuras

Figura 1 - Espetro Eletromagnético. 8
Figura 2 – Simbologia associada às diferentes fontes emissoras de radiação (Science Facts, 2017)..... 8
Figura 3 – Raymond Damadian e sua equipa (Fonar, 2011). 10
Figura 4 – Primeiras imagens de uma RM num ser humano (Fonar, 2011)..... 10
Figura 5 - Número de exames de RM por 1000 habitantes em Portugal (1999-2018) e linha de tendência de crescimento exponencial (OECD, 2019a)..... 12
Figura 6 – Número de exames realizados na unidade de RM do CHUSJ (2012-2018) (Departamento de Radiologia CHUSJ, 2019). 13
Figura 7 - Número de equipamentos de RM (hospitais públicos e centros privados) por milhão de habitantes em Portugal (OECD, 2019b). 14
Figura 8 –Aumento do número de exames nos EUA e crescimento exponencial de incidentes reportados (Forrest, 2011)..... 15
Figura 9 – Movimento de precessão de um núcleo, com momento magnético μ na presença de um campo magnético estático, B_0. 18
Figura 10 – Orientação espacial dos núcleos na ausência de campo magnético estático (Bushong et al., 2015). 19
Figura 11 – Orientação paralela dos spins de menor energia aquando da aplicação de campo magnético estático, resultando numa magnetização longitudinal (M_Z) (Bushong et al., 2015). 20
Figura 12 – Afastamento do vetor de magnetização efetiva de M_Z para $M_{X,Y}$, após aplicação de um impulso de RF de 90º. 21
Figura 13 – Dependência temporal da componente longitudinal da magnetização para impulsos de RF de 90º (Brix, 2008a). 22
Figura 14 – Dependência temporal da componente transversal da magnetização (Brix, 2008a). 23
Figura 15 – Sinal FID em RM (Mazzola, 2009). 23
Figura 16 – Diminuição da amplitude de forma exponencial devido à constante T2* (Brix, 2008a). 24
Figura 17 – Esquema de uma sequência usada em RM (Hammer, 2014). 25
Figura 18 – Esquema representativo de uma sequência SE e TSE (Hammer, 2014). 25
Figura 19 - Exemplo de uma sequência GE (Westbrook, 2002). 26
Figura 20 - Exemplo de uma sequência IR (Westbrook, 2002)..... 26
Figura 21 – Esquema representativo de uma sequência EPI (Hammer, 2014)..... 26
Figura 22 – Imagens de RM crânio-encefálica ponderadas em T1 (A), DP (B) e T2 (C). 28
Figura 23 – Bobina de shimming passivo e shimming ativo retirando as harmónicas indesejáveis (Elster, 2016b). 30
Figura 24 – Slew rate dos gradientes (Runyon, 2016)..... 31
Figura 25 – Exemplo de uma bobina de Helmoltz (Gonçalves, 2014). 32

Figura 26 - Bobinas de Maxwell (McRobbie et al., 2006). 32
Figura 27 – Bobinas em sela ou de Golay (McRobbie et al., 2006). 33
Figura 28 – Diferentes bobinas de RF usadas em RM (Siemens AG, 2019). 33
Figura 29 - Diagrama de um sistema de RM (McRobbie et al., 2006). 34
Figura 30 – Blindagem de uma sala de RM (Flux Medical, 2020). 35
Figura 31 - Gaiola de Faraday e respetivo rebaixamento ao nível do pavimento da sala, aquando da sua construção (Xavier, 2014). 36
Figura 32 - Projeção tridimensional da intensidade de campo gerada pelo campo magnético estático (Brix, 2008a). 37
Figura 33 – Objetos metálicas em movimento que afetam a integridade do campo magnético estático (Elster, 2016c). 38
Figura 34 – Zona II da do Departamento de RM do CHUSJ do presente estudo. 39
Figura 35 – Zona III da RM do Departamento de RM do CHUSJ do presente estudo. 39
Figura 36 – Zona IV da RM 1.5T Departamento de RM do presente estudo. 40
Figura 37 - Diagrama demonstrando o fluxo da informação e dos doentes segundo a ACR (Kanal et al., 2013). 41
Figura 38 – Exemplo de um esquema de uma unidade de RM (MHRA, 2015). 42
Figura 39 – Classificação entre "pessoal não – RM" e "pessoal – RM", segundo a ACR (Kanal et al., 2013). 45
Figura 40 – Radiografias de face e perfil direcionadas ao estudo das órbitas, demonstrando um corpo estranho metálico junto à órbita esquerda (círculo vermelho) (Liney, 2006). 46
Figura 41 – EMH num doente submetido à realização de uma RM cardíaca num equipamento de intensidade de campo 3T. 50
Figura 42 - Elevação da onda – T num ECG devido à ação de diferentes campos magnéticos estáticos com diferentes intensidades - EMH (Elster, 2017). 50
Figura 43 – EMH num vaso sanguíneo (Brix, 2008b). 51
Figura 44 – Efeito do campo magnético estático sobre a onda T do ECG (Martin et al., 2012). 51
Figura 45 – Relação entre a anatomia dos canais semicirculares, com as suas células, existentes no ouvido interno e a rotação da cabeça (Saladin, 2014). 52
Figura 46 – Ocorrência de nistagmo aquando da presença de um campo magnético estático intenso (Roberts et al., 2011). 53
Figura 47 – Ocorrência de nistagmo (velocidade de rotação do globo ocular e respetivo movimento do olho marcado a azul), ao longo do tempo das sequências, aquando da exposição a B_0 de 7T e 3T (Roberts et al., 2011). 53
Figura 48 – Efeito de atração visualizado num estetoscópio num equipamento de 1.5 T de intensidade de campo. 54
Figura 49 - Força de atração máxima à entrada do magnete (Keevil, 2016). 55

Figura 50 – Acidentes relacionados com o efeito de atração (Kopp Development, 2018). 56
Figura 51 – Acidente relacionado com o efeito de atração (Mishra, 2014)..... 56
Figura 52 – Esquema do acidente ocorrido num hospital na Índia, onde um familiar de um doente faleceu após ter sido atraído, conjuntamente com uma garrafa de oxigénio ferromagnética em direção ao equipamento de RM (Barnagarwala, 2018). 56
Figura 53 – Painel ilustrativo de segurança em RM. 57
Figura 54 - Campo magnético marginal (*fringe fields*) de um equipamento de 1.5T (McRobbie, et al., 2006). 58
Figura 55 – Comparação dos mapas de dispersão magnética num equipamento de 7T e num equipamento de 3T (Hoff et al., 2019). 59
Figura 56 – Probabilidade de ocorrência de estimulação cardíaca, de acordo com o aumento do tempo de subida dos gradientes (Formica et al., 2004). 61
Figura 57 – Correntes elétricas ocasionadas pelos gradientes de campo (Brix, 2008b)..... 62
Figura 58 – Alterações no ECG de um doente aquando da realização de diferentes tipos de sequências. 64
Figura 59 - Queimadura por contacto direto com o cabo da bobina de RF (Tsai et al., 2015)..... 65
Figura 60 - Queimadura decorrente do uso indevido de um equipamento de monitorização (oxímetro de pulso) não compatível com RM (a), provocando lesões e queimaduras graves (b), provocando necrose dos tecidos (c), levando à amputação do antebraço e mão da criança. (Haik et al., 2009). 66
Figura 61 - Queimaduras provocadas por sistema de ECG não compatível com RM (Kugel et al., 2003). 66
Figura 62 -Incidente originado por um cobertor não compatível com PET-RM (Bertrand et al., 2017). . 67
Figura 63 - Pressão sonora (µPa) e seu paralelismo com o nível de pressão sonora (dB) (Miguel, 2014). 70
Figura 64 - Transmissão das ondas sonoras no ouvido humano (Saladin, 2014). 71
Figura 65 – Áreas dinâmicas do ouvido humano (Peixoto et al., 2013). 72
Figura 66 - Forças de Laplace existentes aquando da interação entre B_0 e as correntes das bobinas de gradiente. 76
Figura 67 - Diferentes deformações das bobinas de gradiente, mediante as suas ativações (Parajuli, 2015). 76
Figura 68 – Formas de propagação do ruído acústico no interior de uma sala de exames de RM (IMEDCO, 2018). 77
Figura 69 - Limites do output dos gradientes para ENP (International Electrotechnical Comission, 2015). 82
Figura 70 - Simbologia utilizada em RM dos materiais e DMI: A) Seguro; B) Condicional ou condicionado e C) Inseguro (International Electrotechnical Comission, 2015). 86
Figura 71 – Cortes axiais entre a sequência "silenciadora" – Silenz Scan (A) e a sequência convencional usada na rotina (B) (Alibek et al., 2014)..... 95

Figura 72 - Equipamento RM de intensidade de campo 1.5T utilizado no presente estudo. 97
Figura 73 – Equipamento RM de intensidade de campo 3T utilizado no presente estudo. 98
Figura 74 – Sonómetro Brüel & Kjær®, modelo 2250, usado para as medições. 99
Figura 75 - Localizações onde foram medidas as intensidades ao ruído acústico na sala técnica da RM de 1.5T. 100
Figura 76 - Localizações onde foram medidas as intensidades ao ruído acústico na sala técnica da RM de 3T. 100
Figura 77 - Posicionamento do sonómetro e respetivo microfone conectados por um cabo extensível compatível com RM. 102
Figura 78 – Layout do programa Multifuncional para Analisadores de Ruído BZ 5503, versão 3.0.0.22. 103
Figura 79 – Utilização de um fantoma antropomórfico no estudo. 103
Figura 80 -Diferentes passos para cálculo da RSR em RM, segundo as normas do ACR. 104
Figura 81 – Colocações dos ROI para cálculo da RCR em RM. 105
Figura 82 - Diferentes fontes de emissão de ruído acústico nas duas salas técnicas. 107
Figura 83 – Gráfico boxplot para os valores de nível sonoro contínuo equivalente nas duas salas técnicas de RM. 109
Figura 84 - Gráfico boxplot para os valores de L_{Cpico} nas duas salas técnicas de RM. 110
Figura 85 – Percentagem do número de exames por área ou região anatómica no departamento de RM do CHUSJ (2012-2016) (Departamento de Radiologia CHSJ, 2019). 111
Figura 86 - Gráficos de correlação entre os valores de L_{Aeq} e L_{Cpico} e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências nos dois equipamentos. 114
Figura 87 - Gráficos de correlação entre os valores de L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências nos dois equipamentos. 115
Figura 88 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} mensurados e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências nos dois equipamentos. 115
Figura 89 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e tempo da sequência (em horas), respetivamente em todas as sequências na RM 1.5T. 116
Figura 90 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e tempo da sequência (em horas), respetivamente em todas as sequências na RM 3T. 116
Figura 91 - Gráfico boxplot para os valores da exposição pessoal diária ao ruído, de acordo com as sequências das quatro regiões anatómicas. 120
Figura 92 - Gráfico boxplot para os valores de nível de pressão sonora de pico, de acordo com as sequências das quatro regiões anatómicas. 121
Figura 93 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências medidas no protocolo de RM abdominal nos dois equipamentos. 122

Figura 94 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e tempo da sequência (em horas) e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências do protocolo de RM abdominal nos dois equipamentos. 123

Figura 95 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências medidas no protocolo de RM da coluna vertebral nos dois equipamentos. 123

Figura 96 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e tempo da sequência (em horas) e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências do protocolo de RM da coluna vertebral nos dois equipamentos. 124

Figura 97 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências medidas no protocolo de RM crânio-encefálica nos dois equipamentos. 124

Figura 98 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e tempo da sequência (em horas) e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências do protocolo de RM crânio-encefálica nos dois equipamentos. 125

Figura 99 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} mensurados e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências medidas no protocolo de RM do joelho nos dois equipamentos. 125

Figura 100 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e tempo da sequência (em horas) mensurados e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências do protocolo de RM do joelho nos dois equipamentos. 126

Figura 101 – Gráfico *boxplot* para os valores da exposição pessoal diária ao ruído, de acordo com os quatro tipos de sequências analisadas em cada equipamento. 134

Figura 102 - Gráfico *boxplot* para os valores de pressão sonora de pico, de acordo com os quatro tipos de sequências analisadas em cada equipamento. 135

Figura 103 - Gráficos *boxplot* para os parâmetros $L_{ex,8h}$ (103A) e L_{Cpico} (103B) para as sequências 3D e 2D na RM 1.5T. 136

Figura 104 - Gráficos *boxplot* para os parâmetros L_{Cpico} (104A) e L_{Cpico} (104B) para as sequências 3D e 2D na RM 3T. 137

Figura 105 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ sem e com utilização de um pulso de RF "extra" de saturação de gordura na RM 1.5T. 139

Figura 106 – Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ sem e com utilização de um pulso de RF "extra" de saturação de gordura na RM 3T. 140

Figura 107 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ com espessura de corte de 5 mm e 3 mm, respetivamente, na RM 1.5T na região crânio-encefálica. 141

Figura 108 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ com espessura de corte de 5 mm e 3 mm, respetivamente na RM 3T para a região crânio-encefálica. 142

Figura 109 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ de acordo com os diferentes planos de corte utilizados nas sequências do protocolo de RM crânio-encefálica para a RM 1.5T. 143

Figura 110 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ de acordo com os diferentes planos de corte utilizados nas sequências do protocolo de RM crânio-encefálica para a RM 3T. 144

Figura 111 – Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de esclerose múltipla (estudo crânio-encefálica). 146

Figura 112 - Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de tumores cerebrais (estudo crânio-encefálico). 146

Figura 113 - Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de malformações arteriovenosas (estudo crânio-encefálico). 147

Figura 114 - Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de doença degenerativa discal da coluna vertebral. 147

Figura 115 - Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de patologia hepática (estudo abdominal). 148

Figura 116 – Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T1 SE utilizada em RM crânio-encefálica. 152

Figura 117 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 TSE utilizada em RM crânio-encefálica. 152

Figura 118 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 FLAIR utilizada em RM crânio-encefálica. 152

Figura 119 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 GE utilizada em RM crânio-encefálica. 152

Figura 120 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T1 MPRAGE GE 3D utilizada em RM crânio-encefálica. 153

Figura 121 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência EPI utilizada na difusão de imagem por RM crânio-encefálica. 153

Figura 122 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência TOF 2D utilizada em RM crânio-encefálica. 153

Figura 123 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 HASTE localizadora utilizada em RM crânio-encefálica. 153

Figura 124 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T1 IN/OUT GE utilizada em RM abdominal. 154

Figura 125 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 HASTE utilizada em RM abdominal. 154

Figura 126 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência TRUFI (GE) utilizada em RM abdominal. 154

Figura 127 – Localização das portas das salas de exames em relação à sala técnica, na RM 1.5T e na RM 3T. 156

Figura 128 - Patilhas de aço inoxidável existentes na porta da sala de RM e aumento da atenuação do ruído acústico pelo sistema de blindagem usado em RM, dependendo da frequência (em Hz) (ETS Lindgren, 2015). 161

Figura 129 – Mercado global de RM, de acordo com o tipo de exame realizado (Grand View Research, 2018). 162

Figura 130 – Perfil respiratório regular de um doente que realizou colangio-RM na RM 1.5T – $L_{ex,8h}$ = 75.8 dB(A). 170

Figura 131 - Perfil respiratório irregular de um doente que realizou colangio-RM na RM 1.5T – $L_{ex,8h}$ = 79.5 dB(A). 171

Figura 132 – Imagens de duas colangio-RM em doentes diferentes. 171

Figura 133 - Abafadores existentes do departamento de RM do presente estudo. 172

Figura 134 - Proteção auditiva adequada para um recém-nascido em RM (TroykaMed, 2018). 172

Figura 135 - Dispositivo criado por Nordell et al. para redução da pressão sonora (Nordell et al., 2009). 173

Figura 136 –Paralelismo entre o funcionamento e física da sequência IR com a variação da intensidade sonora ao longo do tempo de aquisição. 175

Figura 137 – Codificação e formação da imagem em aquisições volumétricas 3D (Westbrook et al., 2013) 176

Figura 138 – Comparação entre os processos de obtenção de imagem em sequências 2D e 3D e respetivos tempos de aquisição das sequências (Plein et al., 2011). 177

Figura 139 – Situação real versus situação virtual aquando da realização de uma sequência 3D TOF no presente estudo e respetiva alteração dos valores de tempo de aquisição e de $L_{EX,8h}$. 178

Figura 140 – Mapa de instalação e respetivas isocampo, do equipamento RM 1.5T. 195

Figura 141 - Mapa de instalação e respetivas linhas de campo, do equipamento RM 3T. 195

Figura 142 – Osciloscópio de 200MHz, de marca Agilent®, modelo DSO1024A, utilizado no presente trabalho de investigação. 196

Figura 143 – Antena criada através de uma espira metálica para medição da voltagem induzida pelas sequências de RM. 197

Figura 144 – Esquema da montagem experimental criada para medição da f.e.m. induzida na espira. . 197

Figura 145 – Fotografia da montagem experimental do presente trabalho de investigação. 198

Figura 146 - Esquema da localização da espira à entrada do magnete. 198

Figura 147 – Localização da espira de medição à entrada do magnete. 199
Figura 148 – Esquema representativo das medições realizadas na RM 3T. 200
Figura 149 - Esquema representativo das medições realizadas na RM 1.5T. 201
Figura 150 – Valor medido em cada uma das posições da antena, da amplitude de sinal (seta vermelha). 202
Figura 151 – Valores observados no osciloscópio, com ênfase ao valor analisado no presente estudo – vpp do sinal (seta vermelha). 203
Figura 152 – Otimização da análise do sinal da f.e.m. no osciloscópio. 203
Figura 153 – Equipamento de RM 1.5T, com respetivos valores de exposição e distância ao isocentro. 204
Figura 154 – Equipamento de RM 3T, com respetivos valores de exposição e distância ao isocentro. . 206
Figura 155 - Gráfico boxplot que mostra os valores da f.e.m. induzida na espira, com a mediana respetiva, em cada medição efetuada na RM 3T. 208
Figura 156 – Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido Z e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) dentro da sala de exames na RM 3T nas seis recolhas realizadas.210
Figura 157 – Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido Z e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) das seis medições realizadas no equipamento RM 3T (sobreposição de todas as curvas de valores). 211
Figura 158 – Gráfico boxplot que mostra os valores da f.e.m. induzida na espira, com a mediana respetiva, em cada medição efetuada na RM 1.5T. 212
Figura 159 - Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido Z e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) dentro da sala de exames na RM 1.5T nas seis recolhas realizadas. 214
Figura 160 - Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido Z e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) das seis medições realizadas no equipamento RM 1.5T (sobreposição de todas as curvas de valores). 215
Figura 161 - Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido X e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) dentro da sala de exames na RM 3T. 217
Figura 162 - Porta de vidro entre a área da RM 3T e o resto do departamento de RM do presente estudo. 220
Figura 163 – Painéis informativos a indicar presença de campo magnético estático em diferentes locais do serviço de RM do presente estudo. 221
Figura 164 - Mapeamento dos valores de exposição ao longo de direções específicas pela sequência GE, de acordo com as médias de valores ao longo das diferentes direções e localizações, na RM 3T. 225
Figura 165 - Mapeamento dos valores de exposição ao longo de direções específicas pela sequência GE, de acordo com as médias de valores ao longo das diferentes direções e localizações, na RM 1.5T. 226

Figura 166 - Fornecimento do dispositivo de alarme ao doente, de forma a poder alertar algum evento o Técnico de RD, no decorrer do exame..... 227

Figura 167 – Adoção de novas localizações por parte dos acompanhantes aquando da sua permanência dentro da sala de exames, na RM 3T. 228

Figura 168 – Adoção de novas localizações, por parte dos acompanhantes, aquando da sintomatologia relacionada com os campos magnéticos estáticos aquando da permanência dentro da sala de exames, na RM 3T. 228

Figura 169 - Adoção de novas localizações por parte dos acompanhantes aquando da sua permanência dentro da sala de exames, na RM 1.5T. 229

Figura 170 - Localizações de posicionamento da máquina injetora automática. 233

Figura 171 – Mudança de localização do médico neurorradiologista ou dos acompanhantes, por forma a minimizarem a exposição aos gradientes de campo. 233

Figura 172 – Posicionamento do doente em modo Feet First..... 234

Figura 173 – Posicionamentos Head First e Feet First e respetivos valores de exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo na RM 3T (A e B) e RM 1.5T (C e D), respetivamente. 235

Figura 174 – Exposição na parte posterior do equipamento de RM por parte do Técnico de RD. 235

Figura 175 – Medidas preventivas e corretivas a ter em conta quanto à exposição ao ruído acústico.... 260

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Fontes naturais e artificiais dos diferentes tipos de radiação. 8

Tabela 2 - Principais desenvolvimentos e descobertas no campo da RM (Kaiser, 2007). 9

Tabela 3 – Núcleos ativos em RM, seu spin (I), sua abundância natural e no corpo humano e respetiva razão giromagnética (Brix, 2008a; Brown et al., 2003). 17

Tabela 4 - Diferentes tipos de magnetes usados na prática clínica e suas características (Brix, 2008a). .. 29

Tabela 5 – Distâncias mínimas entre o isocentro do equipamento de RM e grandes objetos metálicos em movimento (Xavier, 2014). 37

Tabela 6 – Principais características das diferentes forças e interações presentes aquando da exposição de um corpo humano e outros materiais a um campo magnético externo (Kangarlu et al., 2014). 48

Tabela 7 – Distribuição do campo marginal (fringe fields) de um equipamento de 1.5T e outro de 3T de intensidade de campo (Wood et al., 2011). 58

Tabela 8 – Sintomas e efeitos de B_0 sobre os indivíduos bem sustentados e alvos de controvérsia na literatura. 60

Tabela 9 – Órgãos mais propensos à ENP de acordo com a bobina gradiente selecionada (Schaefer et al., 2000). 63

Tabela 10 - Divisão do espetro eletromagnético em função da absorção de energia pelas diferentes partes do organismo humano (Crook et al., 2009). 68

Tabela 11 – Riscos e/ou efeitos dos três diferentes CEM existentes na RM. 69

Tabela 12 - Limites ocupacionais de intensidade de B_0 para a ICNIRP e IEC. 81

Tabela 13 – Níveis de ação para densidades o fluxo magnético de campos magnéticos estáticos de acordo com potenciais perigos (Assembleia da República, 2017). 81

Tabela 14 - Limites de RF aplicáveis em RM. 83

Tabela 15 - Limites de SAR e temperatura corporal da IEC (International Electrotechnical Comission, 2015). 83

Tabela 16 – Sumário dos VLE para os três CEM existentes em RM para os doentes. 83

Tabela 17 – Sumário dos VLE para os três CEM existentes em RM para a exposição ocupacional. 83

Tabela 18 - Valores limites de exposição e de ação, segundo o Decreto-Lei nº182/2006, de 6 de setembro (Assembleia da República, 2006). 84

Tabela 19 - Normas e especificações importantes para cada tipo de DMI (passivo ou ativo). 86

Tabela 20 - Funções e Responsabilidades do MRMD, MRSO e MRSE. 90

Tabela 21 – Diferentes estudos realizados à exposição do ruído acústico em RM. 94

Tabela 22 - Especificações dos equipamentos de RM utilizados nas recolhas de dados. 97

Tabela 23 – Fatores de correção usados para cálculo da RSR, tendo em conta o número de canais das bobinas de RF (Aldokhail, 2017). 105

Tabela 24 – Valores máximos, média e desvio padrão de L_{Aeq} nas duas salas técnicas, somando todas as medições. 108

Tabela 25 – Valores da média de L_{Aeq} nas duas salas técnicas, diferenciando o tipo de medição: normais condições de trabalho e apenas as principais fontes emissoras em funcionamento. 109

Tabela 26 – Valores máximos, da média e desvio padrão de L_{Cpico} nas duas salas técnicas, somando todas as medições. 109

Tabela 27 – Valores de $L_{EX,8h}$ para todas as fontes emissoras nas duas salas técnicas. 110

Tabela 28 – Sequências realizadas na região abdominal. 111

Tabela 29 - Sequências utilizadas na região crânio-encefálica. 112

Tabela 30 – Sequências realizadas na região da coluna vertebral. 112

Tabela 31 – Sequências utilizadas nas extremidades, nomeadamente no joelho 113

Tabela 32 – Valores da média, desvio padrão e valores máximos de L_{Aeq} nos dois equipamentos. 113

Tabela 33 – Valores da média, desvio padrão e valores máximos de $L_{ex,8h}$ nos dois equipamentos 113

Tabela 34 - Valores da média, desvio padrão e valores máximos de L_{Cpico} nos dois equipamentos. 113

Tabela 35 - Valores da média, desvio padrão e valores máximos de L_{Aeq} nos dois equipamentos, por região anatómica. 117

Tabela 36 - Valores da média, desvio padrão e valores máximos de $L_{ex,8h}$ nos dois equipamentos, por região anatómica. 118

Tabela 37 - Valores da média, desvio padrão e valores máximos de L_{Cpico} nos dois equipamentos, por região anatómica. 119

Tabela 38 – Valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} das sequências utilizadas na região crânio-encefálica nos dois equipamentos. 127

Tabela 39 – Redução de pressão sonora entre os equipamentos para as sequências medidas no protocolo da região crânio-encefálica. 128

Tabela 40 – Valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} das sequências utilizadas na região abdominal nos dois equipamentos. 129

Tabela 41 – Redução de pressão sonora entre os equipamentos para as sequências medidas no protocolo abdominal. 129

Tabela 42 – Valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} das sequências utilizadas na região da coluna vertebral nos dois equipamentos. 130

Tabela 43 – Redução de pressão sonora entre os equipamentos para as sequências medidas no protocolo de coluna vertebral. 130

Tabela 44 – Valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} das sequências utilizadas na região do joelho nos dois equipamentos. 131

Tabela 45 – Redução de pressão sonora entre os equipamentos para as sequências medidas no protocolo de joelho. 131

Tabela 46 – Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências SE e GE nos dois equipamentos. 132

Tabela 47 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências SE e IR nos dois equipamentos. 132

Tabela 48 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências SE e EPI nos dois equipamentos. 132

Tabela 49 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências GE e IR nos dois equipamentos. 133

Tabela 50 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências GE e EPI nos dois equipamentos. 133

Tabela 51 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências IR e EPI nos dois equipamentos. 133

Tabela 52 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências 2D e 3D nos dois equipamentos. 136

Tabela 53 – Exposição ocupacional do médico NR durante um exame de RM crânio-encefálica funcional. 138

Tabela 54 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências sem e com utilização de um pulso extra de saturação de gordura na RM de 1.5T. 139

Tabela 55 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora (L_{Aeq}) entre sequências sem e com utilização de um pulso extra de saturação de gordura na RM de 3T. 140

Tabela 56 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências com 5mm e 3 mm de espessura de corte na RM de 1.5T na região crânio-encefálica. 141

Tabela 57 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências com 5mm e 3 mm de espessura de corte na RM de 3T para a região crânio-encefálica. 142

Tabela 58 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências com diferentes planos de corte na RM de 1.5T. 144

Tabela 59 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências com diferentes planos de corte na RM de 3T. 145

Tabela 60 – Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração do valor do NEX na RM 1.5T. 149

Tabela 61 - Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração do valor da matriz de imagem na RM 1.5T. 149

Tabela 62 - Valores da RSR, RCR e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração da espessura de corte na RM 1.5T. 150

Tabela 63 - Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração do valor do NEX na RM 3T. 150

Tabela 64 - Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração do valor da matriz de imagem na RM 3T. 151

Tabela 65 - Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração da espessura de corte na RM 3T. 151

Tabela 66 – Comparação do presente estudo com outros estudos realizados. 156

Tabela 67 – Comparação dos valores de ruído acústico do presente estudo com a legislação portuguesa e normas internacionais. 157

Tabela 68 – Valores máximos recomendados de níveis de pressão sonora pela EU-OSHA em diferentes contextos profissionais (EU-OSHA, 2005). 160

Tabela 69 - Métodos técnicos e de engenharia em RM desenvolvidos para diminuição da exposição ao ruído acústico. 164

Tabela 70 - Exemplo dos valores L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$, L_{Cpico} e duração da sequência T1 IN/OUT usada em estudos abdominais em ambos os equipamentos. 165

Tabela 71 – Comparação dos valores de exposição do presente estudo com estudos prévios para a região crânio-encefálica. 181

Tabela 72 – Valores de exposição ao ruído em sequências com pulso de saturação de gordura e sequências STIR no presente estudo. 183

Tabela 73 – Seleção das bobinas de gradiente de acordo com a função desempenhada e planos de corte. 184

Tabela 74 – Valores das sequências HASTE nos planos axial e coronal na RM 1.5T. 185

Tabela 75 – Parâmetros principais em RM e sua manipulação, afetando a RSR, resolução espacial, tempo de aquisição e exposição ao ruído acústico. 186

Tabela 76 – Resumo dos efeitos e riscos biológicos e mecânicos dos campos magnéticos estáticos e campos magnéticos dependentes do tempo em RM. 192

Tabela 77 – Estudos realizados sobre a exposição aos campos magnéticos estáticos e campos magnéticos variáveis no tempo. 193

Tabela 78 – Intensidade de B_0 em diferentes postos de trabalho, de acordo com as funções e tarefas desempenhadas pelos profissionais de saúde na RM 1.5T. 205

Tabela 79 – Intensidade de B_0 em diferentes postos de trabalho, de acordo com as funções e tarefas desempenhadas pelos profissionais de saúde na RM 3T. 206

Tabela 80 – Valores da f.e.m., vpp em mV, em cada posição da espira em Z crescente e decrescente na RM 3T. 207

Tabela 81 – Valores da média, desvio padrão e erro padrão da média da f.e.m. induzida na espira de acordo com a posição relativa da espira na RM 3T. 208

Tabela 82 - Valores da f.e.m., vpp em mV, em cada posição da espira em Z crescente e decrescente na RM 1.5T. 211

Tabela 83 – Valores da média, desvio padrão e erro padrão da média da f.e.m. induzida na espira de acordo com a posição relativa da espira na RM 1.5T. 213

Tabela 84 – Comparação entre os valores da f.e.m. induzida na espira (mV) nos dois equipamentos de RM do presente estudo..... 215

Tabela 85 – Valores da f.e.m. induzida na espira pela sequência de pulso GE em posições específicas na RM 3T, no sentido do eixo X..... 216

1 Introdução

A Ressonância Magnética (RM) é uma técnica de Imagem Médica em contínuo avanço tecnológico, com uma grande aceitação no seio da comunidade médico-científica. Desde a realização da primeira RM num organismo humano, em 1977, por Raymond Damadian (Kaiser, 2007), vários foram os desenvolvimentos desta técnica de imagem. De realçar que a primeira RM com valor clínico e diagnóstico num doente foi realizada a 28 de agosto de 1980, no *Aberdeen Royal Infirmary* (Stalker, 2018).

O interesse e aplicabilidade desta técnica imagiológica são espelhados num número crescente de exames realizados, assim como no número de equipamentos instalados a nível mundial e, como tal, Portugal não foge à regra. Dados da Organização para a Cooperação e Desenvolvimento Económico (OCDE), em 1999, em Portugal realizavam-se cerca de 3.1 exames de RM por cada mil habitantes, sendo que, em 2018, realizaram-se 48 exames por cada mil habitantes (OECD, 2019a). A maior aceitação no seio da comunidade médico-científica recai no facto deste método de Imagem Médica estudar não só a anatomia dos órgãos, mas também processos fisiológicos importantes, através das suas técnicas avançadas de imagem, tais como a difusão e perfusão por RM, RM funcional, entre outras. Também permite estudar processos bioquímicos e metabólicos através da técnica de espetroscopia por RM. Ainda salienta-se, que a RM está cada vez mais a ser utilizada em procedimentos de intervenção, tais como biópsias da mama e da próstata, sendo procedimentos minimamente invasivos, tornando-se, portanto, mais toleráveis por parte dos doentes. Hoje em dia, também existem equipamentos de RM intraoperatória, onde o clínico poderá, dessa forma, fazer um acompanhamento mais rigoroso ao longo da cirurgia.

Outra das razões principais para o aumento de solicitações de exames de RM é a não utilização de radiação ionizante, não tendo, portanto, os mesmos efeitos deletérios e cumulativos de técnicas imagiológicas que utilizam radiação ionizante no seu método de aquisição de imagens, tais como a Tomografia Computorizada (TC) e a Radiologia Geral (RG), entre outras. Outra grande vantagem em relação a outras técnicas de imagem é a sua capacidade em tirar partido do contraste natural das estruturas anatómicas e dos tecidos biológicos, tendo apenas como determinante as propriedades magnéticas dos tecidos (Brown et al., 2003; Bushong et al., 2015; Gibby, 2005; McRobbie et al., 2006).

Atualmente, a RM é o exame de primeira linha para uma vasta gama de patologias. Várias são as sociedades nacionais e internacionais devidamente reconhecidas que indicam que a RM é fulcral e decisiva para um diagnóstico final de muitas patologias e, muitas vezes, para o acompanhamento da evolução da doença (ACR, 2019; European Commission, 2000; Remedios et al., 2017; SPRMN, 2003). A RM é útil no diagnóstico de patologia infeciosa, tumoral, inflamatória, ortopédica, reumatológica, entre outras. Em doentes em idade pediátrica e doentes grávidas, a RM também se torna o exame de eleição em várias normas e linhas de orientação das Sociedades de Radiologia internacionais (ACR, 2019; Remedios et al., 2017; WHO, 2016), não produzindo efeitos a longo prazo nesses doentes (WHO, 2016).

A Organização Mundial de Saúde (OMS) refere nas suas publicações que a RM é geralmente segura para os doentes, uma vez que não utiliza radiação ionizante. Contudo, nenhuma tecnologia é totalmente segura, surgindo riscos aquando da sua utilização.

Assim, apesar de não utilizar radiação ionizante no seu processo de aquisição de imagem, não significa que a RM não apresente riscos e efeitos sobre os doentes e trabalhadores. Para o seu funcionamento, a RM utiliza três tipos de campos eletromagnéticos (CEM):

1. Campo magnético estático (B_0) uniforme com uma determinada intensidade de campo;
2. Gradientes de campo, cuja intensidade varia numa determinada localização quando se aplicam e retiram;
3. Campos de radiofrequência (RF) (B_1).

Todos estes três CEM possuem efeitos e riscos associados a cada um deles. Inclusivamente, a Comissão Europeia, através do seu *Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks (SCENIHR)*, refere que o recente aumento do uso da RM e futuros desenvolvimentos da técnica, em termos de equipamentos e novas sequências de imagem, levam um maior nível de exposição dos profissionais de saúde e dos doentes. A utilização massiva desta técnica de imagem tem despertado a comunidade científica para realizar mais estudos na avaliação do risco da exposição aos CEM na saúde, quer do trabalhador, quer do doente (SCENIHR, 2009).

Sabendo os efeitos e riscos associados a um ambiente relacionado com CEM, como é um departamento de RM, trabalha-se de uma forma mais segura, tanto para os doentes, como para os profissionais de saúde. Todos os locais de trabalho requerem ações e medidas que ofereçam segurança ao ambiente envolvente. Todos os profissionais de saúde que laborem num departamento de RM desejam que o seu desempenho profissional ocorra num ambiente em que, tanto a sua saúde, como a do doente e de todos os que o rodeia, esteja protegida, sendo que as ocorrências de situações de perigo e efeitos deletérios tenham a tradução mínima ou mesmo nula ao longo da rotina laboral.

Os CEM utilizados em RM possuem bastantes riscos e efeitos associados sobre os doentes e profissionais de saúde, estando bem documentados na literatura (Crook et al., 2009; Formica et al., 2004; Goldberg, 2007; Hanson, 2016; Hartwig et al., 2009; Kangarlu et al., 2000; McRobbie, 2012; Tsai et al., 2015).

Porém, o estudo aqui apresentado não se debruçou na análise desses efeitos nos doentes e profissionais de saúde, mas sim na exposição, em primeiro lugar ao ruído acústico produzido pelos equipamentos de RM através das suas diferentes sequências de pulso (dentro e fora das salas de exame) e, numa segunda fase, na exposição ao campo magnético estático em diferentes localizações e aos campos magnéticos dependentes do tempo produzidos por sequências de pulso de RM aquando da sua ativação, em diferentes localizações dentro das salas de exame.

Assim, numa primeira fase do estudo desta tese, pretendeu-se ter a perceção dos reais valores de exposição ao ruído acústico das diferentes sequências de pulso usadas em diferentes protocolos de imagem em RM.

A OMS afirma que a exposição ao ruído acústico é recorrente em quase todos os setores produtivos da sociedade (WHO, 2015). Um departamento de RM, localizado dentro de instituições de saúde, faz parte desses setores da sociedade.

Os níveis elevados de ruído acústico são reconhecidos como sendo um dos riscos mais significativos e frequentes nos ambientes laborais, criando barreiras à comunicação, prejudicando os normais fluxos de trabalho e informação, levantando também problemas relacionados com a ansiedade e irritação (Arezes, 2002; Arezes et al., 2012; Lee et al., 2012). Associado à claustrofobia, o ruído acústico aumenta o receio dos doentes em realizar uma RM, sendo este um dos exames imagiológicos que gera mais ansiedade e desconforto aos doentes (Mcnulty et al., 2009; Munn et al., 2015; Tischler et al. , 2008).

Os problemas de comunicação gerados pela maior exposição ao ruído acústico podem levar ao maior acometimento de incidentes ou acidentes, alterando e prejudicando os normais fluxos de trabalho nos ambientes laborais. Para tal, numa primeira análise à exposição ao ruído acústico foi realizada uma abordagem da exposição ao ruído acústico nas salas técnicas adjacentes às salas de exames, onde está localizada a principal fonte emissora de ruído acústico – o equipamento de RM. Essa abordagem não se encontra ainda descrita na literatura, parecendo ser uma visão importante, visto que é nessa sala técnica (ou sala de comandos) que se tomam decisões muito importantes em termos de protocolo de exame para se obterem imagens de diagnóstico com excelente acuidade e onde vários profissionais de saúde se localizam ao longo da duração dos exames em RM. Ainda nesta sala técnica são tomadas decisões acerca do funcionamento normal do turno de trabalho, sendo uma boa comunicação fulcral para o normal fluxo de trabalho. Daí o interesse de se saber qual a exposição a que os profissionais de saúde estão sujeitos nessa localização, por forma a serem tomadas medidas preventivas e/ou corretivas para minimizar a exposição ao ruído acústico.

Por outro lado, sabe-se também que na aquisição de imagem por RM utilizam-se vários tipos de sequências de pulso, dependendo da indicação clínica de cada doente e da região anatómica estudada, que geram imagens diferentes e que, em conjunto, permitem um melhor diagnóstico. Cada uma dessas sequências tem um funcionamento diferente em termos físicos, fazendo com que ocorra a geração de diferentes tipos de ruídos ao longo de um exame de RM. Torna-se, então, importante saber qual a real exposição ao ruído acústico em cada tipo de sequência de pulso em RM. Na literatura disponível sobre esta temática, apenas foram estudadas algumas sequências de pulso em RM e não a sua totalidade. Pretendeu-se, assim, com o presente trabalho ter uma melhor perceção do nível de exposição ao ruído acústico dos profissionais e dos doentes, em cada sequência e protocolo, de acordo com diferentes equipamentos com intensidades de campo distintas.

Derivado a essa grande variabilidade de ruídos que podem ser produzidos em RM pelas diferentes sequências, pode-se associar a norma 60601-2-33 da *International Electrotechnical Commission* (IEC), que preconiza limites aceitáveis para doentes e trabalhadores (International Electrotechnical Comission, 2015), assim como a legislação nacional em vigor, sendo esta aplicada aos trabalhadores. Mas, na RM torna-se difícil predizer em que circunstâncias o equipamento irá emitir níveis de ruído acústico que possam estabelecer uma situação denominada de pior cenário, em respeito à sua exposição. A justificação para isto reside no facto da variabilidade de ruído acústico produzida ao longo da aquisição das diferentes sequências. Por mais esta razão, torna-se tão importante o estudo às exposições ao ruído acústico de cada tipo de sequência de pulso em RM.

Ainda neste trabalho de investigação pretendeu-se relacionar os valores de exposição ao ruído acústico com alguns parâmetros de aquisição de imagem, os quais podem ser manipulados pelo Técnico de Radiologia (RD), de modo a se saber quais aqueles que poderão ter impacto direto na exposição ao ruído acústico. Alguns desses parâmetros, tais como a mudança do plano de corte e a diminuição da espessura de corte, foram alterados no presente estudo, de forma a confrontar os resultados obtidos com outros de estudos prévios. Já a introdução de um pulso extra de saturação de gordura e a sua relação com a exposição ao ruído acústico realizada no presente estudo é um aspeto inovador.

A análise à relação sinal-ruído (RSR) e razão contraste-ruído (RCR) também é um aspeto estudado na tese aqui apresentada. Realizando essa análise, poder-se-á relacionar esses resultados com o processo de otimização das sequências, sendo este um processo muito importante em RM.

Quanto à segunda fase do estudo desta tese, essa baseou-se na exposição aos campos magnéticos estáticos e aos campos magnético dependentes do tempo (gradientes de campo, em conjunto com os campos de radiofrequência (RF)). Segundo a OMS e a *International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection* (ICNIRP), as tecnologias que utilizam campos magnéticos estáticos têm vindo a aumentar a sua utilização e também a desenvolver campos magnéticos com maior intensidade, aumentando a exposição humana aos CEM. Estes podem ter efeitos e riscos biológicos sobre o organismo humano e também causar incidentes e/ou acidentes graves por causa dos seus riscos mecânicos (ICNIRP, 2009a). Para tal, no presente estudo procedeu-se à análise das linhas de isocampo e mapas de instalação dos equipamentos, fazendo uma distribuição de diferentes tarefas que os profissionais realizam ao longo de um dia de trabalho em diferentes localizações dentro das salas de exame, por forma a se perceber o grau de exposição ao campo magnético estático.

Com o aumento da intensidade dos campos magnéticos estáticos em RM, surge também um aumento na intensidade dos campos magnéticos dependentes do tempo utilizados para aquisição das imagens, tornando-se importante realizar a avaliação da exposição aos mesmos. Assim, nesta parte do estudo, foi concebido um método de recolha da força eletromotriz (f.e.m.) induzida num circuito por uma sequência, método esse simples, eficiente e inovador. Para tal, foi criada uma espira ou bobina de prova, em circuito aberto, ligada por um cabo coaxial a um osciloscópio, por forma a captar o sinal da f.e.m. dado pela

ativação da sequência e, consequentemente, dos campos magnéticos dependentes do tempo em diferentes localizações na sala de exames.

Desta forma, foram, então, medidos e avaliados os valores de exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo em diferentes localizações dentro das salas de exames, a que os profissionais, doentes e possíveis acompanhantes dos mesmos poderiam estar sujeitos.

Com ambas as fases do estudo, tanto da avaliação da exposição ao ruído acústico, como da exposição aos CEM em RM, puderam-se efetuar medidas corretivas e preventivas, por forma a implementar Boas Práticas num departamento de RM. Estas práticas pretendem minimizar a exposição aos CEM e ruído acústico, tanto ocupacional, como dos doentes. Os limites impostos por entidades internacionais e pela legislação em vigor pretendem proteger tanto os doentes, como os trabalhadores nas suas ocupações, quer seja a de realizar um exame para fins de saúde e bem-estar como o doente, quer seja do profissional de saúde ao prestar os cuidados. Esses limites são permissíveis e expectáveis para os proteger contra algum efeito negativo na sua saúde. No entanto, as medidas corretivas e preventivas propostas e implementadas podem impedir que esses limites sejam atingidos, diminuindo os possíveis efeitos deletérios dos CEM e ruído acústico.

A criação de Boas Práticas de segurança em RM é já um procedimento tido em conta em algumas sociedades e associações profissionais no estrangeiro e em alguns hospitais, tanto nacionais, como internacionais. A Sociedade Portuguesa de Radiologia e Medicina Nuclear (SPRMN) não tem nas suas normas nenhumas indicações escritas relacionadas com segurança em RM. Já a Associação Portuguesa dos Técnicos de Radiologia, Radioterapia e Medicina Nuclear (ATARP) publicou, em 2017, um manual, intitulado “10 Passos para uma RM Segura”, sendo um passo para a implementação de Boas e melhores Práticas relacionadas com segurança em RM. Este manual foi realizado pelo autor da presente tese, sendo um dos resultados importantes do presente trabalho de investigação.

O trabalho de investigação está organizado em oito capítulos mais os anexos da tese. Assim:

- **Capítulo 1:** corresponde à introdução ao tema.
- **Capítulo 2:** enquadramento teórico do estado da arte relacionado com o tema da tese, onde se faz referência a uma breve resenha histórica sobre a RM, a sua crescente utilização como método de imagem e sua importância clínica. Ainda neste capítulo, fala-se da física envolvente na RM, sendo o seu conhecimento muito importante, por forma a se poder entender aspetos relacionados com a segurança em RM. Será apresentado apenas um breve resumo da física usada em RM, sem ser exaustivo. A temática da segurança também é abordada neste capítulo, falando-se dos aspetos relacionados aos campos magnéticos estáticos, gradientes de campo e campos de RF. Ainda se faz referência a aspetos relacionados com o ruído acústico. O enquadramento legal e normativo também se encaixa neste capítulo relativo ao estado de arte;

- **Capítulo 3:** referem-se os objetivos gerais e mais específicos da tese. É neste capítulo que se abordam, também, as Boas Práticas e formação contínua em RM.;
- **Capítulo 4:** primeira fase do estudo experimental relacionada com a exposição ao ruído acústico. Em primeiro lugar, faz-se uma referência a estudo prévios sobre a exposição ao ruído acústico em RM. Em seguida é descrita toda a metodologia utilizada nesta fase do estudo, apresentando os resultados, fazendo a discussão dos mesmos, descrevendo e concebendo algumas Boas Práticas relacionadas com a minimização da exposição ao ruído acústico. No final deste capítulo, apresenta-se um pequeno resumo com os principais resultados do mesmo;
- **Capítulo 5:** segunda fase do estudo experimental relacionada com a exposição tanto aos campos magnéticos estáticos, como aos campos magnéticos dependentes do tempo, onde se encontra descrita toda a metodologia utilizada nesta fase de estudo, apresentando os resultados de ambas as exposições, assim como a sua discussão. Tal como na fase relacionada com a exposição ao ruído acústico, também serão descritas e concebidas melhores práticas aquando da minimização da exposição aos CEM. Também no final deste capítulo, apresenta-se um pequeno resumo com os principais resultados do mesmo;
- **Capítulo 6:** proposta de implementação de Boas Práticas num departamento de RM;
- **Capítulo 7:** conclusões das diferentes fases do estudo, com apresentação das medidas implementadas;
- **Capítulo 8:** referências bibliográficas utilizadas no decurso da tese;
- **Anexos:** corresponde aos anexos do trabalho de investigação.

2 Estado de Arte

A RM é uma modalidade da Imagiologia Médica em potencial ascensão e rápida aceitação na área da Medicina. A justificação, entre outras razões, está no facto da melhor acuidade diagnóstica desta técnica de imagem, assim como da não utilização de radiação ionizante. De facto, a RM utiliza radiação na zona das RF (80 MHz a 120 MHz) no processo de aquisição de sinal e imagem anatómica e funcional, ao contrário da radiação ionizante utilizada noutros métodos de imagem médica, nomeadamente na TC e RG, por exemplo.

O espectro eletromagnético pode ser dividido em diferentes regiões, de acordo com a sua frequência ou comprimento de onda, como está esquematizado na figura 1. As radiações não ionizantes, como as ondas RF utilizadas em RM, têm a característica de possuírem energia menor que as radiações ionizantes, incapacitando-as, portanto, de ionizarem a matéria, não evitando efeitos deletérios nos organismos vivos (Kangarlu et al., 2000).

Com os mecanismos de interação com a matéria, as radiações podem-se subdividir em:

- Radiações ionizantes: possuem elevada energia e frequência, sendo capazes de ionizar átomos e moléculas com que interagem, sendo as mais conhecidas:
    - Radiação X e radiação gama (radiações eletromagnéticas);
    - Partículas emitidas durante o decaimento nuclear, entre as quais partículas alfa, partículas beta, neutrões e também raios gama.
- Radiações não ionizantes: energia menor, sendo incapazes de ionizarem átomos e moléculas com que interagem. As mais conhecidas são:
    - Luz visível;
    - Micro-ondas, radiação infravermelha (IF) e radiação ultravioleta (UV) [*];
    - **Ondas de RF**.

As radiações não ionizantes não possuem um caráter cumulativo na dose depositada no corpo humano, ao contrário das radiações ionizantes (Hartwig et al., 2009; International Electrotechnical Comission, 2015). No entanto, produzem diferentes efeitos físicos e biológicos sobre organismos vivos e também em materiais e/ou equipamentos circundantes, como, por exemplo, o aquecimento dos tecidos no método de ablação de lesões por RF, por exemplo, ou até mesmo durante a própria realização de um exame de RM.

[*] A radiação UV encontra-se na transição entre radiação não ionizante e radiação ionizante no espetro eletromagnético (ICNIRP, 2004). A radiação UV também ioniza.

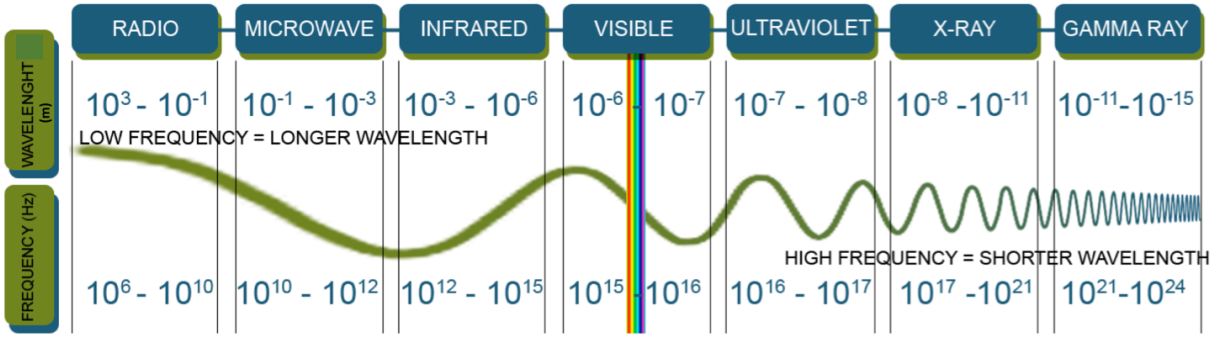


Figura 1 - Espetro Eletromagnético.
(Fonte: https://webstockreview.net/image/electricity-clipart-electromagnetic-energy/996037.html, acedido em dezembro de 2019)

Ambos os tipos de radiação possuem fontes naturais e artificiais. A Tabela 1 apresenta os diferentes tipos de radiação e algumas fontes correspondentes. Em RM, a radiação usada resulta da interação de átomos. O tipo de radiação usada em RM, a RF, caracteriza-se por impulsos com uma determinada duração e amplitude, potência e/ou intensidade, frequência própria e polarização.

Tabela 1 – Fontes naturais e artificiais dos diferentes tipos de radiação.

	RADIAÇÃO IONIZANTE	**RADIAÇÃO NÃO IONIZANTE**
FONTES NATURAIS	Raios cósmicos Minerais com núcleos radioativos Isótopos radioativos Sol	Sol
FONTES ARTIFICIAIS	Ampolas de raios-X Aceleradores de Radioterapia (RT) Energia nuclear, armas nucleares	Fototerapia neonatal Lasers; lâmpadas; LEDs **Equipamentos de RM, bobinas de RF** Indústria (soldadura) Wi-Fi, telemóveis

Internacionalmente, existem normas e símbolos que preconizam que todas as fontes emissoras de radiação e áreas adjacentes às mesmas, quer seja ionizante ou não ionizante, devem estar devidamente identificadas com simbologia adequada (figura 2).

Figura 2 – Simbologia associada às diferentes fontes emissoras de radiação (Science Facts, 2017).
À esquerda: símbolo relacionado com a radiação ionizante. A meio: símbolo relacionado com a radiação não ionizante. À direita: novo símbolo a Agência Internacional da Energia Atómica associado ao elevado risco de a radiação provocar lesões graves e até mesmo morte.

2.1 História da Ressonância Magnética

A introdução de campos magnéticos nas indústrias ocorreu no século XIX. No entanto, no campo da Imagiologia Médica, os CEM, nomeadamente na RM, foram inseridos no início dos anos 80 do século XX (Coskun, 2011; Schenck, 2005). Após o começo da sua utilização, novos conhecimentos acerca da segurança em RM e da interação dos seus CEM, tanto nos doentes, como nos trabalhadores, foram inseridos, surgindo um maior entendimento de novos riscos, desafios e paradigmas associados. A RM é das modalidades mais recentes da Imagem Médica, no entanto com décadas, mas os seus princípios matemáticos gerais advêm do século XVIII, com a transformada de Fourier, descoberta por Jean Baptiste Fourier, base das imagens em RM. Os principais desenvolvimentos e descobertas na área da RM e respetivos autores encontram-se apresentados na Tabela 2.

Tabela 2 - Principais desenvolvimentos e descobertas no campo da RM (Kaiser, 2007).

AUTORES / ANO	PRINCIPAIS DESCOBERTAS E DESENVOLVIMENTOS
Jean Baptiste Fourier (1768-1830)	Desenvolveu a transformada de Fourier, a base das imagens adquiridas em RM.
Nikola Tesla (1856-1943)	Descobriu o conceito de campo circularmente polarizado. O seu nome, posteriormente, foi utilizado pelo Sistema Internacional, como unidade para medição da potência do campo magnético.
Joseph Larmor (1857-1942)	Desenvolveu a equação que permite calcular a frequência de precessão do momento magnético nuclear sob ação de um campo magnético.
Isidor Isaac Rabi (1930s)	Estudou as propriedades magnéticas dos átomos, tornando possível os desenvolvimentos posteriores da RM. Em 1944, recebeu o Prémio Nobel da Física.
Felix Bloch e Edward Purcell (1946)	Primeiros estudos em RM. Purcell, em Harvard, que estudava os sólidos e Bloch, em Stanford, que estudava os líquidos, usaram a RM para análise química das estruturas – espetroscopia por RM.
Felix Bloch e Edward Purcell (1952)	Desenvolveram novos métodos de medição precisa do magnetismo nuclear. Em 1952, receberam o Prémio Nobel da Física.
Comissão Internacional Eletrotécnica (1956)	Unidade do Sistema Internacional de intensidade de campo magnético – Tesla (T).
Richard Ernst (1975)	Propõe a utilização das codificações de frequência e de fase em conjunto com a transformada de Fourier para aquisição das imagens em RM.
Raymond Damadian (1977)	Realizou experiências que provaram que o fenómeno de RM era útil na demonstração de sinais patológicos em tecidos vivos. Realização da primeira RM a um ser humano. Na figura 3, visualiza-se um equipamento de RM e respetiva bobina de RF bastante rudimentar, quando comparada com as bobinas existentes atualmente.
Paul Lauterbur e Sir Peter Mansfield (1971 a 2003)	Descreveram a utilização dos gradientes de campo para a excitação seletiva de protões, permitindo a localização espacial do sinal em RM. Obtiveram resultados significativos em tecidos vivos, conseguindo imagens de um organismo "em ação": primeira aplicação da RM em humanos. Em 2003, estes autores foram galardoados com o Prémio Nobel da Medicina.

Como é possível verificar na figura 4, numa fase inicial da imagem por RM, os dados das imagens correspondiam a diferentes pontos, cada um deles correspondendo a uma parte restrita do corpo humano, sendo que uma imagem demorava várias horas a ser adquirida.

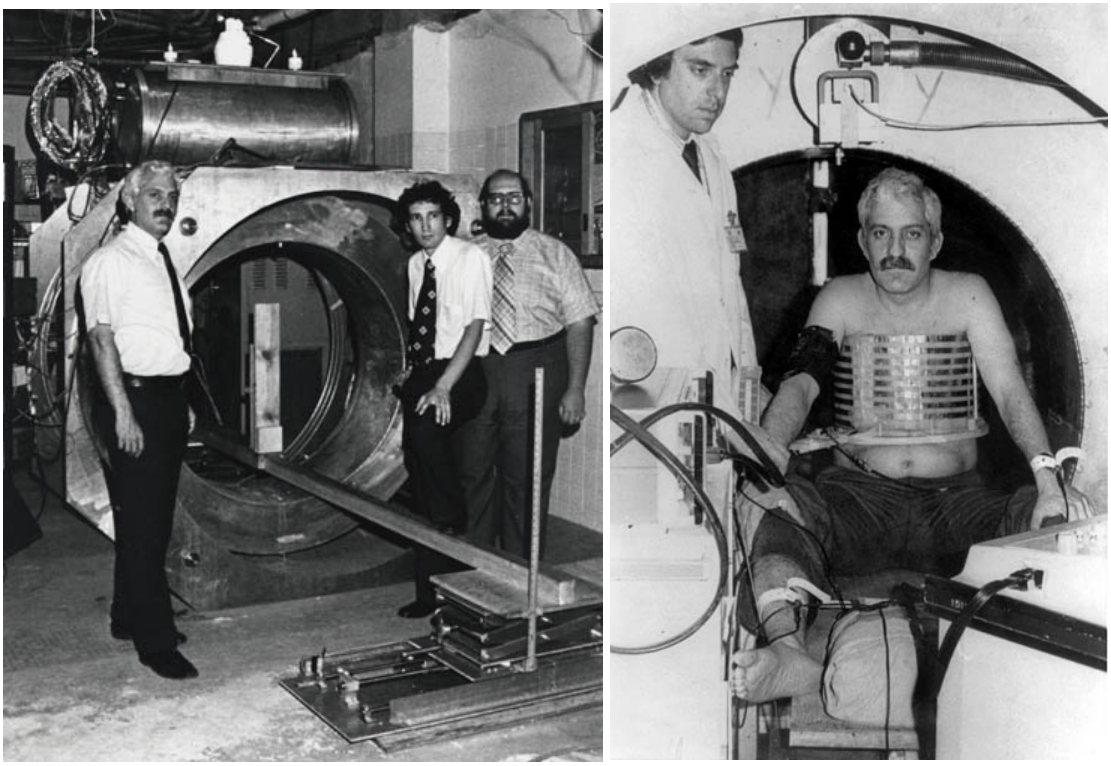


Figura 3 – Raymond Damadian e sua equipa (Fonar, 2011).
À esquerda: Raymond Damadian e sua equipa com a primeira RM.
À direita: R. Damadian e a primeira tentativa "frustrada" de realizar uma RM a um ser humano, sendo a bobina recetora pequena demais.

Atualmente, já existem imagens a ser adquiridas em apenas alguns segundos, permitindo a realização de imagens com o doente em apneia, permitindo também estudos dinâmicos por RM, assim como o estudo de processos fisiopatológicos fundamentais para o diagnóstico de determinadas patologias.

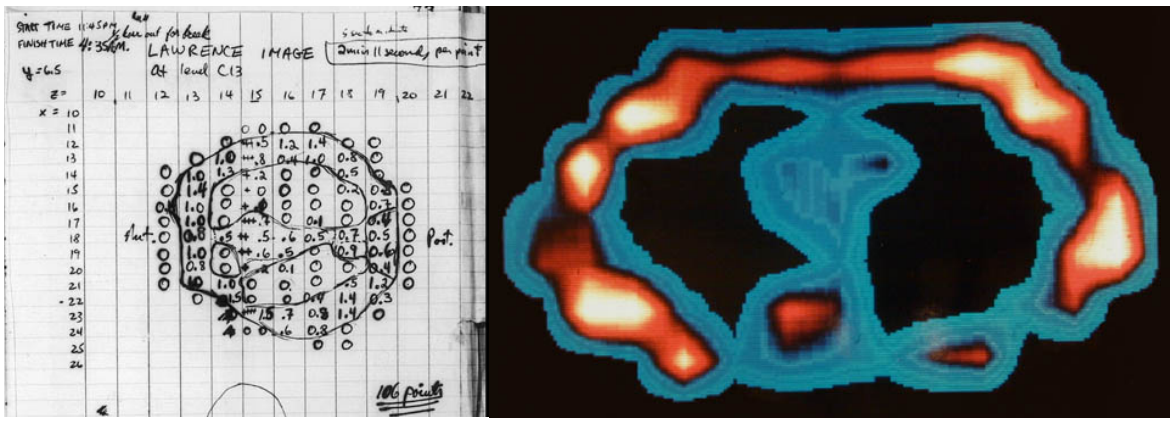


Figura 4 – Primeiras imagens de uma RM num ser humano (Fonar, 2011).
À esquerda: dados da primeira RM a um ser humano que consistia em 106 diferentes pontos, que demorou 4 horas e 45 minutos. À direita: imagem final da primeira RM a um ser humano.

Desta forma, a RM, através dos seus equipamentos e sequências mais inovadores, permitiu o desenvolvimento de técnicas avançadas de imagem anatómica e funcional em RM, tais como, a difusão de imagem, a perfusão, espetroscopia por RM, RM funcional, RM multiparamétrica e, mais recentemente, a RM hiperpolarizada.

As técnicas de difusão por RM estudam o denominado movimento browniano das moléculas de água, onde em locais com patologia, esse movimento encontra-se comprometido ou restringido. Esta técnica é fundamental na pesquisa de patologia tumoral, vascular, infeciosa, metabólica, entre outras, fazendo parte da maioria dos protocolos de aquisição de imagem por RM. Esta técnica de difusão ainda apresenta outras potencialidades, tais como, o chamado tensor de difusão e a tratografia. Através desta podem-se visualizar e traçar as fibras nervosas a substância branca do sistema nervoso central, mas também se podem traçar e observar fibras musculares, fornecendo informações importantes acerca da microestrutura e arquitetura do sistema nervoso e muscular de determinada região anatómica (Sá, 2009). Ainda a realçar que novas técnicas de difusão permitem a monitorização e controlo de patologia tumoral submetida a tratamentos de RT (Mardor et al., 2004) e também aumentar a especificidade diagnóstica, através da extrapolação de determinados valores intrínsecos das sequências, nomeadamente o coeficiente de difusão, conhecido como valor de b (Ramos et al., 2018).

A perfusão por RM baseia-se no estudo da chegada de produto de contraste a um órgão, permitindo estudar a hemodinâmica do mesmo, assim como o comportamento de determinadas lesões (Sá, 2009). Este estudo pode ser realizado de diferentes formas, sendo muito usado nas regiões crânio-encefálica, hepática, cardíaca, mamária e pélvica, principalmente.

A espetroscopia foi um desenvolvimento importante na área de RM, uma vez que se trata de um género de imagem molecular, não se adquirindo uma imagem, mas sim informações relativas às mesmas, funcionando como uma técnica quantitativa (Ramos et al., 2018). De realçar, que também se podem realizar espetroscopias por RM de fósforo, embora não sendo um elemento abundante no corpo humano.

A RM funcional é uma técnica usada unicamente na região crânio-encefálica e permite medir a atividade encefálica por meio da deteção de alterações locais de fluxo sanguíneo e de oxigenação do sangue que ocorrem em resposta à atividade neuronal, sendo que quando uma área está mais ativada, irá ter um aporte de oxigénio maior, aumentando o fluxo sanguíneo dessa área ativada (Sá, 2009).

A RM multiparamétrica, muito usada atualmente em RM, permite avaliar uma determinada patologia através de diferentes técnicas de imagem em RM, sendo usada em inúmeros órgãos, tais como, próstata, mama, coração, encéfalo, abdominal, entre outras.

Por último, a RM hiperpolarizada, um dos últimos avanços em RM, obriga à injeção de moléculas de metabolismo intermédio, como, por exemplo, o piruvato, molécula hiperpolarizada artificialmente no exterior do equipamento de RM e administrada como um produto de contraste. Tem de se salientar que esta nova técnica ainda está na fase experimental, mas através de estudos pré-clínicos, mostrou-se mais robusta e reprodutível em relação à espetroscopia, tendo maior especificidade, tempos de aquisição mais curtos e possibilidade de avaliação do corpo inteiro (Ramos et al., 2018). Neste tipo de RM, normalmente, as bobinas de RF terão de estar sintonizadas na frequência do carbono-13, implicando, então, mudanças no *hardware* utilizado (Kubala et al., 2016).

2.2 Ressonância Magnética em Portugal

A utilização da RM como método imagiológico tem vindo a crescer de modo exponencial em todo o mundo. Segundo dados da OCDE, e como ser visualizado na figura 5, em 2018, realizavam-se, em Portugal, 48 exames de RM por cada 1000 habitantes (OECD, 2019a). Comparativamente com a média da União Europeia (UE) realizaram-se menos exames de RM, pois na UE, nesse ano, realizaram-se 67 exames de RM por 1000 habitantes (European Union, 2020). O número de exames em Portugal é inferior, quando comparado com a EU. Porém, nos relatórios da UE e da OCDE, referem que os dados portugueses apenas se reportam a hospitais públicos (European Union, 2020; OECD, 2019a). Ou seja, o número de exames em Portugal será maior do que aquele que é reportado nestes relatórios, uma vez que faltam dados das instituições privadas.

Pela da figura 5, verificou-se um crescimento contínuo e mais rápido a partir de 2007, comparativamente ao período anterior de 1999 a 2006.

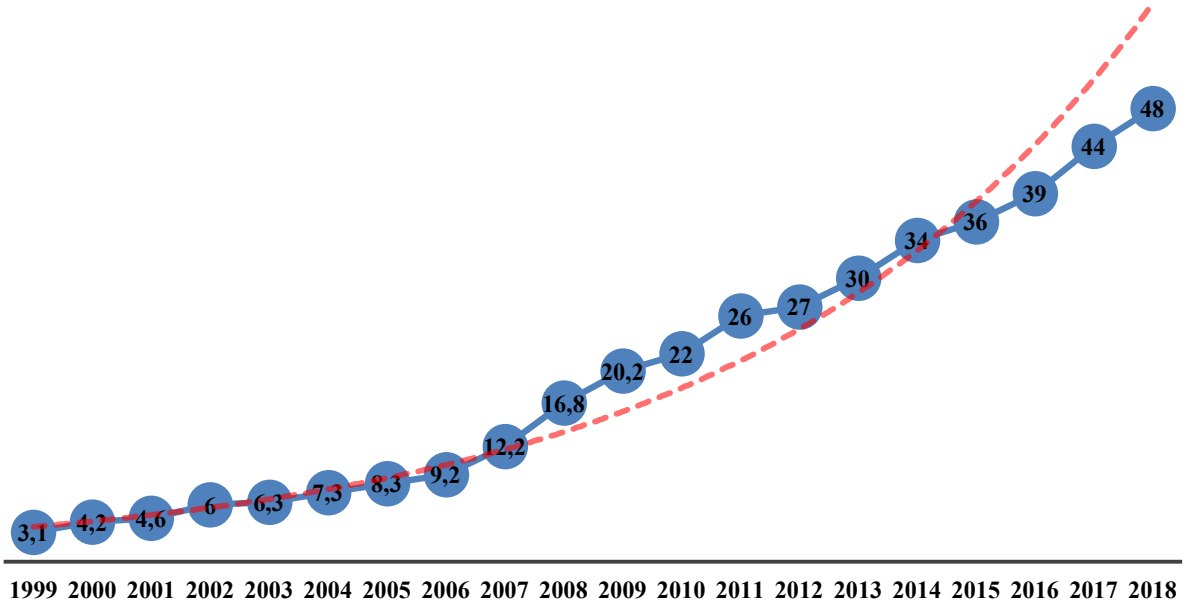


Figura 5 - Número de exames de RM por 1000 habitantes em Portugal (1999-2018) e linha de tendência de crescimento exponencial (OECD, 2019a).

Já no Departamento de RM do Centro Hospitalar e Universitário de São João (CHUSJ), EPE (local de realização deste projeto de investigação), realizaram-se um total de 80771 RM entre 2012 e 2018 (Departamento de Radiologia CHSJ, 2019). É possível verificar através do gráfico da figura 6 que houve um maior crescimento do número de exames realizados de 2012 para 2013, observando-se um crescimento de cerca 15.2%. Do ano de 2013 para 2014 também houve um maior crescimento relativamente aos anos subsequentes, na ordem dos 10.7%. Já no período entre 2014 a 2018 verificou-se

que os números são da ordem das 12 mil RM efetuadas por ano. No departamento de RM do CHUSJ, estas RM foram realizadas em dois equipamentos distintos. De salientar, que muitos pedidos de RM efetuados pelos médicos prescritores do CHUSJ são realizados em instituições privadas, por meio de protocolos institucionais próprios, pois apenas os dois equipamentos de RM do CHUSJ não dão resposta a todos os pedidos realizados pelos médicos prescritores*.

O crescimento no número de exames de RM, assim como o aumento no número de equipamentos para a realização dos mesmos, não são realidade apenas de Portugal, mas sim a nível internacional (Schaap et al., 2013). Sabendo com exatidão quantos equipamentos e quantos exames são realizados, poderá ser mais fácil a seleção de locais de trabalho e respetivos grupos alvo para estudos futuros sobre exposição aos CEM na RM (Schaap et al., 2013).

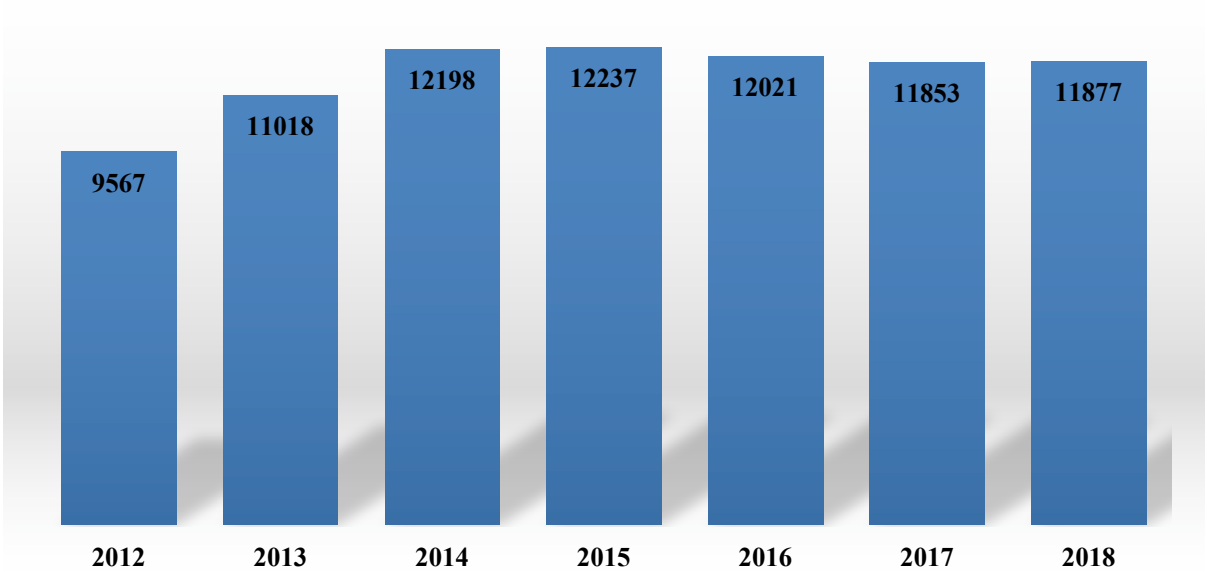


Figura 6 – Número de exames realizados na unidade de RM do CHUSJ (2012-2018) (Departamento de Radiologia CHUSJ, 2019).

Quanto ao número de equipamentos disponíveis em Portugal e, segundo a figura 7, também se verifica que desde 1999 até 2015, o número de equipamentos existentes têm vindo a aumentar, verificando-se um maior aumento do número de equipamentos disponíveis em hospitais públicos no período de 2008 a 2015, sendo que neste último ano referido esse número era de 7.2 por milhão de habitante (OECD, 2019b). Só existem números para os equipamentos existentes em instituições privadas nos anos de 2006, 2007 e 2008, observando-se que nos anos de 2007 e 2008 esse número era bastante superior relativamente àquele existente em hospitais públicos.

* Em março de 2021 foi instalado um equipamento novo de RM 3T no Departamento de RM do CHUSJ, com o intuito de haver uma maior resposta aos exames dos doentes.

Segundo um estudo de 2013, levado a cabo por Ribeiro et al., 80% dos equipamentos existentes estavam sob a gestão de empresas privadas ou sob o regime de parceria público-privadas e apenas 20% encontravam-se em organizações de capitais públicos detidos pelo Sistema Nacional de Saúde português (Ribeiro, et al, 2013). Nesse mesmo estudo, verificou-se que dos 150 equipamentos de RM identificados, 91.28% desses equipamentos estavam instalados nas regiões Norte (38.26%), Lisboa e Vale do Tejo (40.27%) e Centro (12.75%). A distribuição geográfica dos equipamentos não se encontrava uniforme, comparando as diferentes regiões. No entanto, através do estudo de Ribeiro et al., nas regiões Centro e do Alentejo é que se verificou um menor rácio entre o número de equipamentos por habitante (Ribeiro et al., 2013).

Um outro dado relevante do estudo de Ribeiro et al. é o facto da maior parte dos equipamentos ter sido instalada no período de 2009 a 2012 (Ribeiro et al., 2013), o que comprova também o aumento tanto do número de exames de RM realizados nesse período (figura 5), como o aumento do número de equipamentos disponíveis por milhão de habitante (figura 7).

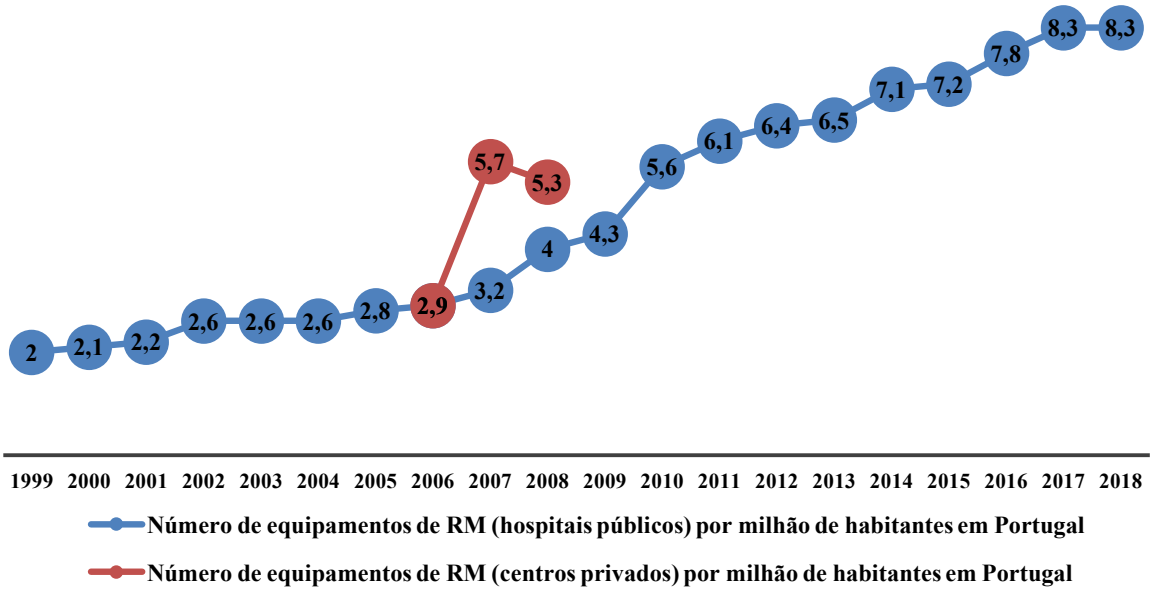


Figura 7 - Número de equipamentos de RM (hospitais públicos e centros privados) por milhão de habitantes em Portugal (OECD, 2019b).

Com o aumento do número de equipamentos de RM e respetivo aumento do número de exames efetuados, o número de incidentes e/ou acidentes relacionados com esta técnica também aumentam. Esse facto pode ser melhor percecionado na figura 8, que mostra o caso dos Estados Unidos da América (EUA), onde, em 2009, com o aumento de 90% do volume de procedimentos de RM executados, verificou-se um aumento de 523% dos acidentes reportados relacionados com a RM, sendo os mais comuns as queimaduras, a atração de equipamentos e materiais ferromagnéticos, por exemplo (Forrest, 2011). Não é demonstrado o caso de Portugal, uma vez que não existem dados sobre o número de incidentes ou acidentes em RM.

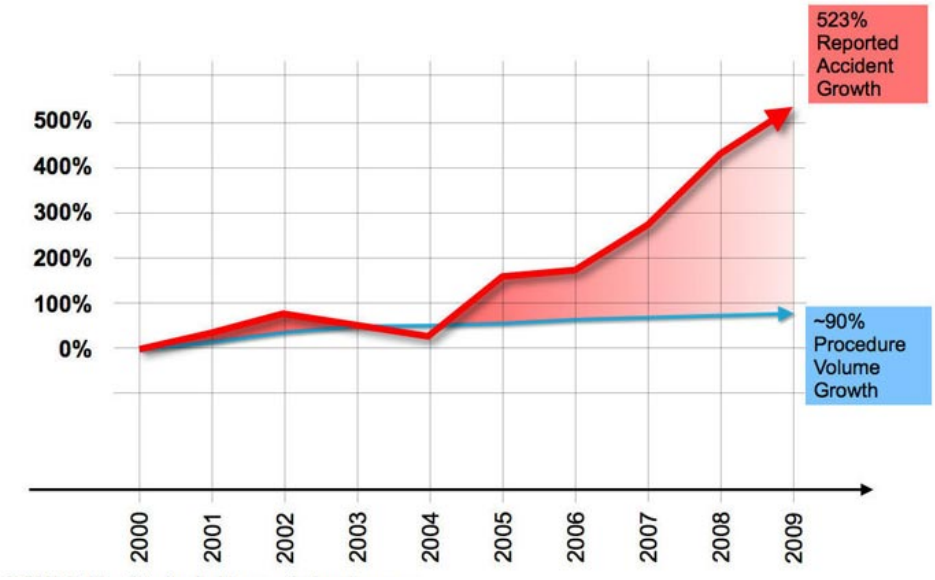


Figura 8 –Aumento do número de exames nos EUA e crescimento exponencial de incidentes reportados (Forrest, 2011).

2.3 Indicações Clínicas da RM

A RM tem várias indicações clínicas, sendo um exame de eleição para o estudo da anatomia e fisiologia, num leque vasto de patologias. Uma das principais vantagens em relação aos outros métodos de Imagem Médica, como por exemplo a TC e a RG, é a utilização de radiação não ionizante para aquisição das imagens, o que a torna bastante vantajosa na população pediátrica e nos doentes que têm de repetir periodicamente exames imagiológicos, como por exemplo, os doentes oncológicos. Uma outra vantagem da RM, comparativamente a outras técnicas de imagem, reside no facto de a RM tirar partido do contraste natural dos tecidos biológicos, permitindo uma melhor resolução espacial, de contraste e detalhe nas imagens.

No entanto, devido aos custos associados a esta modalidade de imagem, assim como a existência de outros métodos imagiológicos capazes de diagnosticar precocemente muitos problemas de saúde dos doentes, existem critérios bastante rigorosos e cuidados quanto aos pedidos de exames por RM. Existem normas de Sociedades de Radiologia de diferentes países, em especial o sistema do *American College of Radiology* (ACR), denominado de *ACR Appropriateness Criteria* e o sistema britânico *iRefer* do *The Royal College of Radiologists*, que preconizam quais as patologias em que a RM é fulcral para um diagnóstico final e outras em que outras técnicas de imagem devem ser realizadas antes mesmo da execução de um exame de RM (ACR, 2019; European Commission, 2000; Remedios et al., 2017; Remedios et al., 2014;Remedios et al., 2014). Assim, a RM é útil na demonstração de patologias oncológicas, infeciosas, inflamatórias, reumatológicas, ortopédicas e metabólicas. De realçar, que em doentes grávidas e crianças, a RM é um exame de eleição em várias linhas de orientação das sociedades científicas.

Com as suas técnicas avançadas de imagem, nomeadamente a difusão e perfusão de imagem, espetroscopia por RM, RM funcional, entre outras, a RM permite estudar características anatómicas, fisiológicas, patológicas e metabólicas ao detalhe, permitindo já o estudo molecular de determinadas patologias, quando associada a outras modalidades de imagem, como a PET (*Positron Emission Tomography*), surgindo uma nova modalidade de imagem, chamada de híbrida, a PET-RM, que traz novos desafios, no que diz respeito à correção de artefactos induzidos por movimento, entre outros. Surge também assim o conceito de fusão de imagem, associado à RM, que permite tirar partido das vantagens inerentes às tecnologias envolvidas para uma melhor acuidade diagnóstica.

2.4 Princípios físicos básicos da RM

Para o seu funcionamento, a RM requer três tipos de campos magnéticos: a) um campo magnético estático e uniforme ($\vec{B}_0$), com uma intensidade, que pode variar entre 0.2T e 7T para uso clínico (Pirko et al., 2005); b) gradientes de campo magnético que podem ter valores diferentes ao longo do decurso de uma sequência; c) campos de RF – $\vec{B}_1$ utilizado para a excitação do sistema de spins, gerados por bobinas de RF, comummente chamadas de antenas) (Crook et al., 2009).

O conhecimento básico de alguns princípios físicos relacionados com a RM é importante para o entendimento de determinados conceitos relacionados com a segurança nesta modalidade imagiológica.

De um modo resumido, a RM é o resultado da interação de campos eletromagnéticos produzidos pelo equipamento com os momentos magnéticos dos protões do hidrogénio dos tecidos do nosso organismo*. Após essa interação, é emitido um sinal por parte do organismo do doente, que, por sua vez, será recolhido por intermédio de uma bobina ou antena recetora de RF. Este sinal recolhido é processado numa imagem para que possa ser analisada. A seleção do corte (orientação e largura) e codificação espacial do sinal é feita através dos campos de gradiente.

O magnetismo é a propriedade da matéria com origem nos momentos magnéticos eletrónicos (spin e orbital) e nucleares. (Kaiser, 2007). No caso eletrónico, o magnetismo tem origem orbital e de spin, que em muitos casos é a contribuição dominante (Holanda et al., 2020). No contexto da RM, o magnetismo nuclear é aquele que tem relevância para o processo, tendo a sua origem no momento angular intrínseco ou de spin nuclear.

Um protão tem spin ½. Devido ao spin do protão, irá surgir um momento magnético, que irá criar um

* O corpo humano tem outros isótopos que têm resposta em RM, mas cuja razão giromagnética e sua abundância, não são atrativos para imagem RM normal. No entanto, existem espetroscopias por fósforo (^{31}P) ou carbono (^{13}C), que apesar de ser pouco abundante no corpo humano, possui uma razão giromagnética elevada, permitindo a espetroscopia de ^{31}P, por exemplo, o estudo do metabolismo celular, requerendo para tal equipamentos diferentes dos usados na RM protónica de hidrogénio (Liu et al., 2017).

campo magnético nuclear (Mazzola, 2009). Os protões são partículas carregadas positivamente e possuem spin ou momento angular intrínseco e momento magnético*. A equação (1) mostra a relação entre o momento angular, $\vec{J}$, e o momento magnético, $\vec{\mu}$ (Brown et al., 2003; Cowan, 1997):

$$\vec{\mu} = \gamma \vec{J} \qquad (1)$$

Onde:

- $\vec{\mu}$: momento magnético;
- γ : razão (fator) giromagnética, característica de cada tipo de núcleo;
- $\vec{J}$: momento angular.

Vários são os núcleos ativos em RM, que devido ao número ímpar de protões, geram momentos magnéticos. A Tabela 3 mostra vários núcleos ativos em RM, com o seu spin (I), a sua abundância natural e no corpo humano e respetiva razão giromagnética (γ). As razões para que o núcleo de hidrogénio seja o mais utilizado e o mais relevante no contexto de imagem por RM são (Brix, 2008a; Brown et al., 2003; Liney, 2006; McRobbie et al., 2006; Weishaupt et al., 2006; Westbrook, 2002):

- Possuir uma maior razão giromagnética, tendo um maior momento magnético e, por isso, apresenta uma maior sensibilidade em RM;
- Ser o elemento mais abundante no organismo humano, tirando-se o máximo partido para a imagem em RM.

As características de imagem em RM baseiam-se maioritariamente nas diferenças da quantidade de hidrogénio no tecido normal versus o patológico.

Tabela 3 – Núcleos ativos em RM, seu spin (I), sua abundância natural e no corpo humano e respetiva razão giromagnética (Brix, 2008a; Brown et al., 2003).

ISÓTOPO	SPIN (I)	% ABUNDÂNCIA NATURAL	γ MHz/T	% ABUNDÂNCIA CORPO HUMANO
^{1}H	½	99.985	42.575	63
^{2}H	1	0.015	6.53	63
^{13}C	½	1.108	10.71	9.4
^{14}N	1	99.63	3.078	1.5
^{15}N	½	0.37	4.32	1.5
^{17}O	5/2	0.037	5.77	26
^{19}F	½	100	40.08	0
^{23}Na	3/2	100	11.27	0.041
^{31}P	1/2	100	17.25	0.24

Quando um núcleo é colocado na presença de um campo magnético estático, a interação entre esse campo

* Deve-se realçar que o neutrão também possui spin ou momento angular intrínseco, apesar de ter carga nula.

e o momento magnético, $\vec{\mu}$, faz com que ocorra um desdobramento dos níveis de energia. Dependendo da orientação relativa entre a projeção do momento magnético na direção do campo aplicado e esse campo, existe uma predisposição do sistema, quando em equilíbrio térmico, de haver uma maior quantidade de spins no estado de menor energia, que se encontram "alinhados paralelamente" ao campo magnético estático aplicado (Brown et al., 2003; Currie, et al., 2013; Weishaupt et al., 2006). A razão que reflete a distribuição dos spins é dada pela equação (2):

$$\frac{N^-}{N^+} = e^{\frac{-E}{kT}} \qquad (2)$$

Onde:

- N^-: número de spins alinhados paralelamente ao campo magnético estático;
- N^+: número de spins alinhados anti paralelamente ao campo magnético estático;
- k: constante de Boltzmann;
- T: temperatura absoluta.

Classicamente, quando um momento magnético nuclear fica sujeito a um campo magnético estático uniforme, ao seu momento magnético será aplicada um momento de força, proporcional ao campo aplicado, cuja direção será perpendicular ao momento angular do núcleo (Cowan, 1997). Assim, a taxa temporal de variação do momento angular é dada pela equação (3):

$$\frac{d\vec{J}}{dt} = \vec{\mu} \times \vec{B}_0 \qquad (3)$$

Aquando da ação de um campo magnético estático, os momentos magnéticos dos núcleos irão experienciar o chamado movimento de precessão, como mostra a figura 9 e descrito na equação (4).

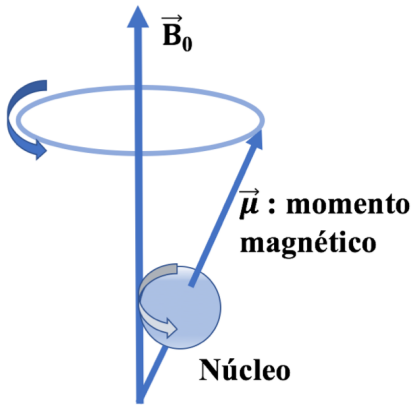


Figura 9 – Movimento de precessão de um núcleo, com momento magnético $\vec{\mu}$ na presença de um campo magnético estático, $\vec{B}_0$.

Admitindo que os momentos magnéticos são independentes e tendo em conta a relação entre o momento angular e o momento magnético, obtém-se a taxa temporal de variação do momento magnético do núcleo (Cowan, 1997). O cálculo dessa taxa temporal de variação pode ser obtido pela equação (4):

$$\frac{d\vec{\mu}}{dt} = \gamma\, \vec{\mu} \times \vec{B}_0 \qquad (4)$$

Assim, sob a ação de um campo magnético estático, os protões de hidrogénio irão precessar a uma frequência de precessão, ω_L, determinada pela equação (5) de Larmor (Brown et al., 2003; Cowan, 1997; Hagberg et al., 2014; Kolipaka, 2015; Weishaupt et al., 2006; Westbrook, 2013):

$$\omega_L = \gamma . \vec{B}_0 \qquad (5)$$

Onde:

- γ : razão giromagnética, sendo o seu valor para o protão de cerca de 42.58 MHz/T.

A frequência de precessão aumenta proporcionalmente com a intensidade de campo magnético que é utilizado e depende do valor da razão giromagnética. Por exemplo, para campos magnéticos de intensidade 1.5T, a frequência de Larmor do momento magnético de protões é de 63.87 MHz, enquanto que em equipamentos de intensidade 3T a frequência usada é de 127.74 MHz (Westbrook et al., 2013).

Na ausência de ordem magnética de longo alcance (caso do corpo humano) e de um campo magnético aplicado, os momentos magnéticos microscópicos estão orientados aleatoriamente no espaço, como mostra a figura 10 (Currie et al., 2013; Weishaupt et al., 2006; Westbrook, 2002).

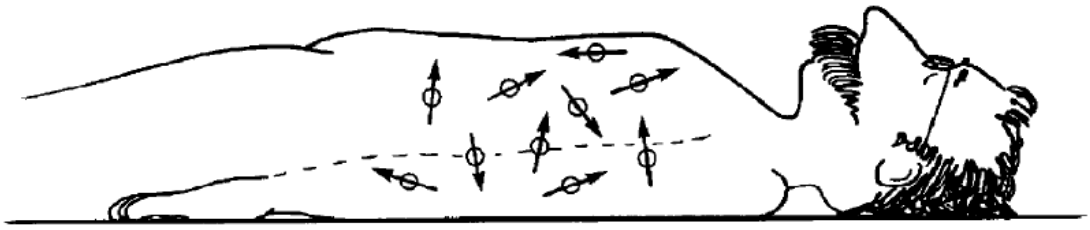


Figura 10 – Orientação espacial dos núcleos na ausência de campo magnético estático (Bushong et al., 2015).

Admitindo momentos magnéticos independentes e na presença de um campo magnético aplicado, os momentos magnéticos tendem a alinhar-se paralelamente à direção do campo, gerando uma magnetização. Somente os momentos magnéticos dos núcleos do estado de menor energia (*spin-up*, orientação paralela) geram sinal em RM (Currie et al., 2013; Weishaupt et al., 2006; Westbrook, 2002). Este pequeno excesso advém numa componente longitudinal de magnetização ($\vec{M}_Z$), que resulta da soma vetorial de todos os momentos magnéticos dos núcleos. Embora os protões precessionem em torno de $\vec{B}_0$ com a mesma frequência de Larmor, eles não precessam de forma coerente, ou seja, a orientação desses protões está distribuída em redor do seu eixo de precessão, resultando numa magnetização transversal ($\vec{M}_{X,Y}$) nula.

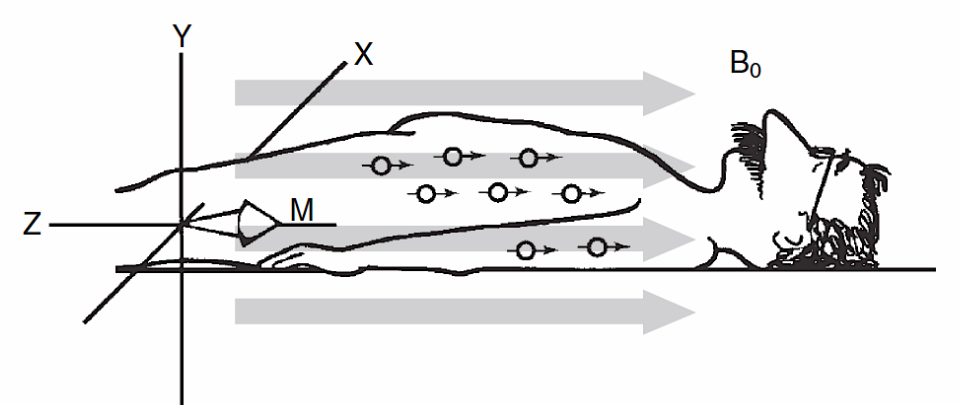


Figura 11 – Orientação paralela dos spins de menor energia aquando da aplicação de campo magnético estático, resultando numa magnetização longitudinal ($\vec{M}_Z$) (Bushong et al., 2015).

Assim, na chamada a fase de equilíbrio existe uma $\vec{M}_Z$ resultante de todos os spins alinhados com o campo magnético, onde a magnetização resultante é diretamente proporcional à intensidade de campo magnético estático aplicada. Assim, teremos de alterar e/ou perturbar a magnetização (Currie et al., 2013; Hagberg et al., 2014), para que haja geração e medição de sinal em RM, através da $\vec{M}_{X,Y}$, para obtenção das imagens em RM.

Para que tal ocorra e, consequentemente, suceda o fenómeno de ressonância, será necessário a aplicação de um campo magnético de curta duração (de impulsos de RF em determinadas direções), designado por $\vec{B}_1$ (Brown et al., 2003; Cowan, 1997; Currie et al., 2013; Westbrook et al., 2013). Este é, em geral, circularmente polarizado no plano perpendicular a $\vec{B}_0$, sendo um campo dependente do tempo, cuja frequência terá de ser igual à frequência de Larmor do sistema de spins a excitar, para se obterem condições de ressonância. Este campo $\vec{B}_1$ é gerado por uma bobina ou antena de RF. O efeito no vetor magnetização efetiva (VME) é o de perturbá-lo, criando uma componente transversal à direção da magnetização no estado de equilíbrio, por um dado ângulo de desvio (α) – *flip angle*. Este corresponde ao grau de rotação e/ou afastamento do VME e depende da intensidade da RF aplicada e a duração do pulso de RF (Tsao, 2008). A equação (6) mostra que o ângulo de inclinação α resultante é proporcional à amplitude da envolvente de impulso de RF de $\vec{B}_1$, admitindo que a envolvente é retangular com a duração t do impulso* (Elster, 2019; Kolipaka, 2015; Wang et al., 2006).

$$\alpha = \gamma . \vec{B}_1 . t \qquad (6)$$

Através da equação (4), e aplicando-se o campo de RF, pode-se obter a variação temporal da magnetização ($\vec{M}$), dada pela equação (7) (Cowan, 1997).

* Na realidade, o *flip angle* não é tão simples de calcular, pois é afetado de forma significativa pela forma do impulso de RF, bem como pelo gradiente de seleção de corte, excitações *off-resonance* e inomogeneidades de B_0.

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B}_1 \qquad (7)$$

Resumindo, a figura 12 ilustra a magnetização em equilíbrio e após a aplicação de um impulso RF de 90º em referencial rotatório. Optou-se a descrição neste referencial, pois estes movimentos são complexos, tornando-se mais fácil o seu entendimento por este meio, eliminando o aspeto rotatório dos movimentos, quando descritos no referencial ligado à máquina*. Deste modo, antes da aplicação de um campo $\vec{B}_1$ apenas existe apenas a componente $\vec{M}_Z$. Após aplicação de um impulso de RF, existe uma $\vec{M}_{X,Y}$ resultante, que irá ser medida pela bobina de RF e transformando o sinal medido em imagem (Lufkin, 1999).

Após a cessação da aplicação do impulso de RF, o VME passa a sofrer apenas a influência de campo magnético estático e realinha-se novamente com ele, passando apenas a existir apenas $\vec{M}_Z$.

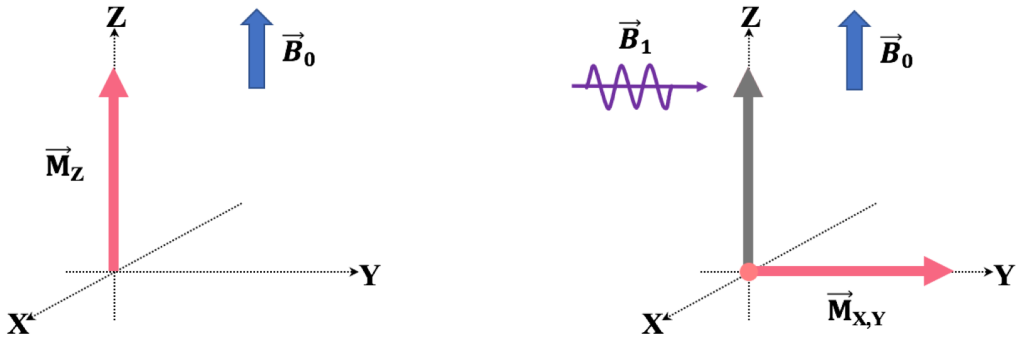


Figura 12 – Afastamento do vetor de magnetização efetiva de $\vec{M}_Z$ para $\vec{M}_{X,Y}$, após aplicação de um impulso de RF de 90º.

Em RM existem dois impulsos de RF, mais frequentemente utilizados e muito importantes em RM aquando da aplicação das diferentes sequências de pulso em RM, como se irá observar mais adiante neste trabalho. Assim temos os seguintes impulsos de RF:

- Impulso de excitação (de 90º) que transfere o VME para o plano transversal (excitação);
- Impulso de inversão (de 180º) que reorientará o VME para o sentido oposto ao inicial.

O impulso de excitação faz com que ocorra a transferência de energia para o VME, desviando-o do alinhamento longitudinal, colocando-o no plano transversal.

Quando o impulso de RF cessa, os protões tendem a voltar ao estado inicial de alinhamento com $\vec{B}_0$ libertando energia – estado de equilíbrio, processo denominado de relaxação.

A relaxação ocorre com movimento de espiral dos spins em torno do eixo Z (paralelo à direção do campo magnético estático), ou seja, não é um processo instantâneo, levando, então, algum tempo a acontecer. O processo de relaxação pode dividir-se em dois (Brix, 2008a; Currie et al., 2013; Kolipaka, 2015;

* De forma a manter simples a descrição destes mecanismos, os efeitos de excitação e relaxação sobre o VME serão discutidos pela perspetiva da estrutura rotatória.

Weishaupt et al., 2006; Westbrook et al., 2013):

1. **Relaxação Longitudinal T1**: relacionado com o tempo de recuperação da magnetização para o seu valor de equilíbrio e é influenciado pela interação dos spins com o meio envolvente (designado genericamente de rede) (spin-rede). Os momentos magnéticos voltam a alinhar-se com o campo magnético estático.

   O tempo T1 define-se como o tempo necessário para a magnetização longitudinal recuperar 63% do seu valor de equilíbrio, após a aplicação do impulso de excitação de 90º, o que é demonstrado, tanto na equação (8) e na figura 13.

$$M_Z = M_0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T1}}\right) \qquad (8)$$

   Onde:

   - M_Z é a magnetização longitudinal;
   - M_0 é a magnetização de equilíbrio;
   - T1 é a constante de relaxação longitudinal.

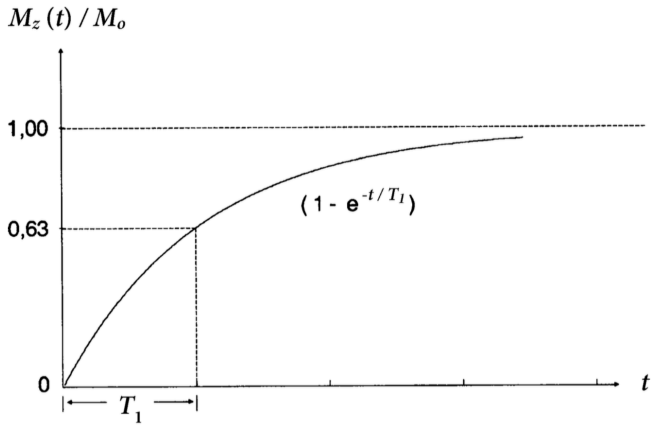


Figura 13 – Dependência temporal da componente longitudinal da magnetização para impulsos de RF de 90º (Brix, 2008a).

2. **Relaxação Transversal T2**: ocorrência da perda de coerência de fase dos momentos magnéticos, onde o desfasamento ocorre devido à não homogeneidade do campo magnético local ou microscópico devido à estrutura molecular e às consequentes interações entre pequenos campos magnéticos vizinhos, gerados por cada spin (interação spin-spin). O tempo T2 é definido como o tempo necessário para que a magnetização transversal atinja 37% do seu valor inicial. A relaxação transversal T2 é demonstrada tanto na equação (9) e na figura 14.

$$M_{X,Y}(t) = M_0 \, e^{-\frac{t}{T2}} \qquad (9)$$

   Onde:

   - $M_{X,Y}$ é a magnetização transversal;

- M_0 é a magnetização de equilíbrio;
- T2 é a constante de relaxação transversal.

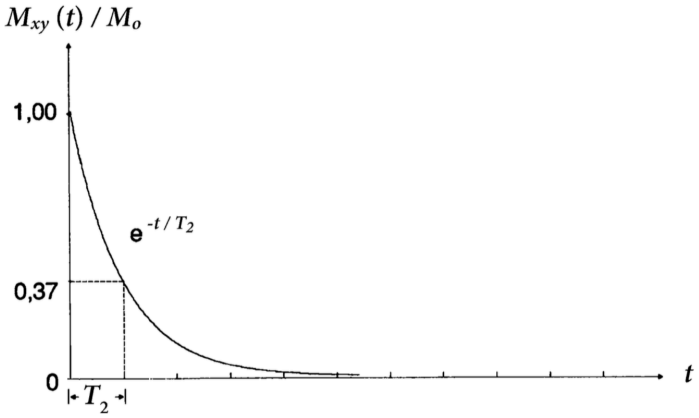


Figura 14 – Dependência temporal da componente transversal da magnetização (Brix, 2008a).

É a evolução temporal da componente transversal da magnetização que dá origem, por indução magnética, ao sinal em RM. Este é chamado de sinal de decaimento livre, conhecido como *free induction decay* (sinal FID). Este tem o formato de uma onda seno amortecida, aspeto verificado na figura 15 (Mazzola, 2009).

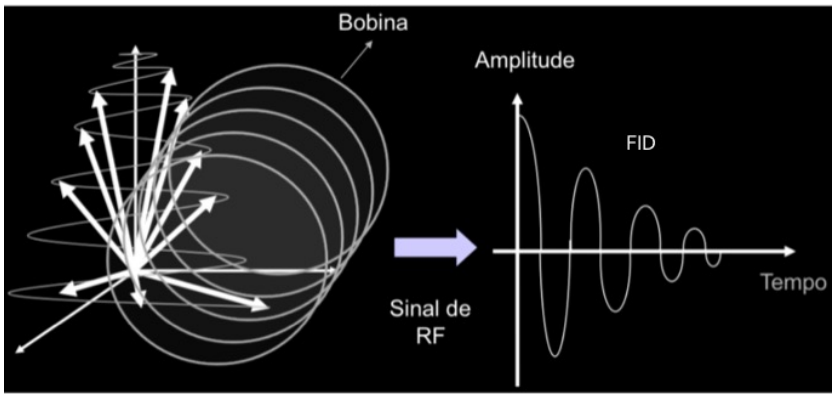


Figura 15 – Sinal FID em RM (Mazzola, 2009).

O sinal FID em RM tem as seguintes características (Brix, 2008a; Kolipaka, 2015):

- Oscila à frequência de Larmor determinada pelo fator giromagnético do hidrogénio e de acordo com o campo magnético estático aplicado;
- Possui uma magnitude inicial que é proporcional à densidade dos protões (ρ) (núcleos de hidrogénio) e sua abundância (Δ) na amostra que está a ser medida;
- Diminui a sua amplitude em função de uma constante de tempo T2* (indicativa do desfasamento dos protões), que pode ser visualizado na figura 16, devido à combinação de interações spin-spin e das inomogeneidades próprias do campo magnético.

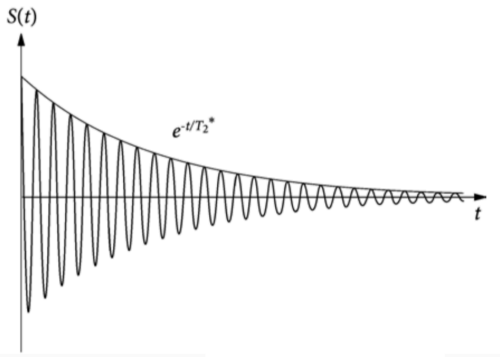


Figura 16 – Diminuição da amplitude de forma exponencial devido à constante T2* (Brix, 2008a).

Tem de se fazer referência que as não homogeneidades do campo magnético estático ajudam ao rápido desfasamento dos núcleos. Assim, este efeito mascara a verdadeira relaxação T2 dos tecidos, ou seja, a magnetização transversal relaxa muito mais rapidamente que as próprias características tecidulares. Deste modo, o verdadeiro tempo de relaxação T2 é designado de T2* efetivo sendo o seu valor menor que o valor T2 tecidular. Será, assim, a evolução temporal da componente transversal da magnetização que dá origem ao sinal em RM.

2.5 Formação da Imagem em RM

O campo de gradiente tem um papel fulcral na formação de imagem em RM, efetuando a localização do sinal de RM no espaço. Ao serem ativados, irão sobrepor-se ao campo magnético estático, alterando a sua intensidade, gerando variações espaciais de campo magnético, de forma a que os núcleos precessem em diferentes frequências de precessão nas suas localizações espaciais ao longo do gradiente aplicado.
As principais funções dos gradientes de campo na formação da imagem em RM são:

1. Seleção de corte, onde apenas os spins que se encontram na frequência de Larmor é que serão excitados pelo impulso de RF ($\omega_L = \omega_{RF}$);
2. Codificação de frequência, que causa mudanças nos sinais das diferentes frequências de RF;
3. Codificação de fase, que altera a velocidade de precessão, assim como a fase dos núcleos ao longo da sua trajetória precessional.

No subcapítulo 2.8.2, será apresentada a forma como as bobinas de gradiente de campo são ativadas.

2.6 Principais Sequências de Pulso em RM

Para adquirir as diferentes imagens em RM, existem várias sequências de pulso que se podem utilizar. Apesar do funcionamento diferir de sequência para sequência, todas possuem passos comuns entre elas, os quais são ilustrados na figura 17 (Hammer, 2014; Shellock et al., 2014):

1. Excitação seletiva do corte, ativando o gradiente de seleção de corte, aquando da aplicação do

impulso de excitação com um determinado ângulo de inclinação em relação ao eixo Z, normalmente de 90º;

2. Aplicação do gradiente de codificação espacial conhecido como gradiente de fase, ativado aquando do início desfasamento T2*;
3. Aplicação do gradiente de leitura do sinal em RM, conhecido como gradiente de codificação de frequência, quando o sinal ou eco é lido para codificar as frequências induzidas do corte excitado na bobina recetora de sinal.

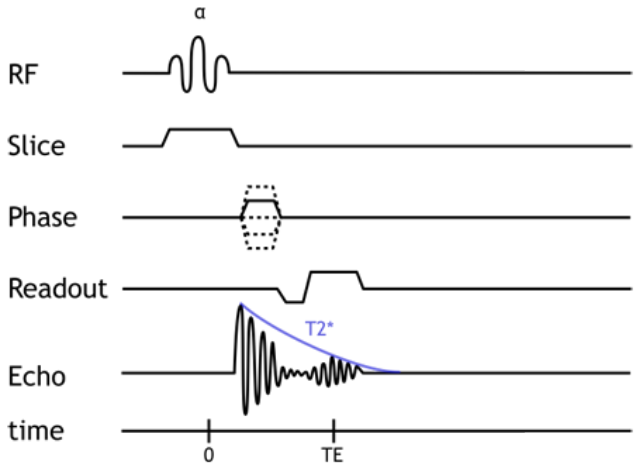


Figura 17 – Esquema de uma sequência usada em RM (Hammer, 2014).

Existem duas grandes famílias de sequências em RM: as sequências spin-eco (SE) (dentro destas podemos ter sequências onde há a aplicação de múltiplos impulsos de RF de 180º, designando-se de sequências turbo spin-eco (TSE)) (figura 18) e as sequências gradiente eco (GE) (figura 19). Ambas podem sofrer alterações quanto ao seu funcionamento para aquisição das imagens, mas seguem os mesmos princípios (Currie et al., 2013; Hammer, 2014; Westbrook, 2002; Westbrook et al., 2013).

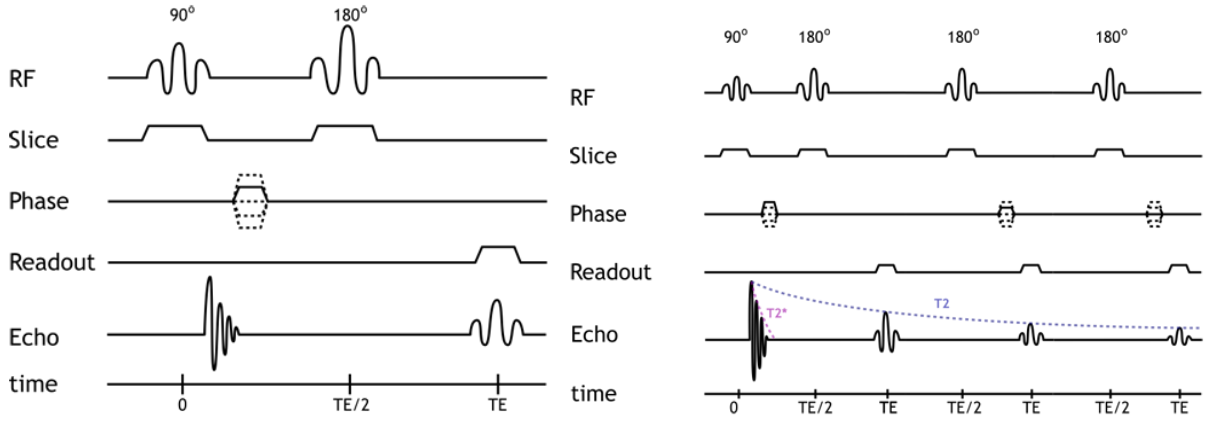


Figura 18 – Esquema representativo de uma sequência SE e TSE (Hammer, 2014).

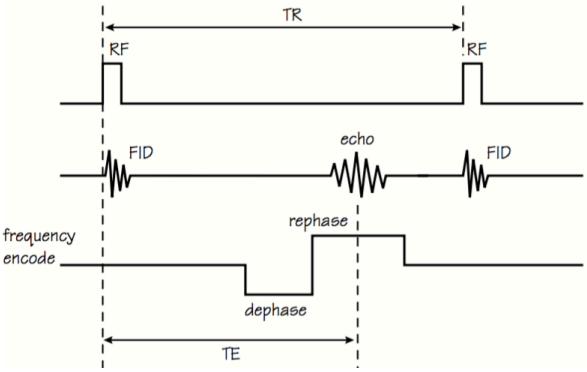


Figura 19 - Exemplo de uma sequência GE (Westbrook, 2002).

Ainda podemos designar outras "sub-famílias" de sequências: as sequências inversão recuperação (IR) (figura 20) e as sequências *echo planar imaging* (EPI) (figura 21) (Brix, 2008a; Currie et al., 2013; Gibby, 2005; Hammer, 2014; Weishaupt et al., 2006; Westbrook et al., 2013).

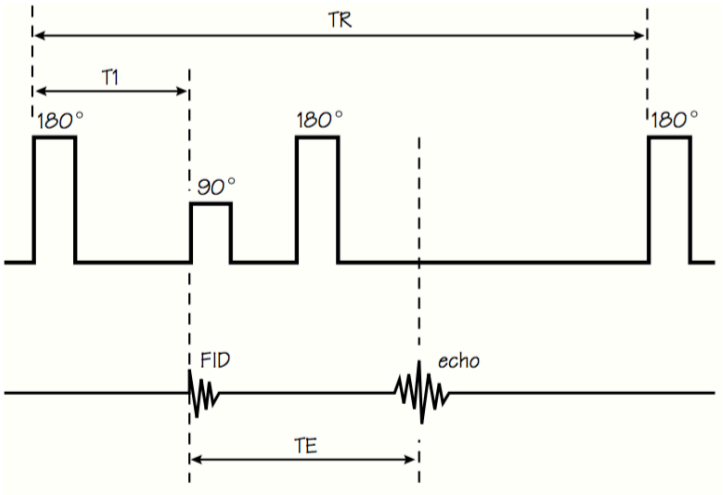


Figura 20 - Exemplo de uma sequência IR (Westbrook, 2002).

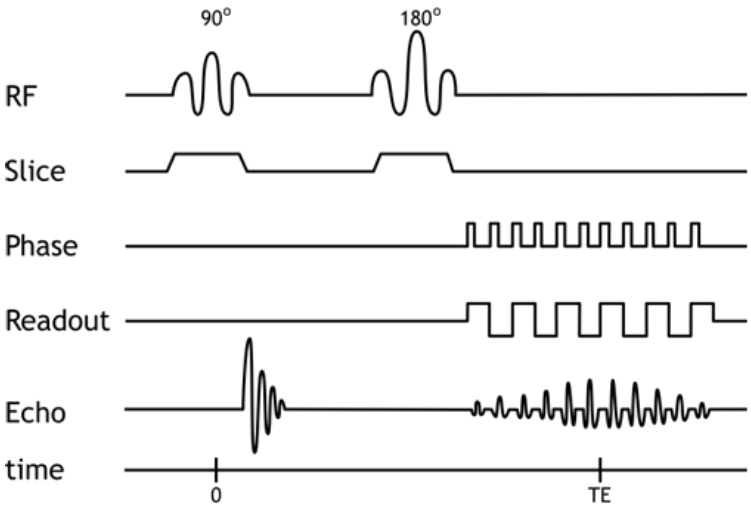


Figura 21 – Esquema representativo de uma sequência EPI (Hammer, 2014).

Para o entendimento das diferentes sequências, existem parâmetros importantes a ter em conta, tais como (McRobbie, et al. , 2006; Westbrook, 2002; Westbrook et al., 2013):

- **Tempo de repetição (TR) da sequência**: tempo que vai da aplicação de um impulso de excitação de RF ao impulso de excitação de RF seguinte;
- **Tempo de eco (TE) da sequência**: tempo que vai desde a aplicação do pulso de RF até ao sinal induzido na bobina;
- **Tempo de inversão (TI) da sequência**: tempo entre o pulso de inversão de 180º e o pulso de excitação de 90º;

Pela análise da figura 18, nas sequências SE ocorre a aplicação de um pulso de excitação de 90º seguido de um pulso de refasamento de 180º, importante para neutralizar as inomogeneidades próprias do campo estático, e posterior obtenção e/ou recolha do eco aquando da aplicação do gradiente de leitura e captado por uma bobina recetora (Hammer, 2014; Weishaupt et al., 2006; Westbrook et al., 2013). É a sequência mais simples em RM. Dentro destas sequências SE, existem variantes tais como:

- **Sequências multi - eco**: onde através do mesmo TR aplicado, adquirem-se duas imagens distintas com TE diferentes.
- **Sequências TSE**: Utiliza múltiplos pulsos de RF de 180º, combinando múltiplas codificações de fase, dentro de um mesmo TR: assim um "trem" de ecos é gerado. O número de pulsos de RF de 180º a ser empregue é chamado de fator turbo ou *echo train lengh*, onde o espaçamento entre os ecos é chamado de *echo spacing*.

Como pode ser visualizado na figura 19, as sequências GE são semelhantes às SE, mas em vez de se usar um pulso de RF de 180º para refasar os spins, usa-se um gradiente bipolar de campo magnético. O refasamento recorrendo a um gradiente é muito mais rápido do que o que acontece quando é aplicado um pulso de 180º. No entanto, não corrige a falta de homogeneidade do campo, fazendo com que o T2 tecidular não seja obtido, sendo em vez dele obtido T2* efetivo, onde a perda de coerência de fase é mais rápida e consequentemente, o decaimento do sinal FID é também mais rápido (Brix, 2008a; Hammer, 2014; Weishaupt et al., 2006; Westbrook et al., 2013). Este fenómeno origina imagens com mais artefactos, mas, em certas indicações clínicas, este tipo de imagem é muito importante, como nos casos de lesões com elevado conteúdo de hemossiderina e lesões com elevado conteúdo lipídico, como por exemplo a esteatose hepática e adenomas das glândulas supra-renais (Tang et al., 2014).

Quanto às sequências IR e, segundo a figura 20, estas consistem na aplicação de um pulso de inversão de 180º no início da sequência. O pulso de 180º inverte o vetor final de magnetização para a saturação plena e suprime o tecido que se quer saturar, conhecendo o seu TI. Após este tempo específico, é aplicado o pulso de excitação de 90º que transfere a proporção de magnetização recuperada em $\vec{B}_0$ para o plano transversal. Esta é em seguida refasada por um pulso de 180º, para produzir o eco ou sinal (Brix, 2008a; Weishaupt et al., 2006; Westbrook et al., 2013).

Por último, as sequências EPI são consideradas das mais rápidas em RM. Pela visualização da figura 21, nesta sequência após o pulso de excitação inicial, normalmente de 90º, e respetivo pulso de refasamento de 180º são ativados os gradientes, denominados de bipolares, sensíveis a movimentos microscópicos, ativando-se também os gradientes de fase e de frequência por forma a serem produzidos vários ecos consecutivos. Normalmente, estas sequências aplicam uma amplitude e tempo de subida (*rise time*) dos gradientes relativamente grande para aumentar a rapidez de aquisição das imagens. Outra característica importante é a inversão muito rápida da polaridade dos gradientes (Hammer, 2014).

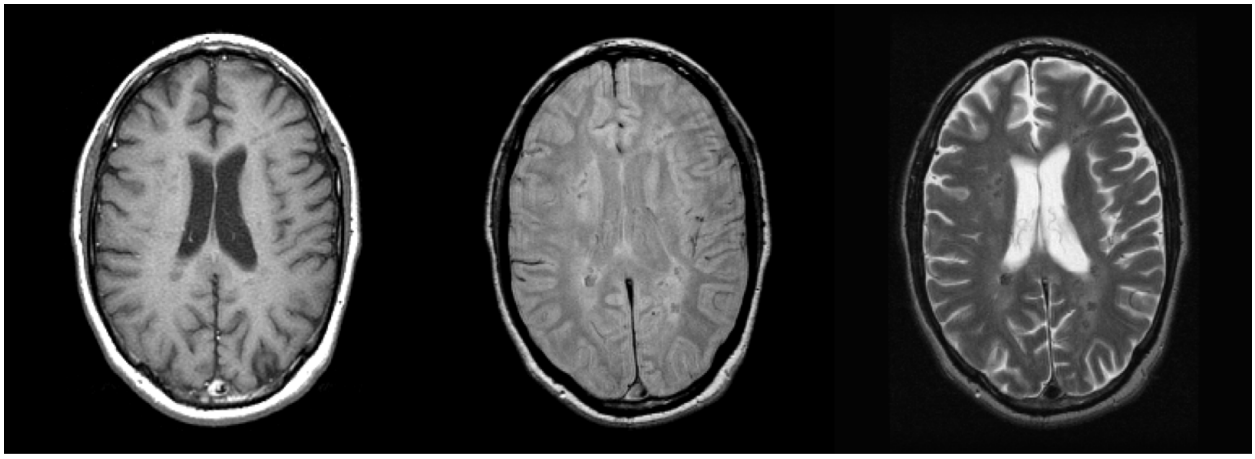
2.7 Ponderações de Imagem em RM

Todas as sequências referidas anteriormente podem ser adquiridas para obtenção de imagens ponderadas em T1, T2 e densidade protónica (DP), sendo este último tipo de imagem baseada no conteúdo de protões de hidrogénio das estruturas a ser examinadas.

Cada uma destas ponderações exibe contraste de imagem diferente, como é ilustrado na figura 22, de acordo com as diferenças de frequência de precessão da água e gordura e respetivos tempos de relaxação e tempos T1 e T2 dos tecidos.

Com base na figura 22, a gordura exibe um hipersinal (mais claro) em sequências ponderadas em T1 (ver figura 22A) e a água exibe um hipossinal (mais escura). Já em sequências ponderadas em T2 (ver figura 22C) passa-se exatamente o oposto, onde a gordura exibe um hipossinal e a água um hipersinal. Nas sequências ponderadas em DP (ver figura 22B) existe um sinal intermédio das estruturas entre as sequências ponderadas em T1 e em T2.

De referir ainda que estas ponderações possuem parâmetros de aquisição de imagem, principalmente no que concerne aos TR e TE.



A **B** **C**

Figura 22 – Imagens de RM crânio-encefálica ponderadas em T1 (A), DP (B) e T2 (C).

2.8 Equipamento em Ressonância Magnética

Apesar de existirem vários tipos de equipamentos utilizados em RM, todos eles dispõem dos mesmos constituintes básicos: bobina supercondutora para criação de campo magnético estático, bobinas de gradientes de campo e bobinas ou antenas geradoras de campos de RF, este último funcionando como transmissor e recetor de RF. Cada um deles possui diferentes componentes de *hardware*, possuindo parâmetros e opções de desempenho específicos.

2.8.1 Bobina Supercondutora para criação do campo magnético estático

O campo magnético estático é criado por uma bobina supercondutora, cuja geometria depende do tipo da máquina. Pode ser um solenoide (máquinas de campo fechado, sendo as mais comuns) ou um par de bobinas Helmholtz (máquinas de campo aberto). A sua principal função é produzir um campo magnético o mais uniforme possível, com o mínimo de heterogeneidades, portanto, sobre o qual se sobrepõem os gradientes de campo e os impulsos de RF utilizados durante a aquisição das imagens.
A Tabela 4 apresenta os três tipos de magnetes existentes na área clínica, cada um com características específicas, utilizados para produzir imagens em RM: permanentes, resistivos e supercondutores.

Tabela 4 - Diferentes tipos de magnetes usados na prática clínica e suas características (Brix, 2008a).

MAGNETE	CARACTERÍSTICAS
PERMANENTES	Não necessitam de refrigeração. Não precisam de corrente elétrica para funcionamento. Peso muito elevado. Baixo custo. Permitem intensidades de campo magnético apenas até 0.6T. Equipamentos de campo aberto, normalmente.
RESISTIVOS	Necessitam de refrigeração por água devido ao calor produzido. Grande consumo de eletricidade. Geram campos magnéticos apenas até 0.5T de intensidade. Geralmente equipamentos de campo aberto. Podem ser ligados e desligados.
SUPERCONDUTORES	**Mais utilizados na prática clínica**, permitindo intensidade de campo muito maiores Equipamentos de campo "fechado". Melhor qualidade de imagem. Supercondutividade, sendo refrigerados, normalmente, por hélio líquido em ciclo fechado → reabastecimento regular. Corrente elétrica constante para criar o campo magnético → **SEMPRE LIGADO!** Solenoide usado para gerar campo magnético.

Como foi dito anteriormente, o campo magnético tem de ser bastante homogéneo para produzir imagens com excelente qualidade e acuidade diagnóstica. Para tal, existem métodos de correção às heterogeneidades de campo magnético, denominados por *shimming* (Brix, 2008a; Brown et al., 2003). Pode ser efetuado por dois modos, como pode ser visualizado na figura 23:

a) ***Shimming* passivo**: consiste na introdução de pequenas peças metálicas, como por exemplo o cobre, substância diamagnética (Coelho, 2016), no interior do "esqueleto" do magnete com a finalidade de homogeneizar $\vec{B}_0$;

b) ***Shimming* ativo**: usa bobinas semelhantes aos gradientes de campo, de modo a atenuar ou cancelar harmónicas específicas decorrentes de correntes indesejáveis.

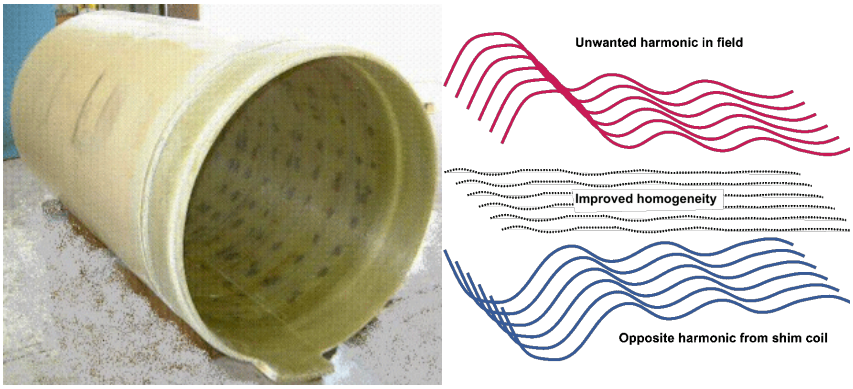


Figura 23 – Bobina de *shimming* passivo e *shimming* ativo retirando as harmónicas indesejáveis (Elster, 2016b).

2.8.2 Bobinas Gradientes de Campo

As bobinas gradientes de campo são usadas para criação dos gradientes de campo magnético, essenciais para codificar a localização espacial do sinal de RM, seleção de corte e para a geração e leitura das imagens nos diferentes planos ortogonais dos doentes. Em suma, a sua finalidade é produzir variações lineares no campo magnético principal uniforme, de modo a possibilitar a localização espacial do sinal em RM. Isto é realizado sobrepondo-se os gradientes de campo a $\vec{B}_0$. O campo que atua nos protões será, portanto, a sobreposição dos dois campos aplicados (Brix, 2008a; Plein et al., 2011; Westbrook, 2002). Os gradientes de campo possuem um sistema direcional X, Y e Z e quando são aplicados geram e adicionam pequenos campos magnéticos a $\vec{B}_0$ (Plein et al., 2011). Com gradientes sobrepostos a $\vec{B}_0$, cada valor do campo magnético corresponde a uma frequência de Larmor diferente, o que altera a frequência de precessão dos núcleos nesta região específica (Brix, 2008a; Gibby, 2005). A intensidade $\vec{B}_0$ de passa a ser em função da posição.
Um gradiente é uma variação do campo magnético com a distância ou mais especificamente uma variação linear do campo magnético ao longo de uma dimensão do paciente (Lufkin, 1999).

As bobinas de gradiente possuem diferentes propriedades e características, que diferem de equipamento para equipamento (Hidalgo-Tobon, 2010; Shellock et al., 2014):

- **Amplitude do gradiente**: determina intensidade do gradiente (definida em mT/m). Por exemplo, se um gradiente possui uma amplitude de 10 mT/m, significa que o campo magnético principal pode variar em cerca 10 mT ao longo de um metro;
- **Tempo de subida do gradiente *(rise time)***: é o tempo necessário para que os gradientes atinjam a sua intensidade máxima num dado ponto (amplitude) após a aplicação da força. Tempos de subida rápidos possibilitam o uso de gradientes de amplitude elevada para produção de imagens com espessura de corte mais fina ou com grande resolução espacial;

- ***Slew rate***: característica dos equipamentos de RM que se deve ter em conta, especialmente nos doentes que possuam dispositivos médicos implantáveis (DMI) ativos. É definido como a taxa de variação temporal na qual o gradiente atinge a sua máxima intensidade. Como se pode visualizar na figura 24, quanto menor o tempo de subida do gradiente, menor será a amplitude do gradiente e, consequentemente, o *slew rate* ou performance dos gradientes (Runyon, 2016).
- **Ciclo de "funcionamento" *(duty cycle)***: é a percentagem de tempo durante o período do TR, em que é permitido ao gradiente ter a sua amplitude máxima durante uma determinada sequência.

As combinações dos três conjuntos de gradientes permitem que o campo de gradiente resultante seja orientado em qualquer direção, permitindo a aquisição de imagens nos mais variados planos anatómicos do organismo humano: axiais, sagitais, coronais, assim como planos oblíquos.

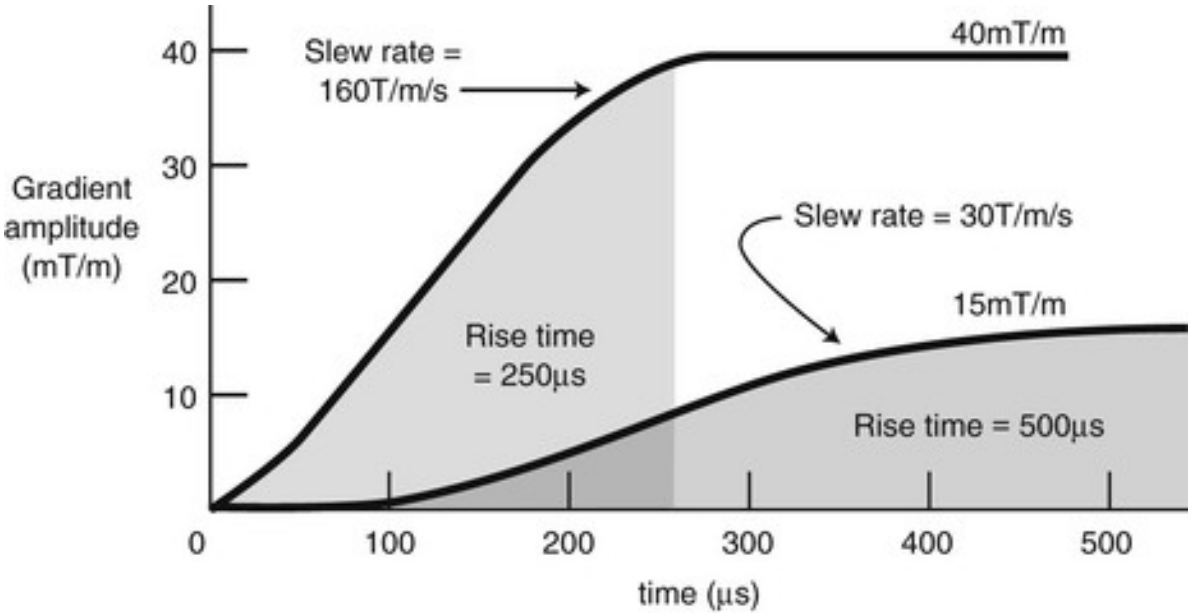


Figura 24 – *Slew rate* dos gradientes (Runyon, 2016).

Os gradientes axiais (eixo Z) são produzidos utilizando-se, normalmente, bobinas de Helmholtz. Estas são utilizadas para produzir um campo mais uniforme na região central entre as bobinas, aspeto bastante importante para a técnica da RM. Este sistema consiste num par de bobinas completamente circulares, cujos centros se encontram na mesma linha reta, perpendicular ao plano definido por cada uma das bobinas, em que circula a mesma corrente constante (ver figura 25) (Gonçalves, 2014). A distância entre os centros das bobinas é igual ao raio.

Existem ainda bobinas gradiente particulares que também poderão ser usadas para criar campos de gradiente no principal eixo de $\vec{B}_0$ – bobinas de Maxwell (ver figura 26), que consistem num par de bobinas paralelas e circulares percorridas por corrente elétrica com sentidos opostos, produzindo um gradiente bastante linear (Hidalgo-Tobon, 2010; McRobbie et al., 2006).

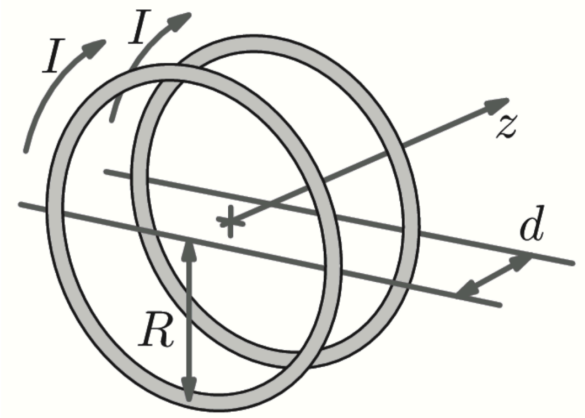


Figura 25 – Exemplo de uma bobina de Helmoltz (Gonçalves, 2014).
Ambas as bobinas são perfeitamente circulares em que circula a mesma corrente constante I. As duas bobinas ficam paralelas, concêntricas, a uma distância d igual ao seu raio R.

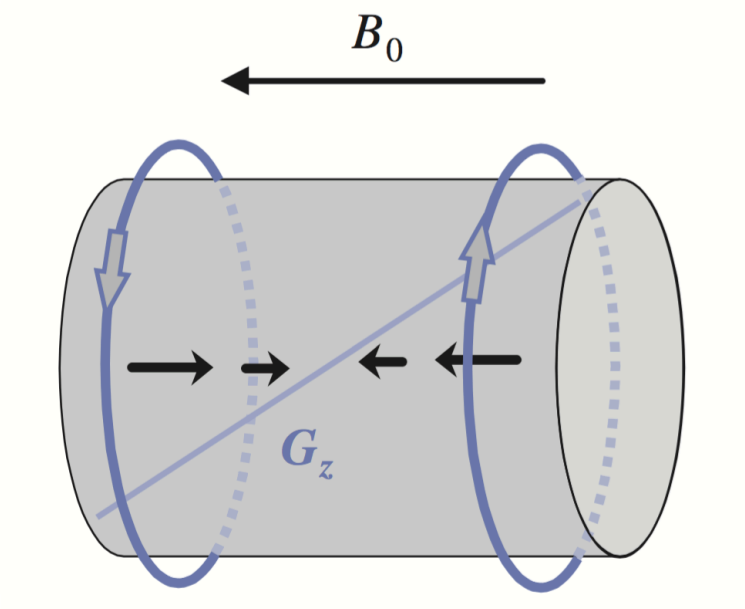


Figura 26 - Bobinas de Maxwell (McRobbie et al., 2006).

Os gradientes perpendiculares ao eixo z (eixos X e Y) são produzidos em geral por bobinas em sela ou bobinas de Golay (ver figura 27). A sua configuração permite a criação de um campo magnético linear. O gradiente de campo é produzido no eixo longitudinal do doente por uma corrente com direções opostas em cada metade da bobina (Hidalgo-Tobon, 2010; McRobbie et al., 2006).

Como já citado, uma das funções dos gradientes é a seleção de corte em diferentes planos. Assim:

- **Gradiente X**: responsável pelas imagens no plano sagital;
- **Gradiente Y**: responsável pelas imagens no plano coronal;
- **Gradiente Z**: responsável pelas imagens no plano axial ou transversal.

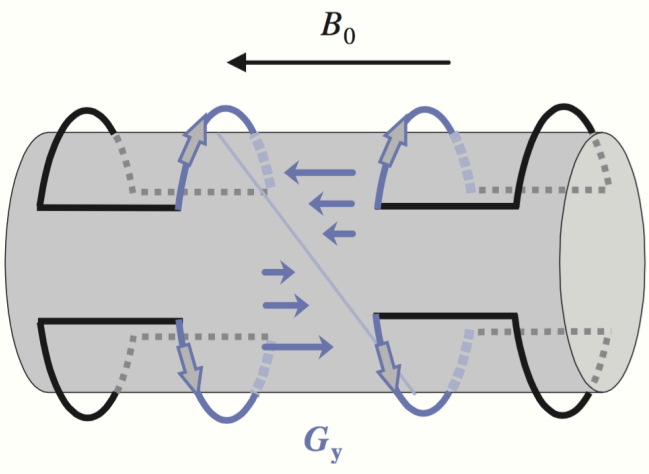


Figura 27 – Bobinas em sela ou de Golay (McRobbie et al., 2006).

2.8.3 Campos de Radiofrequência

Por último, o sistema de RF envolve diferentes componentes, mas, em suma, serve para transmitir e rececionar as ondas eletromagnéticas de RF que irão excitar os protões. A gama espetral dos impulsos de RF mais usados em RM clínica situam-se entre 64 MHz – 128 MHz, em geral circularmente polarizados. O sistema de RF é composto por (Brix, 2008a; McRobbie et al., 2006; Westbrook, 2002):

- Gerador de sinal;
- Modulador, que recebe o sinal gerado e cria um pulso de RF a partir desse sinal;
- Amplificador do sinal do pulso de RF, para atingir a potência necessária para excitar os spins. Encarregar-se-á de monitorizar a potência de saída e comparar a mesma com os limites e especificações do *Specific Absorption Rate* (SAR) ou níveis de absorção de RF;
- **Bobina ou antena de RF**, que é o último componente do sistema que serve para emitir e receber sinais em RM, posteriormente transformados em imagem. Segundo a figura 28, existem vários tipos de bobinas de RF que podem ser utilizadas na aquisição das imagens nos diferentes protocolos de imagem, de acordo com as áreas anatómicas estudadas, variando também nas suas especificidades e tipologias de equipamento para equipamento, também de acordo com o fabricante.

Figura 28 – Diferentes bobinas de RF usadas em RM (Siemens AG, 2019).
Da esquerda para a direita: bobina de cabeça e pescoço; bobina de extremidades (joelho, por exemplo); bobina de mama; bobina de corpo (estudo abdominal e/ou pélvico, por exemplo).

Deste modo, estes três componentes principais de um sistema de RM – bobina supercondutora de criação de campo estático, bobinas gradientes de campo e campos de RF - estão todos interligados, permitindo a realização de exames e obtenção das imagens em diferentes planos anatómicos.

A figura 29 demonstra de forma simplificada todos os componentes de um equipamento de RM (McRobbie et al., 2006).

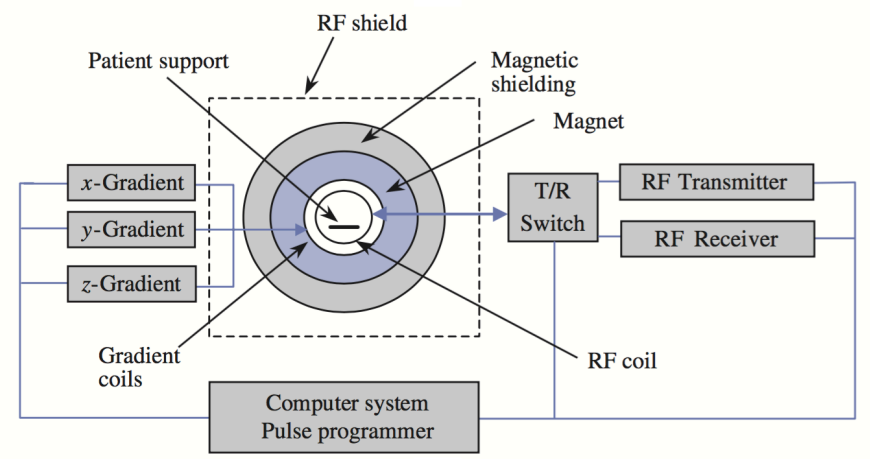


Figura 29 - Diagrama de um sistema de RM (McRobbie et al., 2006).

2.9 Segurança em Ressonância Magnética

Nenhuma tecnologia é absolutamente segura e a compreensão e conhecimento da técnica e impacto da mesma nos diferentes aspetos relacionados com a segurança e saúde, tanto dos pacientes como dos trabalhadores, é de vital importância para um bom desempenho por parte dos profissionais. Esta preocupação também abrange a área da RM.

Os três tipos de CEM usados em RM, descritos anteriormente, geram ou são fonte de riscos e efeitos sobre os doentes, profissionais e materiais, equipamentos e dispositivos médicos colocados no ambiente de RM. Esses riscos e efeitos dependem do tipo de CEM a ser utilizado, levando, porém, a existirem efeitos e riscos similares.

2.9.1 Blindagem em RM

A blindagem magnética em RM é um componente fundamental para o seu bom funcionamento. As principais funções são: blindagem dos CEM criados pelas bobinas de RF e de gradiente do espaço exterior à sala de exames (sala de comandos e áreas adjacentes), prevenir a interferência dos CEM do interior da sala de exames com equipamentos elétricos e/ou eletrónicos próximos do equipamento de RM ou sala de exames e prevenir interferências magnéticas com grandes objetos metálicos que perturbam a

uniformidade do campo magnético principal e degradam a qualidade final da imagem (Souza et al., 2013).

Na figura 30 pode-se visualizar um esquema típico de uma sala de RM devidamente isolada pela chamada Gaiola de Faraday (comummente conhecida como blindagem de RF). Esta consiste normalmente numa caixa de placas de alumínio, cobre, aço inoxidável ou outro material eletricamente condutor que evita o estabelecimento de CEM no exterior da sala de exames e, deste modo, evita interferências de ondas de RF externas (Elster, 2018; ESCO, 2009; Souza et al., 2013; Weibler, 1993). Também evita a "entrada" de sinais eletromagnéticos de RF (telemóvel e rádio, por exemplo) que poderão interferir com os impulsos gerados para aquisição das imagens. Esta blindagem da RF envolve toda a sala onde está inserido o equipamento. É utilizada em todas os serviços de imagiologia por RM, sem exceção, já que é impossível obterem-se imagens com qualidade, sem artefactos, se a sala não estiver devidamente blindada contra interferências de RF externas. (Souza et al., 2013).

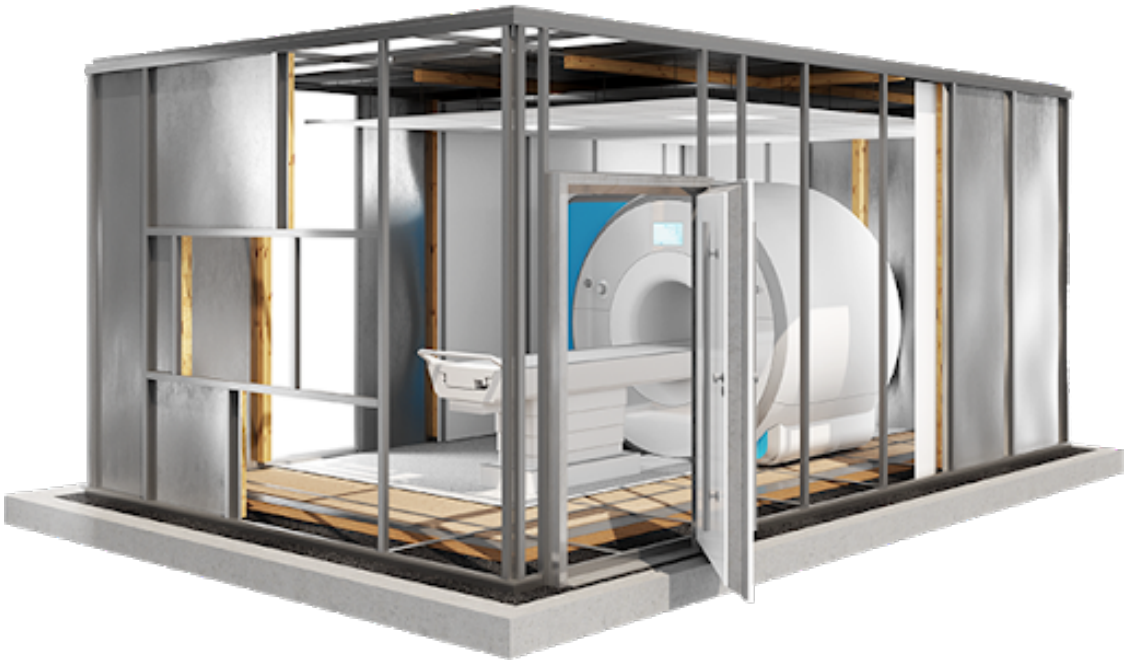


Figura 30 – Blindagem de uma sala de RM (Flux Medical, 2020).

Assim, deve ficar claro que a blindagem em RM tem dois papéis distintos e importantes:

- Evitar a extensão dos campos de RF e gradiente para fora da sala de exames;
- Evitar a entrada de sinais exteriores (por exemplo de rádio, telemóvel e até mesmo de equipamentos de RM circundantes).

Devido ao peso da Gaiola de Faraday (que pode ser cerca de 6000 kg) e a sua espessura significativa, geralmente recomenda-se um rebaixamento de cerca de 4-5 cm no pavimento da sala de exame (ver figura 31) para possibilitar que a gaiola fique ao mesmo nível da zona exterior de acesso (Patricio et al., 2005).

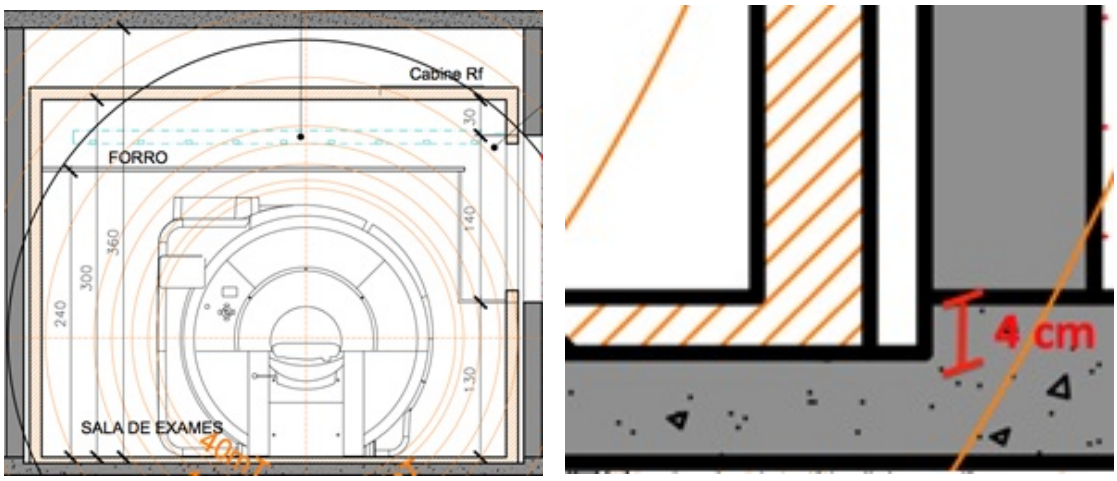


Figura 31 - Gaiola de Faraday e respetivo rebaixamento ao nível do pavimento da sala, aquando da sua construção (Xavier, 2014).

De realçar que o campo estático não é blindado pela Gaiola de Faraday, mas sim ligeiramente alterado e atenuado. O campo estático é projetado tridimensionalmente e as suas linhas de isocampo (por vezes, também conhecido como *fringe field*) serão atenuadas e, à medida que se afastam do isocentro do equipamento, vão diminuindo a sua intensidade, como se pode visualizar na figura 32. Estes aspetos vão ser referidos mais adiante neste trabalho.

Os materiais mais usados para a blindagem do campo magnético são o ferro-silício, aço-carbono, cobre e alumínio. Estes autores verificaram que o aço carbono seria o material mais eficaz no processo de blindagem magnética, uma vez que possui muito menos reflexões, comparativamente aos demais materais. No entanto, aquando deste planeamento, vários fatores entram em conta, tais como o comportamento desses materiais na própria blindagem de RF, características da construção e facilidade / dificuldade na construção dos materiais e custos (Souza et al., 2013). Atualmente, existem já sistemas de blindagem de aço inoxidável que tira partido de todas as características do aço-carbono, tendo a vantagem também de possuir uma maior durabilidade e elevada resistência à corrosão, apesar do seu custo mais elevado (Sousa, 2014).

Deste modo, todas as condições do ambiente envolventes em torno de um serviço de RM devem ser devidamente analisadas e projetadas. Segundo a SPRMN, o elevado peso dos sistemas de RM obrigará a um estudo cuidado da zona de implementação e trajeto a percorrer pelo equipamento, em termos de estrutura de suporte do edifício, tendo em conta também o peso da blindagem nos limites da sala de exames (SPRMN, 2003). Devido aos equipamentos de RM e respetivas blindagens serem muito pesadas, a escolha da sua localização nos edifícios é fulcral, sendo que normalmente os departamentos de RM estão localizados nos pisos mais inferiores, tendo sempre de existir reforço estrutural.

Outro aspeto a ter em conta aquando da instalação de um equipamento de RM é o facto dos fabricantes antes de executarem a instalação terem de estudar quais os serviços em redor do departamento de RM, uma vez que não é permitida a passagem de nenhuma instalação de calhas elétricas, tubagens de ar

condicionado, gases e hidráulica sobre a Gaiola de Faraday. Todas essas instalações, se presentes, terão de contornar a sala de exames de RM. Por causa deste requisito, áreas como serviço de esterilização, salas de cirurgia, poderão trazer um risco sério para a integridade do sistema de RM e trazer artefactos que afetarão a qualidade final das imagens. Também não é ideal que nos níveis superior e inferior à sala de exames de RM existam geradores, sistemas de ar condicionado ou outros equipamentos com motores e geradores elétricos potentes (Xavier, 2014). Este facto é explicado pela projeção tridimensional de campo magnético estático pelos pisos inferior e superior (ver figura 32). Não só as paredes deverão ser bem isoladas, assim como o pavimento e o teto das salas.

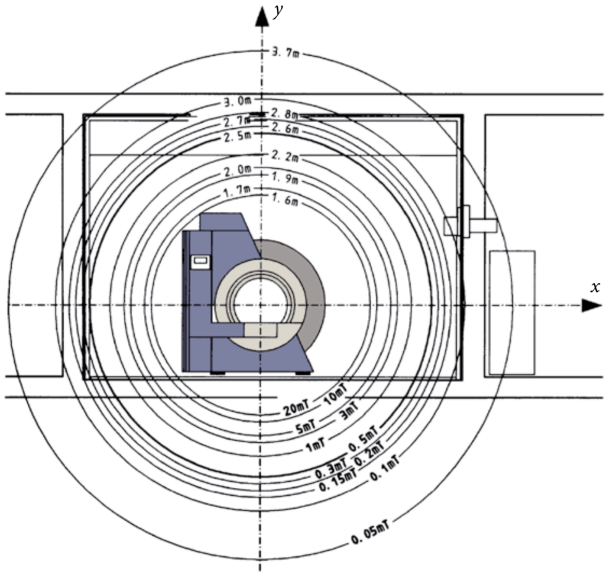


Figura 32 - Projeção tridimensional da intensidade de campo gerada pelo campo magnético estático (Brix, 2008a).

Um aspeto também importante na definição da planta arquitetónica do local onde se irá instalar o equipamento de RM é a observação das distâncias mínimas entre o isocentro do magnete (centro do equipamento) até a locais circundantes onde possam movimentar-se grandes massas metálicas, como elevadores, automóveis, garagens, entre outros. Na Tabela 5 apresentam-se distâncias mínimas, em metros (m) entre determinados objetos metálicos em movimento e o equipamento de RM e respetivo isocentro.

Tabela 5 – Distâncias mínimas entre o isocentro do equipamento de RM e grandes objetos metálicos em movimento (Xavier, 2014).

DISTÂNCIA (m)	OBJETOS METÁLICOS EM MOVIMENTO
5.5	Pequenos veículos (porte até 1800 kg)
7.5	Veículos médios (entre 1800 kg e 5400 kg)
10	Veículos de grande porte (autocarros e camiões)
7	Elevadores pequenos
12	Elevadores de grande porte ou grupos de elevadores

Através da figura 33, pode-se percecionar que objetos metálicos de grandes dimensões (como por exemplo carros, camiões, elevadores) que se movimentam na vizinhança podem influenciar a homogeneidade de campo, interferindo também na qualidade final das imagens.

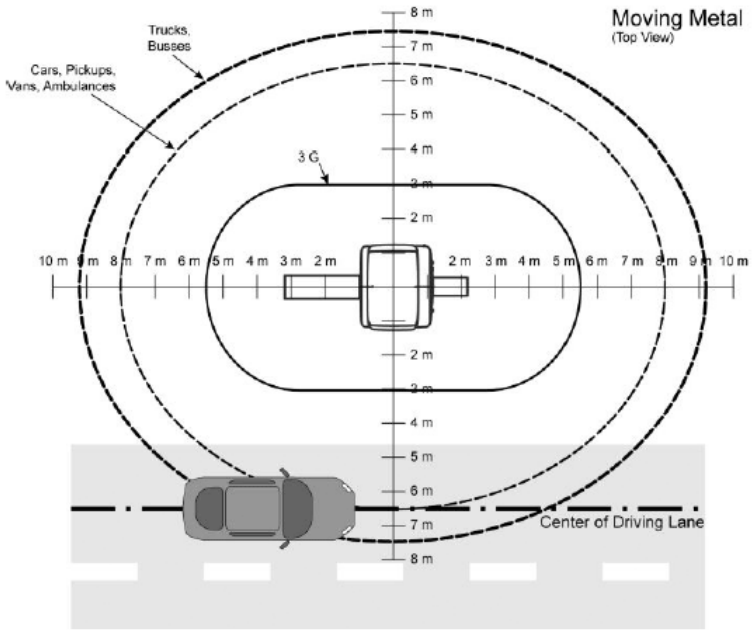


Figura 33 – Objetos metálicas em movimento que afetam a integridade do campo magnético estático (Elster, 2016c).

Referidas breves noções de blindagem e instalação de um equipamento de RM, passar-se-á à divisão e dinâmica de um Departamento de RM, assim como o processo de triagem de doentes nesses departamentos.

2.9.2 Zonas de Segurança em RM

Segundo o ACR, um serviço de RM está dividido em quatro zonas distintas (Kanal et al., 2013). Estas foram definidas em 2002, com o intuito de todo o pessoal que pretende entrar num ambiente de RM ter de obedecer a um procedimento de triagem (*screening protocol*), de maneira a identificar possíveis materiais metálicos, DMI, entre outros, que podem ser contraindicados à realização do exame ou não permanência da pessoa num ambiente de RM exposta aos elevados CEM existentes. Deste modo, as quatro zonas definidas pela ACR são (Kanal et al., 2013):

I. **Zona I**: inclui áreas de acesso livre para o público em geral. Normalmente é a área fora de um serviço de RM, onde os doentes, profissionais de saúde e outro pessoal acedem ao serviço de RM. Nesta zona, os riscos associados à RM são insignificantes;

II. **Zona II** (figura 34): área de interface entre a zona de acesso livre (zona I) e as zonas estritamente controladas (zonas III e IV). É a zona onde os doentes e outros profissionais de saúde são recebidos e onde se realiza o típico questionário de segurança de RM, que serve de triagem aos doentes e possíveis acompanhantes, de modo a saber se se pode realizar o exame com segurança. Caso os profissionais de saúde e/ou familiares que acompanham o doente entrem nas zonas seguintes (III e IV), deverão também responder a um questionário de segurança;

Figura 34 – Zona II da do Departamento de RM do CHUSJ do presente estudo.

III. **<u>Zona III</u>** (figura 35): o acesso a esta zona é restrito, sendo o acesso à zona IV controlado e supervisionado por pessoal devidamente apto e que trabalha em ambientes relacionados com RM (geralmente o Técnico de RD). Apenas os doentes, profissionais de saúde e acompanhantes dos doentes, correta e devidamente rastreados, é que poderão entrar nesta zona, onde já existe a potencial interferência com DMI, por exemplo, na sua bioestimulação. É nesta zona que se faz o acesso à zona seguinte – a zona IV;

Figura 35 – Zona III da RM do Departamento de RM do CHUSJ do presente estudo.
Na figura, é possível a visualização das duas salas de comando existentes no departamento em questão e a porta da sala de exames da RM 1.5T.

IV. **Zona IV** (figura 36): é a área onde está instalado o equipamento de RM, encontrando-se devidamente sinalizada com painéis claramente visíveis e informativos da presença do equipamento e sua intensidade, assim como o mesmo está sempre ligado e os materiais que estão proibidos de entrar nesta zona. Normalmente, esses painéis encontram-se dispostos na porta da sala de exames.

Todo o pessoal autorizado a entrar na sala de exames (zona IV) deve estar sob supervisionamento constante e direto por parte do Técnico de RD. É nesta zona que os riscos e efeitos relacionados com a RM e os diferentes CEM estão presentes, como por exemplo, a bioestimulação, aquecimento devido à RF, efeito míssil, devido à atração de materiais ferromagnéticos, entre outros.

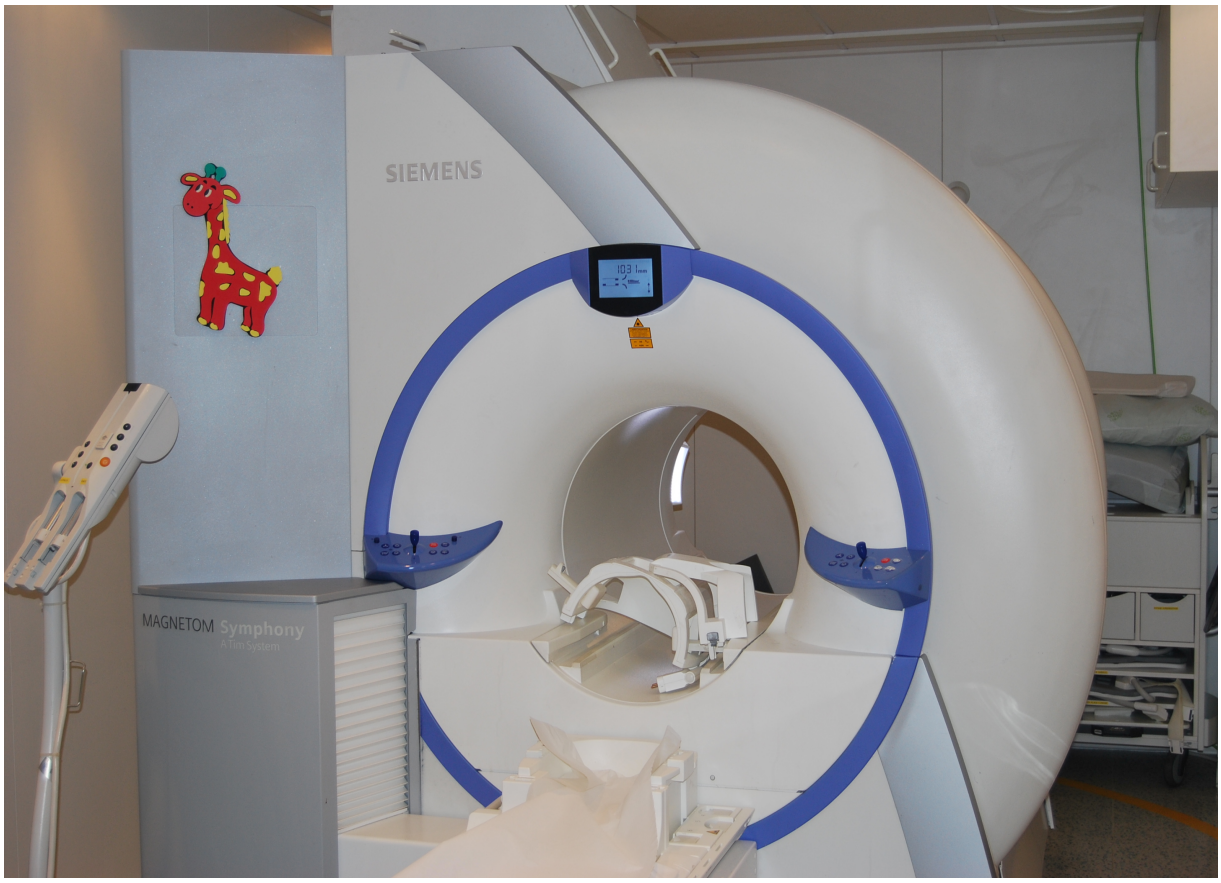


Figura 36 – Zona IV da RM 1.5T Departamento de RM do presente estudo.

Todos os doentes deverão passar por este circuito das quatro zonas de segurança, pela devida ordem zonal (figuras 37 e 38).

Um controlo de acessos adequado num departamento de RM é uma medida bastante eficiente no que concerne na minimização da ocorrência de incidentes associados à exposição aos CEM em RM.

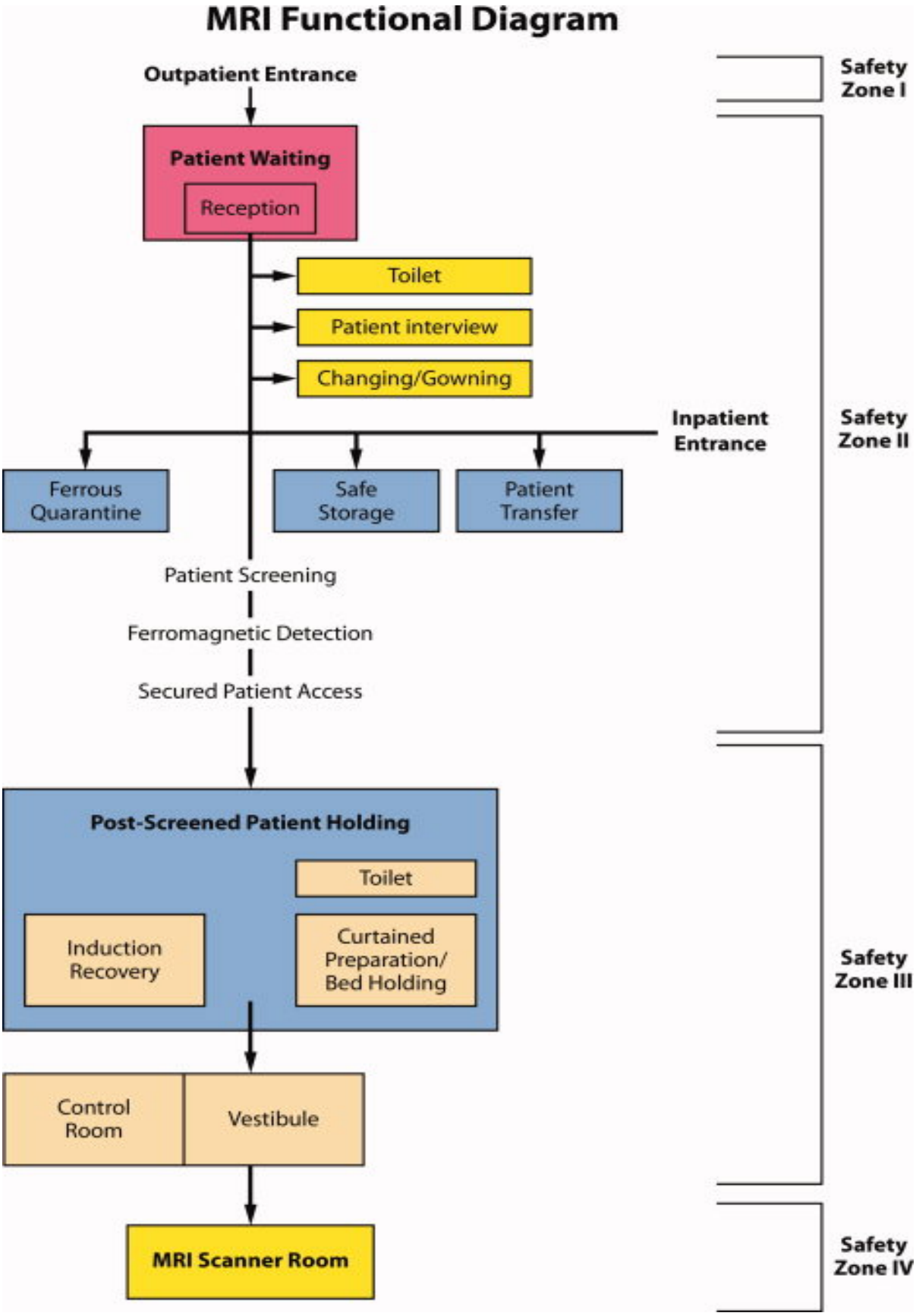


Figura 37 - Diagrama demonstrando o fluxo da informação e dos doentes segundo a ACR (Kanal et al., 2013).

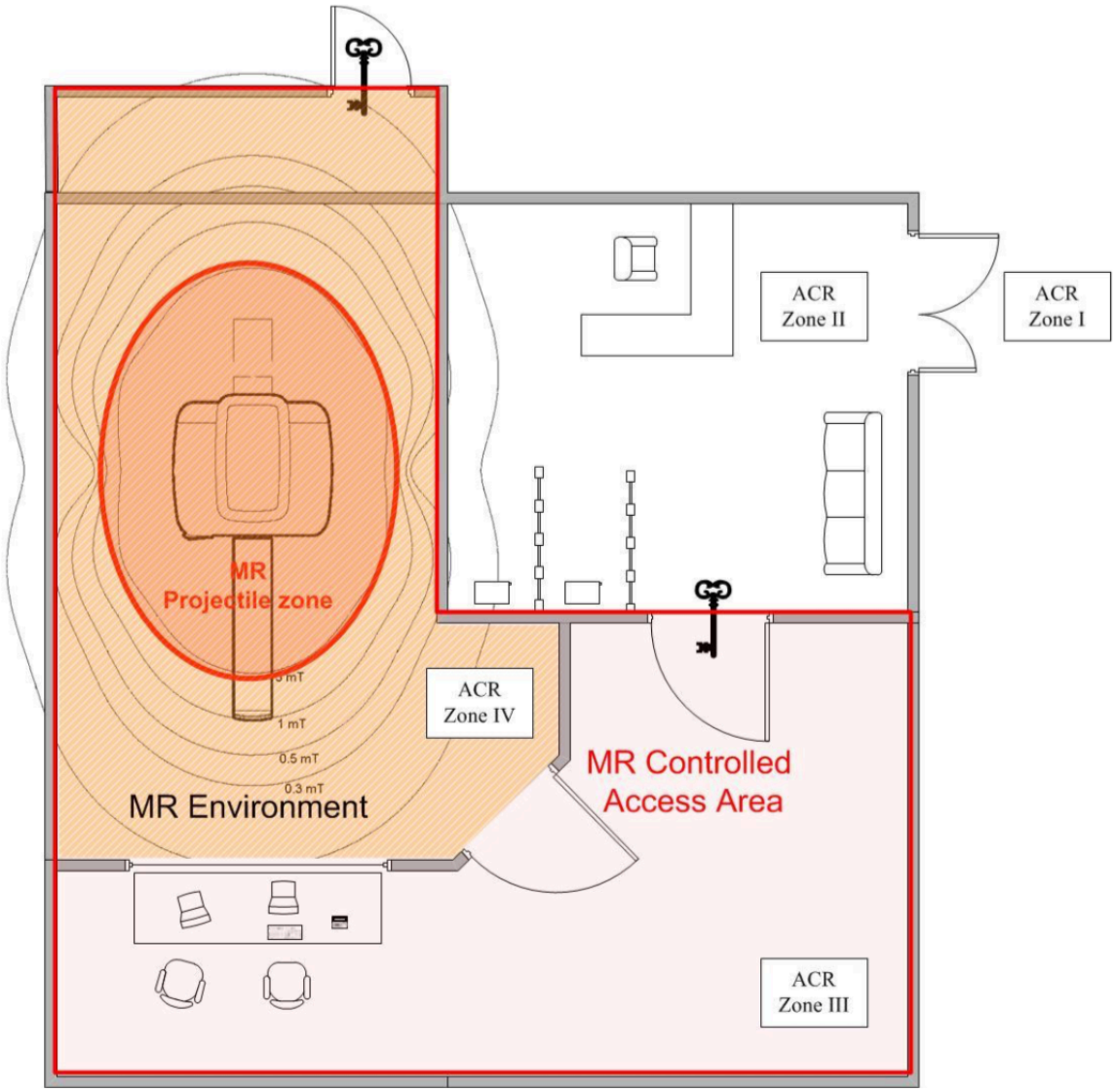


Figura 38 – Exemplo de um esquema de uma unidade de RM (MHRA, 2015).

2.9.3 Dinâmica de um Departamento de RM

Num departamento de RM hospitalar ou clínica privada trabalham inúmeros profissionais de saúde de diferentes setores, a citar: Técnicos de RD, enfermeiros, médicos de diferentes valências, nomeadamente RD, Neurorradiologia (NR) e Anestesiologia, auxiliares de ação médica ou assistentes operacionais, técnicos administrativos, pessoal de limpeza e dos serviços gerais de instalações e equipamentos. Há ainda a realçar que existe o serviço de manutenção por parte da empresa dos equipamentos, assim como técnicos para reabastecimento de hélio dos sistemas de refrigeração. Assim, cada profissional está localizado numa determinada área, podendo aceder a todas as zonas de segurança preconizadas num departamento de RM, realizando diferentes tarefas e rotinas, de maneira a que o departamento funcione corretamente e de forma dinâmica diariamente.

Assim, os profissionais de saúde têm diferentes funções, a citar:

- **Técnicos de Radiologia:**
  - Receção e acolhimento dos doentes;
  - Supervisão de todos os profissionais de saúde e doentes que entram na zona IV de segurança;
  - Realização do questionário de triagem dos doentes, acompanhantes e outros profissionais de saúde, permitindo a realização do exame de RM de forma segura;
  - Explicação do exame aos doentes, esclarecendo a importância da sua colaboração ao longo do mesmo;
  - Posicionamento dos doentes para realização dos exames e escolha do material necessário para a execução do exame, nomeadamente das bobinas de RF precisas para realizar o exame, entre outros materiais que possam adjuvar ao posicionamento;
  - Preparação da máquina injetora automática;
  - Punção endovenosa e administração de produto de contraste;
  - Execução dos exames de acordo com a área a estudar e utilização de diferentes protocolos, mediante as patologias e informações clínicas disponíveis;
  - Aquisição das imagens, manipulando os parâmetros necessários para se obter a melhor qualidade de imagem possível, de forma segura e eficiente;
  - Pós processamento das imagens;
  - Manutenção e gestão de stocks de materiais e produto de contraste;
  - Gestão da marcação de exames;
  - Outros procedimentos técnicos.
- **Enfermeiros**:
  - Receção e acolhimento dos doentes e respetiva triagem;
  - Administração de fármacos;
  - Apoio à realização de exames com anestesia;
  - Realização de suporte avançado de vida, caso seja necessário;
  - Outros procedimentos relativos à enfermagem.
- **Médicos anestesistas**:
  - Procedimentos anestésicos a doentes pouco ou não colaborantes, claustrofóbicos ou pediátricos;
  - Realização de suporte avançado de vida, caso necessário.
- **Médicos radiologistas e neurorradiologistas**:
  - Avaliação da qualidade das imagens de RM;
  - Execução do protocolo de exames e seus relatórios;
  - Por vezes, alguns médicos neurorradiologistas poderão ficar dentro da sala de RM, de modo a darem "ordens" aos doentes submetidos a um determinado tipo de exames, nomeadamente a RM funcional.

- **Auxiliares de ação médica**:
  - Limpeza do equipamento de RM, sob supervisão do Técnico de RD;
  - Limpeza das áreas adjacentes à sala de exames;
  - Apoio ao posicionamento dos doentes;
  - Outros procedimentos.
- **Técnicos administrativos**:
  - Atendimento ao utente;
  - Receção, marcação e registo dos exames dos doentes.
- **Pessoal de limpeza**:
  - Limpeza diária ao início e/ou ao final do dia da sala de exames (zona IV) e também de todas as restantes zonas do departamento de RM.
- **Pessoal dos serviços gerais de instalações e equipamentos**:
  - Mudança de lâmpadas no interior da sala de exames;
  - Reparação de outro equipamento nas imediações do equipamento de RM dentro e fora da sala de exames;
  - Outros procedimentos.
- **Engenheiros e outros pessoal da manutenção do equipamento**:
  - Manutenção e reparação dos equipamentos e seus materiais;
  - Realização de testes de qualidade de imagem, avaliação/presença de artefactos nas imagens e motivos para o aparecimento dos mesmos;
  - Outros procedimentos.
- **Técnicos de (re)abastecimento de hélio**:
  - (Re)abastecimento de hélio devidamente agendado com o departamento de RM.

Os profissionais de saúde e demais pessoal que trabalham e circulam em ambientes relacionados com RM, podem ser classificados com pessoal pertencente ao departamento da RM e pessoal não pertencente a esse departamento (Kanal et al., 2013).

Através da figura 39, verifica-se que o pessoal designado como "pessoal - RM" está classificado em dois níveis: i) no nível I estão o pessoal da limpeza, médicos não radiologistas, nem neurorradiologistas e técnicos de saúde de outros setores hospitalares que não a RM. Estes possuem conhecimentos básicos para tomar medidas de segurança na zona III e IV; ii) no nível II estão os Técnicos de RD, enfermeiros, médicos e auxiliares de ação médica que trabalham no departamento de RM, os quais possuem conhecimentos mais profundos e/ou adequados no exercício das suas funções acerca da segurança em RM. Quanto ao pessoal considerado "não – RM", incluem-se os doentes, seus familiares, acompanhantes, voluntários de estudos e outro pessoal que não se encaixe no "pessoal RM".

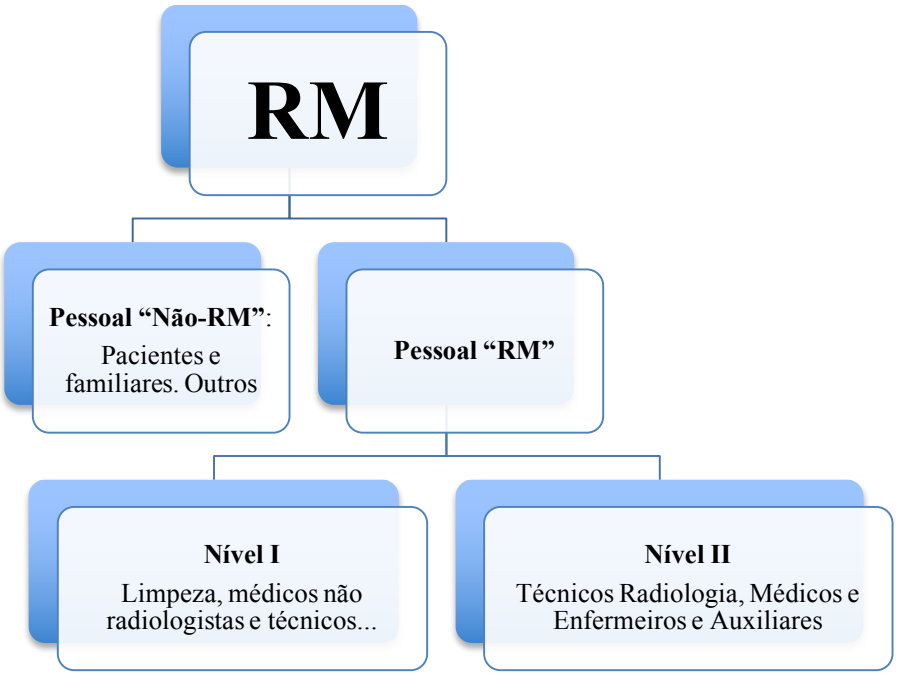


Figura 39 – Classificação entre "pessoal não – RM" e "pessoal – RM", segundo a ACR (Kanal et al., 2013).

2.9.4 Triagem dos doentes e profissionais de saúde

Como foi referido anteriormente, todos os doentes, assim como os profissionais de saúde que permaneçam nas zonas de segurança III e IV, terão de ser sujeitos a uma triagem bem rigorosa e criteriosa, uma vez que o acesso a essas duas zonas é permitido a pessoal devidamente autorizado. Para esse efeito é realizado um questionário de segurança e todo o pessoal que permaneça nessas zonas, quer sejam doentes, acompanhantes ou outros profissionais de saúde que possam acompanhá-los. Independentemente do seu estado de consciência, todos os doentes têm de ser rigorosamente rastreados, pois as complicações associadas a uma triagem incompleta podem aumentar quando o doente não fornece um historial clínico apropriado e completo para a realização do exame (James et al., 2013).

Deste modo, o questionário de segurança é composto por uma série de questões. Independentemente da instituição de saúde, o questionário deverá obrigatoriamente abranger os seguintes tópicos (James et al., 2013; Kanal et al., 2013; Shellock, 2017; Shellock et al., 2014):

- Saber se o doente já realizou alguma RM previamente ao estudo atual;
- Antecedentes clínicos e cirúrgicos e data das cirurgias;
- Existência de algum material heterólogo que condicione a realização da RM;
- Saber se o doente tem claustrofobia;
- Antecedentes alérgicos à injeção de produto de contraste;
- Existência de alguma tatuagem, *piercings* ou algum corpo estranho no corpo, nomeadamente limalhas metálicas nos olhos, projéteis e/ou estilhaços de arma. Caso haja a suspeita de algum

corpo estranho no corpo dos doentes, outros exames imagiológicos como radiografias e TC poderão informar e ajudar quanto à presença ou ausência do corpo estranho (ver figura 40). Por exemplo, existem relatos de perda da acuidade visual devido à exposição de um estilhaço metálico junto ao olho de um doente (FDA, 1997).

- Conhecer outros problemas de saúde relacionados com o doente (por exemplo, diabetes, hipertensão arterial, insuficiência renal aguda ou crónica, entre outros), medicação habitual;
- Em doentes do sexo feminino e em idade fértil, questionar acerca da possibilidade de estar grávida ou se está a amamentar.

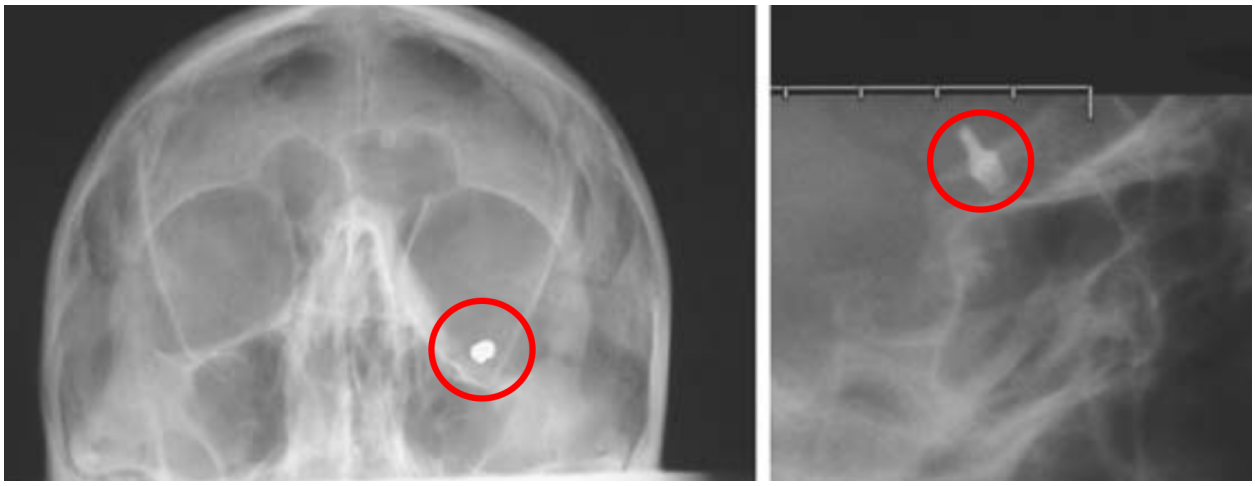


Figura 40 – Radiografias de face e perfil direcionadas ao estudo das órbitas, demonstrando um corpo estranho metálico junto à órbita esquerda (círculo vermelho) (Liney, 2006).

Atualmente, já existem sistemas de deteção de material ferromagnético próprios para ambientes de RM, que poderão melhorar o desempenho do processo de triagem (James et al., 2013; Orchard, 2015). No entanto, são necessários mais estudos quanto ao uso destes sistemas, assim como melhorias na realização dos mesmos.

Todos os doentes devem utilizar uma bata hospitalar para efetuar o exame, uma vez que existem roupas com malhas metálicas que poderão aquecer em demasia, devido aos seus componentes, aquando da exposição aos CEM da RM, podendo provocar efeitos adversos, como as queimaduras. Idealmente, essa bata ou roupa hospitalar não devem possuir bolsos, uma vez que, muitas vezes, por esquecimento o doente pode levar algum material metálico no bolso e este ser atraído pelo equipamento de RM.

Após a descrição das diferentes zonas de segurança que um Departamento de RM deve possuir na sua conceção, assim como da sua dinâmica e triagem dos doentes, torna-se importante passar para os assuntos relativos aos riscos e efeitos dos três tipos de CEM usados em RM. Tal como foi dito anteriormente, estes riscos e efeitos diferem de campo para campo, daí cada um dos mesmos terá uma subdivisão própria.

2.9.5 Riscos e Efeitos do Campo Magnético Estático

Existem muitos estudos que foram desenvolvidos e direcionados no sentido de se conhecer e compreender os efeitos dos campos magnéticos estáticos nos tecidos e órgãos do corpo humano, estudos esses realizados ao longo de cerca de um século (Crook et al., 2009). Inicialmente, esses estudos foram efetuados nas indústrias que utilizavam campos magnéticos no seu funcionamento, sendo que, aquando da introdução rotineira da RM na área da Medicina, no princípio da década de 80 do século XX, foram feitos estudos para avaliar e analisar as consequências. Atualmente, os campos magnéticos estáticos utilizados na clínica e investigação em Medicina, nomeadamente em RM, possuem uma intensidade muito superior (a maioria dos equipamentos existentes apresentam campos de intensidade entre 0.2T e 3T, sendo que já existem equipamentos com 7T de intensidade de campo para uso clínico), devido aos próprios avanços tecnológicos na área, de modo a obter-se melhor qualidade das imagens, que permitam um diagnóstico mais preciso, mais rápido e com a maior acuidade possível.

Comparativamente ao campo magnético terrestre, cuja intensidade é cerca de 0.3G (ou $3x10^{-5}$T) no equador e de cerca 0.7G ($7x10^{-5}$T) nos pólos, os campos magnéticos estáticos usados em RM são cerca de 15 000, 30 000 e até 70 000 vezes mais intensos (Crook et al., 2009; Panych et al., 2018).

A interação do campo magnético independente do tempo com os tecidos biológicos que contêm eletrólitos em movimento pode envolver diferentes mecanismos, indicados na Tabela 6: a) forças magnéticas, como a atração, torção, deflexão; b) alterações no fluxo de eletrólitos nos tecidos; c) interação com componentes ferromagnéticos; d) forças magneto-hidrodinâmicas; e) magneto-resistência (Kangarlu et al., 2014).

Assim, de acordo com a Tabela 6, os riscos associados ao campo magnético estático podem ser classificados em biológicos e mecânicos.

Muitos dos sintomas biológicos já se encontram descritos na literatura e podem incluir: náuseas, tonturas, vertigens, cefaleias, magnetofosfenos ou fosfenos retinianos, gosto metálico na boca, distúrbios visuais, sensação de "pancadas" na cabeça, nistagmo, influências na postura do indivíduo, distúrbios do sono e efeitos motores e cognitivos a curto-prazo, como por exemplo memória a curto-prazo, problemas de concentração, exercícios de memória e défices de atenção (Chakeres et al., 2005; Coskun, 2011; Crook et al., 2009; De Vocht, et al., 2006; Glover, et al., 2007; Hanson, 2016; Hartwig et al., 2009; McRobbie, 2012; Schenck, 2005; Van Nierop, et al., 2013; van Nierop et al., 2012; Wang, et al., 2008).

No entanto, alguns destes sintomas ainda são alvo de alguma controvérsia na literatura. Por exemplo, alguns autores consideram a existência de efeitos cognitivos associados à exposição aos campos estáticos (De Vocht et al., 2006; Van Nierop et al., 2013), embora outros não considerem a presença dos mesmos (Atkinson, et al., 2007; Lepsien, et al., 2012; Schlamann et al., 2010). Desde já se observa que existem controvérsias quanto à perceção ou não de determinado tipo de sintomas e efeitos tanto em voluntários, como em profissionais de saúde e doentes.

Tabela 6 – Principais características das diferentes forças e interações presentes aquando da exposição de um corpo humano e outros materiais a um campo magnético externo (Kangarlu et al., 2014).

FORÇAS / INTERAÇÕES	CARACTERÍSTICAS
MAGNÉTICAS	Força de Atração; Torção; Deflexão.
INTERAÇÕES COM FLUXO DE ELETRÓLITOS	Depolarização do tecido cardíaco: o movimento nos tecidos condutores aquando da sua interação com o campo magnético produz uma força perpendicular à direção do movimento. Efeito Magneto-Hidrodinâmico (EMH): fluxos de corrente nos tecidos condutores experimentam forças externas. As forças e pressões resultantes são transmitidas para os tecidos.
INTERAÇÕES COM COMPONENTES FERROMAGNÉTICOS	Intensidade da interação dos materiais com componentes ferromagnéticos com B_0 é diretamente proporcional à sua suscetibilidade magnética. A maioria dos tecidos biológicos do corpo humano é diamagnética, o que leva a que a sua interação com os campos magnéticos seja fraca. No entanto, existem determinados componentes teciduais que são paramagnéticos, como a desoxihemoglobina, hemossiderina e ferritina, existindo uma interação maior (muitas vezes, estes componentes são importantes conjuntamente com o uso de determinadas sequências específicas para um melhor diagnóstico de possíveis lesões e/ou patologias). Componentes paramagnéticos exógenos podem entrar no organismo humano e interagir com os campos magnéticos. Tatuagens e material de cosmética e maquilhagem podem interagir com os campos magnéticos usados.
MAGNETO-RESISTÊNCIA	A intensidade da resistência elétrica de um determinado material alterar-se-á quando colocado exposto a um campo magnético externo. É denominado de magneto-resistência e é causado por forças exercidas nos iões em movimento sob a exposição a um campo magnético externo. Este fenómeno é geralmente muito fraco.

Muitos dos sintomas descritos têm sido reportados pelos doentes sujeitos aos exames de RM. No entanto, os trabalhadores, estando sujeitos a B_0, também podem reportar alguns dos sintomas enumerados (Wilen et al., 2011). Todos estes sintomas são reversíveis e transitórios, cessando depois de passados alguns minutos após a exposição ao campo magnético estático ou quando o sujeito se afasta da fonte emissora do campo (International Electrotechnical Comission, 2015). Estas sensações são mais intensas e frequentemente reportadas sempre que existem movimentos mais rápidos que possam ser efetuados nestes ambientes, sendo os movimentos súbitos e mais acelerados da cabeça os que poderão ocasionar uma maior sintomatologia (Feychting, 2005; McRobbie, 2012; Yamaguchi-Sekino, et al., 2011). A diferença no tipo de movimento que se executa, se é um movimento linear ou rotacional, pode aumentar a propensão ao aparecimento dos sintomas e efeitos (International Electrotechnical Comission, 2015).

Em seguida, irão apenas referenciar-se três estudos realizados na área de segurança em RM, de modo de demonstrar os reais efeitos associados à exposição e movimento em locais onde estão dispostos os equipamentos de RM e de certa forma justificar a falta de estudos na área, a citar:

- Cavin *et al.,* em 2007, realizaram trabalhos experimentais, que incluíram movimentos controlados da cabeça em 21 sujeitos saudáveis, trabalhadores em ambientes de RM, expostos a um campo magnético estático de 7T, de modo a se perceber se os sujeitos sentiam um gosto metálico na boca, sabendo previamente o tipo de sintoma que estava a ser alvo de estudo. As experiências foram

levadas a cabo na extremidade posterior do equipamento, sentados, apenas movimentando a cabeça, estando esta posicionada a 1.2 m do chão. Os movimentos da cabeça eram sincronizados através de um metrónomo. 50% dos sujeitos reportaram o gosto metálico na boca, sensivelmente durante 1.5 segundos (s), após movimento da cabeça durante 20s (Cavin et al., 2007). Neste estudo, a amostragem é bastante baixa, de forma a poder-se generalizar o aparecimento do gosto metálico na boca aquando da exposição a campos magnéticos muito intensos. Esta ideia apenas vem reforçar a necessidade de se elaborarem mais estudos direcionados à área da segurança em RM;

- Glover *et al.*, em 2007, realizaram experiências em 10 indivíduos saudáveis, solicitando aos participantes que colocassem a cabeça no interior do magnete, em posição estática, tanto com a cabeça em repouso, como fazendo a rotação da mesma e também pedindo a movimentação da cabeça aquando da posição de decúbito. 30% desses sujeitos tiveram uma oscilação postural aquando do movimento da cabeça, quando expostos a um campo magnético estático de 7T (Glover et al., 2007). A amostragem deste estudo também parece bastante reduzida, não se podendo fazer a generalização desta sintomatologia tanto para doentes, como para trabalhadores;
- Van Nierop *et al.*, em 2012, realizaram um estudo em 30 indivíduos saudáveis, num equipamento de intensidade de campo de 7T, onde pediam aos voluntários para realizarem movimentos da cabeça antes de efetuarem determinadas tarefas cognitivas, havendo uma sessão prévia sem existir exposição aos campos magnéticos. Executando as mesmas tarefas numa outra sessão, após a exposição ao campo de 7T, algumas dessas tarefas, nos domínios da atenção, concentração e localização visual espacial eram afetadas (van Nierop et al., 2012).

O exemplo destes três estudos referidos só vem realçar a importância de existirem estudos direcionados à área da segurança em RM.

Outros efeitos biológicos causados pela presença de B_0 podem ocorrer em tecidos biológicos, pois estes possuem correntes iónicas, criando-se uma força sobre esses iões em movimento. Estas forças são chamadas de magneto-hidrodinâmicas, conhecido como EMH e atuam sobre líquidos iónicos (Chakeres et al., 2005; J. Karpowicz, et al., 2007; Schenck, 2005), tais como:

- **Vasos sanguíneos**: o sangue é considerado um eletrólito, estando sujeito a forças magnéticas, produzindo uma determinada tensão elétrica ao longo dos vasos sanguíneos, por efeito Hall. Este efeito não é patológico e pode ser observado num eletrocardiograma (ECG) próprio para RM como uma elevação da onda – T (Martin et al., 2012), aquando do fluxo sanguíneo máximo (contração ventricular aquando da fase sistólica do ciclo cardíaco e respetivo bombeamento do sangue para o organismo) (ver figura 41);

  Pela análise da figura 41, na parte A, o doente está fora do magnete e pode-se visualizar um ECG bem sincronizado e constante. Na parte B, o doente já se encontra inserido dentro do magnete (sem realização de qualquer sequência de imagens, apenas está exposto a B_0) e pode-se visualizar a

elevação da onda – T (seta amarela) e em certas partes do ECG são percetíveis algumas irregularidades do traçado eletrocardiográfico (círculo branco). Estas alterações são próprias da interação do campo magnético estático com a aorta ascendente onde existe um fluxo de eletrólitos no sangue, correspondendo ao bombear do sangue para o resto do corpo.

Também é de salientar que o ritmo cardíaco não sofre alterações dentro e fora do magnete, mantendo-se a cerca de 66-67 batimentos por minuto.

Figura 41 – EMH num doente submetido à realização de uma RM cardíaca num equipamento de intensidade de campo 3T.

Segundo a figura 42, o efeito da elevação da onda T é muito mais pronunciado à medida que se aumenta a intensidade do campo magnético estático.

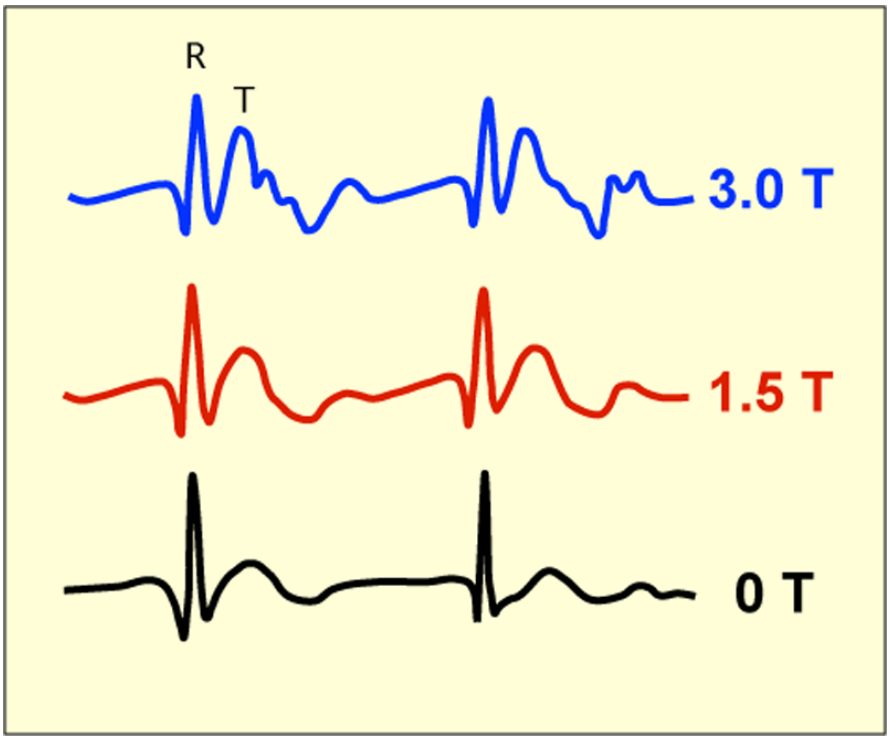


Figura 42 - Elevação da onda – T num ECG devido à ação de diferentes campos magnéticos estáticos com diferentes intensidades - EMH (Elster, 2017).

O EMH é muito mais pronunciado em estruturas que estão orientadas perpendicularmente ao eixo do campo magnético principal, como por exemplo o arco aórtico (Jekic et al., 2010; Nijm, et al., 2008). Isto porque a força magnética que atua nos iões e partículas com carga elétrica dissolvidos no sangue é tanto maior quanto mais próximo de 90º estiver a velocidade de escoamento, em relação ao o campo magnético B_0, como se pode visualizar nas figuras 43 e 44.

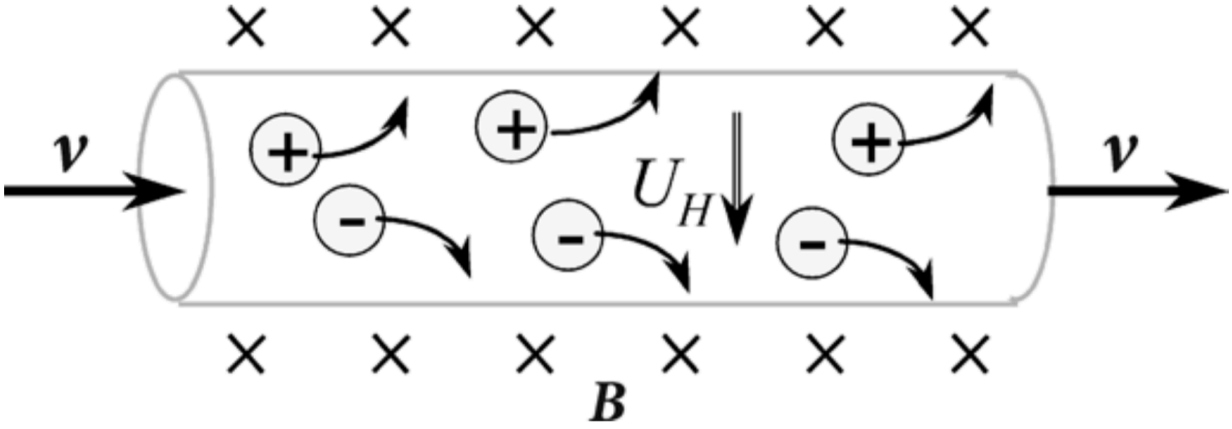


Figura 43 – EMH num vaso sanguíneo (Brix, 2008b).
Eletrólitos carregados positiva e negativamente, movendo-se com uma velocidade **v** ao longo de um vaso sanguíneo orientado perpendicularmente com a direção de um elevado campo magnético, irão ser acelerados em direções opostas e, portanto, induzir correntes elétricas ($\mathbf{U_H}$) ao longo do vaso sanguíneo. O Sinal **x** indica a direção do campo magnético.

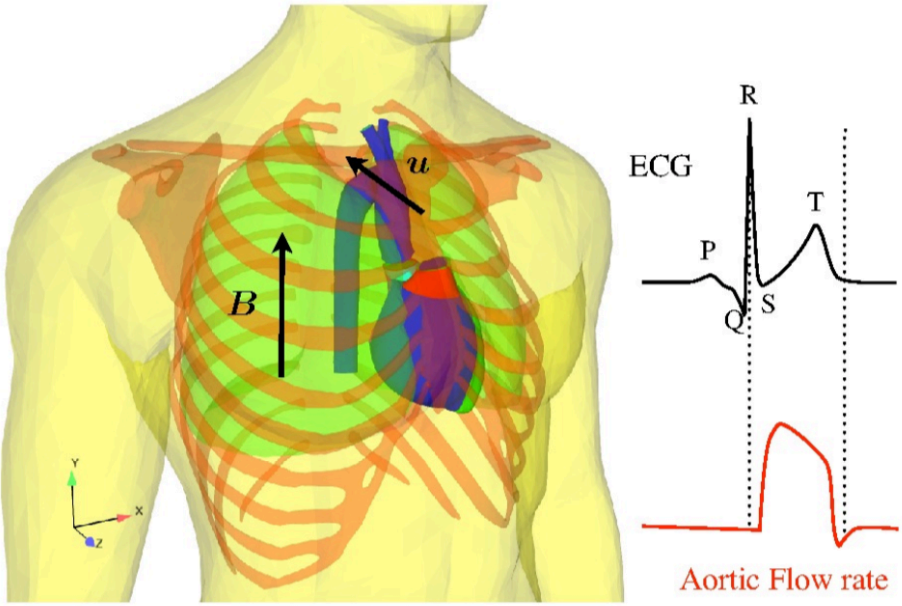


Figura 44 – Efeito do campo magnético estático sobre a onda T do ECG (Martin et al., 2012).
De realçar o facto de esse efeito ser mais proeminente em estruturas vasculares mais perpendiculares a B_0, como é o caso do arco aórtico.

No entanto, esse efeito pode ser percecionado noutros locais do organismo humano, tais como:

- **<u>Tecidos com conteúdo endolinfático (ouvido interno)</u>**: estas forças poderão justificar o aparecimento das vertigens, tonturas e náuseas associadas à exposição a B_0. Roberts et. al (2011) desenvolveram um estudo no qual estudaram os movimentos oculares como medida da estimulação vestibular, de modo a demonstrarem que essa estimulação é estática, contínua, proporcional à intensidade de campo magnético, não requerendo movimentos da cabeça, nem em mudanças dinâmicas das intensidades de campo pelos gradientes de campo (Roberts et al., 2011). Estes autores concluíram que a estimulação vestibular magnética derivava de forças de Lorentz resultantes da interação entre B_0 e as correntes iónicas existentes no conteúdo endolinfático do ouvido interno, mais concretamente nos canais semicirculares. Outros autores também corroboraram esta explicação (Antunes et al., 2012). Assim, a força de Lorentz irá "empurrar" a cúpula existente nas ampolas dos canais semicirculares (ver figura 45), contendo estereocílios e quinocílios sensoriais, levando à ocorrência de nistagmo. Desta forma, a dupla função da endolinfa na circulação de correntes iónicas e pressão do fluido, associado à função da cúpula do canal semicircular como sensor de pressão, irá fazer com que ocorra nistagmo e vertigens magneto-induzidos (Gorlin et al., 2015; Houpt et al., 2012).

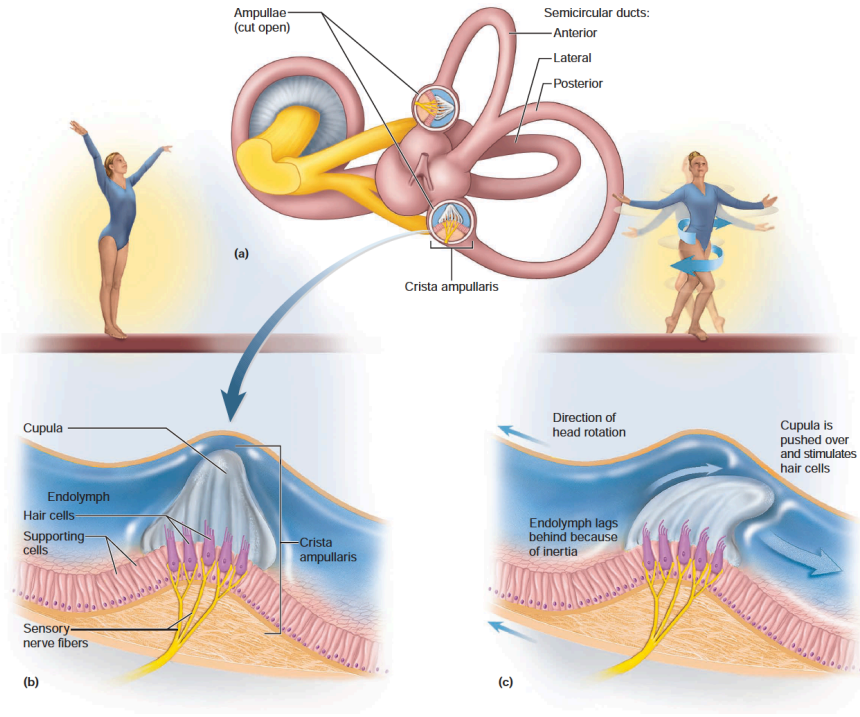


Figura 45 – Relação entre a anatomia dos canais semicirculares, com as suas células, existentes no ouvido interno e a rotação da cabeça (Saladin, 2014).

- **<u>Retina</u>**: aparecimento de magnetofosfenos associados aos movimentos rápidos do globo ocular que podem ser atribuídos a pequenas correntes elétricas induzidas nas estruturas da retina (Brix, 2008b).

Como foi dito anteriormente, estes efeitos são reversíveis e transitórios, cessando após alguns segundos a minutos após cessação da a exposição a B_0, como o caso, por exemplo, da ocorrência de nistagmo. Segundo a figura 46, é possível observar a presença de nistagmo aquando da interação com o campo magnético (apenas com o voluntário inserido no interior do magnete, não ocorrendo aquisição de imagens). O nistagmo deixa de ocorrer quando se retira o voluntário do interior do magnete, sendo que o globo ocular só estabiliza alguns segundos após a cessação da interação do voluntário com o campo magnético estático.

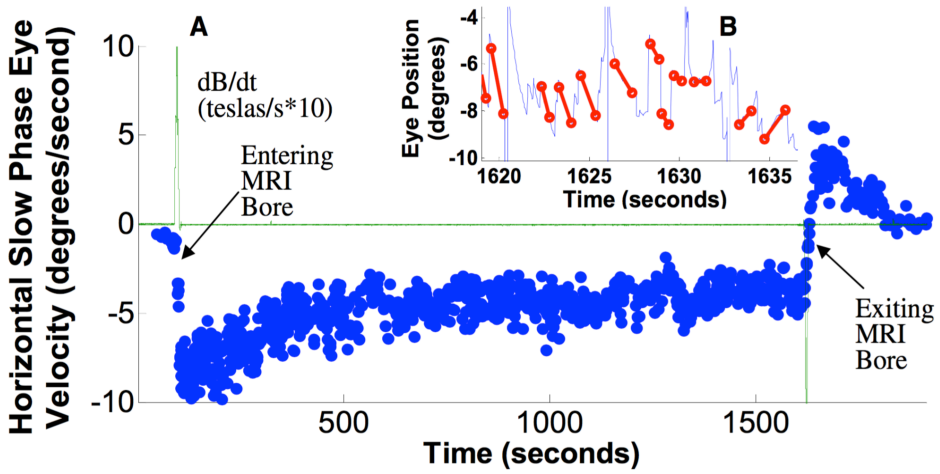


Figura 46 – Ocorrência de nistagmo aquando da presença de um campo magnético estático intenso (Roberts et al., 2011).

Estes efeitos também são mais propensos a ocorrer em campos magnéticos mais elevados, sendo os efeitos maiores e mais evidentes (ver figura 47). Pode-se afirmar que a sintomatologia associada à exposição aos campos magnéticos em RM é proporcional à intensidade de B_0, onde a força é proporcional ao campo e ao ângulo entre o campo e a velocidade de fluxo (Roberts et al., 2011).

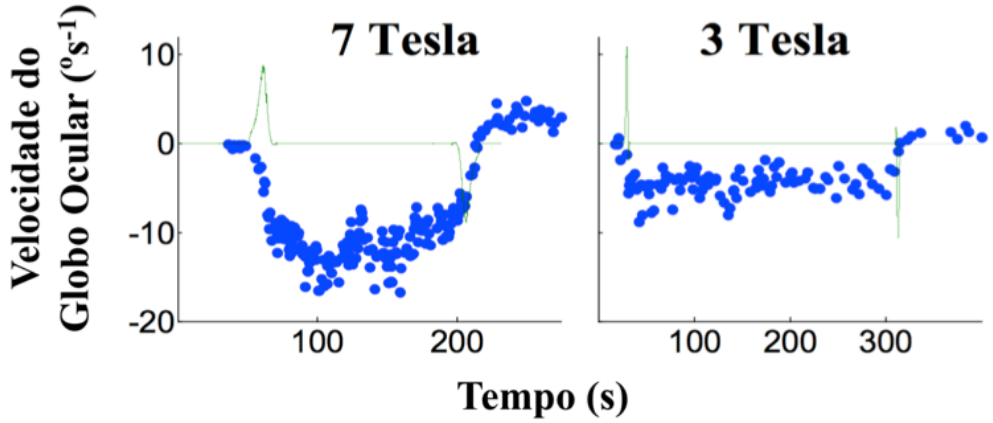


Figura 47 – Ocorrência de nistagmo (velocidade de rotação do globo ocular e respetivo movimento do olho marcado a azul), ao longo do tempo das sequências, aquando da exposição a B_0 de 7T e 3T (Roberts et al., 2011). A linha verde indica a ativação dos gradientes de campo, aquando do início da sequência (pico superior), ao longo da sequência (linha contínua) e fim da sequência (pico inferior).

Os riscos mecânicos associados a campos magnéticos estáticos são bem conhecidos e são aqueles que pacientes e profissionais de saúde muitas vezes relatam. Esses efeitos são:

- **Atração** de materiais ferromagnéticos em direção ao magnete do equipamento de RM: **efeito projétil ou míssil** (Crook et al., 2009; Gowland, 2005; Hartwig et al., 2009; ICNIRP, 2009; Marshall et al., 2007). Esta força é proporcional ao campo magnético total (Gowland, 2005). Por exemplo, pequenos objetos metálicos, como ganchos do cabelo, poderão atingir uma velocidade de cerca de 60 km/h aquando da exposição e proximidade de equipamentos de intensidade de campo de 1.5 T (Marshall et al., 2007). Existem casos já reportados de mortes relacionadas com este efeito da RM, nomeadamente de uma criança atingida por uma garrafa de oxigénio (Chen, 2001; Marshall et al., 2007; Shellock et al., 2014), entre outros incidentes que resultaram em ferimentos graves dos profissionais de saúde e doentes.

  Na figura 48 é possível observar o efeito de atração quando um estetoscópio ferromagnético é exposto a um campo magnético estático de intensidade 1.5T.

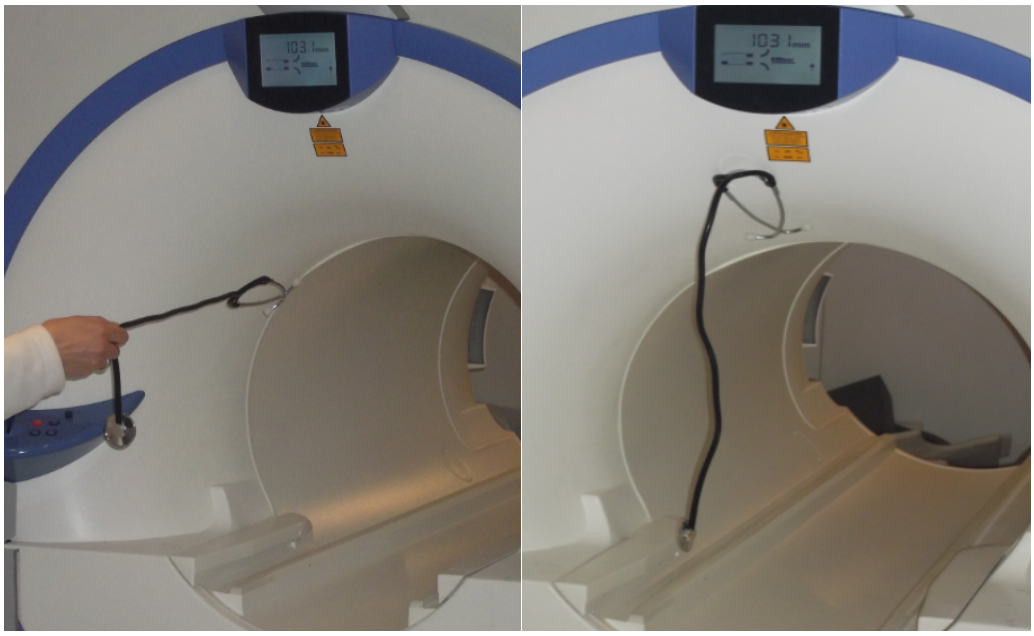


Figura 48 – Efeito de atração visualizado num estetoscópio num equipamento de 1.5 T de intensidade de campo.

Na figura 49, pode-se observar que a força de atração é máxima na entrada do magnete, e no isocentro (centro do magnete) é sensivelmente zero, não existindo força de translação (Keevil, 2016; Panych et al., 2018; Shellock et al., 2014). No isocentro, o campo é uniforme e só temos momento (torque) e a força resultante que atua sobre qualquer objeto é nula, não se translada, nem se projeta (Mccomb et al., 2009; McRobbie, 2020; Panych &et al., 2018). Nos bordos do equipamento, temos variações espaciais de campo, sendo os valores de gradiente espacial máximos em determinados locais, gerando momento (torque) e a sua força resultante em objetos. Consequentemente, existe movimento de translação do objeto e rotação em torno do centro de massa (Mccomb et al., 2009).

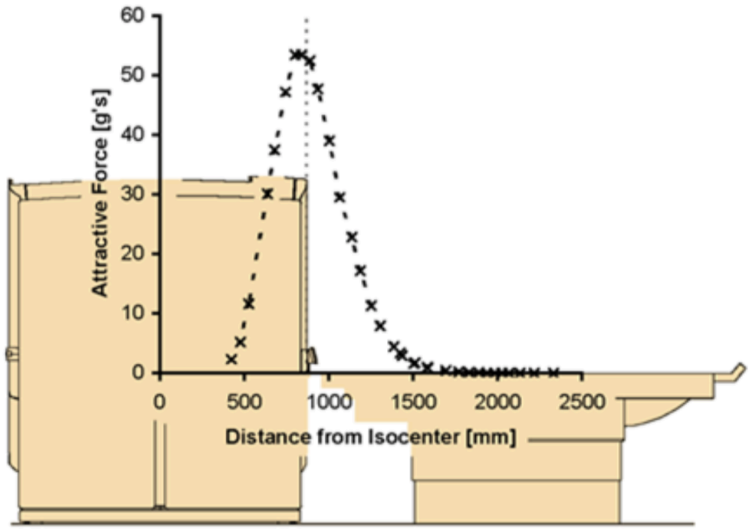


Figura 49 - Força de atração máxima à entrada do magnete (Keevil, 2016).

- **Torção ou momento da força magnética**: corresponde ao efeito da força em relação a um momento fixo. Um determinado objeto ferromagnético irá ser sujeito a uma força quando exposto a um campo magnético externo de elevada intensidade, alinhando-se com o mesmo. Irá depender da intensidade de campo magnético, se este for uniforme, e o ângulo existente entre ele e a magnetização do objeto. Este efeito poderá ter consequências graves em doentes com DMI não compatíveis com RM, pois esses dispositivos podem movimentar-se e alinhar-se com o campo magnético, podendo provocar lesões (Crook et al., 2009; Hartwig et al., 2009);
- Em implantes ou DMI ferromagnéticos, B_0 ainda pode causar **deflexão**, **movimentação** e **mau funcionamento** dos mesmos, podendo causar danos graves aos doentes e nos DMI (Crook et al., 2009; Hartwig et al., 2009; Marshall et al., 2007).

Caso não se tenham as devidas precauções e a maior atenção, podem ocorrer incidentes e/ou acidentes num ambiente de RM. Na literatura, existem já acidentes documentados relativos à atração de dispositivos metálicos externos às salas de exame de RM (zona IV), como por exemplo garrafas de oxigénio, tesouras, armas de fogo, macas e cadeiras de rodas não compatíveis com RM, que provocaram diversos danos, inclusive a morte de pessoas (De Wilde et al., 2007; Kanal et al., 2013; Marshall et al., 2007; Tsai et al., 2015). As figuras 50 e 51 ilustram incidentes relativos à exposição de materiais ferromagnéticos a um campo magnético estático bastante intenso, sofrendo esses objetos o efeito da atração, podendo provocar danos, quer humanos, quer materiais, a todo o pessoal e/ou material que estiver entre o equipamento e o material ferromagnético que foi alvo da força de atração. Um dos aspetos a ter em conta e que todos os profissionais que trabalham numa unidade de RM, desde pessoal de limpeza, administrativos, assistentes operacionais, técnicos superiores de diagnóstico e terapêutica, físicos, enfermeiros e médicos devem ter em consideração, é que todos deverão saber que o campo magnético estático está sempre ligado, até mesmo quando ocorrem falhas elétricas e que não estejam a ser adquiridas imagens, sendo que os acidentes poderão ocorrer também nessas situações.

Figura 50 – Acidentes relacionados com o efeito de atração (Kopp Development, 2018).

Figura 51 – Acidente relacionado com o efeito de atração (Mishra, 2014).

Dois exemplos de casos de acidentes recentes sucedidos em salas de RM, ocorreram também na Índia e na Suécia. Num hospital na Índia, um familiar de um doente entrou na sala de exames com uma garrafa de oxigénio ferromagnética e esta foi atraída em direção ao equipamento, conjuntamente com o familiar do doente (figura 52). Este acidente resultou na morte do familiar do doente, devido à inalação de oxigénio. A equipa médica e técnica foram acusados de negligência médica (Barnagarwala, 2018).

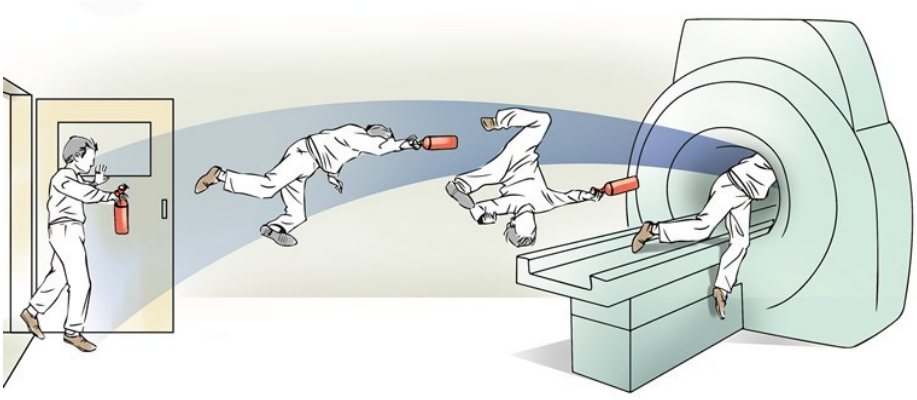


Figura 52 – Esquema do acidente ocorrido num hospital na Índia, onde um familiar de um doente faleceu após ter sido atraído, conjuntamente com uma garrafa de oxigénio ferromagnética em direção ao equipamento de RM (Barnagarwala, 2018).

Já no incidente ocorrido na Suécia, em 2019, uma enfermeira ficou gravemente lesionada, tendo sido internada numa unidade de cuidados intensivos. O incidente ocorreu numa unidade móvel de RM, tendo a enfermeira entrado na sala de RM vestida com um avental plumbífero, contendo materiais ferromagnéticos, tendo sido imediatamente atraída em direção ao equipamento de RM, tendo dois seguranças da respetiva unidade também ficado com ferimentos menores, na tentativa de ajudar a enfermeira (Forrest, 2019).

Outro dos cuidados que os profissionais de saúde que trabalham com RM devem ter são os doentes com DMI, pois estes podem sofrer os efeitos supracitados derivados da exposição a intensidades de campo magnético muito elevadas.

Outro ponto bastante importante quanto à segurança relativamente à exposição ao campo magnético estático é o facto de estes campos não estarem apenas confinados à sala de exames onde se localiza o paciente para realizar o exame e onde o profissional executa as suas tarefas. Assim, estas vão para além da sala de exames. Uma linha importante e que têm de ter um acesso controlado é a chamada "linha de *pacemaker*" – **linha de 5 G ou de 0.5 mT**, onde a densidade de fluxo magnético é igual a 0.5 mT. Esta tem de estar bem identificada em serviços de RM, pois o campo estático pode interferir com esses dispositivos eletrónicos (Karpowicz et al., 2006). É muito importante a delineação desta linha, uma vez que a ausência de marcação da mesma poderá levar ao mau funcionamento de DMI, tais como pacemakers, cárdio-desfibrilhadores e/ou neuroestimuladores, afetando o seu normal e ideal do equipamento (Elster, 2016c, 2018). A exata localização de painéis de identificação dos locais onde poderá existir a interferência com os campos magnéticos é fulcral, assim como painéis com os materiais que não se devem levar para dentro da zona de segurança IV e painéis que demonstrem que o magnete e, consequentemente, o campo magnético estático, está sempre ligado, o que é observado na figura 53.

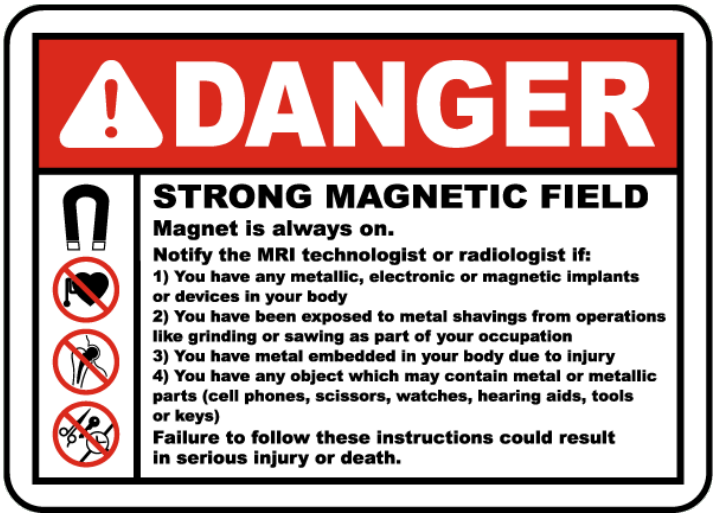


Figura 53 – Painel ilustrativo de segurança em RM.
O painel indica que o campo magnético estático está sempre ligado, assim como os DMI e outros materiais que deverão ter especial cuidado aquando da exposição a B_0 (SafetySign.com, 2018).

Outras linhas terão de ser tidas em conta, tais como:

- **Linha de 20 mT**: linha a partir da qual determinados equipamentos, mesmo que compatíveis com a sua localização no interior da sala de exames, poderão funcionar incorretamente. Já existem incidentes documentados na literatura por causa do desrespeito desta linha. Embora existam equipamentos de ventilação assistida condicionais ao seu posicionamento no interior da sala, esse deve ser respeitado e não ultrapassar esta linha. Devem-se seguir as devidas recomendações dos equipamentos, de forma a se poder evitar este tipo de incidentes (Greenberg et al., 2011).
- **Linha de 3 mT**: linha a partir da qual poderá ocorrer o efeito míssil.

Este mapa de distribuição das linhas de igual magnitude de campo magnético, conhecido também por campo marginal ou *fringe fields* (ver figura 54 para um equipamento de intensidade 1.5T), normalmente são disponíveis pelos fabricantes aquando da instalação dos equipamentos. A Tabela 7 demonstra que quanto maior for a intensidade de campo de um determinado equipamento, maior será a extensão das linhas referidas acima (0.5 mT, 3 mT e 20 mT) nas três direções onde se projeta o campo (Wood, et al., 2011).

Tabela 7 – Distribuição do campo marginal (*fringe fields*) de um equipamento de 1.5T e outro de 3T de intensidade de campo (Wood et al., 2011).

Fringe Field	**Distância do centro do magnete em direção aos diferentes eixos (m)**					
	X (1.5 T)	**X (3 T)**	**Y (1.5 T)**	**Y (3 T)**	**Z (1.5 T)**	**Z (3 T)**
20 mT	1.4	1.6	1.4	1.6	2.0	2.2
3 mT	1.8	2.1	1.8	2.1	2.8	3.2
0.5 mT	3.9	4.9	3.9	4.9	6.7	8.2

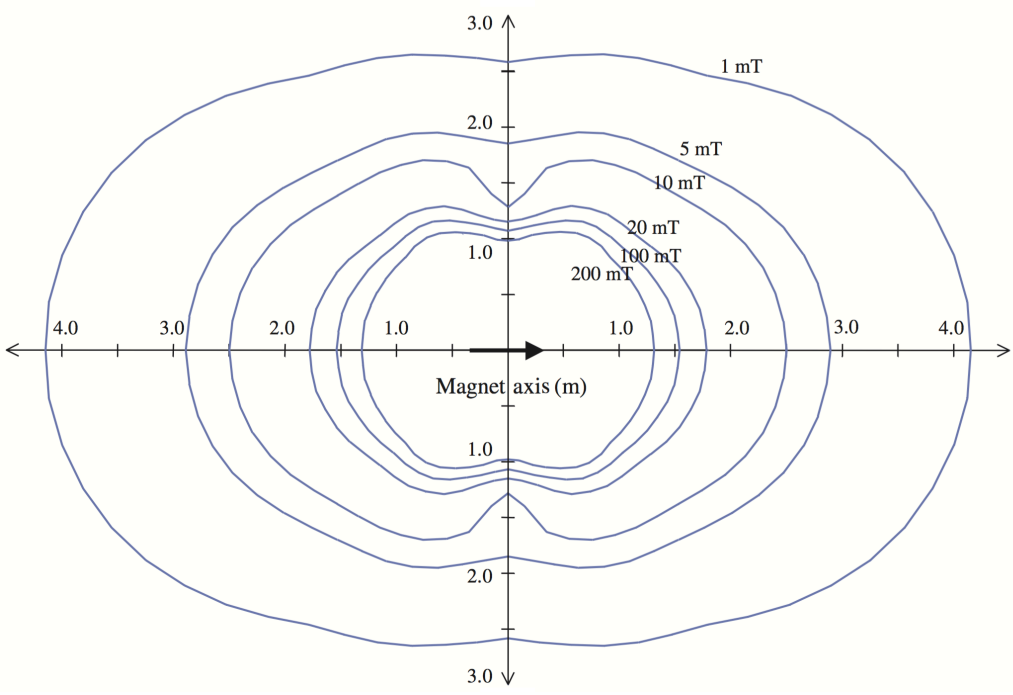


Figura 54 - Campo magnético marginal (*fringe fields*) de um equipamento de 1.5T (McRobbie, et al., 2006).

Visualizando a figura 54, que se refere a um equipamento de valor máximo de B_0 de 1.5T, verifica-se que as linhas de maior exposição, de 200 mT e 100 mT, situam-se a cerca de 1.3 e 1.5 m, respetivamente, em relação ao isocentro na direção do eixo longitudinal Z. Quando se passa para campos estáticos mais intensos, como 3T e 7T, a distância dessas linhas ao isocentro vai aumentar, portanto o Técnico de RD, nesses campos de maior intensidade, irá ficar mais exposto quanto mais distante estiver do isocentro aquando da realização de funções em equipamentos de 3T e 7T, numa mesma localização relativa. Esse facto pode ser comprovado através da figura 55 (Hoff et al., 2019).

Verifica-se, na figura 54, que a linha de 200 mT para uma RM de 1.5T encontra-se a 1.3 m do isocentro. Passando para uma RM de 3T (figura 55), essa linha passa a ficar posicionada no sentido longitudinal a cerca de 1.5 m. Mas aquando da passagem para equipamentos de 7T, essa linha fica posicionada a mais de 3 m do isocentro. Ainda de referir que à entrada do magnete, num equipamento de 7T, fica-se sujeito a uma exposição de cerca 1T (Hoff et al., 2019).

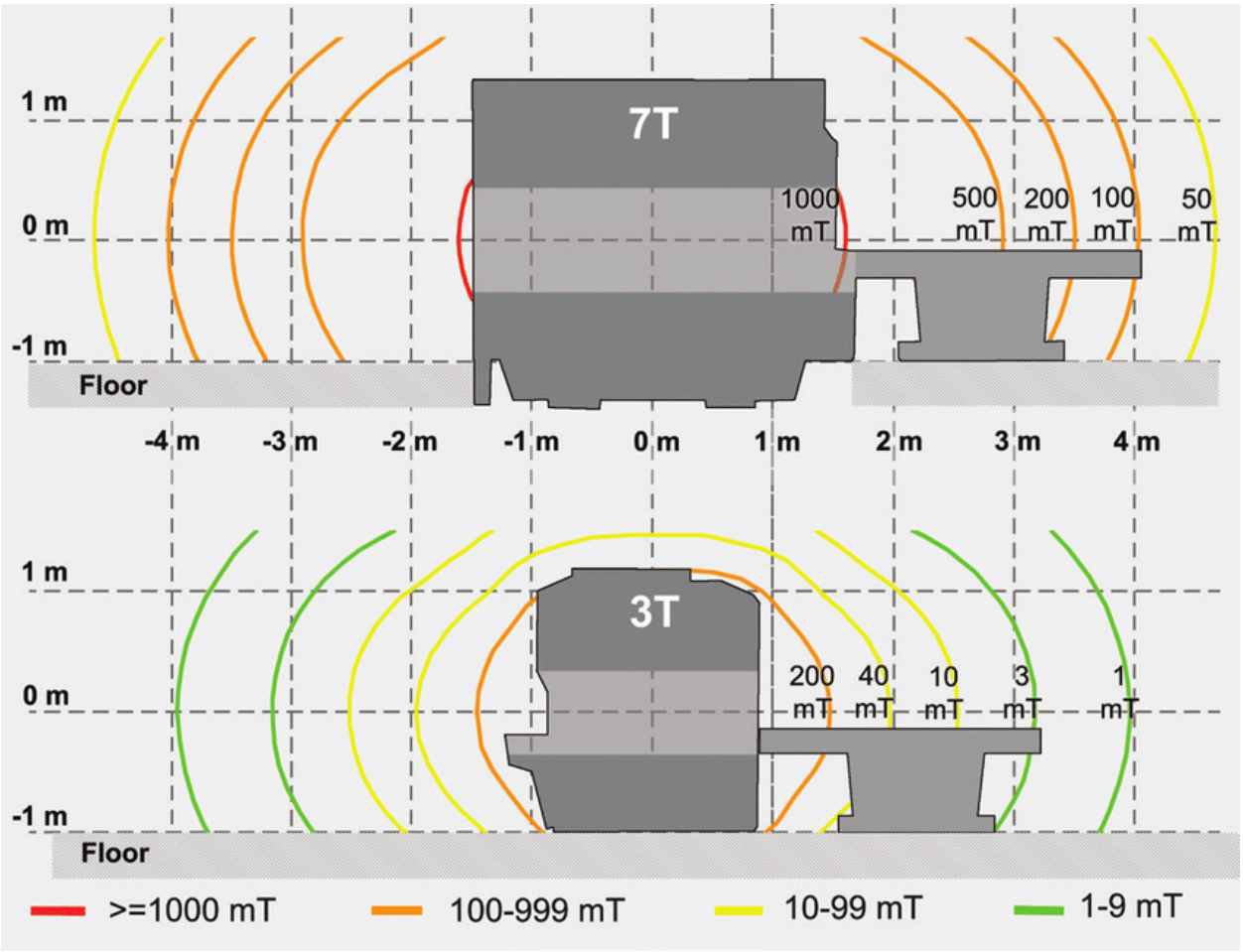


Figura 55 – Comparação dos mapas de dispersão magnética num equipamento de 7T e num equipamento de 3T (Hoff et al., 2019).

Por fim, algumas investigações sobre o efeito dos campos magnéticos estáticos de elevada intensidade, como os existentes na RM, sobre tecidos biológicos incluem avaliação de alterações no crescimento, reprodução e morfologia celulares (Miyakoshi, 2006), teratogenicidade, expressão genética e efeitos

mutagénicos (Yoshie et al., 2012; Zhang et al., 2009), estrutura do ácido desoxirribonucleico (ADN) (Simi et al., 2008), desenvolvimento embrionário (Okazaki et al. , 2001; Rostamzadeh et al., 2016), permeabilidade da barreira hematoencefálica, atividade neuronal, índices hematológicos, ritmo circadiano, resposta imunitária, entre outras atividades e funções vitais (International Electrotechnical Comission, 2015; Kangarlu et al., 2014; Shellock et al., 2014; Sirmatel et al., 2007). A maioria desses estudos concluiu que a exposição aos campos magnéticos utilizados em RM não produzem efeitos substanciais e prejudiciais aos organismos (Shellock, 2017). Também não existe evidência científica de risco associado a efeitos cumulativos da radiação não ionizante usada nestes equipamentos (Shellock, 2017).

Concluindo e, segundo a IEC, não existe evidência científica de efeitos a longo prazo da exposição aos intensos CEM estáticos em RM, sendo necessários mais estudos de medição à exposição a esses campos. Quanto à exposição fetal deste tipo de CEM em RM também requer cuidados especiais (International Electrotechnical Comission, 2015).

Resumindo, a maioria dos efeitos e sintomas supracitados são transitórios, havendo uma maior relevância em altos campos, onde existem efeitos já bem reportados e sustentados pela literatura, como náuseas, vertigens, magnetofosfenos, influências na postura corporal do indivíduo e gosto metálico na boca (Tabela 8). Todos estes efeitos são dependentes da intensidade de campo a que um indivíduo é exposto, assim como da sua atitude perante a exposição aos mesmos, ou seja, os movimentos, e seu tipo, realizados em seu redor (International Electrotechnical Comission, 2015). Existem já estudos onde a medicação, mesmo em doses baixas, como a difenidramina, podem diminuir as sensações de vertigem e náusea, sem provocar sonolência, aquando da exposição a CEM de elevada intensidade, como 7T (Thormann et al., 2013). Na Tabela 8, encontram-se apresentados efeitos e sintomas bem sustentados na literatura e outros que são considerados, ainda, controversos, como referido anteriormente, tais como distúrbios do sono, efeitos motores e cognitivos a curto-prazo (memória a curto-prazo, problemas de concentração, exercícios de memória e défices de atenção). Muitos autores sugerem que estes efeitos apenas são acometidos sob determinadas circunstâncias (por exemplo, na execução de diferentes tipos de movimentos – lineares *versus* rotacionais) (International Electrotechnical Comission, 2015).

Tabela 8 – Sintomas e efeitos de B_0 sobre os indivíduos bem sustentados e alvos de controvérsia na literatura.

SINTOMAS E EFEITOS BEM SUSTENTADOS NA LITERATURA	SINTOMAS E EFEITOS ALVOS DE CONTROVÉRSIA NA LITERATURA
Náuseas, vertigens Nistagmo (campos magnéticos ultra potentes) Magnetofosfenos ou fosfenos retinianos Gosto metálico na boca Influências na postura corporal dos indivíduos Cefaleias	Distúrbios de sono Efeitos cognitivos a curto prazo Memória a curto prazo Problemas de concentração Défices e atenção e memória

2.9.6 Riscos e Efeitos dos Gradientes de Campo

Com a evolução dos equipamentos de RM, os campos magnéticos estáticos usados em RM ficaram cada vez mais intensos, sendo que os gradientes de campo também evoluíram tecnologicamente, tornando-se também mais intensos (Crook et al., 2009; Westbrook et al., 1998). A associação da tecnologia de ambos os CEM em RM permitiu a aplicação de técnicas de aceleração de aquisição de imagem mais robustas, assim como a melhor execução das técnicas avançadas de imagem em RM (McRobbie et al., 2006; Pierre et al., 2014). Uma das características principais dos gradientes de campo, como mencionado anteriormente, é o seu "*slew rate*" ou taxa temporal de variação, que corresponde à taxa de velocidade de subida e descida de um gradiente desde zero até à sua amplitude máxima. Quanto mais rápido for o tempo de subida, mais rapidamente atingem o seu valor máximo e/ou mínimo, uma vez que eles invertem a sua polaridade aquando da execução das sequências em RM, melhorando a performance dos mesmos, sendo maior a *slew rate*. Este é um dos aspetos a ter em conta relativamente à segurança em RM, uma vez que, segundo a figura 56, quanto mais rápido for o tempo de subida dos gradientes, maior a propensão ao acometimento de efeitos colaterais, como a estimulação cardíaca, por exemplo (Formica et al., 2004).

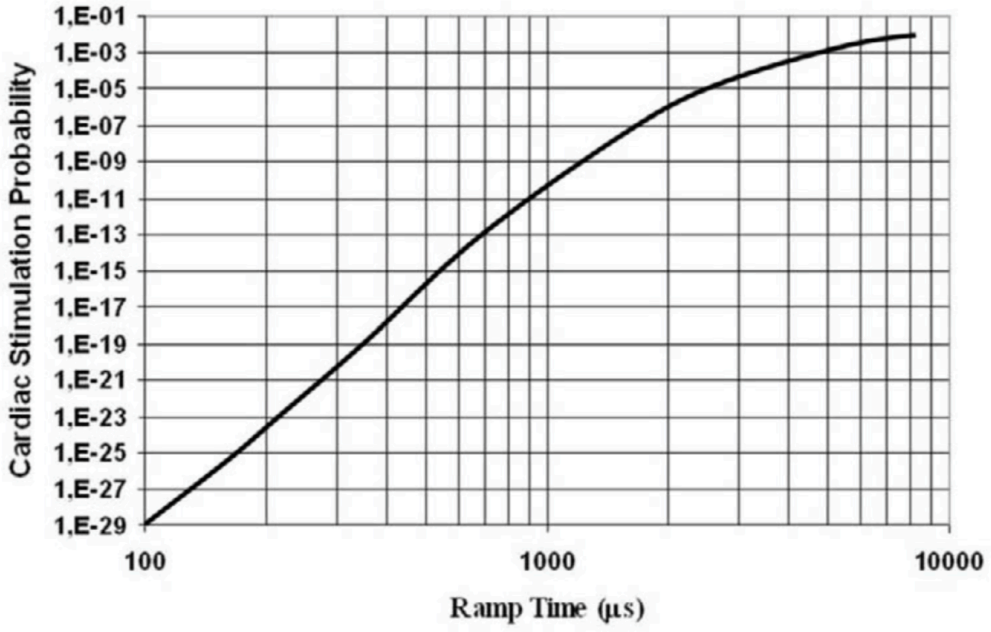


Figura 56 – Probabilidade de ocorrência de estimulação cardíaca, de acordo com o aumento do tempo de subida dos gradientes (Formica et al., 2004).

Assim, durante um exame de RM, os gradientes são ligados e desligados muito rapidamente e, por esta razão, irão induzir um campo elétrico (correntes elétricas) nos tecidos dos pacientes (Crozier et al., 2005; Fuentes et al., 2008). Como os nervos, vasos sanguíneos e músculos contêm eletrólitos, irão agir como condutores, havendo a preocupação com este tipo de tecidos aquando da sua estimulação pelos gradientes. A lei de indução de Faraday é uma f.e.m., que gera uma diferença de potencial nos terminais do circuito e afirma que os campos magnéticos dependentes do tempo induzem um campo elétrico variável no espaço, que geram correntes elétricas em qualquer circuito fechado (Westbrook et al., 1998).

Essas correntes podem levar a uma despolarização das membranas celulares, conduzindo a uma excitação ou estimulação nervosa periférica (ENP). Como resultado, os efeitos resultantes dos gradientes de campo usados em RM são (Crook et al., 2009; Fuentes et al., 2008; Glover, 2009):

- **Efeitos térmicos**: devidos à energia dissipada por efeito resistivo (Joule) e são, normalmente, negligenciáveis e não são clinicamente significativos;
- **Efeitos não térmicos**: ENP da pele e gordura subcutânea (sensações de formigueiro, de queimadura e dor), estimulação muscular (espasmos), cefaleias, vertigens, mudanças no ritmo cardíaco (arritmias), indução de fibrilação ventricular, potencial epileptógeno, estimulação de sensações de "*flash*" visuais (magnetofosfenos). Estes últimos são considerados as respostas mais sensíveis aos campos magnéticos de gradientes e poderão ser causados por estimulação elétrica da retina, sendo completamente reversíveis.

As correntes elétricas derivadas dos gradientes de campo podem ser paralelas ou perpendiculares ao eixo longitudinal do organismo humano. Essas correntes forma circuitos elétricos fechados que podem ocasionar a ocorrência da ENP (Brix, 2008b). Segundo a figura 57, esses circuitos elétricos podem surgir ao longo de todo o corpo humano ou estarem bem localizados numa dada área anatómica.

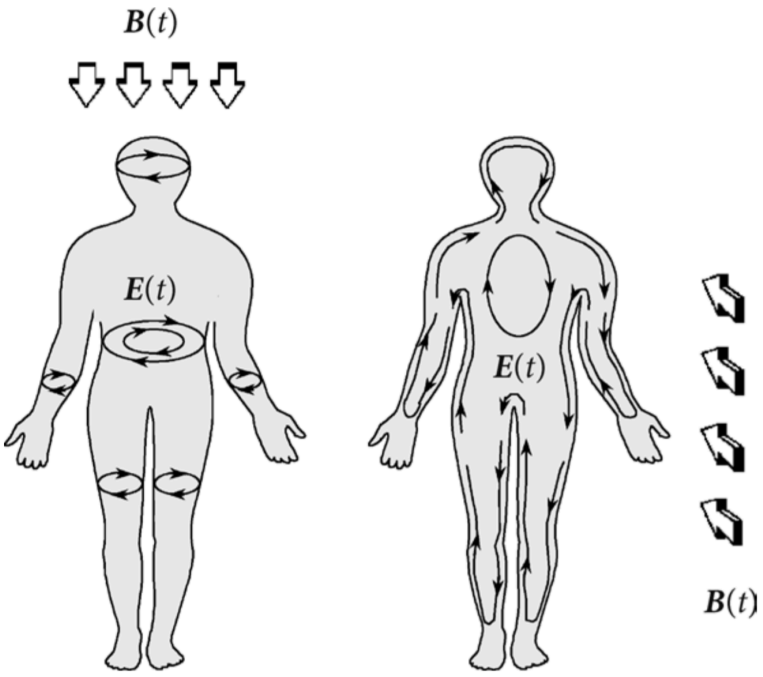


Figura 57 – Correntes elétricas ocasionadas pelos gradientes de campo (Brix, 2008b).

Estes sintomas estão associados aos pacientes aquando da realização do exame. No entanto, os trabalhadores, em certas situações e exames, também poderão ficar expostos aos gradientes de campo dos equipamentos de RM, quando, por exemplo, se deslocam ou permanecem situados nas extremidades do magnete e quando ficam dentro da sala de exames a dar instruções aos pacientes (Crozier et al., 2007; Fuentes et al., 2008; Van Nierop et al., 2013).

Estudos realizados em humanos indicam que as zonas anatómicas que experienciam ENP variam dependendo da ativação de um gradiente específico, como apresentado na Tabela 9 (Schaefer, et al., 2000).

Tabela 9 – Órgãos mais propensos à ENP de acordo com a bobina gradiente selecionada (Schaefer et al., 2000).

GRADIENTE X	GRADIENTE Y	GRADIENTE Z
Dorso do nariz	Ombros e omoplata	Omoplata
Parte esquerda do tórax	Braços	Tórax
Cristas ilíacas	Parte direita do tórax	Apófise xifóide
Coxa esquerda	Cristas ilíacas	Região abdominal
Região glútea	Pelve	Cristas ilíacas
Região lombar baixa	Mãos	Região lombar total
	Região lombar alta	

Verificou-se que os locais anatómicos que mais experienciam a ENP são as proeminências ósseas, tais como nariz, cristas ilíacas, por exemplo, independentemente da bobina de gradiente que se está a utilizar.

De acordo com Schaefer et al. (2000), uma vez que o tecido ósseo tem menos condutividade elétrica relativamente ao tecido circundante, pode aumentar as densidades de corrente elétrica em regiões estreitas entre o osso e a pele (Schaefer, et al., 2000). Uma das possíveis soluções propostas poderá ser a mudança dos gradientes usados e possivelmente das sequências utilizadas para adquirir as imagens, de modo a diminuir a ENP indesejável.

As bobinas gradientes de campo também geram correntes elétricas nos circuitos elétricos dos equipamentos que poderão estar dentro de uma sala de exames de RM ou em equipamentos de monitorização dos doentes, como por exemplo nos eletrocardiógrafos compatíveis com a realização de RM, que monitorizam os doentes mais críticos aquando da execução dos exames. Essas interferências poderão gerar alterações nos sinais lidos por esses equipamentos. Um modo indireto de observar essas alterações poderá ser, então, ao longo da monitorização de um doente no decorrer de um exame de RM, como ilustrado na figura 58.

Os profissionais de saúde terão de estar cientes das possíveis alterações que podem ocorrer no traçado vital dado por esses equipamentos de monitorização e não podem ser tidos em conta. Então, certas alterações não verdadeiras podem decorrer ao longo da monitorização durante o exame, especialmente em doentes portadores de DMI ativos condicionais à realização de RM, como pacemakers, cárdio – desfibrilhadores, entre outros, como é o caso do traçado eletrocardiográfico doente da figura 58.

Segundo a figura 58, é possível observar que as interferências são muito mais notórias ao longo das sequências EPI, utilizadas para realização da técnica de difusão ou perfusão por RM, por exemplo, e nas sequências IR e TSE. O traçado eletrocardiográfico é mais estável aquando da realização de uma sequência GE e/ou SE.

Um outro risco mecânico associado aos gradientes de campo é o ruído acústico, que será alvo de análise no subcapítulo 2.10.

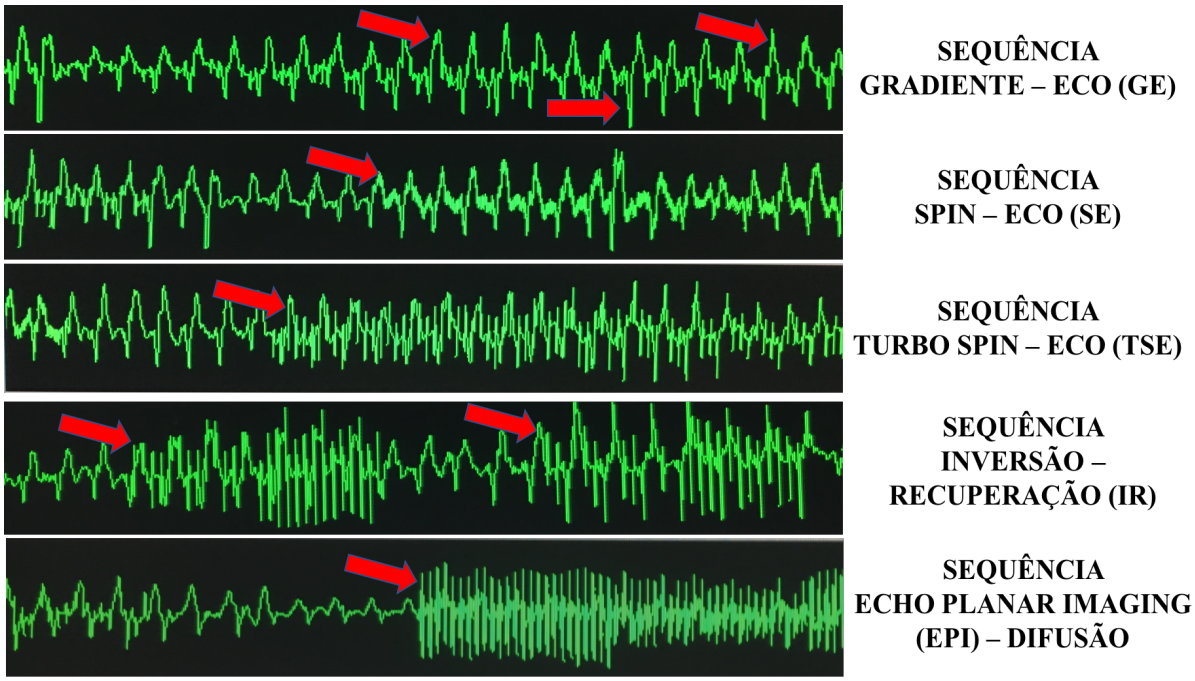


Figura 58 – Alterações no ECG de um doente aquando da realização de diferentes tipos de sequências.

2.9.7 Riscos e Efeitos dos Campos de Radiofrequência

As ondas eletromagnéticas de RF interagem com os tecidos biológicos humanos através de diferentes mecanismos (Challis, 2005; Swicord, et al., 2010). Os mecanismos de interação e efeitos biológicos causados pelos campos de RF podem ser agrupados em duas categorias (Crook et al., 2009):

- Efeitos térmicos: aquecimento tecidular, causado pela absorção direta dos campos elétricos e correntes induzidas. Fenomenologicamente, este efeito é similar à absorção de energia a sua transferência por dissipação de Joule;
- Efeitos não térmicos: de acordo com a ICNIRP, a ocorrência de efeitos não térmicos é insignificante (ICNIRP, 2009b; McRobbie, 2012). Todavia, alguns estudos *in vitro* demonstraram que existem alguns efeitos biológicos resultantes da exposição a RF por efeito não térmico provocando pequenas alterações genéticas de algumas células sanguíneas, nomeadamente em linfócitos (Challis, 2005; Fiechter et al., 2013; Formica et al., 2004; Hartwig et al., 2009; Simi et al., 2008).

Durante um exame de RM, um doente está exposto a uma gama de RF do espetro eletromagnético (10-400 MHz), conhecida como radiação não ionizante (Riches et al., 2007), como já referido.

O efeito biológico principal dos campos de RF é a sua deposição, levando ao aumento da temperatura corporal, podendo causar queimaduras (Bertrand et al., 2017; Haik et al., 2009; Kugel et al., 2003; Pietryga et al., 2013; Shellock et al., 2014; Tsai et al., 2015). Os campos de RF também podem interagir com implantes ou DMI metálicos e/ou eletrónicos, tatuagens e produtos de cosmética contendo óxidos de ferro e outros pigmentos metálicos, causando, então, efeitos adversos, como as queimaduras (efeito da

dissipação de Joule) (Hartwig et al., 2009). Um exemplo de uma queimadura provocada pela RF está ilustrado na figura 59, por um contacto direto entre o cabo da bobina de RF e a pele do doente (Tsai et al., 2015). Deste modo, as más práticas por parte dos profissionais de saúde com o manuseamento das bobinas de RF poderá provocar queimaduras nos doentes (Tsai et al., 2015). O não isolamento das estruturas anatómicas com os cabos das bobinas de RF podem aumentar a propensão de ocorrência de queimaduras. Existem esponjas e almofadas próprias que são fornecidas pelos fabricantes dos equipamentos que servem para isolamento elétrico e/ou térmico, levando à não ocorrência de queimaduras e diminuição do aquecimento das estruturas.

Os implantes metálicos e os DMI devido à sua maior condutividade térmica terão uma maior propensão ao aquecimento (Hartwig et al., 2009; Tsai et al., 2015).

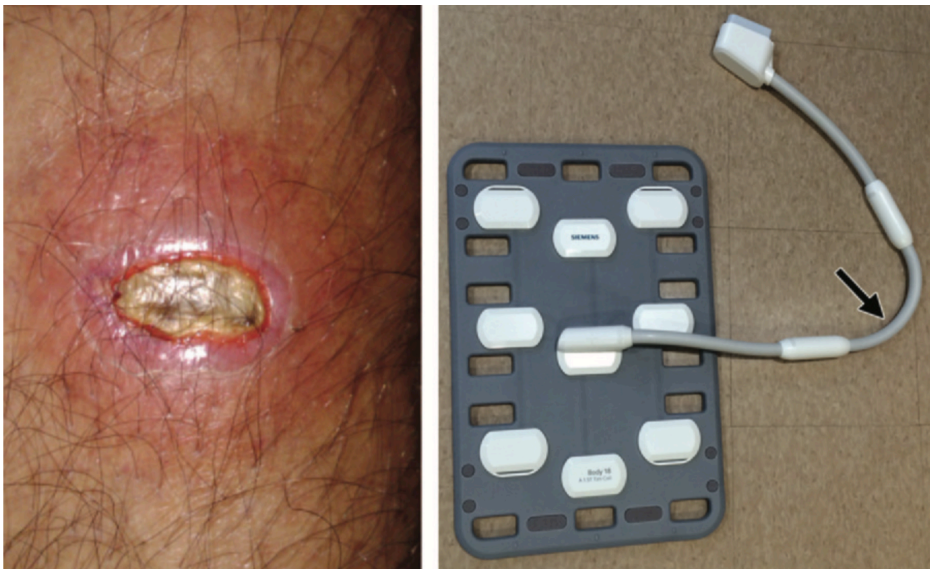


Figura 59 - Queimadura por contacto direto com o cabo da bobina de RF (Tsai et al., 2015).

Porém, existem outros motivos para a ocorrência de queimaduras relacionados com campos de RF e, indiretamente, com os gradientes de campo utilizados em RM. A utilização de material indevido em ambientes relacionados com RM pode ser causa de acidentes graves, como por exemplo, material eletrónico não compatível com ambientes em RM, como equipamentos de monitorização de sinais vitais dos doentes (como a oximetria de pulso, os elétrodos de ECG, entre outros). O seu uso indevido dentro da sala de exames pode levar à ocorrência de queimaduras graves, e, em casos mais graves, pode até levar à amputação dos membros, tal como visualizado no caso da figura 60 (Haik et al., 2009). Estes casos tornam-se particularmente graves em casos de doentes não responsivos, pouco colaborantes, inconscientes ou submetidos à realização do exame de RM sob anestesia, como por exemplo crianças. Na figura 60a pode-se observar um oxímetro contraindicado para utilização em ambientes relacionados com RM, podendo-se verificar a existência de fios e cabos elétricos que gerarão correntes aquando da exposição aos CEM da RM, provocando queimaduras e lesões graves nos doentes, o que pode ser observado nas figuras 60b e 60c.

Figura 60 - Queimadura decorrente do uso indevido de um equipamento de monitorização (oxímetro de pulso) não compatível com RM (a), provocando lesões e queimaduras graves (b), provocando necrose dos tecidos (c), levando à amputação do antebraço e mão da criança. (Haik et al., 2009).

Um outro incidente reportado na literatura é o caso de elétrodos não compatíveis com os sistemas de RM que podem danificar o equipamento em uso, mas também provocar queimaduras nos doentes (Kugel et al., 2003), derivado a pequenas combustões ocasionadas por aquecimento excessivo dos elétrodos em contacto com a roupa do doente. A figura 61 mostra um caso de um doente que entrou no equipamento de RM com elétrodos não compatíveis com o aparelho de RM, levando à existência de danos dos equipamentos, gerando lesões e queimaduras graves no doente, queimando a sua própria roupa.

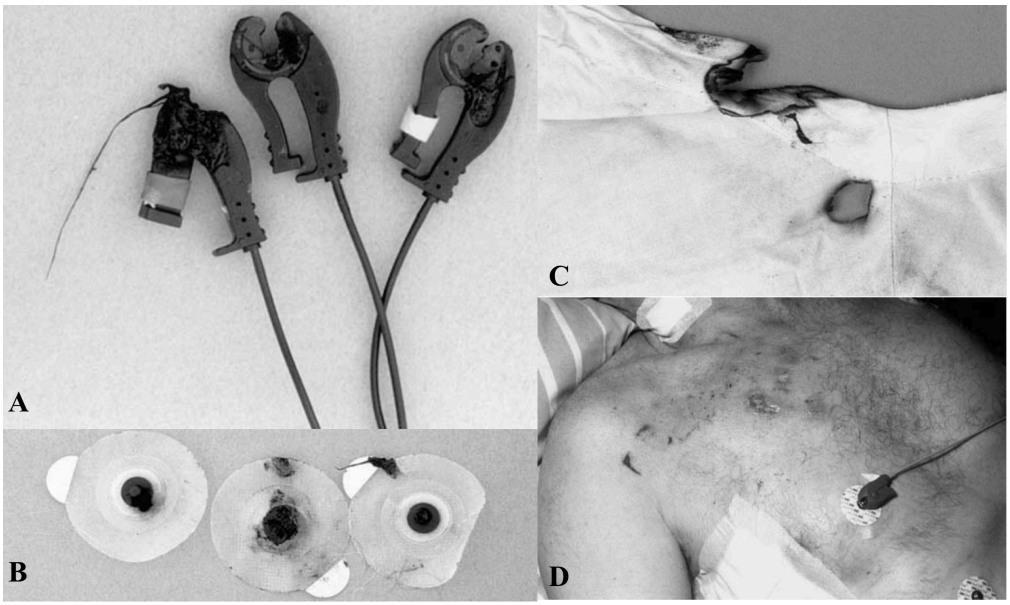


Figura 61 - Queimaduras provocadas por sistema de ECG não compatível com RM (Kugel et al., 2003). Sistema de ECG parcialmente derretido (A) devido ao aquecimento excessivo durante o exame de RM, provocando também aquecimento excessivo nos elétrodos não compatíveis (B). Desta forma, em contacto com a roupa do doente gerou uma pequena "combustão", queimando a roupa do doente (C) e gerando queimaduras na região do tórax do doente (D).

A constante evolução da RM e sua qualidade de imagem diagnóstico permite a existência da chamada imagem híbrida, através da qual poderá combinar-se a excelente qualidade das imagens de RM com outras técnicas de imagem, como por exemplo a PET, existindo, atualmente, equipamentos de PET-RM, conjugando informação anatómica das imagens de RM, com a informação e atividade metabólica dada pela PET. No entanto, estes novos equipamentos poderão trazer novos paradigmas no que concerne à

segurança em RM. Daí já existir um incidente relativamente recente num equipamento deste tipo, no qual um pequeno cobertor entrou em combustão durante a realização de um exame (ver figura 62), pois durante a aquisição das imagens com o radiofármaco da PET, o doente tem de estar devidamente aquecido, de modo a se poder retirar informação metabólica dos diferentes órgãos (Bertrand et al., 2017). Deste modo, é fulcral saber a composição materiais que se podem usar durante a recolha das imagens num exame de RM, por forma a evitar a ocorrência destes eventos adversos.

Assim, é bastante importante saber quais os materiais que se possuem numa unidade de RM para utilizar nos doentes durante um exame, especialmente quando se trata de exames de PET-RM, mas também em exames de RM convencional, quando se realizam exames a doentes pediátricos, geriátricos, diabéticos ou em doentes com problemas na sua termorregulação, especialmente aquando de exames sob apoio anestésico.

As roupas com as quais os doentes entram também devem ser alvo de inspeção por parte dos profissionais que trabalham na unidade de RM, pois determinadas roupas poderão possuir componentes metálicos e em contacto com a pele dos doentes, poderão provocar queimaduras, por causa do normal aquecimento dos tecidos ao longo da realização da RM (Pietryga, et al. 2013). Daí a importância do fornecimento de uma bata hospitalar ao doente antes da entrada na sala de RM para realizar o exame.

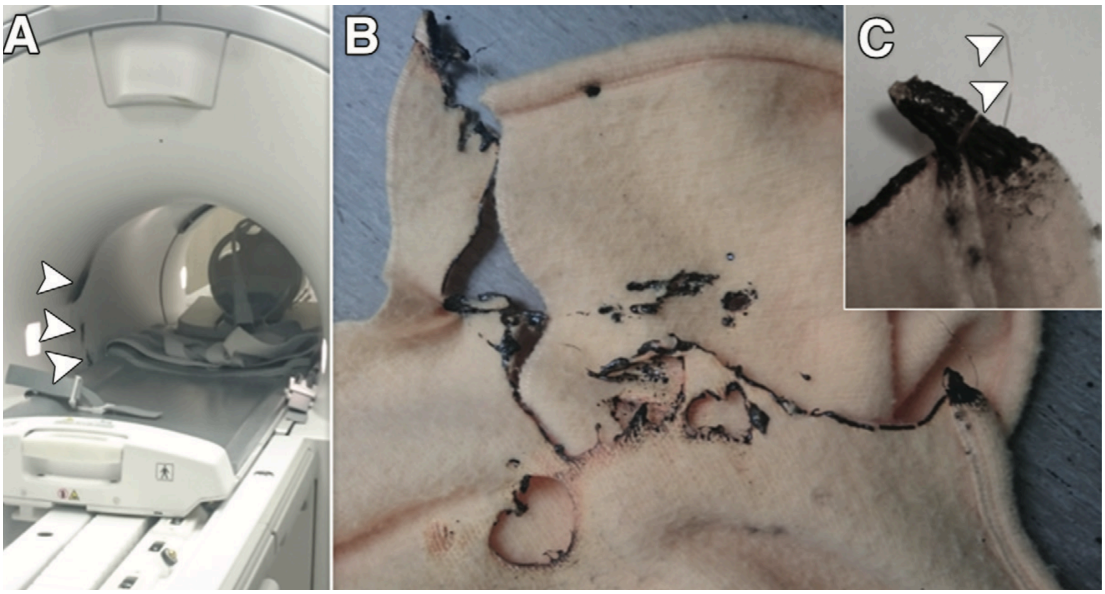


Figura 62 -Incidente originado por um cobertor não compatível com PET-RM (Bertrand et al., 2017). A) Setas demonstram sinais de combustão na extremidade do equipamento; B) Combustão do cobertor derivado de filamentos metálicos existentes no mesmo (C – setas brancas).

As ondas de RF não são absorvidas uniformemente pelo organismo humano por causa do volume e dependências dos coeficientes de absorção dos diferentes tecidos (Gowland, 2005). O corpo humano tem a capacidade de dissipar o excesso de calor, mas essa dissipação difere de um órgão para o outro. Os membros têm a capacidade de dissipar mais rapidamente o calor que os órgãos abdominais, enquanto órgãos com pouco fluxo sanguíneo, como os olhos e testa podem demorar mais tempo a dissipar o calor, sendo particularmente sensíveis ao mesmo, pois existe pouca perfusão sanguínea (Coskun, 2011; Crook et

al., 2009; De Wilde et al., 2007; Gowland, 2005; Hartwig, 2015; International Electrotechnical Comission, 2015; McRobbie et al., 2006; McRobbie, 2012; Westbrook, 2002). A dissipação de calor irá ser dependente do fluxo sanguíneo (Coskun, 2011; Crook et al., 2009; Lipton, 2013).

Deste modo, a deposição e distribuição de energia dos tecidos humanos não é uniforme e irá depender da gama de frequências nas ondas de RF incidentes, aspeto que pode ser observado na Tabela 10 (Crook et al., 2009).

Tabela 10 - Divisão do espetro eletromagnético em função da absorção de energia pelas diferentes partes do organismo humano (Crook et al., 2009).

Gama de Frequências	Absorção e Deposição no organismo humano
100 kHz – 20 MHz	A absorção no tronco diminui rapidamente com a diminuição da frequência. Uma absorção considerável pode ocorrer no pescoço e membros inferiores.
20 MHz – 300 MHz	Uma absorção elevada pode ocorrer em todo o corpo e em valores elevados se uma parte do organismo humano estiver exposta (cabeça, por exemplo).
300 MHz – 10 GHz	Absorção significativa local e não uniforme pode ocorrer.
Acima dos 10 GHz	A absorção ocorre primeiramente ao nível da superfície corporal.

Então, o aquecimento derivado dos campos de RF dependem dos seguintes parâmetros (Shellock, 2017; Shellock et al., 2014):

- SAR e B1 + rms;
- Tipo de bobina de RF utilizada no exame;
- Posicionamento do doente;
- Anatomia do doente (peso, altura, biótipo);
- Comprimento e geometria do implante ou DMI, caso o doente possua;
- Distribuição tridimensional da deposição de RF;
- Propriedades térmicas, como a capacidade calorífica, perfusão, condutividade, capacidade de dissipação do calor, no local da deposição da energia.

O aquecimento tecidular, normalmente, não traz problemas para os doentes durante a realização de um exame de RM. O valor máximo de elevação de temperatura corporal permitido pelas normas internacionais no decurso de um exame de RM é de 1ºC, não ultrapassando assim, o primeiro nível controlado, aspeto que será descrito à posteriori no presente trabalho (International Electrotechnical Comission, 2015). No entanto, é necessário ter especiais cuidados em doentes com febre, doentes com problemas hormonais que influam na sua termorregulação, diabéticos, hipertensos, doentes incapazes de comunicar e outras condições que elevem o risco da realização de exames por RM. A realização de exames a este tipo de doentes requer a visualização direta dos mesmos e respeitar sempre os limites impostos pela legislação e pelas linhas de orientação das entidades enumeradas anteriormente (International Electrotechnical Comission, 2015).

As doentes grávidas requerem e merecem especial atenção nas orientações de segurança internacionais, nomeadamente na norma IEC, onde refere que as grávidas podem dissipar o calor de forma ineficiente,

especialmente o calor acumulado a nível fetal, o qual não é dissipado de modo tão eficaz como de outros tecidos bem vascularizados (International Electrotechnical Comission, 2015). A elevação da temperatura corporal tem o potencial teratogénico, estando implicado em algumas malformações da face e sistema nervoso central aquando de exposições prolongadas das mulheres grávidas a temperaturas superiores a 39ºC, especialmente durante o primeiro trimestre da gravidez (International Electrotechnical Comission, 2015). Desta forma, os profissionais de saúde que executam os exames de RM a estas doentes deverão tomar medidas que previnam o potencial aumento prolongado e exacerbado da temperatura.

Durante um exame de RM, a RF depositada por unidade de massa do doente é medida pelo SAR, descrevendo o potencial aquecimento dos tecidos do doente devido à aplicação da energia de RF necessária para produzir imagem em RM, sendo muito importante manter o nível de SAR o mais baixo quanto possível, sem nunca interferir negativamente na qualidade de imagem, assegurando sempre a maior segurança possível do doente.

Por último, é necessário referir um novo parâmetro, existente desde 2010, que avalia o potencial aquecimento dos DMI dos doentes, o B1+rms (International Electrotechnical Comission, 2015; Shellock, 2017; Woods, 2007). Este é considerado o tempo médio de RF efetivo que é gerado pelo equipamento de RM, sendo medido em μT. É diferente do parâmetro SAR, uma vez que é independente do doente examinado, sendo apenas afetado pelas sequências que se selecionam ao longo do exame, sendo diferente de uma para outra. A IEC considera a sua utilização muito mais importante no que concerne a doentes com DMI, especialmente daqueles chamados de ativos (International Electrotechnical Comission, 2015). Porém quando se realizam exames a estes doentes tem de se observar ambos os parâmetros: o SAR e o B1+rms.

Em suma, os três tipos de CEM existentes em RM possuem diferentes interações, tanto com os tecidos vidos dos doentes e profissionais de saúde que trabalham na área, assim como com os dispositivos eletrónicos circundantes e DMI dos doentes. Essas interações estão dispostas na Tabela 11.

Tabela 11 – Riscos e/ou efeitos dos três diferentes CEM existentes na RM.

RISCO E/OU EFEITO	CAMPOS ELETROMAGNÉTICOS		
	CAMPO ESTÁTICO	GRADIENTES DE CAMPO	CAMPOS DE RF
Força de Atração	**X**		
Torque ou torção	**X**		
Vibração	**X**	**X**	
Indução correntes elétricas		**X**	**X**
Aquecimento (tecidos e materiais)			**X**
Mau funcionamento dos dispositivos	**X**	**X**	**X**

2.10 Ruído Acústico em RM

As bobinas gradientes de campo também possuem um efeito mecânico que é motivo de grande incómodo tanto para os doentes, como para os profissionais de saúde que trabalham num departamento de RM – o ruído acústico. Este constitui uma causa de incómodo para o trabalhador, sendo um obstáculo às comunicações verbais e sonoras, podendo ocasionar fadiga geral e, em casos extremos, desencadear trauma auditivo e alterações fisiológicas extra - auditivas. O ruído acústico em RM provém de diversas fontes, sendo a principal o funcionamento dos gradientes de campo. Antes de se fazer referência acerca das características físicas do acometimento do ruído acústico em RM, irão fazer-se umas breves alusões acerca de determinadas características do ruído acústico.

Do ponto de vista fisiológico, o ruído é um fenómeno acústico que produz uma sensação auditiva desagradável e incomodativa. Sob o pondo de vista físico, define-se ruído como toda a vibração mecânica estatisticamente aleatória de um meio elástico.

2.10.1 Características do Ruído Acústico

As características principais do ruído são (Freitas, 2016; Miguel, 2014):

- **<u>Pressão sonora e nível de pressão sonora</u>**: corresponde à intensidade das vibrações sonoras emitidas por uma fonte e as variações de pressão que lhe estão associadas. A intensidade do som é uma característica que está relacionada com a amplitude das ondas acústicas. Ambos os termos de pressão sonora e nível de pressão sonora têm a mesma definição, contudo em algumas normas diferenciam os conceitos. De acordo com a figura 63, pode-se fazer um paralelismo da pressão sonora com o nível de pressão sonora, dando exemplos práticos da rotina laboral diária, para uma melhor perceção.

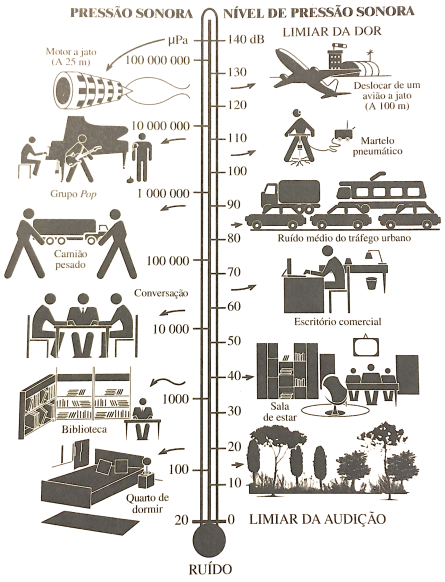


Figura 63 - Pressão sonora (μPa) e seu paralelismo com o nível de pressão sonora (dB) (Miguel, 2014).

- **Sensibilidade sonora**: corresponde à mais pequena variação de pressão sonora que o ouvido humano consegue distinguir, em condições normais de audição.
- **Frequência**: número de vezes que uma grandeza periódica se repete, numa unidade de tempo, normalmente o segundo.
- **Composição espetral**: conjunto ou gama de frequências de um som ou ruído.
- **Som**: vibração acústica capaz de provocar uma sensação auditiva. Existem dois tipos de som:
  I. **Som puro**: tem uma frequência definida. É uma onda harmónica definida pela função seno ou co-seno;
  II. **Som complexo**: resulta da combinação de sons puros (composição espetral).

O ouvido externo capta vibrações do ar e irá concentrá-las em direção ao canal auditivo, que termina ao nível da região timpânica, onde as vibrações mecânicas serão transformadas em impulsos nervosos que irão chegar à região crânio-encefálica. O ouvido médio funcionará como uma caixa de ressonância, assegurando a transmissão amplificada e integração das informações do tímpano até à região da janela oval e dos três ossículos do ouvido (martelo, bigorna e estribo). Por último, o ouvido interno transforma os sinais acústicos em impulsos nervosos (ver figura 64) (Saladin, 2014).

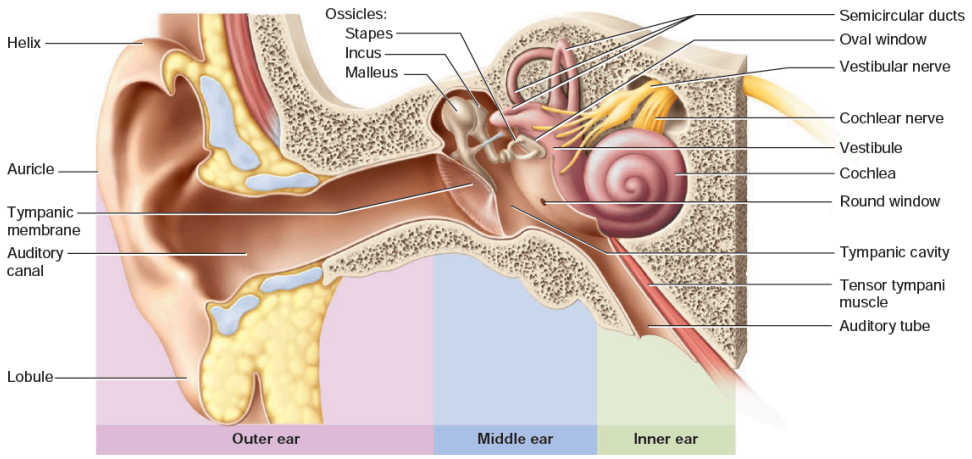


Figura 64 - Transmissão das ondas sonoras no ouvido humano (Saladin, 2014).

A pressão sonora mede-se em Pascal (Pa). O ouvido humano consegue detetar pressões entre 20 µPa e os 10 x 10^7 µPa, sendo que não consegue responder linearmente aos estímulos, mas sim logaritmicamente. Deste modo, os parâmetros do ruído são avaliados e expressos numa escala logarítmica, expressa em decibel (dB) (Matos et al., 2011; Miguel, 2014). Este corresponde ao logaritmo da razão com a mais pequena variação da pressão sonora que um ouvido normal pode distinguir, em condições e parâmetros normalizados de audição.

Por causa da própria estrutura do aparelho auditivo e das características do sistema nervoso, o ser humano reage de maneira diversa aos sons de diferentes frequências, não obstante a um mesmo nível de pressão sonora.

Para que um aparelho de medição de ruído se comporte como o ouvido humano será necessário a

introdução de filtros. Existem vários filtros que estão normalizados, de uma maneira não linear, às diferentes frequências sonoras, designando-se por filtros de ponderação A, B, C e D. O filtro de ponderação mais importante é o A, que traduz aproximadamente a resposta do ouvido humano, medido em dB(A) (Arezes, 2002; Miguel, 2014).

De acordo com a norma portuguesa (NP) 1996:2011, que substitui a antiga NP 1730:1996 (Couto, 2013; Matos et al., 2011; Miguel, 2014), o nível de pressão sonora, L_p, em dB, é dado pela equação (10):

$$L_p = 20 \log\left(\frac{p}{p_0}\right) = 10 \log\left(\frac{p}{p_0}\right)^2 \qquad (10)$$

Onde:

- p – Valor eficaz da pressão sonora, medido em Pa;
- p_0 – Valor eficaz de referência da pressão sonora, sendo este adotado internacionalmente e considerado o limiar de perceção do ouvido humano. O seu valor é de 2 x 10^{-5} Pa ou 20 µPa.

O valor mínimo da sensibilidade auditiva humana corresponde a um nível de pressão sonora de 0 dB (20 µPa) e o limiar da dor corresponde a 120 dB (20 Pa) (Peixoto et al., 2013). Através da equação 10, sabe-se que 1 Pa corresponde a cerca de 94 dB (Miguel, 2014; Rumsey et al., 2006). Através da figura 65, verificou-se que as áreas dinâmicas do ouvido variam bastante dependendo do ruído em questão.

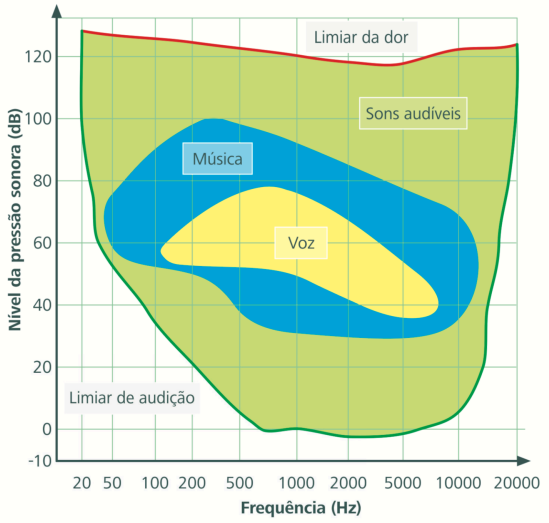


Figura 65 – Áreas dinâmicas do ouvido humano (Peixoto et al., 2013).

Apenas se irão realçar três definições e grandezas, uma vez que foram aquele alvo de estudo no presente trabalho de investigação (Freitas, 2016; Miguel, 2014):

- **Nível Sonoro Contínuo Equivalente (L_{Aeq})**, que quantifica e analisa os efeitos dos vários tipos de ruído perante a exposição de um trabalhador. Representa um nível sonoro constante equivalente aos vários tipos de ruído durante o mesmo intervalo de tempo de exposição, expresso em dB(A). É dado pela equação (11):

$$L_{Aeq} = 10\, log_{10}\left[\frac{1}{T}\int_0^T \left(\frac{pA}{p_0}\right)^2 . dt\right] \qquad (11)$$

Onde:

- T corresponde ao tempo de exposição ao ruído;
- p_A corresponde à pressão instantânea ponderada A;
- p_0 corresponde à pressão de referência.

- **Exposição pessoal diária ao ruído, $L_{Ex,8h}$**, o nível sonoro contínuo equivalente, ponderado A, calculado para um período normal de trabalho diário de 8 horas, que abrange todos os ruídos presentes no local de trabalho, expresso em dB(A) e dado pela equação (12):

$$L_{Ex,8h} = L_{Aeq,Te} + 10\, log_{10}\left(\frac{T_e}{T_0}\right) \qquad (12)$$

Onde:

- T_e corresponde à duração diária da exposição pessoal de um trabalhador ao ruído, durante o trabalho;
- T_0 corresponde à duração de referência de 8 horas (28 800 segundos).

- **Nível de pressão sonora de pico, L_{Cpico}**, sendo o valor máximo de pressão sonora instantânea, ponderado em C, filtro frequentemente aplicado quando se representa níveis de pico, expresso em dB(C). É calculado pela equação (13):

$$L_{Cpico} = 10 \log\left(\frac{P_{Cpico}}{P_0}\right)^2 \qquad (13)$$

Onde:

- P_{Cpico} corresponde ao valor máximo da pressão instantânea a que o trabalhador está exposto, ponderado em C;
- P_0 corresponde à pressão de referência (20μPa).

A metodologia de medição do ruído acústico seguido e aconselhado pela legislação é normalizado pela NP EN ISO 9612:2011 e baseia-se na norma ISO 9612:2009 – *Acoustics – Determination of occupational noise exposure – Engineering method*, da *International Organization for Standardization* (ISO). Esta avalia a exposição ao ruído acústico em ambientes de trabalho, possuindo diferentes estratégias de medição: a) segundo determinadas tarefas diárias; b) de acordo com o posto de trabalho (ou atividade); c) dia de trabalho completo (International Organization for Standardization, 2009).

2.10.2 Tipos de Ruído Acústico

Um ruído pode ser descrito pelo seu espetro de frequências, pelas variações de nível com o tempo e pelas diferentes características do campo sonoro. Dessa forma, a norma ISO 2204: 1979 classifica diferentes tipos de ruído segundo esses parâmetros. O espetro de frequências do ruído pode ser dividido em: a) contínuo; b) com sons puros audíveis (Miguel, 2014).

Segundo a dependência das variações de nível com o tempo, o ruído pode classificar-se em (P. Arezes, 2002; Miguel, 2014; Peixoto et al., 2013):

a. Estacionário ou uniforme: presença de flutuações mínimas durante o período de observação;
b. Não estacionário: apresenta um nível modificando de forma considerável no período de observação. Assim, este tipo de ruído pode subdividir-se em outros subtipos:
    1. Flutuante ou contínuo: nível varia continuamente e numa extensão considerável;
    2. Intermitente: nível desce bruscamente para o nível de ruído de fundo muitas vezes;
    3. Impulsivo ou de impacto: um ou mais impulsos violentos de energia.

Quanto às características do campo sonoro, estes podem ser (Arezes, 2002; Miguel, 2014; Peixoto et al., 2013):

a. **Campo livre**: presente numa área afastada de superfícies refletoras;
b. **Campo reverberante**: porção de campo sonoro num recinto de ensaio, onde a influência do som emitido diretamente pela fonte é desprezível;
c. **Campo semirreverberante**: campo sonoro que prevalece num recinto vasto com superfícies moderadamente refletoras;
d. **Campo divergente hemisfericamente**: campo de uma fonte omnidirecional que está situado próximo a uma superfície refletora rígida, normalmente o solo, mas livre de outras obstruções.

2.10.3 Efeitos Deletérios do Ruído Acústico

Os efeitos danosos do ruído sobre o organismo humano podem ser fisiológicos, psicológicos e, consequentemente, sociais.

Quanto aos efeitos fisiológicos, o ruído acústico pode não provocar apenas perda auditiva temporária ou permanente, mas também afeta várias funções orgânicas e psíquicas dos trabalhadores. Desta forma, a exposição diária dos trabalhadores a níveis sonoros elevados, dependendo das características individuais e de outros fatores que integram o ambiente de trabalho, pode provocar os seguintes efeitos fisiológicos: alterações de memória e padrões do sono, dilatação das pupilas, aumento da produção hormonal tiroideia, aumento da frequência cardíaca e pressão sanguínea, aumento da vasoconstrição, aumento da produção de adrenalina e da corticotrofina, tensão muscular aumentada, distúrbios gastrointestinais, irritabilidade, ansiedade, aumento da fadiga e desconforto, mudanças de humor e, até mesmo, depressão (Miguel, 2014; Peixoto et al., 2013).

Quanto aos efeitos do ruído acústico nos profissionais ao nível do seu trabalho diário, pode-se observar: uma diminuição do rendimento do trabalho (influência negativa na produtividade e qualidade final do trabalho), dificuldade de comunicação com os doentes e outros profissionais de saúde, menor concentração, aumento dos erros cometidos, levando a uma maior probabilidade de ocorrência de incidentes/acidentes.

Os fatores relacionados com o aparecimento e desencadeamento dos efeitos supracitados são: tempo de exposição ao ruído, tipo de ruído e sua intensidade e distância da fonte principal do ruído acústico.

Na redução da exposição ao ruído acústico, pode-se atuar em diferentes níveis (Miguel, 2014):

a. **Na fonte**: eliminando ou reduzindo o ruído acústico na origem do mesmo;
b. **Na transmissão**: eliminando ou reduzindo o ruído acústico na propagação;
c. **Na receção**: utilizando dispositivos de proteção individual auditiva e/ou rotação dos profissionais.

2.10.4 Ruído Acústico em Ressonância Magnética

Foi referido na secção anterior que as bobinas gradientes de campo são os principais responsáveis pelo ruído acústico bastante incomodativo gerado pelos equipamentos de RM. Dependendo do tipo de sequência utilizado assim como de outros parâmetros usados para a recolha das imagens em RM, o ruído acústico vai diferir de uma sequência para outra, assim como de um equipamento para outro.

A interação entre o campo magnético estático e as correntes que circulam nas três bobinas de gradientes é a principal causa de ruído acústico em RM. Esta interação traduz-se por forças de Laplace que estão aplicas nas bobinas de gradiente e estruturas circundantes por onde passa corrente, causando deformação às mesmas. (Baker, 2013; Coskun, 2011; Crook et al., 2009; De Wilde et al., 2007; Hoiting, 2005; Mcnulty et al., 2009; McRobbie, 2012). O resultado destas deformações traduz-se em ondas elásticas, que, por sua vez, transmitem-se para o ar em forma de ruído acústico. Assim, há indução de ondas vibratórias que, finalmente, irão desencadear uma onda acústica que será lançada no ar (Mansfield, et al., 1998; Moelker, et al., 2001).

As forças de Laplace são proporcionais tanto à intensidade de campo de B_0, como à corrente que percorre as bobinas de gradiente. Por exemplo, quando a intensidade de campo duplica (por exemplo, passar de um campo de 1.5T para um de 3T), é expectável que as forças de Laplace dupliquem. A intensidade destas forças é proporcional ao campo B_0 e à intensidade de corrente.

A figura 66 demonstra como as forças de Laplace têm lugar aquando da interação entre o campo magnético estático e os gradientes de campo. Aquando desta interação, geram-se forças de Laplace perpendiculares tanto à direção do campo magnético estático como ao sentido das correntes geradas, derivadas à deformação dos gradientes, aquando da sua ativação.

Por sua vez e, de acordo com as bobinas de gradiente que são estimuladas e selecionadas para determinada sequência e plano de corte, elas irão ter diferentes perfis de deformação. Esse fenómeno observa-se bem na figura 67, em que quando a bobina de gradiente Z vibra, esta adquire uma forma de cone (67A), sendo que aquando da vibração das outras duas bobinas gradiente (X e Y), estas tomam deformações de flexão (67B). (Parajuli, 2015).

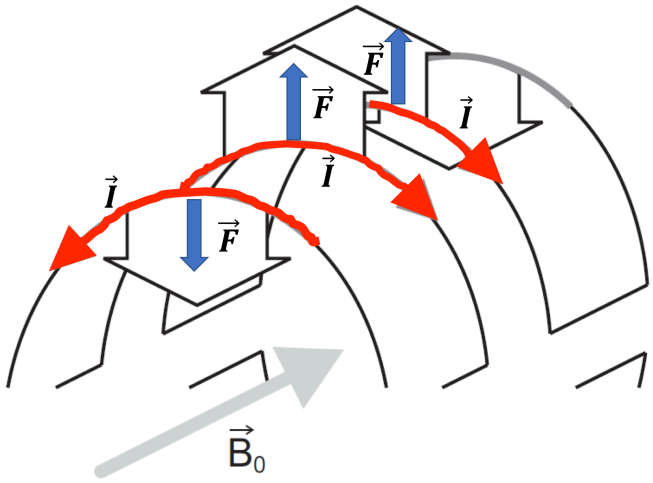


Figura 66 - Forças de Laplace existentes aquando da interação entre B_0 e as correntes das bobinas de gradiente. A seta cinzenta indica o sentido do campo magnético estático e as setas vermelhas indicam o sentido das correntes, enquanto que as setas azuis indicam as forças de Laplace (Parajuli, 2015).

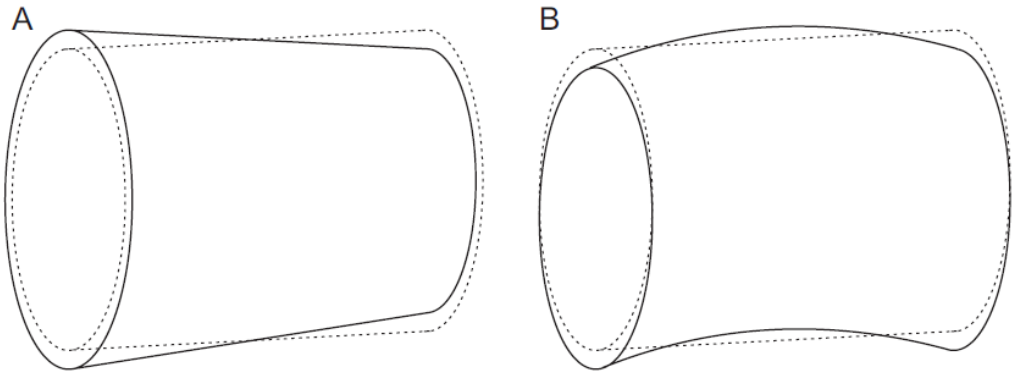


Figura 67 - Diferentes deformações das bobinas de gradiente, mediante as suas ativações (Parajuli, 2015).

Além dessa deformação e alteração das bobinas de gradiente, estas forças causam vibração. Esta será dependente das forças de distribuição da corrente gerada, das propriedades dos materiais, frequência de excitação por parte dos impulsos de RF aplicados em cada sequência e nas próprias dimensões das bobinas. Destas vibrações podem resultar frequências próprias das bobinas de gradiente, resultando, então, em fortes correntes vibratórias e níveis de ruído acústico elevados (Parajuli, 2015).

Segundo a literatura, o ruído acústico produzido maioritariamente pelas bobinas de gradiente existentes no interior do equipamento de RM é maior quanto (Mcnulty et al., 2009; Shellock, 2017):

- Maior for a amplitude das bobinas de gradiente;
- Maior foi a performance ou *slew rate* dos gradientes;
- Mais curtos forem os impulsos de RF aplicados (menor *flip angle*);
- Menor for a espessura de corte para determinados exames;
- Menor o TR, TE e campo de visão ou *field of view*;
- Utilização de sequências EPI, GE e TSE e técnicas especiais de preenchimento do espaço-K.

A causa secundária do ruído acústico na RM, que resulta a partir dos impulsos de RF usados para a aquisição de imagem e sistema chiller, por exemplo, é desprezível, uma vez que o ruído acústico proporcionado pelas bobinas de gradiente sobrepõe-se àquele que é proveniente dos pulsos de RF (Mcnulty et al., 2009).

O ruído acústico em RM também estará dependente nas características de construção dos diferentes equipamentos por parte dos diversos fabricantes e seu *hardware*. Além disso, os níveis de ruído acústico possuem uma dependência espacial. Por exemplo, pode haver uma oscilação que pode ir até os 10 dB em função do posicionamento do doente dentro do magnete. Deste modo, a presença e tamanho dos doentes poderá afetar ligeiramente o ruído acústico produzido (Shellock, 2017; Shellock et al., 2014).

Segundo a figura 68, em RM, o ruído acústico propaga-se de duas formas distintas (IMEDCO, 2018):

1. Através do ar: ruído acústico produzido pelo equipamento de RM e transmitido pelo ar. É conduzido para as áreas adjacentes diretamente pelos buracos e condutas de comunicação com o exterior, existentes na construção da sala ou fazendo vibrar a infraestrutura da sala de exames;
2. Pela própria estrutura do equipamento no interior da sala de exames: ruído acústico transmitido pelo chão para toda a infraestrutura da sala, causando vibração das paredes, teto e chão.

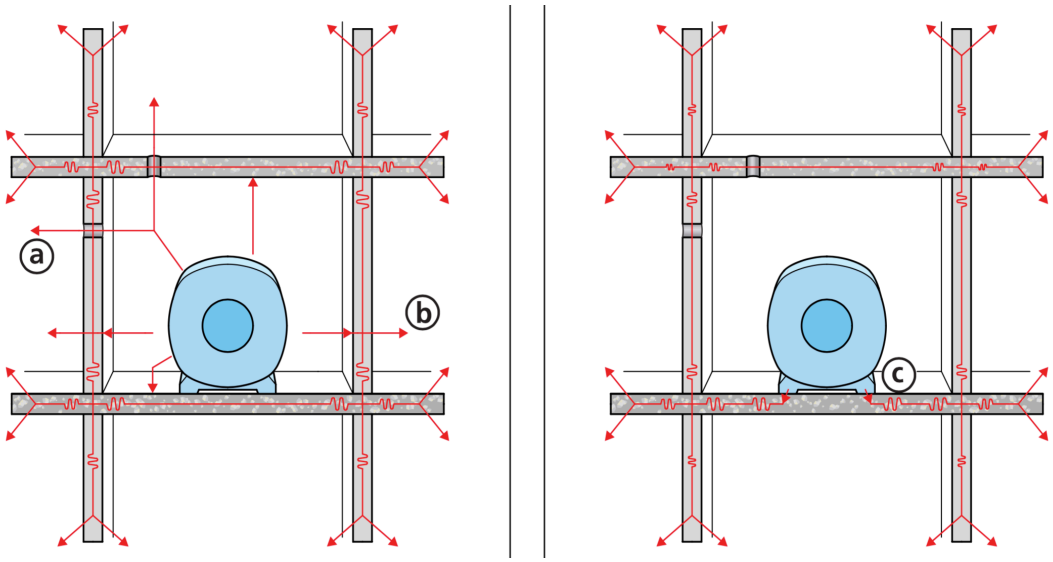


Figura 68 – Formas de propagação do ruído acústico no interior de uma sala de exames de RM (IMEDCO, 2018).
a. Através de aberturas existentes na construção da sala;
b. Pela vibração da infraestrutura da sala;
c. Pelo chão (vibração).

2.11 Enquadramento Legal e Normativo

Várias são as leis, normas e linhas de orientação direcionadas tanto para os CEM, como para o ruído acústico. Essa legislação será separada em duas partes, sendo a primeira relacionado com os CEM e a segunda com o ruído acústico.

A principal norma pela qual os fabricantes dos equipamentos de RM se regem, assim com todas as organizações e/ou instituições de saúde que possuam sistemas de RM é a norma da IEC 60601-2-33 "*Medical electrical equipment – Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic equipment for medical diagnosis*". Esta norma fixa valores limite de exposição, tanto para doentes, como para os trabalhadores expectáveis de modo a protegê-los de efeitos adversos e outros tipos de riscos. Também estabelece requisitos básicos e essenciais quanto à segurança e operacionalidade de um equipamento de RM (International Electrotechnical Comission, 2015).

2.11.1 Campos Eletromagnéticos

O Decreto – Lei (DL) nº 102/2009, de 10 de setembro, regula o regime jurídico da promoção e prevenção da segurança e saúde no trabalho, segundo o qual o empregador deverá assegurar ao trabalhador condições de segurança e saúde em todos os aspetos do seu trabalho (Assembleia da República, 2009a). Deste DL podem-se destacar alguns aspetos:

- Artigo 5º, ponto 1: "*O trabalhador tem direito à prestação de trabalho em condições que respeitem a sua segurança e a sua saúde, asseguradas pelo empregador ou, nas situações identificadas na lei, pela pessoa, individual ou coletiva, que detenha a gestão das instalações em que a atividade é desenvolvida."* Deste mesmo artigo, é de realçar também o ponto 3 que refere: "*A prevenção dos riscos profissionais deve assentar numa correta e permanente avaliação dos riscos*";
- Artigo 10º, ponto 1: "*O Estado deverá assegurar condições que promovam o conhecimento e a investigação na área da segurança e saúde no trabalho*";
- Artigo 15º, ponto 1: "*O empregador deve assegurar ao trabalhador condições de segurança e de saúde em todos os aspetos do seu trabalho*". Deste artigo também se realça o ponto 2: "*O empregador deve zelar, de forma continuada e permanente, pelo exercício da atividade em condições de segurança e de saúde para o trabalhador*";
- Artigo 17º, onde foca todas as obrigações do trabalhador em questões relacionadas com a segurança e saúde no trabalho.

Em Portugal, a legislação em vigor de 2 de setembro de 2010, pelo DL nº 30/2010, determina e regula os mecanismos de definição dos limites da exposição humana a campos magnéticos, elétricos e eletromagnéticos derivados de linhas, de instalações ou de equipamentos de alta tensão e muito alta tensão, tendo em vista a salvaguarda da saúde pública. Através deste DL, compete ao governo regulamentar os níveis de exposição humana máxima a campos eletromagnéticos derivados de linhas, instalações ou equipamentos, no quadro das orientações da OMS e das melhores práticas da UE, sendo que essa regulamentação da exposição humana a campos magnéticos deverá comportar patamares especialmente prudentes para várias situações, sendo uma delas as unidades de saúde e equiparados (Assembleia da República, 2010). No entanto, este DL não tem qualquer orientação para a RM e seu funcionamento em específico, apenas refere no artigo 2º, ponto 2a, que a regulamentação dos níveis da

exposição humana aos campos magnéticos deve comportar patamares especialmente prudentes para as situações de unidades de saúde e equiparados, excetuada a própria exposição derivada dos equipamentos e instrumentos indispensáveis ao normal funcionamento dessas instalações. Esta regulamentação também é genérica e abrangente, uma vez que colocam no mesmo nível as unidades de saúde, estabelecimentos de ensino, lares, parques infantis, edifícios residenciais, entre outros (Assembleia da República, 2010).

Porém, existem comissões e instituições internacionais que estabelecem *guidelines* e normas, tanto para a população em geral, como para trabalhadores, quanto aos níveis de exposição aos CEM. As *guidelines* e normas mais utilizadas são as do ICNIRP e a IEC, esta última através da norma IEC 60601-2-33.

Em 2004, a UE estabeleceu a Diretiva 2004/40/UE, relativa às prescrições mínimas de segurança e saúde em matéria de exposição dos trabalhadores aos riscos devidos aos agentes físicos (campos eletromagnéticos) (Comissão Europeia, 2004). Esta Diretiva trouxe novos paradigmas e questões quanto à exposição a campos magnéticos na área da Medicina, nomeadamente ao nível das unidades de RM (Glover et al., 2007), pressupondo que nas áreas onde os limites de exposição excedem os valores normais, deverão ser devidamente indicadas, tendo os procedimentos de trabalho de ser alterados, havendo acesso restrito a essas zonas. Deste modo, todos os trabalhadores terão de ter uma "nova" perceção em relação ao seu trabalho, possuindo toda a informação necessária acerca dos potenciais riscos e efeitos da RM (Feychting, 2005; Möller et al, 2008; Yamaguchi-Sekino et al., 2011). Com esta nova Diretiva e posterior transposição para a legislação pelos Estados-Membros, alguns dos procedimentos em RM, onde obrigariam a presença física de um profissional de saúde dentro da sala de exames (zona IV), nomeadamente biópsias realizadas por RM, a RM funcional cerebral, certos procedimentos de anestesia e aquando da injeção de produto de contraste endovenoso em determinados exames, designados de estudos dinâmicos contrastados poderiam correr o risco de deixar de se realizarem, uma vez que nestes procedimentos os valores limite de exposição (VLE) preconizados na Diretiva seriam ultrapassados. Os VLE referem-se unicamente aos efeitos biofísicos diretos a curto prazo para os quais foi cientificamente comprovada uma ligação à exposição a CEM, ou seja, efeitos térmicos e estimulação elétrica dos tecidos. (Assembleia da República, 2017).

Desta forma, surgiu, na Europa, um movimento denominado de *Alliance for MRI*, um grupo formado por pessoas com experiência na área da RM, de maneira a conseguirem alterar a Diretiva 2004/40/UE ou, no mínimo, criar uma derrogação para a área da RM, tendo sido esta englobada nas restantes indústrias. Assim, em 2013, a Diretiva de 2004 foi derrogada entrando em vigor uma nova, a Diretiva 2013/35/UE, de 26 de junho de 2013, "*relativa às prescrições mínimas de segurança e saúde em matéria de exposição dos trabalhadores aos riscos devidos aos agentes físicos (campos eletromagnéticos) (20ª diretiva especial na aceção do artigo 16º, nº1, da Diretiva 89/391/CEE e que revoga a Diretiva 2004/40/CE*" (Comissão Europeia, 2013). No seu artigo 10º, esta Diretiva, expõe as exceções para a RM, onde refere:

"*A exposição pode ultrapassar os VLE se estiver associada à instalação, ensaio, utilização, desenvolvimento ou manutenção, no setor da saúde, de equipamentos de ressonância magnética*

destinados aos pacientes, ou a práticas de investigação relacionadas com esses equipamentos, desde que se encontrem cumulativamente preenchidas as condições:

i) A avaliação de risco efetuada nos termos do artigo 4º demonstrou que os VLE foram ultrapassados,

ii) Tendo em conta o progresso tecnológico, foram aplicadas todas as medidas técnicas e/ou organizativas,

iii) As circunstâncias justificam devidamente que os VLE sejam ultrapassados,

iv) Foram tidas em conta as características do local de trabalho e do equipamento de trabalho e as práticas de trabalho, e

v) O empregador demonstrou que os trabalhadores continuam a estar protegidos em relação aos efeitos nocivos para a saúde e aos riscos de segurança, nomeadamente assegurando que as instruções fornecidas pelo fabricante tendo em vista uma utilização segura..."

Esta nova Diretiva teria de estar transposta para a legislação até dia 1 de julho de 2016. No entanto, em Portugal, apenas foi transposta em agosto de 2017 para o DL nº 67/2017, de 7 de agosto. Este estabelece as prescrições mínimas em matéria de proteção dos trabalhadores contra os riscos para a segurança e a saúde a que estão ou possam vir a estar sujeitos devido à exposição a campos eletromagnéticos durante o trabalho e transpõe a Diretiva 2013/35/UE do Parlamento Europeu e do Conselho, de 26 de junho de 2013. A derrogação para a RM consta do artigo 4º do mesmo DL (Assembleia da República, 2017).

2.11.1.1 Campo Magnético Estático

Para os valores limites de exposição ocupacional aos campos magnéticos estáticos serão tidos em conta três das entidades mais importantes e aceites internacionalmente: ICNIRP e IEC, assim como a Diretiva 2013/35/UE, transposta para a legislação portuguesa para a DL nº 64/2017.

As entidades internacionais referidas sugerem três níveis de operação em RM, a citar:

- **Modo Normal**: todos os sujeitos podem ser examinados, se todas indicações de segurança forem devidamente seguidas;
- **1º Nível Controlado**: pequeno aumento dos limites de exposição. Realizar exames neste nível requer confirmação por parte do operador, avaliação médica e vigilância;
- **2º Nível Controlado**: examinação fora dos limites normais e "legais". Requer aprovação de conselhos de ética e o seu uso apenas deverá ser feito com fins investigacionais.

O ICNIRP recomenda que o limite de exposição ocupacional não poderá exceder um pico espacial de densidade de fluxo magnético de 4T, no nível normal. No 1º nível controlado, o valor está entre 4T e 8T, tanto para cabeça e tronco, como para membros. Apenas para fins investigacionais é que os valores poderão exceder 8T (ICNIRP, 2009a). A IEC determina valores ligeiramente diferentes, ou seja, para o nível normal restringe o nível de exposição para 3T (International Electrotechnical Comission, 2015)

(Tabela 12). De referir, que existem outras entidades que referem uns valores limite de exposição para cabeça e tronco e outros para membros, mas não serão especificados nas Tabelas seguintes.

Tabela 12 - Limites ocupacionais de intensidade de B_0 para a ICNIRP e IEC.

	Modo de Operação		
	Normal	**1º Nível Controlado**	**2º Nível Controlado ***
ICNIRP	≤ 4T	> 4T e ≤ 8T	> 8T
IEC	< 3T	> 3T e ≤ 8T	> 8T

** Fins investigacionais*

Quanto à exposição do público em geral, a ICNIRP preconiza o valor de 400 mT para qualquer região do organismo (ICNIRP, 2009a).

O DL nº64/2017 que transpõe a Diretiva 2013/35/UE define dois tipos de VLE, a citar (Assembleia da República, 2017):

- VLE aplicáveis aos efeitos sensoriais para condições normais de trabalho: vertigens e outros efeitos fisiológicos relacionados com perturbações do equilíbrio humano causadas principalmente pelo movimento em redor do campo magnético estático:
  - Condições normais de trabalho: 2T;
  - Exposição localizada dos membros: 8T.
- VLE aplicáveis aos efeitos na saúde para condições de trabalho controladas: são temporariamente aplicáveis, quando as práticas assim o justifiquem e desde que tenham sido tomadas atitudes preventivas, tais como o controlo do movimento e a prestação de informação aos trabalhadores:
  - Condições de trabalho controladas: 8T.

Ainda neste DL, encontra-se referência aos níveis de ação (NA) para intensidades de campo magnético estático para determinados perigos associados ao campo magnético estático (Assembleia da República, 2017; Comissão Europeia, 2013) (Tabela 13).

Tabela 13 – Níveis de ação para densidades o fluxo magnético de campos magnéticos estáticos de acordo com potenciais perigos (Assembleia da República, 2017).

PERIGOS	**NA (B_0)**
Interferência em implantes médicos ativos, por exemplo, estimuladores cardíacos	0.5 mT
Riscos de atração e projeção na extremidade alta do campo magnético (> 100 mT)	3 mT

2.11.1.2 Gradientes de Campo

Para os gradientes de campo, os valores limites de exposição irão depender da gama de frequências com que os equipamentos trabalham e são baseados de acordo com a corrente induzida no organismo (Riches et al., 2007). Os limites de exposição são expressos em densidades de corrente, sendo bastante difícil efetuar a sua medição. Os valores de ação são normalmente demonstrados em densidade de fluxo magnético (Bradley, et al., 2007).

Os valores nas linhas de orientação referem-se a alterações lineares dos campos magnéticos causadas pela aplicação dos gradientes de campo num curto espaço de tempo, provocando correntes elétricas. As amplitudes destes campos elétricos resultantes são pequenas. Porém, podem provocar efeitos adversos, caso se atinja determinados valores. Estes afirmam que o sistema de RM não poderá ter um *output* dos gradientes que exceda o limiar mediano para ocorrência de ENP, o que protegerá também contra a possível fibrilação cardíaca. A ENP pode ser determinada por modulação numérica ou em estudos clínicos humanos, sendo bastante subjetivos. Assim, estes limites também funcionam de acordo com diferentes modos de operação:

- **Modo Normal**, onde o sistema de gradientes deve operar num nível que não exceda os 80% do limite médio determinada para ocorrer ENP, em que o limiar de ENP é definido como o início da sensibilidade;
- **1º Nível Controlado**: o sistema de gradientes trabalhará de forma a não atingir os 100% do limite médio de ocorrência de ENP;
- **2º Nível Controlado**: 100%-120% do limite médio para ocorrer ENP.

Os parâmetros dos gradientes de campo que correspondem a estes níveis supracitados são determinados através de estudos diretos em humanos devidamente aprovados e regulados. O limite para o *output* dos gradientes é, então, apresentado em percentagem, através da equação (14) (International Electrotechnical Comission, 2015; MHRA, 2015):

$$\text{Limiar mediano de ENP (dB/dt)} = 20(1+0.36/t_{s,eff})\ T.s^{-1}(\%) \qquad (14)$$

Existem diferentes fatores de ponderação, de acordo com a bobina gradiente selecionada e/ou usada (International Electrotechnical Comission, 2015; MHRA, 2015). A IEC preconiza diferentes limites de output dos gradientes de campo, estando todos eles abaixo do limiar para ocorrência de estimulação cardíaca que possa acometer outro tipo de efeitos mais graves (figura 69).

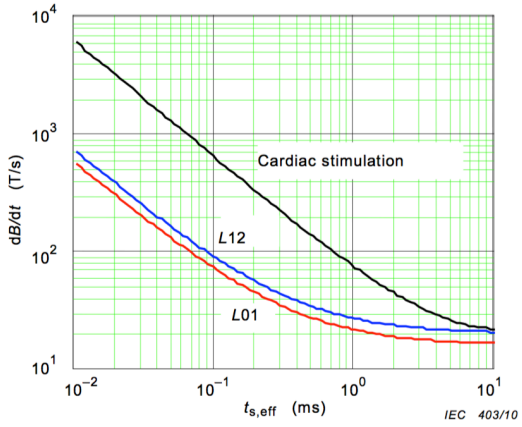


Figura 69 - Limites do *output* dos gradientes para ENP (International Electrotechnical Comission, 2015). A linha vermelha (L01) está relacionada com o modo normal de operação, enquanto a azul (L12) para o 1º nível controlado para todos as bobinas de gradiente, expresso em dB/dt versus o t_s efetivo de aplicação das mesmas. A linha preta é apenas comparativa, demonstrando os níveis para estimulação cardíaca.

No DL nº64/2017 estabelecem-se VLE aplicáveis aos efeitos sensoriais e aos efeitos na saúde de acordo com as diferentes gamas de frequências utilizadas (Assembleia da República, 2017).

2.11.1.3 Campos de Radiofrequência

Os campos de RF são medidos através do SAR. O ICNIRP restringe em 0.4 W/kg a absorção de RF de corpo inteiro, num período médio de seis minutos. Este valor é um décimo do valor permitido para os doentes, estabelecido pelo IEC, onde a temperatura corporal não pode subir mais que 1ºC ao longo do exame (International Electrotechnical Comission, 2015). Os valores preconizados pelo ICNIRP e pela IEC podem ser visualizados na Tabela 14.

Tabela 14 - Limites de RF aplicáveis em RM.

Instituição / Comissão	Intensidade campo magnético estático (T)	Frequência (MHz)	SAR Corpo Inteiro (W/kg)
ICNIRP	Qualquer	10-400	0.4
IEC	Qualquer	Todas as frequências	4

A IEC permite que os trabalhadores na RM tenham os mesmos valores limite de exposição dos pacientes, ou seja, uma exposição de corpo inteiro de 4 W/kg, operando em três modos operacionais diferentes, cada um com os seus valores (International Electrotechnical Comission, 2015) (Tabela 15).

Tabela 15 - Limites de SAR e temperatura corporal da IEC (International Electrotechnical Comission, 2015).

	Modo de Operação		
	Normal	**1º Nível Controlado**	**2º Nível Controlado ***
SAR Corpo inteiro (W/kg)	2	4	>4
Elevação temperatura corporal (ºC)	0.5	1	>1

** Fins investigacionais*

Em suma, os VLE dos três tipos de campos eletromagnéticos usados em RM para os doentes encontram-se dispostos nas Tabelas 16, e para os profissionais de saúde na Tabela 17.

Tabela 16 – Sumário dos VLE para os três CEM existentes em RM para os doentes.

	IEC	ICNIRP
CAMPO ESTÁTICO	Modo normal: 3T 1º Nível: 8 T 2º Nível: > 8 T	Normal: 4 T Controlado: 8 T Experimental: 8 T
GRADIENTES DE CAMPO	Normal: 80% *threshold* ENP 1º Nível: 100% *threshold* ENP	Normal: 80% Controlado: 100%
CAMPOS DE RF	Normal: 39ºC, 2 W/kg 1ª Nível: 40ºC, 4 W/kg 2º Nível: > 40ºC, > 4 W/kg	Normal: +0.5ºC, 2W/kg Controlado: + 1ºC, 4 W/kg Experimental: > 1ºC, > 4 W/kg

Tabela 17 – Sumário dos VLE para os três CEM existentes em RM para a exposição ocupacional.

	IEC	ICNIRP
CAMPO ESTÁTICO	Modo normal: 3T 1º Nível: 4 T – 8 T 2º Nível: > 8 T	Cabeça e tronco: 2 T Membros e ambiente controlado: 8 T
GRADIENTES DE CAMPO	Normal: 80% *threshold* ENP 1º Nível: 100% *threshold* ENP	Campo elétrico interno: 0.8 $V.m^{-1}$
CAMPOS DE RF	Normal: 39ºC, 2 W/kg 1ª Nível: 40ºC, 4 W/kg	0.4 W/kg

2.11.2 Ruído Acústico

A legislação portuguesa em vigor está descrita no DL 182/2006, de 6 de setembro. Esse DL define que a Diretiva 2003/10/UE, do Parlamento Europeu e do Conselho, de 6 de Fevereiro, adotou prescrições mínimas de segurança e saúde respeitantes à exposição dos trabalhadores aos riscos devidos ao ruído, estabelecendo o valor limite de exposição e os valores de ação superior e inferior (Tabela 18) determinando um conjunto de medidas a aplicar sempre que sejam atingidos ou ultrapassados esses valores (Assembleia da República, 2006).

Tabela 18 - Valores limites de exposição e de ação, segundo o Decreto-Lei nº182/2006, de 6 de setembro (Assembleia da República, 2006).

Valores Limites de Exposição	Valores de Ação Superiores	Valores de Ação Inferiores
$L_{EX,\ 8\ horas}$ – 87 dB(A) L_{Cpico} – 140 dB(C)	$L_{EX,\ 8\ horas}$ – 85 dB(A) L_{Cpico} – 137 dB(C)	$L_{EX,\ 8\ horas}$ – 80 dB(A) L_{Cpico} – 135 dB(C)

Neste DL, além de se fixarem os valores limite de exposição e de ação, impõem-se medidas preventivas para reduzir a exposição ao ruído acústico, nomeadamente medidas de proteção individual.

Várias são as definições que existem na legislação portuguesa, que seguem indicações de diretivas europeias, como o DL nº182/2006 (Assembleia da República, 2006), assim como a NP 1996:2011, que substitui a anterior norma de 1996 (NP 1730:1996) e harmonizada com a Norma Internacional ISO 1996 "*Acoustics. Description, measurement and assessment of environmental noise.*" Esta NP encontra-se dividia em duas partes: NP ISO 1996-1:2011 - Acústica. Descrição, medição e avaliação do ruído ambiente; parte 1: Grandezas fundamentais e métodos de avaliação e a NP ISO 1996- 2:2011 - Acústica. Descrição, medição e avaliação do ruído ambiente; parte 2: Determinação dos níveis de pressão sonora do ruído ambiente (Couto, 2013). Esta norma tem como principal objetivo contribuir para a harmonização internacional dos métodos de descrição, medição e avaliação do ruído ambiente resultante de todas as fontes (Matos et al., 2011).

A legislação portuguesa em vigor refere, ainda, que "*os instrumentos de medição devem dispor das características temporais necessárias em função do tipo de ruído a medir e das ponderações em frequência A e C (...) sendo preferível a utilização de sonómetros (...) para maior exatidão das medições*" (Assembleia da República, 2006).

A *European Agency for Safety and Health at Work* (EU-OSHA) estabelece os mesmos valores limite de exposição da legislação portuguesa que segue as orientações da diretiva europeia 2003/10/UE (EU-OSHA, 2005). No entanto, sugerem recomendações quanto à fluência do discurso e níveis sonoros sugeridos para uma satisfatória comunicação entre pares e grupos (EU-OSHA, 2005).

Nas linhas de orientação da IEC existe referência para que os equipamentos de RM não excedam o valor pico de 140 dB(C), em qualquer zona de RM. A proteção dos ouvidos dos doentes é obrigatória em todas

as sequências onde o ruído acústico seja ≥ 99 dB. O VLE para os profissionais é de 80 dB para o $L_{Ex,8h}$, sendo que em alguns países esse valor é de 85 dB (International Electrotechnical Comission, 2015).

Ainda existem normas internacionais, que definem valores limites, de acordo com os locais, sejam eles ocupacionais, de lazer ou de saúde pública. Para esse efeito, existem os limites preconizados pela OMS e pela norma da *American National Standard Institute* (ANSI) S12.2 – *Criteria for Evaluation Room Noise* de 1995, que estabelece limites de exposição de acordo com diferentes tipos de atividades e espaços. Esta norma norte-americana e, segundo Fernandes *et al.*, estabelece como valores de ruído de fundo recomendados em dB(A) para laboratórios e clínicas entre 40-50, podendo o valor sonoro máximo no local atingir 47-56 dB(A) (Fernandes, 2004).

A Norma Brasileira NBR 10151:2000, recentemente revista pela NBR 10151:2019 Versão Corrigida:2020, da Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) estabelece, entre outros procedimentos e limites, a introdução de níveis de correção para ruído acústico (L_C), onde ao valor medido acresce 5 dB (ABNT, 2020).

A OMS estabelece como nível de ruído limite 30 dB(A) para ambientes hospitalares, mais concretamente em enfermarias, num período de 8 a 16 horas, de modo a não gerar fatores incomodativos e distúrbios do sono aos doentes. Já noutros ambientes hospitalares, como salas de tratamento, cirúrgicas e/ou de diagnóstico, onde se pode englobar a RM, os níveis de ruído acústico devem ser os mais baixos quanto possível, de forma a não interferir com a comunicação entre profissionais de saúde e doentes ou com outros profissionais e prestação dos melhores cuidados aos doentes (Berglund, et al., 1999). Ainda, segundo a OMS, um limiar de ruído acústico entre 55 e 65 dB(A), o trabalhador fica em estado de alerta, diminuindo o seu poder de concentração, prejudicando a produtividade no trabalho intelectual.

Por fim, quanto à regulamentação aplicável ao controlo metrológico dos sonómetros (equipamentos de medição dos diferentes parâmetros do ruído acústico), ela é feita através da Portaria nº 977/2009, de 1 de setembro (Assembleia da República, 2009b).

2.12 Dispositivos Médicos Implantáveis e Interação com RM

A utilização de DMI compatíveis e condicionais com a realização de um exame de RM é uma realidade cada vez mais usual, hoje em dia. Estes dispositivos podem interagir de diferentes formas com os CEM gerados pelos equipamentos de RM, podendo ocorrer efeitos adversos.

Os novos dispositivos ditos condicionais ou condicionados (indicados com a simbologia própria *MR - Conditional*) estão disponíveis largamente no mercado e possibilitam a realização de uma RM de forma totalmente segura, mediante determinadas especificações e condições, quer sejam pelos níveis de SAR, limitação de intensidades de campo magnético, performance dos gradientes de campo, tempos de exame, entre muitas outras (Tsai et al., 2015). Essas especificações são propostas pelos fabricantes, sendo elas diferentes de fabricante para fabricante. Para tal a simbologia utilizada na catalogação dos dispositivos /

materiais é de extrema importância para a realização do exame em condições de segurança perfeitas. Antes de se falar mais aprofundadamente acerca da segurança em RM dos implantes, deve-se fazer uma distinção entre DMI passivos versus DMI ativos, já que as normas e instruções de segurança para cada um deles difere. Desta forma, as normas e instruções de segurança pertinentes para cada um deste tipo de implantes estão descritos na Tabela 19.

Tabela 19 - Normas e especificações importantes para cada tipo de DMI (passivo ou ativo).

DMI PASSIVOS	DMI ATIVOS
Intensidade do campo magnético estático Campos magnéticos variáveis no tempo ou gradientes de campo e sua intensidade Níveis e limites de SAR Descrição de possíveis artefactos na imagem	Intensidade do campo magnético estático Gradientes de campo e seu *slew rate* Níveis e limites de SAR Especificidades da antena de RF utilizada Parâmetro B1+rms (alguns casos) Configuração do implante Posicionamento dos doentes Programações especiais dos implantes

A IEC aconselha, na sua norma reguladora para a exposição aos CEM em RM, três símbolos onde (International Electrotechnical Comission, 2015; Woods, 2007):

- **MR *SAFE***: considera o implante ou dispositivo seguro à exposição aos CEM em RM. Foram devidamente testados por entidades competentes (ver figura 70A).
- **MR *CONDITIONAL***: considera que o equipamento ou implante pode conter componentes que podem interagir com os CEM da RM (ver figura 70B). No entanto, mediante determinadas condições e especificidades bem definidas (tanto do equipamento de RM, como do implante, como do próprio posicionamento do doente, por exemplo) são considerados seguros à exposição aos CEM, como observado na Tabela 19;
- **MR *UNSAFE***: considera o implante, dispositivo ou objeto ferromagnético põe em risco a segurança tanto dos doentes, como dos profissionais de saúde quando expostos CEM na RM (ver figura 70C).

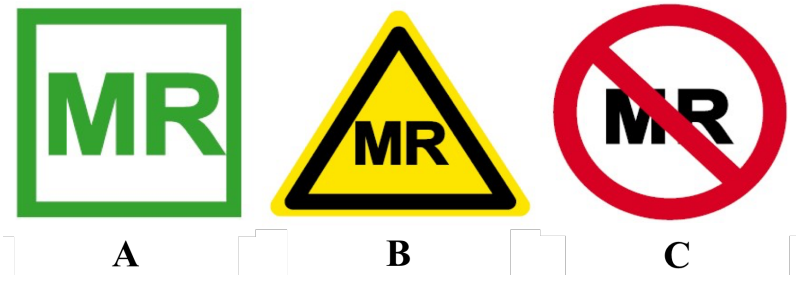


Figura 70 - Simbologia utilizada em RM dos materiais e DMI: A) Seguro; B) Condicional ou condicionado e C) Inseguro (International Electrotechnical Comission, 2015).

Atualmente, a maioria dos fabricantes dos DMI preocupam-se com a segurança dos seus materiais e dispositivos quanto à sua compatibilidade e/ou condicionalidade com a RM. Esses testes já são realizados em campos magnéticos estáticos cada vez mais intensos, de forma aos doentes e profissionais de saúde executarem os procedimentos em RM com a maior segurança possível (Adapa et al., 2012; Bhandiwad et al., 2013; Camacho et al., 2016; Kumar et al., 2006; Rijn et al., 2012; Woods, 2007).

3 Objetivos da Tese

Os objetivos gerais da tese são:

- Avaliar, medir e analisar os níveis de exposição ao ruído acústico produzido pelos equipamentos de RM de diferentes intensidades de campo – 1.5T e 3T, em contexto hospitalar;
- Medir e analisar os níveis de exposição aos CEM em RM (estáticos e dependente todo tempo) produzidos pelos equipamentos de RM (1.5T e 3T), em contexto hospitalar;
- Implementação de Boas Práticas.

3.1 Objetivos Específicos da Tese

Os objetivos específicos da tese são:

- Medição dos níveis de exposição ao ruído acústico nas salas técnicas adjacentes às salas de exames de RM;
- Medição dos níveis de exposição ao ruído acústico gerados pelas diferentes sequências usadas em protocolos de exame distintos, produzidos pelos equipamentos de RM, tanto para trabalhadores, como para os pacientes, em equipamentos de intensidade de 1.5T e 3T;
- Medição dos níveis de exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo induzidos, através da f.e.m. induzida pelas sequências num ambiente de RM em diferentes posições da sala de exames;
- Avaliação da exposição ao campo magnético estático em diferentes localizações de trabalho, mediante os mapas de instalação e linhas de isocampo dos equipamentos de RM;
- Avaliação e comparação dos valores obtidos, tanto para o ruído acústico, como para os CEM, demonstrando se os mesmos ultrapassam os limites da legislação em vigor, nas condições de trabalho hospitalares;
- Recomendação de medidas preventivas e corretivas, e implementação de Boas Práticas que permitam reduzir ou minimizar os níveis de exposição ao ruído acústico e aos campos eletromagnéticos, tanto dos doentes, como dos profissionais de saúde;

Através deste trabalho de investigação, pretende-se estabelecer protocolos e Boas Práticas que possam ser implementadas em departamentos de RM, quer hospitais ou outras instituições de saúde públicas ou privadas. Para tal, para a avaliação do ruído acústico, como para os CEM foram utilizados e criados equipamentos de medição, simples, baratos e de fácil acessibilidade e aplicabilidade.

3.2 Boas Práticas e Formação Contínua

Como se verificou anteriormente, existem riscos, efeitos e sintomas relacionados com a exposição aos diferentes CEM existentes em RM aquando da realização de um exame por esta modalidade imagiológica. Mesmo assim, existem alguns desses riscos, sintomas e efeitos que não tendo ainda sido bem documentados, são apenas referidos por alguns autores, sendo, por isso, controversos. Por isso, justificam-se cada vez mais estudos realizados no âmbito da segurança em RM.

Apesar de se saberem muitos dos efeitos e riscos associados à RM e de existir legislação nacional e internacional aplicável, ainda continuam a ocorrer incidentes e/ou acidentes que deveriam e poderiam ser evitáveis. Também existem normas e orientações de segurança que divergem de instituição para instituição, justificando também o facto da importância de mais estudos nesta temática. Portanto, caracterizar perfeitamente os diferentes níveis de exposição ao ruído acústico ao longo da realização dos exames de RM, assim como saber os diferentes níveis de exposição aos CEM, quer estáticos, gradientes ou de RF, sabendo as zonas mais seguras dentro de uma sala de RM e respetivo departamento são aspetos fulcrais para as Boas Práticas num Departamento de RM.

É de extrema importância que os profissionais de saúde que manuseiam este tipo de equipamentos, nomeadamente, os Técnicos de RD conheçam perfeitamente todos os aspetos relacionados com a segurança em RM e que estejam conscientes para os mesmos, sabendo os melhores métodos para diminuírem e evitarem os riscos, efeitos e incidentes ou acidentes que possam acontecer.

Todos os profissionais de saúde que trabalham num departamento de RM ou que acedam a ele derivado do seu trabalho deveriam estar devidamente treinados e formados com um curso de segurança dirigido. Para os novos profissionais que começam a exercer funções nestes departamentos, estes cursos de segurança deveriam estar incluídos nos seus planos de formação e adaptação ao novo departamento. Esta formação deveria ser contínua e recorrentemente atualizada.

De acordo com as normas e linhas de orientação da *Society of Radiographers (SoR)* do Reino Unido, é recomendado que os profissionais de saúde que laborem nos departamentos de RM possuam o mínimo de (Lipton, 2013):

- Conhecimentos que existem riscos e efeitos associados aos diferentes CEM existentes;
- Entendimento de todo o ambiente envolvente e respetivas zonas de segurança;
- Consciência acerca de quem deve entrar em determinadas zonas de segurança;
- Conhecimento nos processos de triagem dos doentes, acompanhantes e outros profissionais de saúde;
- Entendimento do fenómeno de *quenching*, sabendo quando este deve ser realizado manualmente pelo operador,
- Conhecimento de materiais que possam estar em zonas restritas na área da RM;

- Entendimento do uso correto dos abafadores e protetores auditivos, posicionamento e utilização das bobinas de RM e outro equipamento auxiliar.

Os Técnicos de RD que trabalhem num departamento de RM e sejam responsáveis pela execução dos exames, além dos conhecimentos supracitados, devem ter conceitos complementares acerca:

- Efeitos mecânicos e biológicos de B_0 e dos gradientes de campo;
- Efeitos térmicos dos campos de RF e possibilidade de origem de *hot spots*;
- Valores limite de exposição recomendados, principalmente ao nível do SAR;
- Manipulação e seleção das sequências usadas ao longo dos exames de modo a minimizar os efeitos dos três CEM, sem influenciar negativamente na qualidade final das imagens;
- DMI condicionados em RM e suas especificidades;
- Utilização dos contrastes endovenosos e outros usados em RM.

Várias são as organizações e entidades reconhecidas internacionalmente que publicaram recomendações e normas visando aspetos práticos relacionados com a gestão e atribuição de responsabilidades se segurança em departamentos de RM (Hand et al., 2013; IPEM, 2013; Kanal et al., 2013; MHRA, 2015).

A maioria destes documentos e normas referem-se especificamente ao papel preponderante dos físicos médicos e outros profissionais com experiência em RM.

O ACR nos EUA, assim como a Sociedade de Radiologia Austríaca, já define nas suas normas relacionadas com a segurança em RM diferentes papéis aos profissionais, de acordo com as suas responsabilidades dentro de um departamento de RM, no que concerne à área da segurança. Assim sendo, definem a pessoa responsável pela segurança, denominada de *MR Safety Officer* (MRSO), normalmente um Técnico de RD e um consultor, interno ou externo à instituição e/ou organização, com experiência especializada em conceitos físicos e segurança relacionada com segurança em RM, designado, normalmente, de *MR Safety Expert* (MRSE). Normalmente, este é um físico médico, embora possa ser outro profissional com outra formação, desde que possua qualificações em segurança em RM. Nas normas de orientação ainda se considera um outro cargo, o de *MR Medical Director* (MRMD), tendo a seu cargo toda a jurisdição e responsabilidade nos cuidados de saúde de todos os doentes submetidos à realização de RM (Calamante, et al., 2016; Keevil, 2016).

Desta forma, a responsabilidade relacionada com a segurança em RM tem de ser um processo de parceria entro todos os membros do departamento, desde o topo até aos profissionais que lidam diretamente com os doentes que irão realizar o exame de RM.

Assim, estes três cargos possuem funções e responsabilidades que se complementam, como se pode observar na Tabela 20 (Calamante et al., 2016).

Tabela 20 - Funções e Responsabilidades do MRMD, MRSO e MRSE.

Cargo	Profissional	Funções e Responsabilidades
MRMD	Médico	Supervisão (pessoalmente ou delega noutro profissional) da execução correta e em segurança dos exames em RM e outros procedimentos relacionados. Designação dos MRSO e MRSE. Assegurar que todas as politicas, procedimentos e normas de segurança em RM estão a ser realizados adequadamente. Gestão de risco em segurança em RM. Certificar-se da existência de um sistema eficiente de recolha, gravação e análise de dados. Assegurar formação contínua na área aos profissionais, especialmente ao MRSO.
MRSO	Técnico de Radiologia	Assegurar que todas as politicas de segurança em RM são realizadas. Desenvolver, documentar e introduzir procedimentos de segurança internos. Assegurar que todos os procedimentos relativos à segurança, situações de emergência e outras instruções estejam disponíveis para todos os profissionais. Assegurar que todas as medidas são preconizadas, de modo a diminuir os riscos que podem advir da exposição aos CEM em RM. Gerir os incidentes e/ou acidentes que possam ocorrer, tomando as devidas medidas e documentá-los. Assegurar que o departamento de RM e respetiva direção forneçam formação inicial e contínua necessária em segurança aos profissionais. Formação dos diferentes profissionais de acordo com o seu *background*. Reportar todos os aspetos relacionados com segurança em RM ao MRMD. Fornecer, em conjunto com o MRSE, informações acerca da segurança quando se pretendem alterar protocolos no departamento. Manter contactos com grupos e comissões relevantes relacionados com segurança tanto dos profissionais, como dos doentes.
MRSE	Físico médico	Consultadoria em diversas áreas, nomeadamente: - No uso correto e seguro dos equipamentos; - No desenvolvimento de novas ferramentas de trabalho relacionadas com segurança; - Nas mudanças dos protocolos de segurança da instituição; - Na legislação em vigor e possíveis alterações; - Na escolha de diferentes protocolos de segurança e controlo de qualidade; - Na instalação de novos equipamentos de RM e normas de segurança; Reportar todos os aspetos relacionados com segurança em RM ao MRMD e MRSO.

Em Portugal não existe qualquer manual de boas práticas direcionado para a RM. No entanto, no artigo 4º da portaria nº 35/2014, ponto 1, refere boas práticas em Radiologia em geral, onde menciona: *"Para efeito da promoção e garantia da qualidade das unidades de radiologia, devem ser considerados os requisitos e exigências constantes do Manual de Boas Práticas de Radiologia do Ministério da Saúde, bem como as melhores práticas internacionais, nomeadamente no que se refere ao estipulado em orientações da Comissão Europeia"* (Diário da República, 2014).

O Manual de Boas Práticas do Ministério da Saúde referido acima consta do despacho nº258/2003 (2ª série), do mesmo Ministério, e tem como objetivo principal melhorar e credibilizar os serviços prestados nestas unidades de saúde, bem como o aumento do nível de proteção de saúde, permitindo a acreditação destas unidades e a sua integração no sistema de qualidade de saúde (Ministério da Saúde, 2003). Neste mesmo despacho, apenas mencionam características da linha de 5 G dos equipamentos, tipo de blindagem dos equipamentos, entre outras características de construção dos mesmos, e que deverão existir e estar devidamente assinaladas as zonas de acesso restrito, em particular para doentes com DMI ou portadores

de outro tipo de próteses ou implantes metálicos (Ministério da Saúde, 2003; SPRMN, 2003). A SPRMN adota este manual para as Boas Práticas em RD.

Ainda a referir que este despacho e as boas práticas da SPRMN mencionam que as unidades de RD têm a responsabilidade de manter tecnologicamente os equipamentos mais adequados, reconhecendo a vida finita dos mesmos, decorrente de um conjunto de parâmetros, dos quais dependem: a data de fabrico e tempo em uso, a tecnologia envolvida e sua precisão, a qualidade de imagem, a disponibilidade em peças de substituição, a intensidade de uso, a sua manutenção preventiva, as possibilidades de evolução técnica *(upgrades)* e dose de radiação emitida (quando aplicável). Desta forma, recomenda-se a duração temporal dos diversos equipamentos usados em RD, sendo que para a RM a duração temporal de um equipamento seria de 11 anos (Ministério da Saúde, 2003; SPRMN, 2003).

4 Exposição ao Ruído Acústico em Ressonância Magnética

O ruído acústico consiste em todo o fenómeno que produz uma sensação auditiva desagradável ou de algum modo incomodativa, sendo considerado como um som indesejável, constituindo, muitas vezes, um obstáculo às normais comunicações verbais e/ou sonoras.

Os níveis de ruído elevados são reconhecidos como um dos riscos mais significativos e frequentes em ambientes de trabalho, prejudicando, desse modo, as normais comunicações e muitas vezes os próprios fluxos de trabalho e informação, particularmente na área da indústria (Arezes et al, 2012). Os hospitais também constituem ambientes propícios à produção dos mais variados ruídos, existindo várias fontes dos mesmos, devidos aos múltiplos equipamentos existentes em diferentes localizações, assim como do pessoal que circula pelas mesmas. Vários estudos têm sido realizados sobre a exposição ao ruído por parte dos doentes e profissionais de saúde em ambientes hospitalares, nomeadamente em cuidados intensivos, por exemplo (Darbyshire et al. , 2019; Johnson, 2003; Yurtseven et al., 2017). Em unidades de RM, esses estudos são limitados, sendo todos eles direcionados a determinadas sequências de imagens e realizados apenas dentro da sala de exames (Alibek et al., 2014; Baker, 2013; Mcnulty et al., 2009; Moelker et al., 2001; More et al., 2006; Price et al., 2001). Parece ser importante a avaliação da exposição nas salas técnicas onde os profissionais de saúde executam as suas tarefas na maior parte do tempo da sua atividade laboral diária, uma vez que se situam posicionados junto às consolas de comando dos exames aquando da aquisição das imagens.

Numa unidade de RM existem inúmeras fontes de exposição ao ruído, sendo, por vezes, dependendo do serviço em questão, a principal fonte emissora o próprio equipamento de RM. Além desta fonte emissora, ainda existem outras, nomeadamente: as conversações próprias das pessoas (entre profissionais e entre estes e os doentes), telefones, rádio, alarmes de equipamentos médicos, entre outros.

O ruído acústico no interior das salas de exame (zona IV) são oriundos principalmente dos gradientes de campo inseridos no interior do equipamento, mas outros sistemas podem aumentar a intensidade do ruído proveniente do equipamento, tais como (Bao, et al., 2010):

- Sistema de refrigeração do hélio, com um compressor próprio para o efeito, mais conhecido por *chiller*;
- Sistema de ar condicionado das salas envolventes;
- Sistema de ventilação dos equipamentos de RM (maior conforto dos doentes);
- Sistema de RF (praticamente negligenciável).

4.1 Medição do Ruído Acústico em Ambientes de RM

A medição do ruído acústico em ambientes relacionados com RM pode ser uma tarefa difícil de realizar, especialmente se se pretender efetuar as medições no interior da sala onde está localizado o equipamento de RM (zona IV). Desta forma, as propriedades do campo magnético estático são uma das preocupações quando se trata da sua interação com materiais, elementos e componentes ferromagnéticos dos aparelhos de medição do ruído acústico, nomeadamente os sonómetros. Estes, conjuntamente com os cabos extensíveis de ligação ao microfone e este último possuem materiais ferromagnéticos que poderão sofrer o efeito de atração e induzirem f.e.m. que poderão introduzir ruído elétrico nas medições.

Na planificação dos estudos experimentais, devem-se ter em conta as características da sala de exames onde serão feitas as medições, verificando se o ruído acústico é difuso, sendo este característico do mesmo provir de qualquer direção, o que não é o caso em RM, pois o ruído provém maioritariamente de elementos associados aos equipamentos de RM (Moelker et al., 2001; Ravicz et al., 2000).

Em RM podem ser utilizados quaisquer tipos de microfone, uma vez que a frequência de distribuição do ruído acústico é inferior a 10 kHz (Counter et al., 2000; Hall et al., 2000; Ravicz et al., 2000).

Quando se trata da medição da intensidade de ruído acústico de diferentes sequências em RM, a medição tem de ser longa o suficiente para abranger todas as variações nos níveis de pressão sonora contínua e pressão sonora de pico, uma vez que ao longo do tempo de aquisição das sequências poderá existir uma variabilidade bastante grande de ruídos. Para sequências de imagem longas e com ruídos intermitentes, como por exemplo as que se realizam com controlo ou *trigger* respiratório (caso de exames realizados sob apoio anestésico, por exemplo), a medição pode tornar-se mais difícil (Moelker et al., 2001).

4.2 Estudos Prévios Realizados

Vários foram os estudos realizados previamente para se perceber qual o real ruído acústico a que os doentes estão sujeitos aquando da realização de um exame de RM, bem como aquando da permanência de um profissional de saúde dentro da sala de exames durante o decorrer dos mesmos.

A Tabela 21 mostra os principais estudos realizados na medição dos níveis de ruído acústico em RM.

Existem estudos que testaram determinados parâmetros de aquisição das imagens, por forma a se percecionar se a sua alteração mudaria os valores de exposição ao ruído acústico. Moelker et al. (2003) verificou se os diferentes planos de corte (axial, coronal e sagital) que se podem realizar nas diferentes sequências usadas em RM, alterariam os valores de exposição ao ruído acústico, assim como a intensidade do campo magnético estático poderia afetar os valores de exposição (Moelker et al., 2003). Já Baker (2013) estudou se o TR, o TE e modo de aplicação do gradiente poderia afetar nos valores de exposição, nomeadamente no nível sonoro contínuo equivalente (Baker, 2013). Price et al. (2001) estudaram outros parâmetros que poderiam influenciar na exposição ao ruído acústico, nomeadamente o

TR, TE, a intensidade de B_0, espessura de corte, campo de visão e também os diferentes planos de corte (Price et al., 2001). More et al. (2006) também estudaram a variação dos valores de exposição sonora contínua equivalente alterando os parâmetros TR e TE (More et al., 2006). Por estes estudos, verificou-se que a alteração de determinados parâmetros de aquisição da imagem influencia o nível de exposição ao ruído acústico, portanto torna-se importante estudar em como essas alterações podem influir positiva ou negativamente a exposição ao ruído acústico.

Tabela 21 – Diferentes estudos realizados à exposição do ruído acústico em RM.

AUTOR/ANO	MATERIAIS	TEMPO DE RECOLHA	SEQUÊNCIAS ESTUDADAS	VALORES
(Hattori et al., 2007)	Sonómetro RM 1.5 T e 3 T	20 segundos cada sequência	SE, TSE, IR, FLAIR, EPI, 3D TOF	**L_{Aeq} – dB(A):** 89.1 – 92.3 em 1.5 T 110 – 115.8 em 3 T. **L_{Cpico} – dB(C):** 101.8 – 111.7 em 1.5 T 126 – 130.7 em 3 T
(Moelker et al., 2003)	Sonómetro RM 0.5T, 1.0 T, 1.5 T e 2.0 T	20 segundos cada sequência	TSE, FLASH, EPI, TRUFI	**L_{Aeq} – dB(A):** 76-5 em 0.5 T até 101 em 2.0 T
(Moelker et al., 2003a)	Sonómetro RM 1.5 T	30 segundos cada sequência	EPI, GE – MPR, TSE, BLADE	**L_{Aeq} – dB(A):** 94.9 – 109.5
(Jin et al., 2017)	Sonómetro RM 3 T	Durante a duração de um exame (cerca de 60 minutos, com interrupções entre sequências)	EPI, BOLD (RM funcional), T1 GE – MPR, BLADE	**L_{Aeq} – dB(A):** 103.5 – 111.3 **L_{Cpico} – dB(C):** 103.5 – 123.2
(Bryjová et al., 2016)	Sonómetro RM 1.5 T	De 20 a 200 segundos (dependendo da sequência)	SE, TSE, GE, EPI, FLAIR, STIR	**L_{Aeq} – dB(A):** 75 - 100
(Mcnulty et al., 2009)	Sonómetro Duas RM 1.5 T	N/E	SE, TSE, Localizador GE	**L_{Aeq} – dB(A):** 81.6 – 87.2
(Baker, 2013)	Sonómetro RM 1.0 T	N/E	SE, TSE, GE, VIBE, FLAIR	**L_{Aeq} – dB(A):** 74.6 – 91.1
(Price et al, 2001)	Sonómetro 15 RMs entre 0.2 T e 3 T	Durante a duração da sequência em cada equipamento, embora N/E	TurboFLASH	**L_{Aeq} – dB(A):** 82.5 – 118.4
(Lim et al., 2015)	Apenas especifica o equipamento de RM 3 T	120 segundos – 300 segundos	TSE, FLAIR, GE, EPI, GE – MPR, 3D TOF	**L_{Aeq} – dB(A):** 105 – 117 **L_{Cpico} – dB(C):** 115 – 128
(Ravicz et al., 2000)	Sonómetro RM 1.5 T e 3 T	Durante a duração da sequência de RM funcional que N/E	EPI - BOLD (usada em RM funcional)	**L_{Aeq} – dB(A):** 97 – 114 **L_{Cpico} – dB(C):** 123 – 138
(More et al., 2006)	Sonómetro RM 4 T	Durante a duração das sequências que N/E	EPI	**L_{Aeq} – dB(A):** 120 – 130
(Foster et al., 2000)	Sonómetro RM 3 T	Durante a duração das sequências que N/E	EPI	**L_{Aeq} – dB(A):** 122 – 131

*N/E – não especifica

Mcnulty et al. (2009) estudou diferentes sequências em diferentes protocolos de exame, nomeadamente RM crânio-encefálica e RM da coluna lombar. De realçar que este estudo apenas englobou uma diminuta parte de todas as sequências que se podem realizar em cada uma destas regiões anatómicas (Mcnulty et al., 2009). Lim et al. (2015) também verificaram a exposição dos doentes a um protocolo de RM crânio-encefálica padrão (Lim et al., 2015). É bastante importante ter a perceção também da exposição dos doentes ao ruído acústico noutros protocolos de imagem em RM noutras regiões anatómicas que se estudam mais frequentemente em RM.

Pela Tabela 21, verificou-se que os tempos de amostragem de alguns estudos são bastante curtos, sendo na ordem dos segundos em alguns desses trabalhos. Essa metodologia não parece ser a mais correta, na medida em que muitas dessas sequências podem ter cerca de 4 a 5 minutos, ou mais, a serem adquiridas e, por vezes, a maior intensidade de ruído acústico pode ocorrer sensivelmente a meio da sequência e não nos primeiros segundos da aquisição da sequência, não se adquirindo, assim, a verdadeira exposição ao ruído acústico de determinada sequência.

Atualmente, os fabricantes e determinados autores estão mais sensibilizados relativamente ao ruído acústico, desenvolvendo métodos de redução do mesmo. Alibek et al. (2014) desenvolveram uma sequência para estudo crânio-encefálico que permitiu uma redução de 34.3% na intensidade sonora a que o doente estava sujeito, sem prejuízo na qualidade final da imagem, aumentado o conforto dos doentes (Alibek et al., 2014) (figura 71). Já Costagli et al. (2015) demonstraram uma redução de cerca de 35 dB entre uma sequência convencional utilizada em RM crânio-encefálica e uma outra aplicando métodos ativos de engenharia de redução do ruído acústico, em equipamentos de intensidade 7T (Costagli et al., 2015).

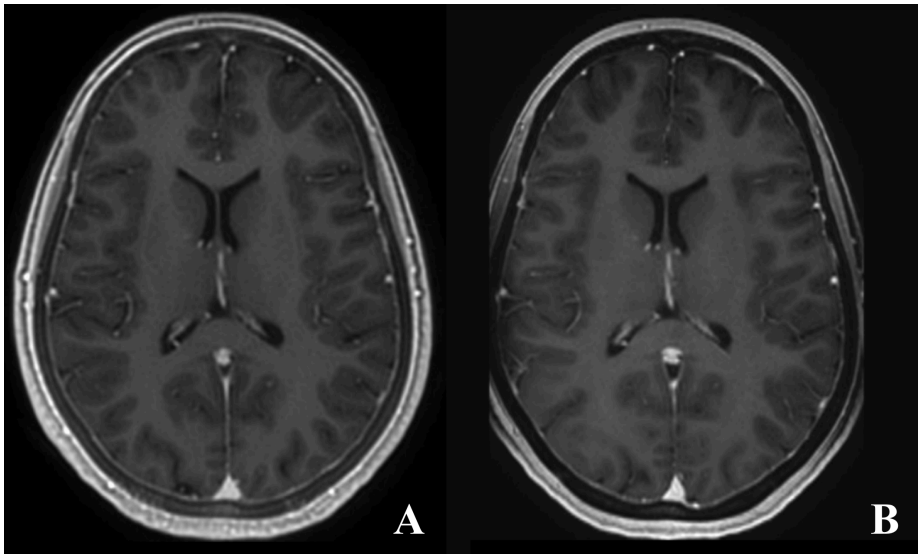


Figura 71 – Cortes axiais entre a sequência "silenciadora" – Silenz Scan (A) e a sequência convencional usada na rotina (B) (Alibek et al., 2014).
De realçar que não existem diferenças significativas ao nível do contraste de imagem entre as duas sequências.

4.3 Materiais e Métodos

Com base na análise dos estudos realizados previamente, o presente estudo adotou uma metodologia diferente daquelas realizadas por outros autores. Em primeiro lugar, foi avaliada a exposição ao ruído acústico nas salas (zona III) onde os Técnicos de RD e outros profissionais de saúde ficam localizados aquando da realização dos exames.

Na segunda parte experimental, optou-se por estudar a exposição ao ruído acústico da maioria das sequências de pulso, e respetivos tempos de aquisição, mais frequentemente realizadas, ao contrário dos estudos anteriores que apenas se focaram numa região anatómica ou sequências específicas.

Foi também utilizada uma metodologia de medição segundo a norma ISO, normalizada pela NP EN ISO 9612:2009, baseando-se na *International Standard* ISO 9612:2009 – *Acoustics – Determination of occupational noise exposure – Engineering Method*, que corresponde à versão portuguesa EN ISO 9612:2009.

Assim, a recolha de dados para o estudo e medição do ruído acústico foi realizada no Departamento de RM do CHUSJ em duas etapas distintas:

1. Recolha nas salas técnicas (zona III), durante a realização das tarefas da normal rotina clínica diária, nas diferentes RM existentes com intensidade de campo magnético de 1.5T e 3T;
2. Recolha nas salas de exames (zona IV) das diferentes sequências utilizadas em diferentes zonas anatómicas, nas duas RM existentes no serviço.

A sala de exames da RM 1.5T (zona IV) tem uma área de 3,4 x 6,2 m^2, sendo que a sala técnica adjacente (zona III) tem uma área de cerca 4,6 x 5,8 m^2. Na sala técnica da RM 1.5T, a porta da sala de exames fica virada diretamente para a sala, sendo que a porta tem uma janela na sua construção e/ou configuração, como visualizado na figura 72.

Quanto à sala de exames da RM 3T (zona IV), esta tem uma área de 4,7 x 7,3 m^2 e a sala técnica desta RM, que fica numa sala devidamente isolada, tem cerca de 2,5 x 3,5 m^2. A porta para a sala de exames fica numa zona externa à sala técnica, não tendo nenhuma janela na sua configuração.

O material utilizado para a blindagem de ambas as salas de exame, segundo dados do fabricante dos equipamentos é o aço inoxidável.

Antes de se descrever os diferentes materiais e métodos de recolha de dados torna-se necessário fazer uma breve descrição dos equipamentos de RM utilizados. No Departamento de RM do CHUSJ existem dois equipamentos diferentes de características e especificações distintas (Tabela 22)*:

- ***Siemens Magnetom Symphony***® de intensidade de campo magnético de 1.5T (figura 72);
- ***Siemens Magnetom Trio***® de intensidade de campo 3T (figura 73).

* Especificidades relacionadas com a distribuição espacial e extensão das linhas de isocampo encontram-se nos Anexo I (equipamento de RM 1.5T) e Anexo II (equipamento de RM 3T).

Tabela 22 - Especificações dos equipamentos de RM utilizados nas recolhas de dados.

	RM 1.5T	**RM 3T**
Intensidade de campo	1.5 T	3 T
Amplitude máxima dos gradientes	30 mT/m	45 mT/m
Amplitude efetiva máxima *	52 mT/m	72 mT/m
Gradientes de Campo (*Slew Rate* máxima)	125 T/m/s	200 T/m/s
***Slew Rate* efetivo máximo ***	216 T/m/s	346 T/m/s
Frequência utilizada (RF)	63.58 MHz	127 MHz
Diâmetro entrada no magnete	60 cm	60 cm
Comprimento do magneto	160 cm	213 cm
***Fringe Field* axial (z) 0.5 mT**	4 m	5.9 m
***Fringe Fields* radial (x, y) 0.5 mT**	2.5 m	3.4 m

*Vetor de potência do gradiente (adição dos vetores dos três gradientes)

Em ambos os equipamentos, as bobinas de gradiente estão localizadas sob a bobina supercondutora de campo estático, das bobinas de *shimming* e dos materiais supercondutores. Todas estas bobinas estão encerradas em vácuo, inclusive as bobinas de gradiente.

Apenas no equipamento de intensidade de campo 3T existe tecnologia que permite, segundo o fabricante, melhorar o isolamento acústico – o *AudioComfort Technology* (Siemens AG, 2007).

Figura 72 - Equipamento RM de intensidade de campo 1.5T utilizado no presente estudo.

Figura 73 – Equipamento RM de intensidade de campo 3T utilizado no presente estudo.

Em ambas as etapas experimentais, e como referido anteriormente, a metodologia de medição da intensidade do ruído acústico seguida no estudo e aconselhada pela legislação foi a que se encontra normalizada pela NP EN ISO 9612:2009, baseando-se na *International Standard* ISO 9612:2009 – *Acoustics – Determination of occupational noise exposure – Engineering Method*, que corresponde à versão portuguesa EN ISO 9612:2009. Esta norma avalia a exposição ao ruído acústico em ambientes de trabalho, possuindo diferentes estratégias de medição: a) segundo determinadas tarefas diárias; b) de acordo com o posto de trabalho (ou atividade); c) dia de trabalho completo (International Organization for Standardization, 2009). Além desta metodologia de medição e avaliação, na primeira etapa experimental, o Serviço de Saúde Ocupacional (SSO) do CHUSJ também seguiu a metodologia da ABNT segundo a NBR10151 para a imposição de níveis de correção para o ruído das salas técnicas, assim como a norma ANSI S12.2.

Desta forma, foi selecionada a estratégia segundo diferentes tarefas, onde se selecionaram, numa primeira etapa, tarefas representativas da rotina clínica diária para medição nas duas salas técnicas de trabalho (zona III). Numa segunda etapa, selecionaram-se vários tipos de sequências a que os profissionais de saúde e os doentes estão sujeitos e expostos diariamente em protocolos de exame distintos, tendo estes sido selecionados de acordo com o maior número de exames realizados na unidade. Para se saber quais os exames realizados com maior frequência, recorreu-se à aplicação informática disponível no Departamento de RM do CHUSJ, o Siima®.

Segundo a estratégia supracitada da primeira etapa, um dia nominal foi dividido em tarefas, tendo as mesmas de ser repetidas ao longo de um dia normal de trabalho. A duração de cada medição foi o

suficiente para representar o nível de exposição sonoro equivalente de cada tarefa, sendo de, pelo menos, 5 minutos, segundo a norma ISO usada (International Standard for Standardization, 2009). Por forma, a ser reprodutível, cada tarefa e/ou sequência de RM foi medida três vezes. Caso houvesse um desvio≥3dB entre as medições de cada tarefa, ter-se-ia de efetuar mais três medições dessa mesma tarefa da mesma forma. Esta última é uma norma aplicada pelo SSO do CHUSJ.

Para medição dos níveis de ruído acústico foi utilizado um sonómetro Brüel & Kjær®, modelo 2250 (figura 74), classe de exatidão I, devidamente calibrado, homologado e conforme (documento da respetiva calibração no Anexo III da secção de Anexos) pelo Instituto Português de Qualidade.

Figura 74 – Sonómetro Brüel & Kjær®, modelo 2250, usado para as medições.

Antes e após todas as medições foi feita uma verificação com um calibrador portátil, onde a obtenção de um valor abaixo 0.5 dB determina a aceitação dos resultados (Matos et al., 2011).

Foram avaliados os seguintes parâmetros de ruído acústico: i) nível sonoro contínuo equivalente (L_{eq}), dado pela equação 11, expresso em dB(A); ii) exposição pessoal diária ao ruído ($L_{Ex,8h}$), dada pela equação 12, expresso em dB(A); iii) nível de pressão sonora de pico (L_{Cpico}), dado pela equação 13, expresso em dB(C).

4.3.1 Primeira etapa experimental

Nesta etapa foram escolhidas tarefas que englobassem a rotina clínica diária de uma sala técnica de RM, onde estivessem incluídas diferentes tarefas, como:

- Realização dos exames na consola de trabalho;
- Preparação dos materiais e medicações necessários para a realização dos exames;
- Normal fluxo de trabalho dos profissionais, nomeadamente atendimento dos doentes, passagem dos doentes e profissionais de saúde nas salas técnicas, atendimento telefónico, entre outras tarefas.

Foi medida a exposição a todas as fontes de ruído acústico nas duas salas técnicas, de modo a que se obtivesse uma perspetiva de todos os fatores que influíram na exposição ao ruído acústico. Foram selecionadas três localizações distintas onde todas as tarefas representativas, acima identificadas, eram executadas, sendo essas as posições de colocação do sonómetro e respetivo microfone, como ilustrado nas figuras 75 e 76, representando a RM 1.5T e a RM 3T, respetivamente.

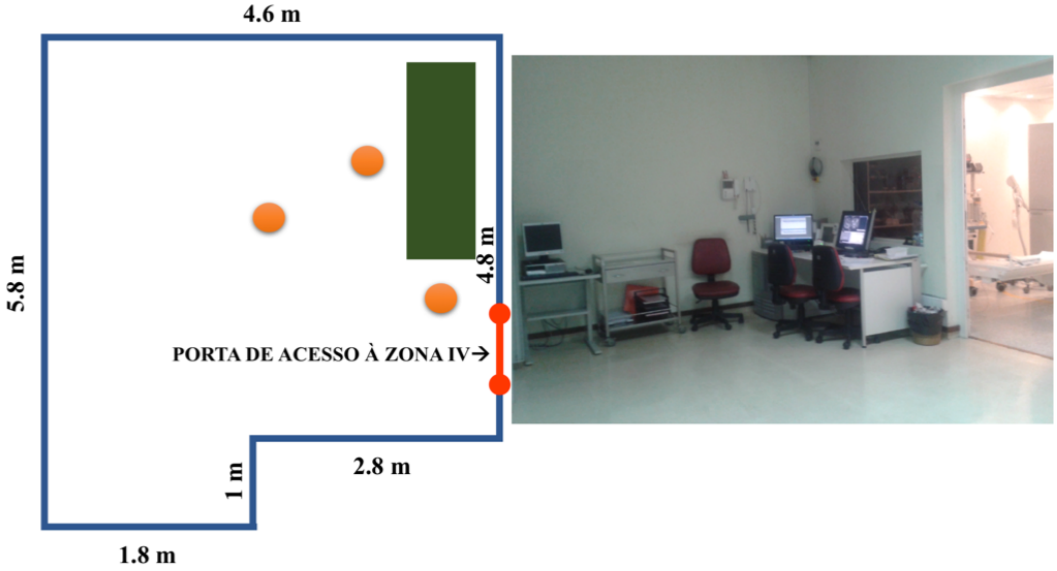


Figura 75 - Localizações onde foram medidas as intensidades ao ruído acústico na sala técnica da RM de 1.5T. As bolas laranjas indicam as diferentes posições do sonómetro para as medições.

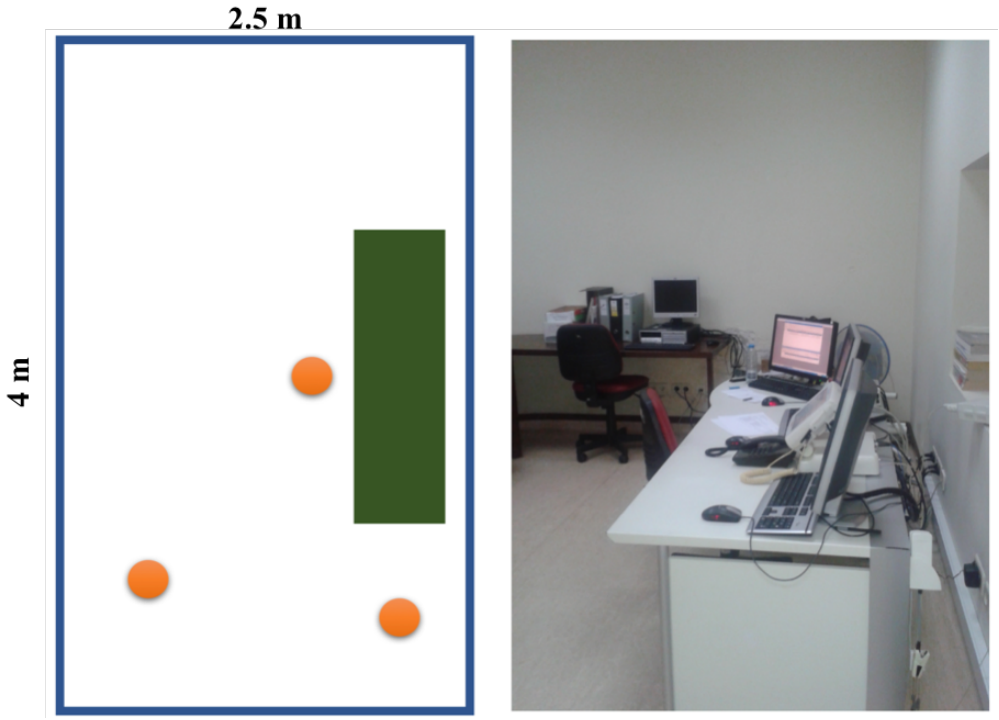


Figura 76 - Localizações onde foram medidas as intensidades ao ruído acústico na sala técnica da RM de 3T. As bolas laranjas indicam as diferentes posições do sonómetro para as medições.

4.3.2 Segunda etapa experimental

Antes de se realizarem as medições relativas à intensidade sonora gerada pelas diferentes sequências utilizadas nos vários protocolos existentes nas diversas regiões anatómicas, foi realizada uma pesquisa, por forma a se ter a perceção de quais os exames eram mais realizados, por região anatómica, no Departamento de RM do CHUSJ, através da aplicação informática em uso, o Siima®. Deste modo, foi feita uma pesquisa retrospetiva a partir do ano de 2012.

Após análise aos registos dos mais realizados no CHUSJ, foram escolhidas as sequências usadas em cada uma das quatro regiões anatómicas selecionadas e mais examinadas na referida unidade hospitalar, para medição no interior da sala de exames (zona IV). Deste modo, passou-se à medição e recolha de dados relativos a essas sequências em ambos os equipamentos.

Posteriormente, foram recolhidos outros dados, modificando determinados parâmetros nas sequências de imagem dos dois protocolos de exame mais realizados na instituição, nomeadamente nas regiões crânio-encefálica e coluna vertebral. Os parâmetros alterados foram apenas:

- Redução da espessura de corte de 5mm para 3mm em sequências do protocolo crânio-encefálico;
- Alteração dos planos de corte de axial para coronal e de axial para sagital em sequências do protocolo de exame crânio-encefálico;
- Adição de um pulso "extra" de saturação de gordura em sequências ponderadas em T1 e T2 dos protocolos de exame crânio-encefálico e coluna vertebral.

Ainda a realçar que foram calculadas percentagens de redução da pressão sonora entre:

- Os dois equipamentos em todas as sequências de cada região anatómica;
- As sequências escolhidas para realizar a análise da introdução do pulso de saturação de gordura;
- As sequências escolhidas para realizar a análise da redução da espessura de corte;
- As sequências escolhidas para alteração do plano de corte.

A percentagem de redução de pressão sonora foi feita seguindo os seguintes passos:

a) Converteram-se os valores da pressão sonora contínua equivalente da unidade dB para a unidade de pressão sonora, Pascal, através da equação (10), apresentada anteriormente;

b) A partir desses valores de pressão sonora (em Pa), calculou-se a percentagem de pressão sonora de onde se auferia o valor mais baixo, tomando o valor mais elevado como estando a exposto a 100% da pressão sonora, através da equação (15):

$$\%\ \boldsymbol{de\ pressão\ sonora\ mais\ baixa} = \frac{\boldsymbol{Pmais\ baixo} \times \mathbf{100}}{\boldsymbol{P\ mais\ elevado}} \qquad \textbf{(15)}$$

c) A partir do valor obtido pela equação (15), foi realizada a subtração entre a percentagem do ponto mais elevado, considerado 100%, e a percentagem do ponto mais baixo, pela equação (16):

$$\%\ \boldsymbol{Redução\ Pressão\ Sonora} = \mathbf{100\%} - \%\ \boldsymbol{Pressão\ Sonora\ mais\ baixa} \qquad \textbf{(16)}$$

Quanto à localização do sonómetro para estas medições e, uma vez que o sonómetro possuía componentes eletrónicos e metálicos não compatíveis com o equipamento de RM, optou-se pelo sonómetro ficar fora da sala de exames, sendo justaposto à porta de entrada, permanecendo esta fechada ou, no máximo, encostada, estando o equipamento de medição conectado a um cabo coaxial extensível ao microfone. Tanto o cabo, como o microfone eram compatíveis com a sua utilização em ambientes de RM, sendo o microfone condicionado por materiais metálicos e elétricos envolventes do sistema. Assim, este foi posicionado mais afastado do equipamento, na extremidade distal da mesa de exames em ambos os equipamentos, evitando-se, possíveis incidentes e danos ao microfone, como ilustrado na figura 77.

Por forma, a simular a presença de um doente no interior do equipamento e para se conseguir a realização das sequências, colocou-se um fantoma antropomórfico no interior das diferentes bobinas de RF, usado, normalmente, para avaliar a qualidade de imagem e desempenho dos equipamentos.

Todos os dados foram analisados, posteriormente, pelo *software* computacional "Programa Multifuncional para Analisadores de Ruído BZ 5503", versão 3.0.0.22 (ver figura 78).

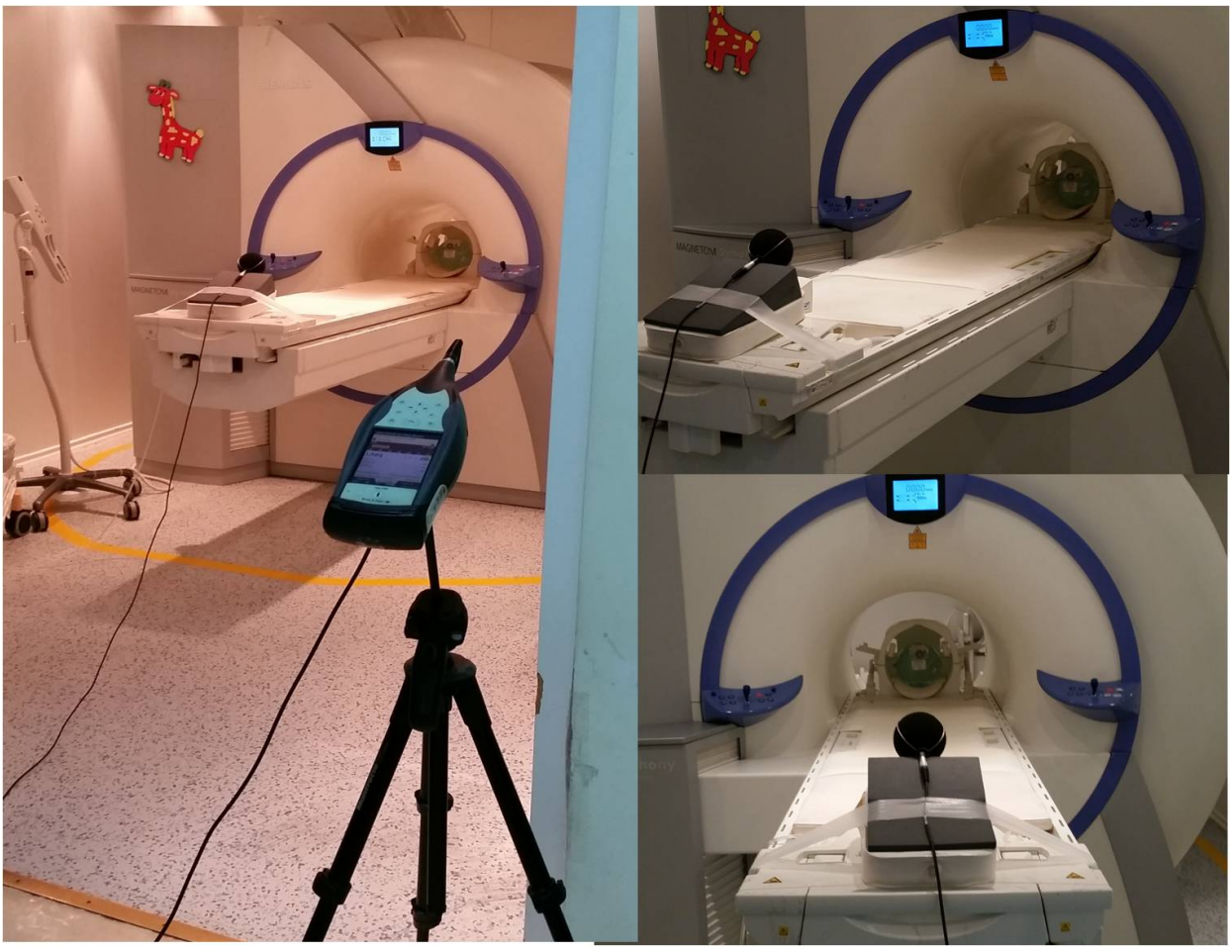


Figura 77 - Posicionamento do sonómetro e respetivo microfone conectados por um cabo extensível compatível com RM.

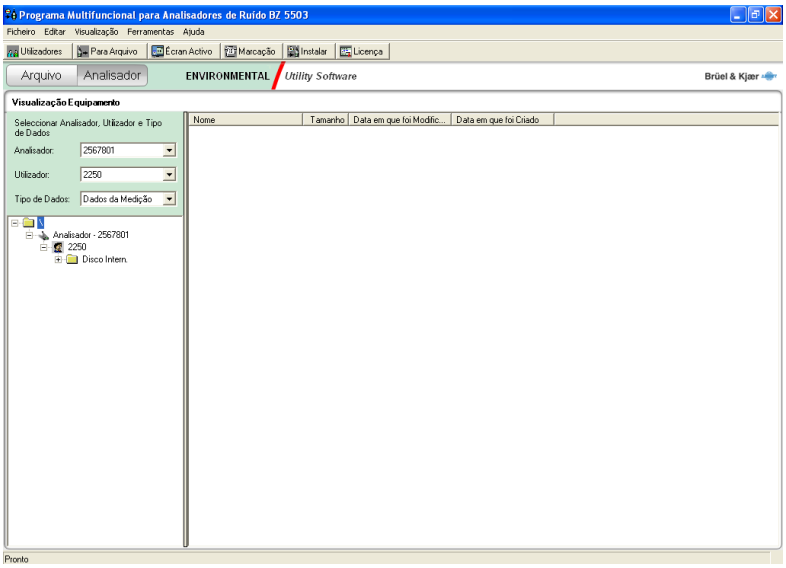


Figura 78 – *Layout* do programa Multifuncional para Analisadores de Ruído BZ 5503, versão 3.0.0.22.

Por fim, foram analisados dois aspetos relacionados com a qualidade de imagem final em RM, como é o caso da RSR e RCR, por forma a avaliar se a alteração de alguns parâmetros relacionados com a qualidade de imagem em RM afetariam tanto a RSR, como a RCR, confrontando-os com os valores obtidos para o ruído acústico, nomeadamente o nível sonoro contínuo equivalente e a exposição pessoal diária ao ruído.

Os parâmetros modificados nas sequências de imagem do protocolo habitual de RM crânio-encefálica foram: número de excitações (NEX), matriz de imagem e espessura de corte. Para esta análise também foi usado um fantoma antropomórfico a simular a região anatómica em questão de um doente, como mostra a figura 79.

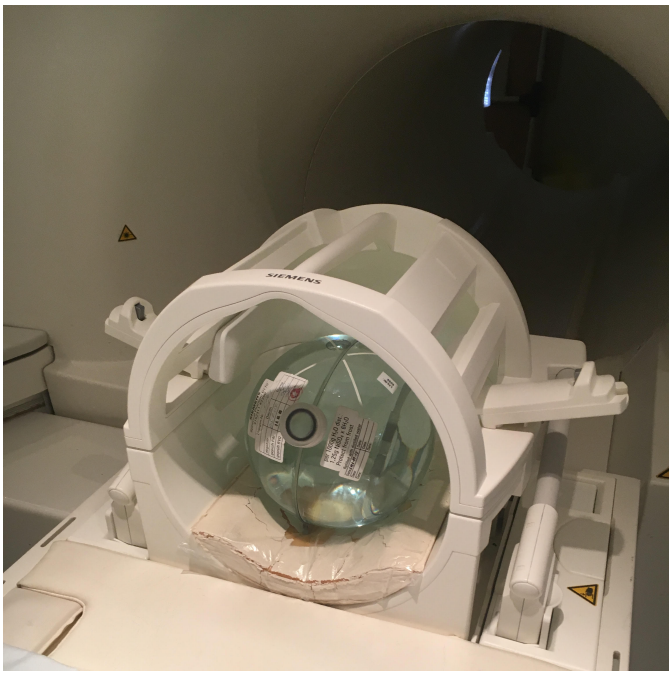


Figura 79 – Utilização de um fantoma antropomórfico no estudo.

Atualmente, existem vários métodos de cálculo da RSR nas imagens de RM. No entanto, foi selecionado o método usado pela ACR para avaliação da RSR numa imagem única (*single-image SNR method*). Desta forma, tiveram de ser seguidos os seguintes passos (Price et al., 2015):

1. Criar uma região de interesse circular (comummente denominada de ROI – *region of interest*) que cubra no mínimo 75% da área do corte do fantoma (figura 80A). Através do ROI, temos a média da intensidade de sinal que irá interessar para os cálculos;
2. Em seguida, colocar um ou mais ROI (retangular) na área de fundo, onde está localizado o "ar", evitando áreas que estejam na direção da codificação de fase, para se evitar ao máximo a existência de artefactos, que possam interferir nos cálculos. Para a colocação destes ROI, é necessário ajustar o contraste de imagem por forma a visualizar-se corretamente o ruído da imagem (figura 80B);
3. Dessa forma, temos as diferentes médias de intensidade de sinal dos ROI colocados, assim como os respetivos desvios padrão, para a avaliação da RSR (figura 80C).

De modo a se obter medidas com acuidade e, segundo as normas do ACR, dever-se-á ter em cada ROI pelo menos 1000 pixéis.

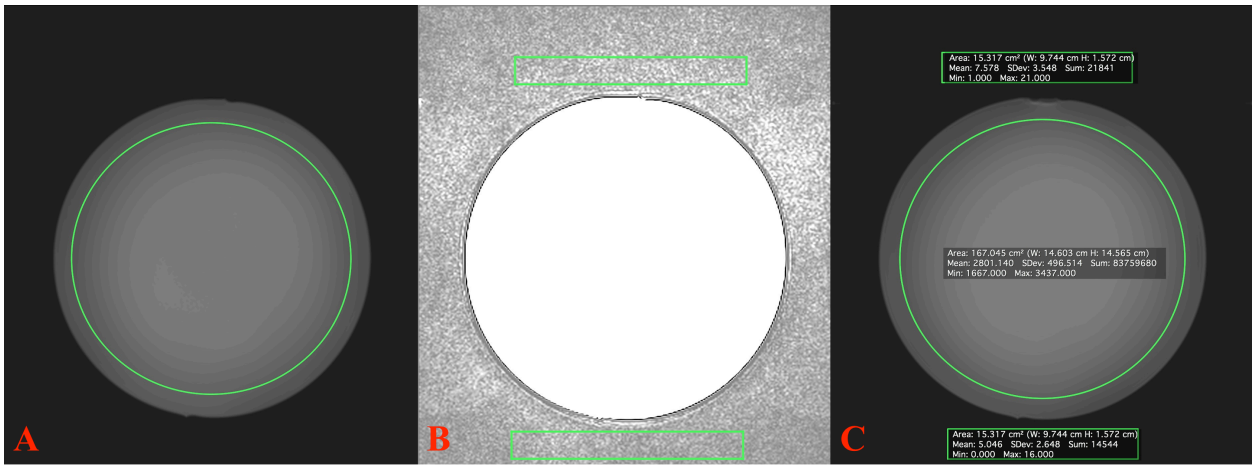


Figura 80 -Diferentes passos para cálculo da RSR em RM, segundo as normas do ACR. A – Colocação do ROI cobrindo, no mínimo 75% da área do fantoma no corte. B – Colocação da imagem com contraste adequado de forma a se visualizar o ruído da imagem e, desse modo, colocar os ROI adequados para medição da sua intensidade de sinal. C – Diferentes intensidades de sinal e respetivos desvios padrão nos diferentes ROI colocados para medição.

A partir dos valores encontrados, foi calculada da RSR para cada sequência usada nesta etapa para a RM CE, partindo da sequência utilizada na rotina, alterando três parâmetros que afetam a RSR: NEX, matriz de imagem e espessura de corte.

Como nos equipamentos utilizados se usaram bobinas de RF denominadas de arranjo de fase ou de sinergia, teve se ter em conta o número de canais da mesma, por forma a se encontrar o fator de correção (FC). Na RM de 1.5T, o número de canais da bobina de cabeça é de seis e na RM 3T são oito. Sendo assim, e de acordo com a Tabela 23, foi aplicado o FC 0.70 (Aldokhail, 2017).

Tabela 23 – Fatores de correção usados para cálculo da RSR, tendo em conta o número de canais das bobinas de RF (Aldokhail, 2017).

NÚMERO DE CANAIS / ELEMENTOS	2	3	4-20	21-256
FATOR DE CORREÇÃO	0.68	0.69	0.70	0.71

A RSR foi, então, calculada através da equação (17) (Aldokhail, 2017; Price et al., 2015):

$$\boldsymbol{RSR = FC \times \frac{\bar{S}}{DP\ "ar"}} \qquad \textbf{(17)}$$

Onde:

- FC é o fator de correção (ver Tabela 23);
- $\bar{S}$ é a média da intensidade de sinal no fantoma;
- $DP\ "ar"$ é a combinação dos desvios padrão usados para medição do ruído do ar = $\sqrt{(DP_1+DP_2)}/2$.

Para cálculo da RCR foram tomados os seguintes passos (ver figura 81) (Magnotta et al., 2006):

1. Colocação de um ROI de cerca de 3 cm^2 na área do fantoma com maior intensidade de sinal e um outro na área com menor intensidade de sinal, ajustando o contraste da imagem;
2. Colocação de um outro ROI fora da área do fantoma, por forma a se obter os valores de intensidade média de sinal e desvio padrão relativos ao "ar".

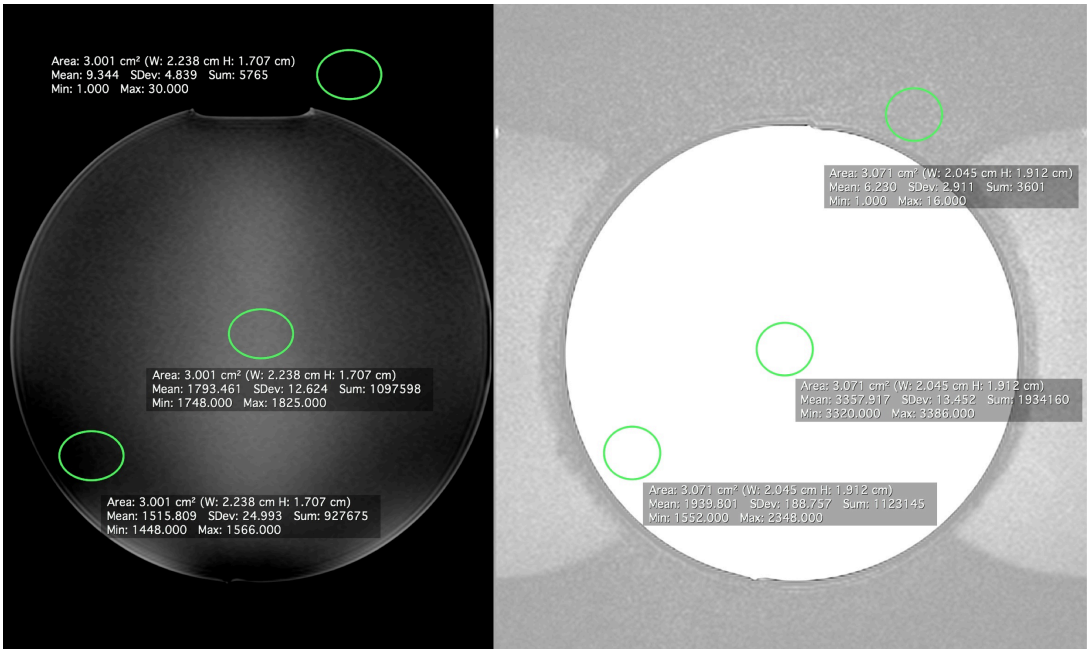


Figura 81 – Colocações dos ROI para cálculo da RCR em RM.

O cálculo da RCR foi feito utilizando a equação (18):

$$\boldsymbol{RCR = \frac{\bar{x}\ IS\ maior\ brilho - \bar{x}\ IS\ menor\ brilho}{DP\ "ar"}} \qquad \textbf{(18)}$$

Por fim e para a análise dos dados recolhidos, foram aplicadas técnicas de estatística descritiva e inferencial. Para análise estatística foi utilizado o programa SPSS 24®. Quanto aos diferentes testes estatísticos realizados, estes foram: testes paramétricos (*t-test*) para amostras onde o n ≥ 30 e os testes não

paramétricos de Mann-Whitney para n<30. Por forma, a verificar a existência de diferenças estatisticamente significativas, teve-se como referência o valor de $\rho < 0.05$.

Também foram realizados gráficos *boxplot* ou caixa-e-fio, de modo a se observar a distribuição dos dados, indicando também a mediana e permitindo inferir sobre a simetria da distribuição. Este gráfico é formado pelo primeiro (Q1) e terceiro quartil (Q3) e pela mediana (Q2), sendo estes quartis representados num quadrado e/ou retângulo, sendo a linha central a mediana. De ambos os lados superior e inferior do retângulo estendem-se linhas verticais superior e inferior. Do lado superior, correspondente ao Q3 estende-se uma linha, terminando numa linha horizontal, correspondendo ao limite superior dos dados (valor máximo). Do lado inferior, correspondendo ao Q1, estende-se uma linha que termina numa linha horizontal, correspondendo ao limite inferior dos dados (valor mínimo). Este gráfico representa medidas de tendência central, podendo também observar-se se existe alguma assimetria nos dados* (Pinto, 2012). O tamanho da caixa indica a variabilidade dos resultados, sendo tanto maior, quanto o tamanho da caixa. Com este gráfico pode-se concluir, então, sobre a simetria ou assimetria dos dados, onde:

- Mediana situada no centro do retângulo dos dados: distribuição simétrica;
- Mediana próxima do Q1: dados positivamente assimétricos;
- Mediana próximo de Q3: dados negativamente assimétricos.

Ainda foram realizados gráficos de barras, por forma a demonstrar as diferentes intensidades de ruído acústico a que os doentes estão sujeitos em variados protocolos de exame em RM, nomeadamente na RM crânio-encefálica, coluna vertebral e abdominal.

Também foram elaborados gráficos de correlação e dispersão. O grau de correlação (R) foi analisado da seguinte forma (Asuero, et al. 2006; Zou et al. 2003):

- 0.90 a 1.00 – correlação muito elevada;
- 0.70 a 0.89 – correlação elevada;
- 0.50 a 0.69 – correlação moderada;
- 0.30 a 0.49 – correlação baixa ou fraca;
- 0.00 a 0.29 – correlação muito baixa ou muito fraca ou quase nula.

Ainda foram obtidos esquemas de acordo com a intensidade de ruído acústico produzida nos equipamentos ao longo do tempo de aquisição das mesmas, através da aplicação móvel *Decibel X – dBA Noise Meter*®, versão 7.0.0. Foi efetuada esta análise, por forma a se poder classificar o tipo de ruído para cada tipo de sequência.

* Qualquer valor abaixo ou acima destas linhas horizontais superior ou inferior deve ser considerado um potencial *outlier*. Este é importante, na medida em que pode ajudar na deteção de possíveis erros.

4.4 Resultados

Uma vez que a recolha de dados relativos ao estudo do ruído acústico em RM foi adquirida em duas etapas distintas, os resultados serão apresentados em duas partes distintas.

4.4.1 Ruído Acústico nas duas salas técnicas (zona III)

Nas duas salas técnicas existem sensivelmente as mesmas fontes de ruído sendo que, na perceção e opinião dos profissionais de saúde que trabalham na unidade, a RM de 1.5T tinha como principal fonte de ruído o próprio equipamento de RM, enquanto que na sala técnica relacionada com a RM de 3T, verificou-se que o sistema de ventilação era a principal fonte incomodativa de ruído (figura 82).

Figura 82 - Diferentes fontes de emissão de ruído acústico nas duas salas técnicas.
O equipamento de RM, os alarmes dos mesmos (bolas vermelhas), os telefones (bolas amarelas), sistemas de ventilação (seta vermelha) e os aparelhos de rádio (seta amarela), assim como a circulação de pessoas e sua comunicação, são as principais fontes de emissão de ruído acústico zona III.

Depois de identificadas as fontes principais de ruído nas salas técnicas, realizaram-se duas medições em cada uma das salas:

I. **<u>Sala Técnica 1 (RM 1.5T):</u>**
   a. Condições normais de trabalho, com todas as fontes emissoras de ruído acústico (equipamento de RM e outras) (n=6*);

* Foram realizadas 6 medições no equipamento RM 1.5T, pois, segundo referido nos métodos, caso houvesse um desvio ≥ 3 dB entre as medições de cada tarefa, ter-se-ia de efetuar mais três medições dessa mesma tarefa, como foi o caso.

b. Apenas o funcionamento do equipamento de RM, sem outras fontes emissoras (n=3).

II. <u>Sala Técnica 2 (RM 3T):</u>

a. Condições normais de trabalho, com todas as fontes emissoras de ruído acústico (equipamento de RM e sistema de ventilação e outras) (n=3);
b. Apenas funcionamento do equipamento de RM, tendo atenção ao sistema de ventilação que não poderia estar em funcionamento (n=3).

A primeira análise será feita para os valores do nível sonoro contínuo equivalente (L_{Aeq}) para as duas salas técnicas, nas diferentes medições, como visualizado na Tabela 24.

Tabela 24 – Valores máximos, média e desvio padrão de L_{Aeq} nas duas salas técnicas, somando todas as medições.

Sala Técnica	N	Valor Máximo L_{Aeq} dB(A)	Média L_{Aeq} dB(A)	Desvio Padrão
RM 1.5T	9	61.0	58.7*	± 2.2
RM 3T	6	62.8	56.8*	± 5.3

*Valor ρ = 0.814; N = número de medições realizadas.

Através da Tabela 24, verificou-se que foram recolhidas 9 amostras na RM 1.5T e 6 na RM 3T. O valor médio do nível de L_{Aeq} na RM 1.5T é de 58.7 dB(A) (± 2.2), enquanto que o valor médio obtido para a RM de 3T foi de 56.8 dB(A) (± 5.3). Não se encontraram diferenças estatisticamente significativas no parâmetro avaliado, entre os dois equipamentos.

Em seguida, os resultados da Tabela 24 serão apresentados sob a forma de gráfico *boxplot*. Observando o gráfico da figura 83, para os valores de nível sonoro contínuo equivalente, expresso em dB(A), verificou-se que a mediana para a RM 1.5T é maior relativamente à medida na RM 3T. Na RM 1.5T, a mediana encontra-se ligeiramente acima do centro da caixa, ou seja, mais próxima do Q3, enquanto que na RM 3T a mediana encontra-se praticamente no centro, indicando, nesta última RM, uma distribuição mais simétrica. Os valores máximos de ambos os equipamentos são similares, sendo que na RM 3T é ligeiramente maior. Quanto ao valor mínimo, este também é menor na RM 3T, comparativamente ao valor mínimo da RM 1.5T. Com base no gráfico, existe uma maior variabilidade de resultados na RM 3T. Não se encontram valores potencialmente *outliers* em nenhum dos equipamentos.

Separando as medições em ambos os equipamentos, pode-se obter a média do nível sonoro contínuo equivalente para as normais condições de trabalho e aquando do funcionamento de apenas as principais fontes emissoras de ruído acústico.

Ainda no âmbito do ruído interior, aos valores de L_{Aeq} foi aplicado um fator de correção para os níveis de ruído interior (L_C), sendo determinado com um acréscimo de 5 dB, segundo a NBR da ABNT 10151 aplicado a ruídos estacionários, mas com determinados picos impulsivos ou de impacto (ver Tabela 25).

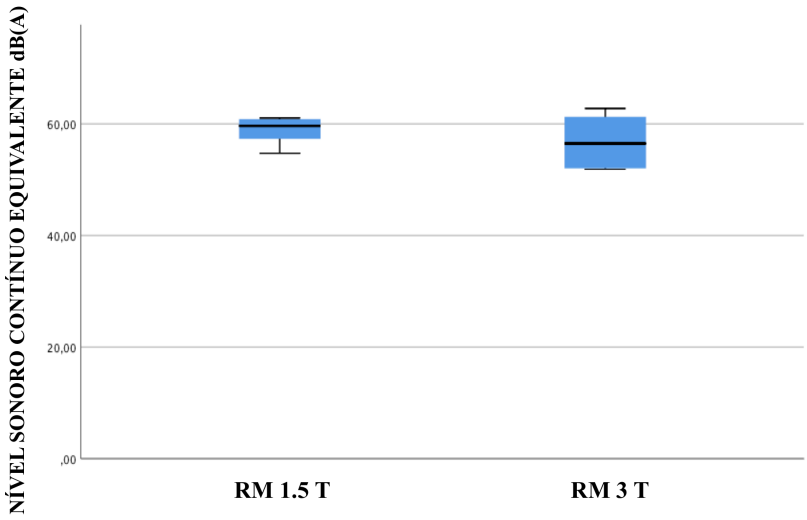


Figura 83 – Gráfico *boxplot* para os valores de nível sonoro contínuo equivalente nas duas salas técnicas de RM.

Analisando os dados da Tabela 25, verificou-se que aquando de condições normais de trabalho, os valores de intensidade de ruído medido são superiores, comparando os dados apenas das fontes principais emissoras de ruído acústico.

Tabela 25 – Valores da média de L_{Aeq} nas duas salas técnicas, diferenciando o tipo de medição: normais condições de trabalho e apenas as principais fontes emissoras em funcionamento.

Sala Técnica	Condição	N	Média L_{Aeq} dB(A)	L_C (+ 5dB(A))
RM 1.5 T	**Normais condições de trabalho**	6	60	65
	Apenas principais fontes emissoras	3	56.4	61.4
RM 3 T	**Normais condições de trabalho**	3	61.7	66.7
	Apenas principais fontes emissoras	3	52	57

De seguida, passou-se para a análise dos valores L_{Cpico} obtidos, conforme demonstrada na Tabela 26.

Tabela 26 – Valores máximos, da média e desvio padrão de L_{Cpico} nas duas salas técnicas, somando todas as medições.

Sala Técnica	N	Valor Máximo dB(C)	Média dB(C)	Desvio Padrão
RM 1.5 T	9	90.2	85.9 *	± 3.4
RM 3 T	6	97.8	91.2 *	± 4.6

*Valor $\rho = 0.045$, portanto $\rho < 0.05$; N = número de medições realizadas.

Através da Tabela 26, verifica-que o valor médio de L_{Cpico} para a RM de 1.5T foi de 85.9 dB(C) (± 3.4), enquanto que o valor medido na RM 3T foi de 91.2 dB(C) (± 4.6), existindo diferenças estatisticamente significativas entre os dois equipamentos ($\rho < 0.05$).

Observando o gráfico *boxplot* da figura 84, verificou-se que a mediana para a RM 1.5T é inferior relativamente à medida na RM 3T. Na RM 1.5T, a mediana encontra-se mais próxima do Q3, enquanto que na RM 3T a mediana encontra-se praticamente no centro, indicando uma distribuição mais simétrica dos dados na RM 3T. Os valores extremos mínimo e máximo encontrados são mais elevados na RM 3T, comparativamente aos valores medidos para a RM de 1.5T. Existe uma maior variabilidade de resultados na RM 3T. Em ambos as salas técnicas, não existem valores considerados *outliers*.

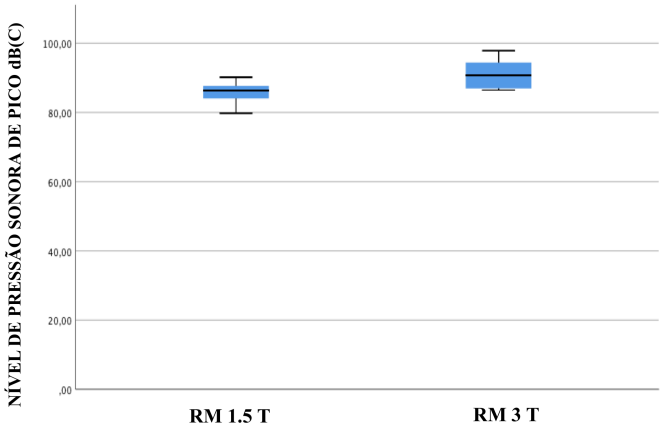


Figura 84 - Gráfico *boxplot* para os valores de L_{Cpico} nas duas salas técnicas de RM.

Ainda foi possível determinar, os valores de exposição pessoal diária ao ruído - $L_{Ex,8h}$, nomeadamente para os Técnicos de RD que estão continuamente expostos ao ruído acústico das diferentes fontes emissoras, durante os seus turnos, nas respetivas salas técnicas (Tabela 27).

Tabela 27 – Valores de $L_{EX,8h}$ para todas as fontes emissoras nas duas salas técnicas.

Sala Técnica	$L_{EX,8h}$ dB(A)
RM 1.5 T	55.9
RM 3 T	57.5

Na RM 3T, o valor a que o profissional está sujeito é ligeiramente superior ao da RM 1.5T (cerca de 1.6 dB(A)), não existindo diferenças estatisticamente significativas entre as duas salas técnicas. No entanto, verificou-se um aumento de cerca de 20% no nível de pressão sonora quando se passa da sala técnica da RM 1.5T para a sala técnica da RM 3T.

4.4.2 Ruído Acústico das diferentes sequências utilizadas em RM (Zona IV)

Nesta fase da investigação, a primeira tarefa foi pesquisar e recolher os dados relativos ao número e percentagem de exames de RM realizados por área ou região anatómica no CHUSJ em diferentes anos civis (2012-2016), para posterior seleção das sequências utilizadas nos diferentes protocolos de aquisição para as áreas anatómicas mais examinadas (ver figura 85).

Analisando o gráfico da figura 85, os exames mais frequentemente realizados no departamento de RM do CHUSJ, dos anos 2012 a 2016, são referentes a dois exames da modalidade de NR e a dois da modalidade da RD, a citar:

- RM crânio-encefálica (NR): 28%, correspondendo a 16002 exames;
- RM da coluna vertebral (NR): 19%, correspondendo a 10804 exames;
- RM abdominal (RD): 16%, correspondendo a 9376 exames;
- RM do joelho (osteoarticular) (RD): 6%, correspondendo a 3508 exames.

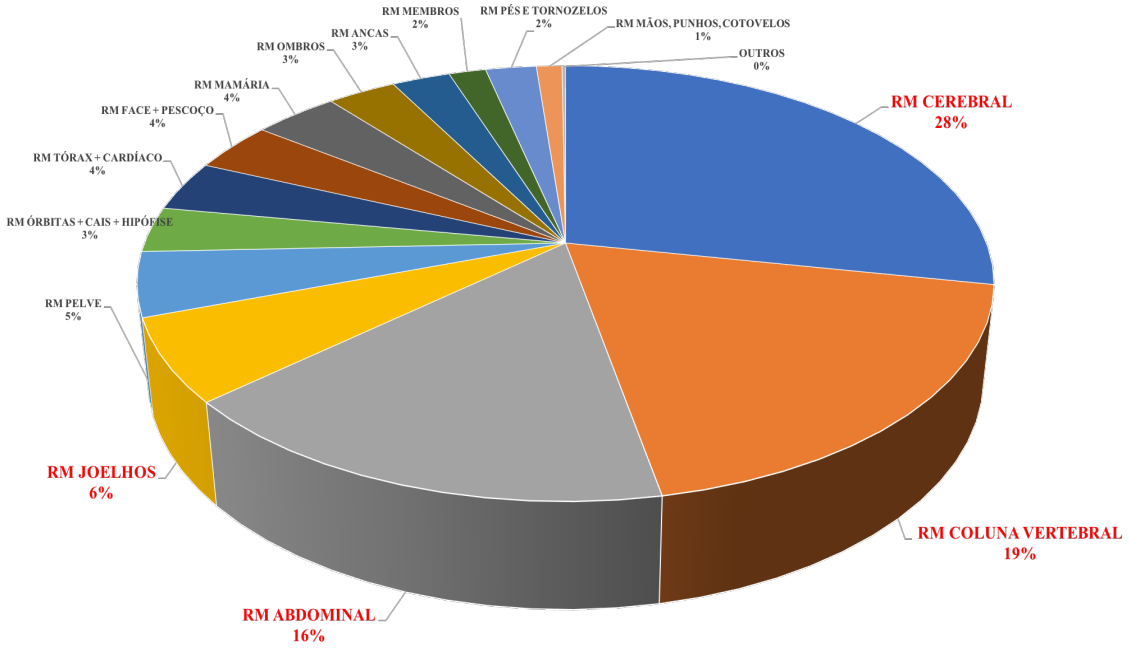


Figura 85 – Percentagem do número de exames por área ou região anatómica no departamento de RM do CHUSJ (2012-2016) (Departamento de Radiologia CHSJ, 2019).

Deste modo, foram selecionadas as sequências e ponderações mais utilizadas na maioria dos protocolos usados para diferentes patologias nas diferentes regiões anatómicas supracitadas.

As Tabelas 28, 29, 30 e 31 apresentam os protocolos para as regiões abdominal, crânio-encefálico, coluna vertebral e joelho, mostrando as diferentes sequências realizadas para cada área anatómica, assim como o tipo de sequência, se é bidimensional ou tridimensional, o tempo de aquisição (em horas - h) e outras observações pertinentes para o estudo, tais como se foram testadas com pulsos "extra" de saturação de gordura, mudanças de planos de corte e espessura de corte.

Tabela 28 – Sequências realizadas na região abdominal.

Nome da Sequência	Tipo de Sequência	Dimensão	Tempo da Sequência (h) RM1 / RM2	Observações
T1 localizador 3 planos	GE	2D	0.003 / 0.003	---
T1 Axial IN/OUT	GE	2D	0.008 / 0.003	Adquirida em apneia respiratória (AR) ou com uso de *trigger* respiratório
Difusão Axial	EPI	2D	0.043 / 0.041	Adquirida tanto em AR ou com uso de *trigger* respiratório
T1 VIBE Axial	GE	3D	0.004 / 0.003	Adquirida 5 vezes num exame normal
T2 HASTE Axial	SE	2D	0.013 / 0.017	Adquirida em AR
T2 TRUFI Axial	GE	2D	0.004 / 0.023	Adquirida em AR
T2 TSE Axial	SE	2D	0.010 / 0.008	Adquirida em AR
T2 3D Colangio	SE	3D	0.078 / 0.053	Adquirida em respiração livre
T1 FLASH	GE	3D	0.011 / 0.007	Quando realizada, adquirida 3 vezes
T1 TSE Axial	SE	2D	0.009 / ---	Adquirida em AR
T2 HASTE Coronal	SE	2D	0.011 / 0.017	Adquirida em AR

*Foram excluídas da análise as sequências T1 FLASH 2D da RM 3T, pois não faz parte do protocolo padrão.

Tabela 29 - Sequências utilizadas na região crânio-encefálica.

Nome da Sequência	Tipo de Sequência	Dimensão	Tempo da Sequência (h) RM1 / RM2	Observações
T1 localizador 3 planos	GE	2D	0.003 / 0.015	---
T2 HASTE Localizador	SE	2D	0.006 / 0.003	---
T1 SE Axial	SE	2D	0.043 / 0.043	Testada com pulso "extra" de saturação de gordura, mudança de plano de corte e espessura de corte
T2 FLAIR Axial	IR	2D	0.058 / 0.041	Testada com mudança de plano de corte e espessura de corte
T2 TSE Axial	SE	2D	0.037 / 0.025	Testada com pulso "extra" de saturação de gordura, mudança de plano de corte e espessura de corte
T2 GE Axial	GE	2D	0.042 / 0.026	Testada com mudança de plano de corte e espessura de corte
Difusão Axial	EPI	2D	0.021 / 0.017	---
T1 IR Axial	IR	2D	0.059 / 0.055	Testada com mudança de plano de corte e espessura de corte
TOF 3D Axial	GE	3D	0.154 / 0.207	---
TOF 2D Coronal	GE	3D	0.103 / 0.052	---
DP + T2 TSE Axial	SE	2D	0.038 / 0.071	---
Perfusão Axial	EPI	2D	0.023 / 0.035	---
T1 MPRAGE Axial	GE	3D	0.085 / 0.076	---
T2 FLAIR Axial	IR	3D	0.092 / 0.105	---
STIR Axial	IR	2D	0.054 / 0.087	---
T2 CISS Axial	SE	3D	0.091 / 0.104	Na RM 2, repetiram-se 3 medições, contando 6 medições para a amostra
T2 Axial estudo funcional	EPI	2D	--- / 0.051	Apenas realizada na RM 3T
Espetroscopia	SE	2D	0.053 / 0.041 e 0.109	Na RM 2 são realizadas duas técnicas de espetroscopia

*Foram excluídas da análise as sequências T2 BLADE axial, *Phase Contrast* (PC) 2D e T2 TSE volumétrico na RM 1.5T, ou não fazem parte dos protocolos de rotina. Na RM 3T, foram excluídas as sequências PC 2D.

Tabela 30 – Sequências realizadas na região da coluna vertebral.

Nome da Sequência	Tipo de Sequência	Dimensão	Tempo da Sequência (h) RM1 / RM2	Observações
Localizador 3 planos	GE	2D	0.002 / 0.003	---
T2 TSE Sagital	SE	2D	0.041 / 0.041	Testada com pulso "extra" de saturação de gordura
T1 TSE Sagital	SE	2D	0.051 / 0.092	Testada com pulso "extra" de saturação de gordura
STIR Sagital	IR	2D	0.053 / 0.076	---
T2 GE Axial	GE	2D	0.069 / 0.055	---
T1 TSE Axial	SE	2D	0.040 / 0.071	Testada com pulso "extra" de saturação de gordura
Difusão	EPI	2D	0.036 / 0.036	---
T2 TSE Axial	SE	2D	0.041 / 0.052	---

Tabela 31 – Sequências utilizadas nas extremidades, nomeadamente no joelho.

Nome da Sequência	Tipo de Sequência	Dimensão	Tempo da Sequência (h) RM1 / RM2	Observações
Localizador 3 planos	GE	2D	0.003 / 0.002	---
DP TSE Axial	SE	2D	0.038 / 0.058	---
T1 SE Axial	SE	2D	0.056 / 0.055	---
T2 GE Axial	GE	2D	0.054 / 0.069	---
STIR Axial	IR	2D	0.067 / 0.084	---
T2 TSE Axial	SE	2D	0.068 / 0.071	---

4.4.2.1 Resultados dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} dos dois equipamentos gerais

Realizadas as diferentes medições das sequências por região anatómica, foram analisados os valores de nível de sonoro contínuo equivalente, exposição diária pessoal ao ruído e nível de pressão sonora pico (Tabelas 32, 33 e 34, respetivamente), englobando todas as medições das quatro regiões anatómicas.

Tabela 32 – Valores da média, desvio padrão e valores máximos de L_{Aeq} nos dois equipamentos.

RM	N	Valor Máximo	Média (dB)A	Desvio Padrão
1.5 T	62	105.3	91.6 *	± 6.3
3 T	62	87.5	76.5 *	± 5.9

*Valor $\rho < 0.05$; N = número total de medições utilizadas no estudo.

Tabela 33 – Valores da média, desvio padrão e valores máximos de $L_{ex,8h}$ nos dois equipamentos.

RM	N	Valor Máximo	Média (dB)A	Desvio Padrão
1.5 T	62	**80.3**$^{+}$	67.6 *	± 6.7
3 T	62	63.8	52.6 *	± 6.8

*Valor $\rho < 0.05$; N = número total de medições utilizadas no estudo.
$^{+}$Ultrapassa os valores legais preconizados na legislação

Tabela 34 - Valores da média, desvio padrão e valores máximos de L_{Cpico} nos dois equipamentos.

RM	N	Valor Máximo	Média (dB)C	Desvio Padrão
1.5 T	62	118.8	105.9 *	± 5.1
3 T	62	103.6	92.4 *	± 3.9

*Valor $\rho < 0.05$; N = número total de medições utilizadas no estudo.

Pela Tabela 32, os valores obtidos para o nível sonoro contínuo equivalente demonstram que a média na RM 1.5T é de 91.6 dB(A), enquanto que o valor médio para a RM 3T é de 76.5 dB(A), existindo uma amplitude de 15.1 dB(A) entre os dois equipamentos, havendo diferenças estatisticamente significativas ($\rho < 0.05$).

Para o parâmetro relativo à exposição pessoal diária ao ruído (Tabela 33), a média na RM 1.5T é de 67.6 dB(A), enquanto que o valor médio para a RM 3T é de 52.6 dB(A), existindo uma amplitude de 15 dB entre os dois equipamentos, havendo também diferenças estatisticamente significativas ($\rho < 0.05$). De salientar que, neste parâmetro, na RM 1.5T, o valor máximo atingido (80.3 dB) é superior ao limite de ação inferior definido na legislação portuguesa (80 dB), obtido na sequência do tipo GE TOF 2D coronal da região crânio-encefálica.

Para o nível de pressão sonora pico e, segundo a Tabela 34, a média na RM 1.5T é de 105.9 dB(C), enquanto que para a RM 3T é 92.4 dB(C), verificando-se uma amplitude de 13.5 dB, havendo diferenças estatisticamente significativas ($\rho < 0.05$).

Em seguida, foram realizados diferentes gráficos de correlação, analisando o grau da mesma entre diferentes parâmetros. Em primeiro lugar, foram correlacionados os parâmetros do nível sonoro contínuo equivalente e o nível de pressão sonora pico nos dois equipamentos de todas as sequências analisadas, onde se verificaram correlações positivas bastante fortes nos dois equipamento, como apresentado na figura 86. A correlação entre os valores do nível sonoro contínuo equivalente e a exposição pessoal diária ao ruído encontram-se na figura 87, demonstrando-se também correlações positivas elevadas em ambos os equipamentos. Por fim, a correlação entre a exposição pessoal diária ao ruído e o nível de pressão sonora de pico está visualizada na figura 88, apresentando também correlações positivas entre as duas variáveis para ambos os equipamentos.

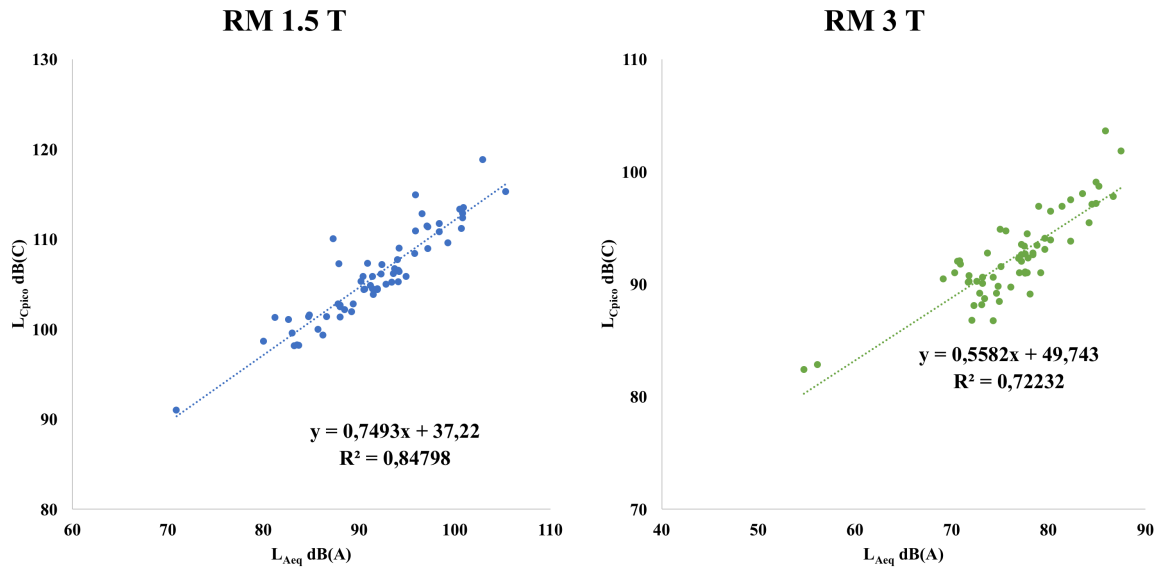


Figura 86 - Gráficos de correlação entre os valores de L_{Aeq} e L_{Cpico} e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências nos dois equipamentos.

Analisando o gráfico da figura 86, verificou-se que para a RM 1.5T existe uma correlação positiva muito elevada e para a RM 3T existe uma correlação positiva elevada entre os parâmetros comparados, de acordo com os valores de R calculados ($R=\sqrt{R^2}$), sendo R=0.92 para a RM 1.5T e R=0.85 para a RM 3T. Assim e, segundo o coeficiente de determinação (R^2), para a RM 1.5T, apenas 15% da variância da regressão não depende das variáveis estudadas e na RM 3T 28%.

Ou seja, verificou-se que quanto maior o valor de L_{Aeq}, o valor de L_{Cpico} tende a aumentar na maioria dos casos avaliados.

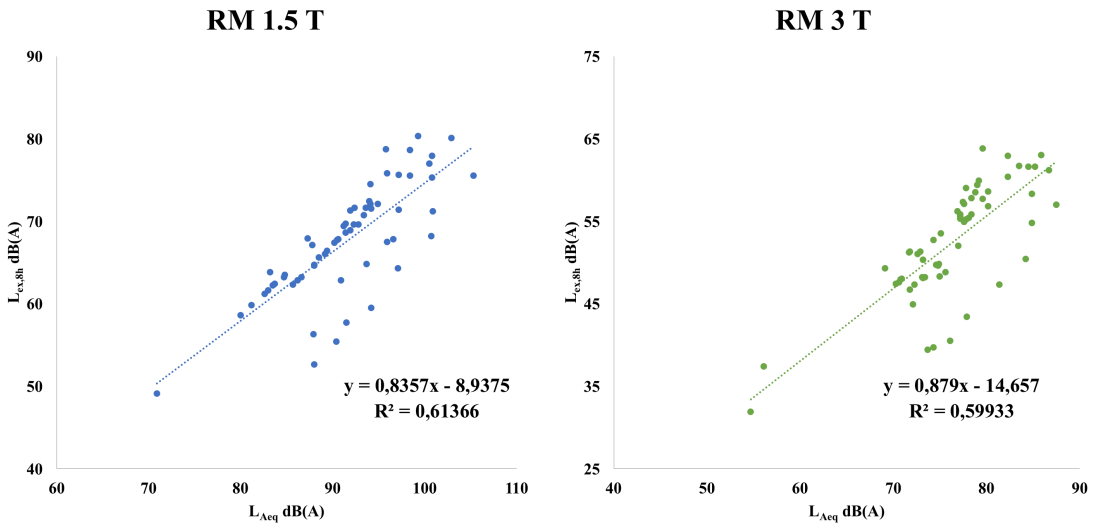


Figura 87 - Gráficos de correlação entre os valores de L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências nos dois equipamentos.

Analisando o gráfico da figura 87, verificou-se que tanto para a RM 1.5T, como para a RM 3T, existem correlações positivas elevadas, entre os parâmetros comparados, de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.78 para a RM 1.5T e R=0.77 para a RM 3T. Segundo os valores de R^2, para a RM 1.5 T, 39% da variância da regressão não depende das variáveis estudadas e na RM 3T cerca de 40%.

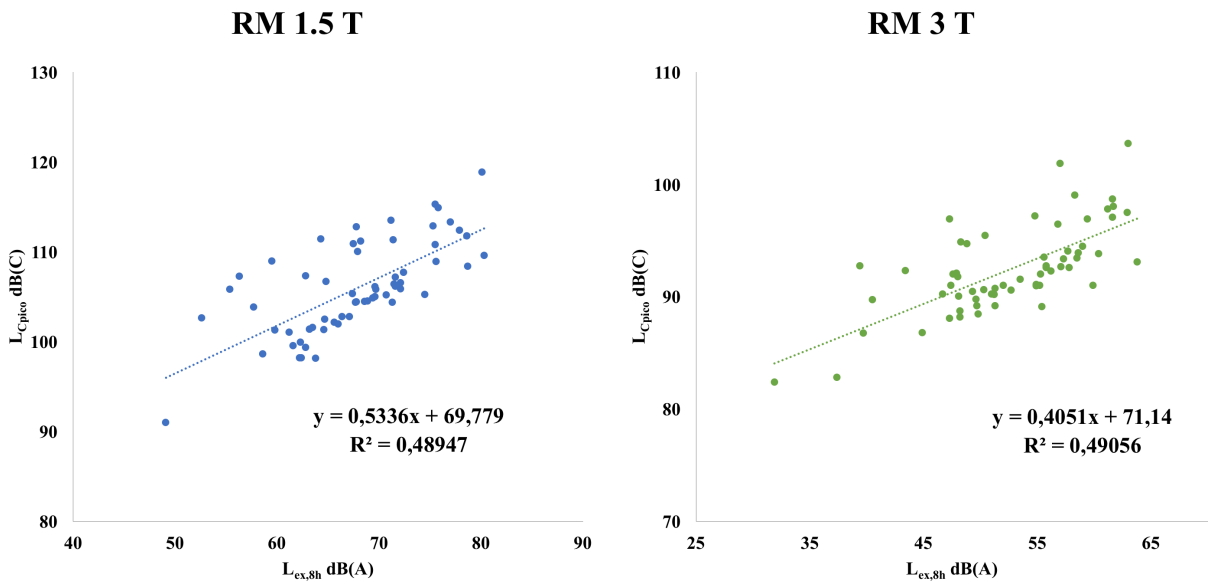


Figura 88 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} mensurados e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências nos dois equipamentos.

Analisando o gráfico da figura 88, verificou-se que tanto para a RM 1.5T, como para a RM 3T, existem correlações positivas elevadas, entre os parâmetros comparados, de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.7 para ambos os equipamentos.

Após esta primeira análise através de gráficos de correlação, prosseguiu-se com os gráficos de correlação entre os valores obtidos para a exposição pessoal diária ao ruído e nível de pressão sonora pico com os tempos de aquisição das sequências para os dois equipamentos. Quando se correlaciona a exposição pessoal diária ao ruído acústico com o tempo de aquisição das sequências, verificou-se que existe uma correlação positiva entre ambos os parâmetros. Já quando se correlaciona os valores pico com o tempo de aquisição das sequências, verificou-se que este último nada influencia os valores de pressão sonora pico (ver gráficos das figuras 89 e 90 para a RM 1.5T e 3T, respetivamente).

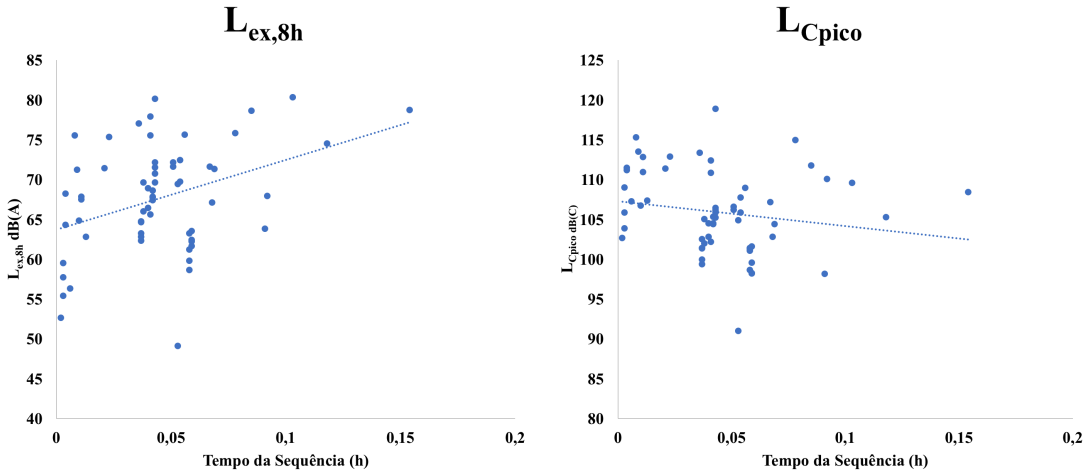


Figura 89 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e tempo da sequência (em horas), respetivamente em todas as sequências na RM 1.5T.

Desta forma e, analisando o gráfico da figura 89, na RM 1.5T, quando se relacionam os dados de todas as sequências de todos os protocolos de todas as regiões anatómicas, o tempo das sequências não está diretamente relacionado com os valores de exposição avaliados neste gráfico, especialmente para o valor pico. Este aspeto é diferente do verificado aquando de uma análise por protocolo específico para cada região anatómica para a exposição pessoal diária ao ruído, como se irá ver mais adiante neste trabalho.

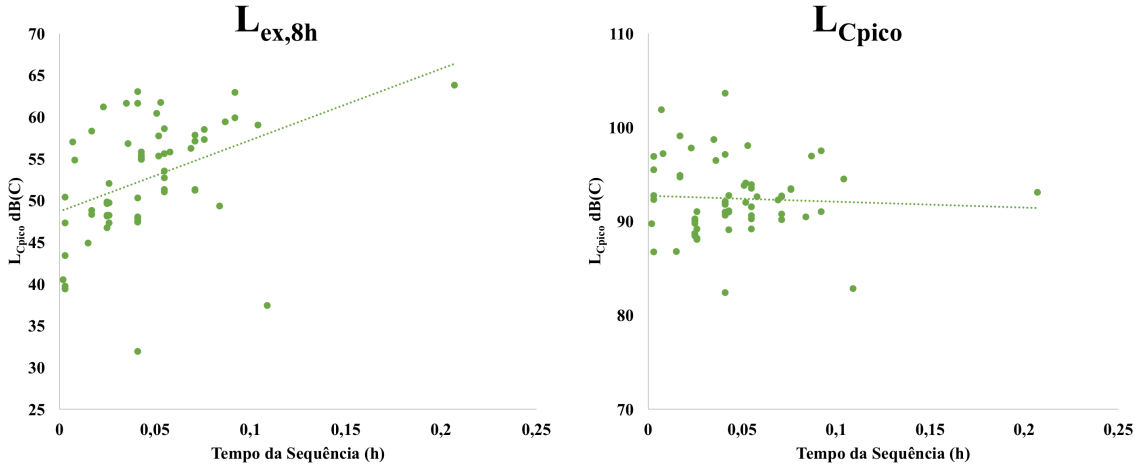


Figura 90 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e tempo da sequência (em horas), respetivamente em todas as sequências na RM 3T.

Analisando o gráfico da figura 90, verificou-se a mesma situação que ocorre na figura 89, onde analisando todas as sequências de todos os protocolos de imagem, os parâmetros não se relacionam entre si, especialmente o valor de pressão sonora de pico.

Resumindo, e pela análise dos gráficos das figuras 86, 87, 88, 89 e 90, os parâmetros que mais se relacionam entre si, possuindo correlações positivas elevadas, e a variância dos resultados é influenciada por eles são: i) o nível sonoro contínuo equivalente com os valores de pressão sonora pico, ii) o nível sonoro contínuo equivalente e o nível de exposição diária pessoal ao ruído, e iii) o nível de exposição diária pessoal ao ruído e o nível de pressão sonora pico.

4.4.2.2 Resultados relativos aos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} por região anatómica

Posteriormente, foram separadas as 131 medições, sendo incluídas na amostra 124 medições (62 no equipamento RM 1.5T e 62 no equipamento RM 3T, sendo, então sete medições excluídas da amostra), divididas pelas quatro regiões anatómicas selecionadas anteriormente, de acordo com os valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico}. Como referido nas Tabelas 28 e 29 foram excluídas uma sequência na região abdominal e quatro medições na região crânio-encefálica, respetivamente. As restantes duas medições foram excluídas pois ao longo da aquisição dos dados, o microfone moveu-se ligeiramente, devido à vibração da própria mesa de exames dos equipamentos de RM. As sequências incluídas no estudo, com os respetivos valores máximos atingidos, médias e desvio padrão dos parâmetros indicados acima estão dispostas na Tabela 35 para o nível sonoro contínuo equivalente, na Tabela 36 para a exposição pessoal diária ao ruído e na Tabela 37 para o nível de pressão sonora de pico.

Tabela 35 - Valores da média, desvio padrão e valores máximos de L_{Aeq} nos dois equipamentos, por região anatómica.

Região Anatómica	RM	N	Valor Máximo dB(A)	Média dB(A)	Desvio Padrão
Crânio-Encefálica	1.5 T	34	100.8	88.9*	± 6.2
	3 T	35	85.2	74.7*	± 6.0
Coluna Vertebral	1.5 T	11	100.8	93.5*	± 4.4
	3 T	11	84.5	78.6*	± 3.1
Abdómen	1.5 T	11	105.3	97.4*	± 4.4
	3 T	10	87.5	82.3*	± 4.4
Extremidades	1.5 T	6	97.2	93.1*	± 2.8
	3 T	6	77.2	74.0*	± 3.0

*Valor $\rho < 0.05$; N = número de medições efetuadas em cada região anatómica.

Analisando a Tabela 35, verificou-se o seguinte:

- Para a região crânio-encefálica, a média foi de 88.9 dB(A) (±6.2) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor obtido foi de 74.7 dB(A) (±6.0). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 14.2 dB(A);
- Para a coluna vertebral, a média foi de 93.5 dB(A) (±4.4) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor foi de 78.6 dB(A) (±3.1). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 14.9 dB(A);

- Para a região abdominal, a média foi de 97.4 dB(A) (±4.4) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor foi de 82.3 dB(A) (±4.4). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 15.1 dB(A);
- Para a região do joelho, a média foi de 93.1 dB(A) (±2.8) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor médio foi de 74.0 dB(A) (±3.0). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 19.1 dB(A).

Em todas as regiões anatómicas, verificam-se diferenças estatisticamente significativas entre os dois equipamentos ($\rho < 0.05$) para o nível sonoro contínuo equivalente. A maior amplitude de valores entre os dois equipamentos se verifica para o joelho e a menor amplitude para a região da coluna vertebral.

Tabela 36 - Valores da média, desvio padrão e valores máximos de $L_{ex,8h}$ nos dois equipamentos, por região anatómica.

Região Anatómica	RM	N	Valor Máximo dB(A)	Média dB(A)	Desvio Padrão
Crânio-Encefálica	1.5 T	34	**80.3**$^{+}$	66.2*	± 6.8
	3 T	35	63.8	51.5*	± 6.8
Coluna Vertebral	1.5 T	11	77.9	69.8*	± 7.0
	3 T	11	62.9	56.1*	± 6.4
Abdómen	1.5 T	11	**80.1**$^{+}$	68.7*	± 6.5
	3 T	10	63.0	53.6*	± 6.9
Extremidades	1.5 T	6	75.6	69.3*	± 5.6
	3 T	6	56.2	50.7*	± 5.7

*Valor $\rho < 0.05$; N = número de medições efetuadas em cada região anatómica.
$^{+}$Ultrapassa os valores legais preconizados na legislação

Através da Tabela 36, verificou-se o seguinte:

- Para a região crânio-encefálica, a média foi de 66.2 dB(A) (±6.8) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor médio foi de 51.5 dB(A) (±6.8). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 14.7 dB(A). Nesta região existe um valor que ultrapassa o limite de ação inferior da legislação nacional – sequência do tipo GE TOF 2D coronal;
- Para a região da coluna vertebral, a média foi de 69.8 dB(A) (±7.0) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor médio foi de 56.1 dB(A) (±6.4). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de13.7 dB(A);
- Para a região abdominal, a média foi de 68.7 dB(A) (±6.5) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor médio foi de 53.6 dB(A) (±6.9). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 15.1 dB(A). Nesta região existe um valor que ultrapassa o limite de ação inferior da legislação nacional – sequência do tipo EPI no estudo de difusão no plano axial;
- Para a região do joelho, a média foi de 69.3 dB(A) (±5.6) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor médio foi de 50.7 dB(A) (±5.7). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 18.6 dB(A).

Verificou-se, portanto, que a maior amplitude de valores de $L_{ex,8h}$ entre os dois equipamentos se encontra no joelho e a menor amplitude para a região da coluna vertebral. De realçar, que, na Tabela 36, estão

apresentados dois valores máximos com a cor vermelha, uma vez que os mesmos ultrapassam os limites inferiores de ação preconizados na legislação portuguesa. Em todas as regiões anatómicas, verificam-se diferenças estatisticamente significativas entre os dois equipamentos ($\rho < 0.05$).

Tabela 37 - Valores da média, desvio padrão e valores máximos de L_{Cpico} nos dois equipamentos, por região anatómica.

Região Anatómica	RM	N	Valor Máximo dB(C)	Média dB(C)	Desvio Padrão
Crânio-Encefálica	1.5 T	34	112.87	103.7*	± 4.7
	3 T	35	99.06	91.1*	± 3.5
Coluna Vertebral	1.5 T	11	113.33	106.4*	± 4.0
	3 T	11	97.51	93.1*	± 3.2
Abdómen	1.5 T	11	118.84	111.5*	± 4.3
	3 T	10	103.63	97.3*	± 3.4
Extremidades	1.5 T	6	108.97	106.8*	± 2.4
	3 T	6	92.61	91.0*	± 1.2

*Valor $\rho < 0.05$; N = número de medições efetuadas em cada região anatómica.

Analisando a Tabela 37, verificou-se o seguinte:

- Para a região crânio-encefálica, a média foi de 103.7 dB(C) (±4.7) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor médio foi de 91.1 dB(C) (±3.5). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 12.6 dB(C);
- Para a região da coluna vertebral, a média foi de 106.4 dB(C) (±4.0) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor médio foi de 93.1 dB(C) (±3.2). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 13.3 dB(C);
- Para a região abdominal, a média foi de 111.5 dB(C) (±4.3) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor médio foi de 97.3 dB(C) (±3.4). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 14.2 dB(C);
- Para a região do joelho, a média foi de 106.8 dB(C) (±2.4) para a RM 1.5T, enquanto para a RM 3T o valor médio foi de 91.0 dB(C) (±1.2). A amplitude de valores entre os dois equipamentos foi de 15.8 dB(C).

A maior amplitude de valores entre os dois equipamentos se verifica para o joelho e a menor amplitude para a região crânio-encefálica. Em todas as regiões anatómicas, verificam-se diferenças estatisticamente significativas entre os dois equipamentos ($\rho < 0.05$).

Em seguida, foram elaborados gráficos *boxplot* para se poder observar da melhor forma, como se distribuem os dados para os valores de exposição pessoal diária ao ruído e dos níveis de pressão sonora de pico (gráficos 91 e 92, respetivamente), por região anatómica corporal. Em cada gráfico, os equipamentos são diferenciados em diferentes cores, sendo azul para a RM 1.5T e vermelha para a RM 3T. Numa primeira análise e, comprovando as Tabelas apresentadas anteriormente, os valores para ambos os parâmetros são mais elevados na RM 1.5T, comparativamente à RM 3T.

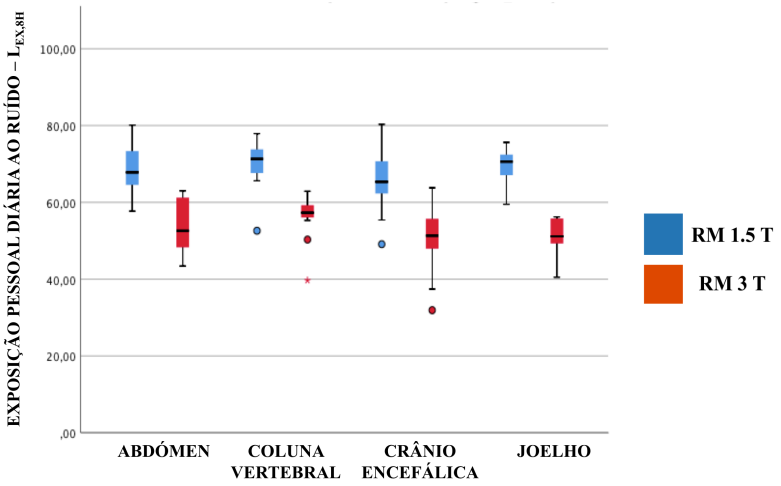


Figura 91 - Gráfico *boxplot* para os valores da exposição pessoal diária ao ruído, de acordo com as sequências das quatro regiões anatómicas.

Observando o gráfico da figura 91, para os valores da exposição diária pessoal ao ruído, verificou-se que:

- Para a região abdominal, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Em ambos os equipamentos, a mediana situa-se abaixo do centro da caixa, mais próximos, portanto do Q1, indicando distribuições positivamente assimétricas. Existe uma maior variabilidade de resultados na RM 3T. Nesta região não existem valores considerados potencialmente *outliers*;
- Para a região da coluna vertebral, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5T, esse valor situa-se próximo de Q3, enquanto que na RM 3T próximo de Q1. Existe uma maior variabilidade de resultados na RM 1.5T. Em ambos os equipamentos, existem valores inferiores considerados potencialmente *outlier*s. Estes valores são atingidos nas sequências chamadas localizadoras;
- Para a região crânio-encefálica, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Em ambos os equipamentos, a mediana situa-se próximo de Q1, indicando distribuições positivamente assimétricas. Em ambos os equipamentos, existem valores inferiores considerados potencialmente *outliers*. Estes valores foram atingidos na sequência utilizada em espetroscopia em ambos os equipamentos. A variabilidade de resultados é idêntica nos dois equipamentos;
- Para a região do joelho, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5 T, esse valor situa-se próximo de Q3, enquanto que na RM 3T situa-se próximo de Q1. Nesta região não existem valores considerados potencialmente *outliers*. A variabilidade de resultados é idêntica nos dois equipamentos.

Observando o gráfico da figura 91 e fazendo uma análise das regiões anatómicas como um todo, verificou-se que a maior variabilidade nos resultados se escontra nas regiões abdominal e crânio-encefálica, sendo menor nas regiões da coluna vertebral e joelho.

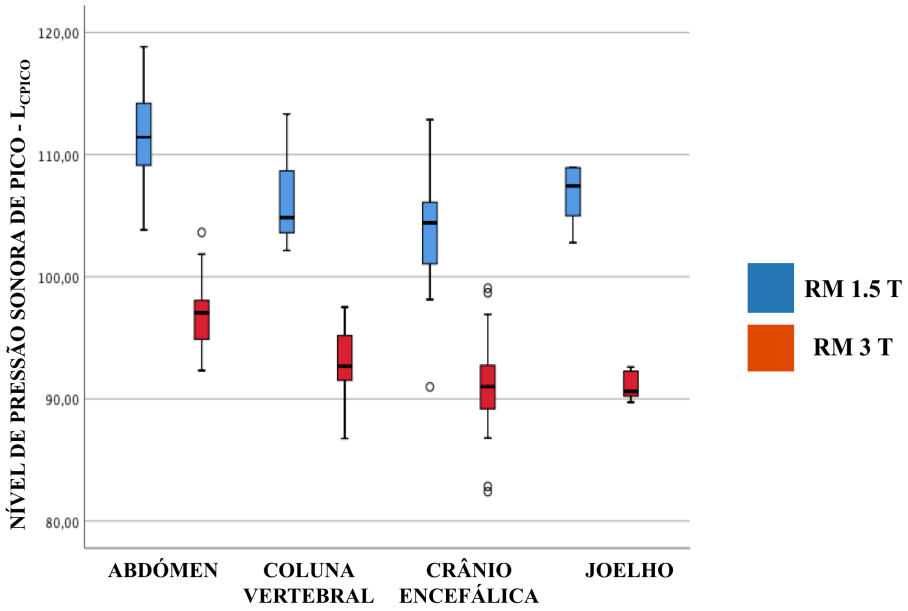


Figura 92 - Gráfico *boxplot* para os valores de nível de pressão sonora de pico, de acordo com as sequências das quatro regiões anatómicas.

Analisando o gráfico da figura 92, para os valores da pressão sonora de pico, verificou-se que:

- Para a região abdominal, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5T, esse valor situa-se sensivelmente no centro da caixa (distribuição simétrica), enquanto que na RM 3T situa-se próxima de Q3. Existe um valor considerado potencialmente *outlier* superior para a RM 3T, atingido na sequência de difusão abdominal, do tipo EPI. A variabilidade de resultados é maior na RM 1.5T;
- Para a região da coluna vertebral, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Em ambos os equipamentos, os valores de mediana encontram-se próximos de Q1, indicando distribuições positivamente assimétricas. Não existem valores considerados potencialmente *outliers*. A variabilidade de resultados é maior na RM 1.5T;
- Para a região crânio-encefálica, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Em ambos os equipamentos, a mediana situa-se próxima de Q1, existindo também valores considerados potencialmente *outliers* inferiores, atingidos nas sequências utilizadas na técnica da espetroscopia nos dois equipamentos. No caso da RM 3T também existem valores considerados potencialmente *outliers* superiores, atingidos nas sequências EPI dedicadas à difusão e perfusão. A variabilidade de resultados é maior na RM 1.5T;
- Para a região do joelho, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5T, esse valor situa-se mais próximo de Q3, enquanto que na RM 3T situa-se próximo de Q1. Nesta região não existem valores considerados potencialmente *outliers*. A variabilidade de resultados é maior na RM 1.5T.

Observando o gráfico da figura 92 e fazendo uma análise das regiões anatómicas como um todo, verificou-se que a maior variabilidade nos resultados se escontra nas regiões abdominal, crânio-encefálica e coluna vertebral, sendo menor na região do joelho.

De seguida, foi realizada a análise dos dados através da utilização de gráficos de correlação entre a exposição pessoal diária ao ruído e o nível de pressão sonora de pico e entre a exposição pessoal diária ao ruído e o tempo das sequências utilizadas por área anatómica. Não foi realizada a correlação entre o nível de pressão sonora de pico com o tempo da sequência, pois numa análise prévia feita a todos os dados mensurados (gráficos 89 e 90) observou-se que a correlação entre ambos os parâmetros era inexistente.

A primeira análise, neste âmbito, foi efetuada para a região abdominal (gráficos das figuras 93 e 94).

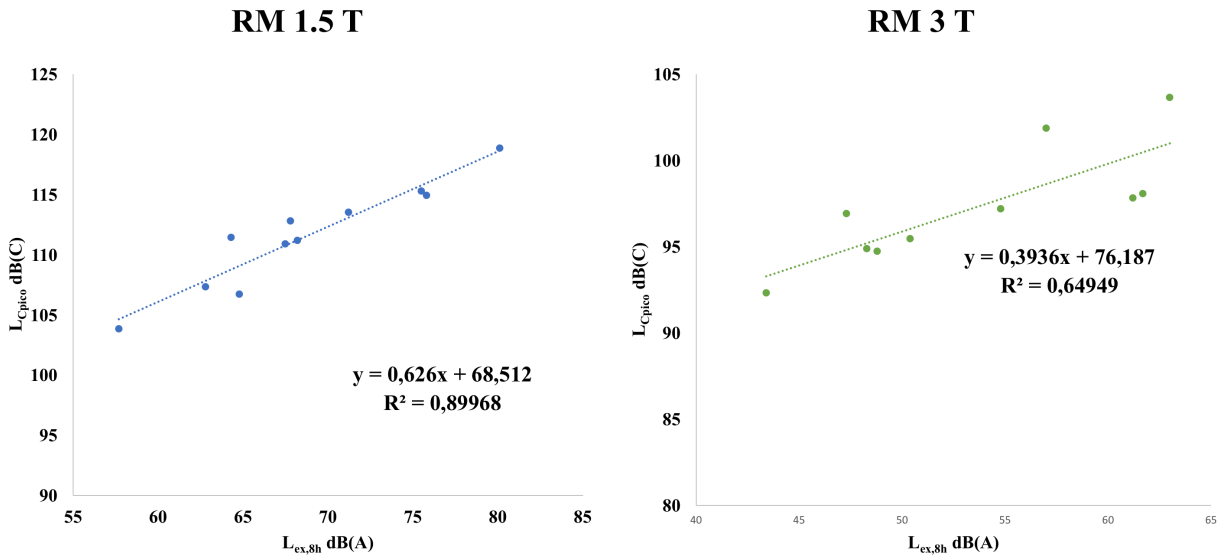


Figura 93 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências medidas no protocolo de RM abdominal nos dois equipamentos.

Analisando o gráfico da figura 93, nos estudos abdominais verificou-se que para a RM 1.5T existe uma correlação positiva muito elevada e para a RM 3T existe uma correlação elevada, entre a exposição pessoal diária ao ruído e o nível de pressão sonora de pico, de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.95 para a RM 1.5T e R=0.81 para a RM 3T. Segundo o valor de R^2, para a RM 1.5T, apenas 10% da variância da regressão não depende das variáveis estudadas e na RM 3 T apenas 35% não depende das variáveis estudadas.

Passando para a análise do gráfico da figura 94, verificou-se que tanto para a RM 1.5T, como para a RM 3T, existe uma correlação positiva moderada e elevada, respetivamente, entre os valores de exposição pessoal diária ao ruído e o tempo das sequências (em horas), de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.62 para a RM 1.5T e R=0.74 para a RM 3T. Segundo o valor de R^2, para a RM 1.5T, 61% da variância da regressão não depende das variáveis estudadas e na RM 3T cerca de 45%.

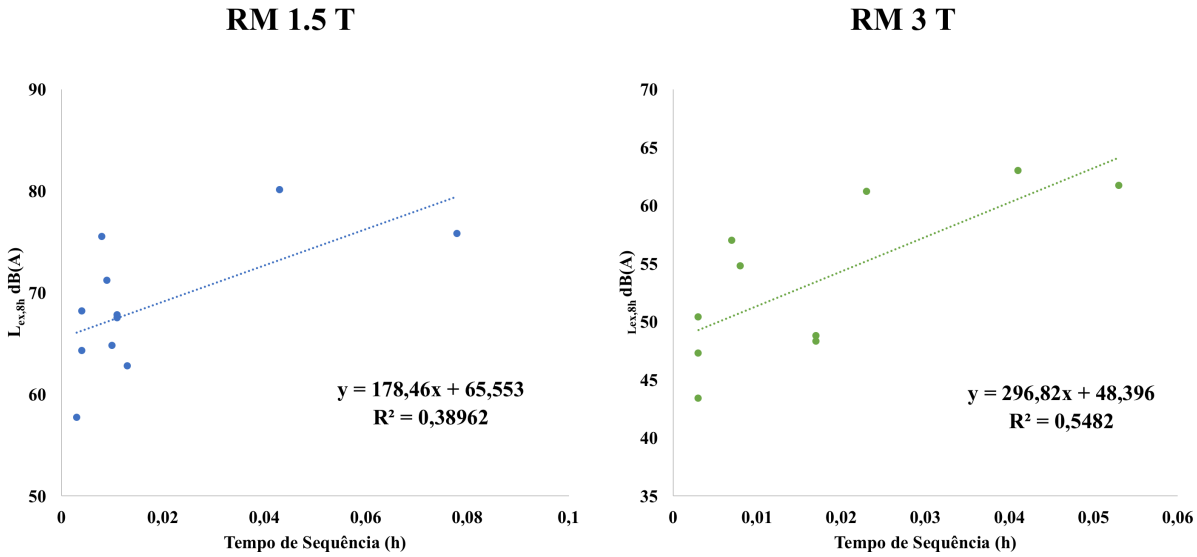


Figura 94 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e tempo da sequência (em horas) e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências do protocolo de RM abdominal nos dois equipamentos.

Analisada a região abdominal, passou-se para o mesmo tipo de análise para a região da coluna vertebral (gráficos das figuras 95 e 96). Analisando o gráfico da figura 95, nos estudos da coluna vertebral verificou-se que tanto para a RM 1.5T, como para a RM 3T, existe uma correlação positiva elevada entre os valores de exposição pessoal diária ao ruído e os valores de pressão sonora de pico, de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.78 para a RM 1.5T e R=0.83 para a RM 3T. Segundo o valor de R^2, para a RM 1.5T, 39% da variância da regressão não depende das variáveis estudadas e na RM 3T 32%.

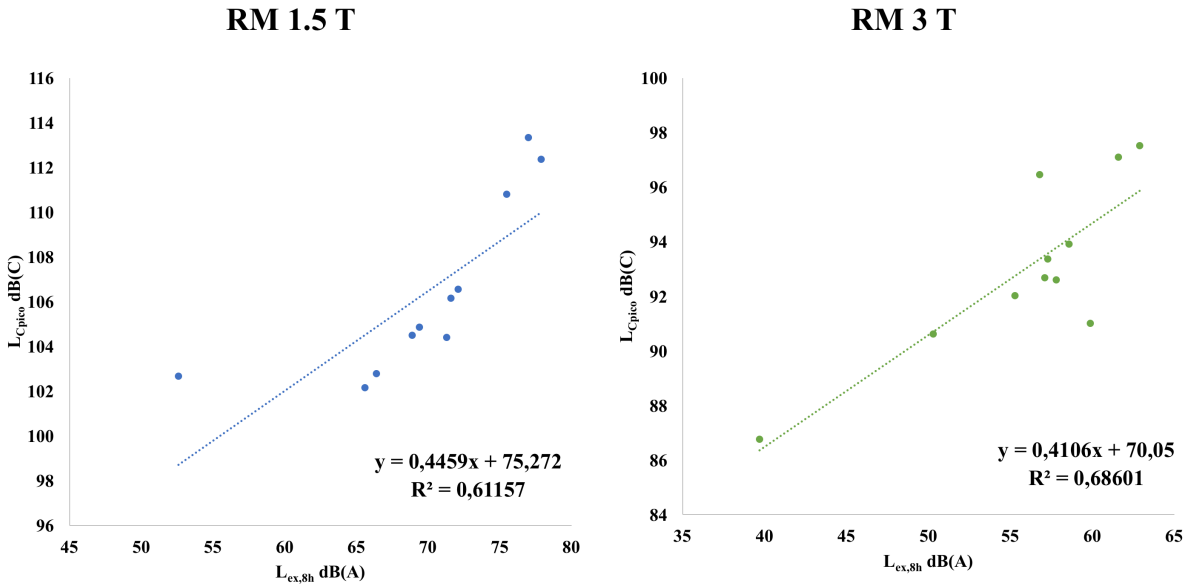


Figura 95 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências medidas no protocolo de RM da coluna vertebral nos dois equipamentos.

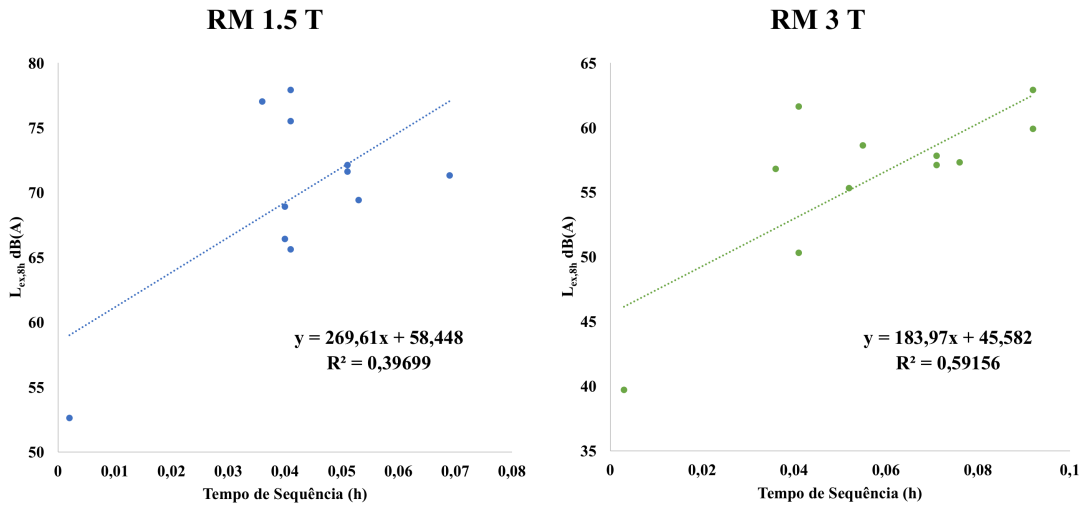


Figura 96 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e tempo da sequência (em horas) e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências do protocolo de RM da coluna vertebral nos dois equipamentos.

Analisando o gráfico da figura 96, verificou-se que tanto para a RM 1.5T, como para a RM 3T, existe uma correlação positiva moderada e elevada, respetivamente, entre os valores de exposição pessoal diária ao ruído e o tempo das sequências (em horas), de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.63 para a RM 1.5T e R=0.77 para a RM 3T.

Analisada a região da coluna vertebral, passou-se para o mesmo tipo de análise para a região crânio-encefálica (gráficos das figuras 97 e 98).

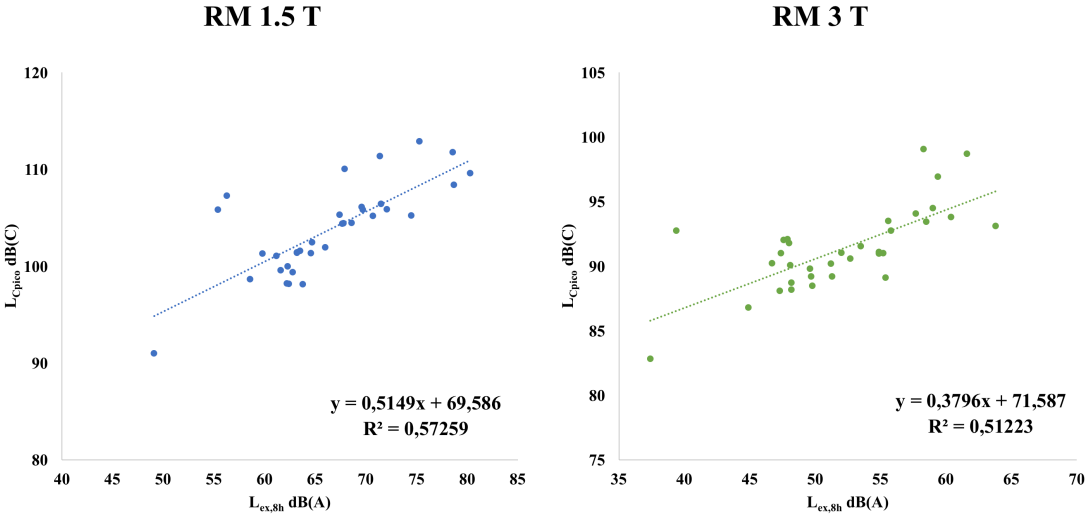


Figura 97 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências medidas no protocolo de RM crânio-encefálica nos dois equipamentos.

Analisando o gráfico da figura 97, verificou-se que tanto para a RM 1.5 T, como para a RM 3T, existe uma correlação positiva elevada entre os valores de exposição pessoal diária ao ruído e os valores de pressão sonora de pico, de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.76 para a RM 1.5T e

R=0.72 para a RM 3T. Segundo o valor de R^2, para a RM 1.5 T, 43% da variância da regressão não depende das variáveis estudadas e na RM 3 T 49%.

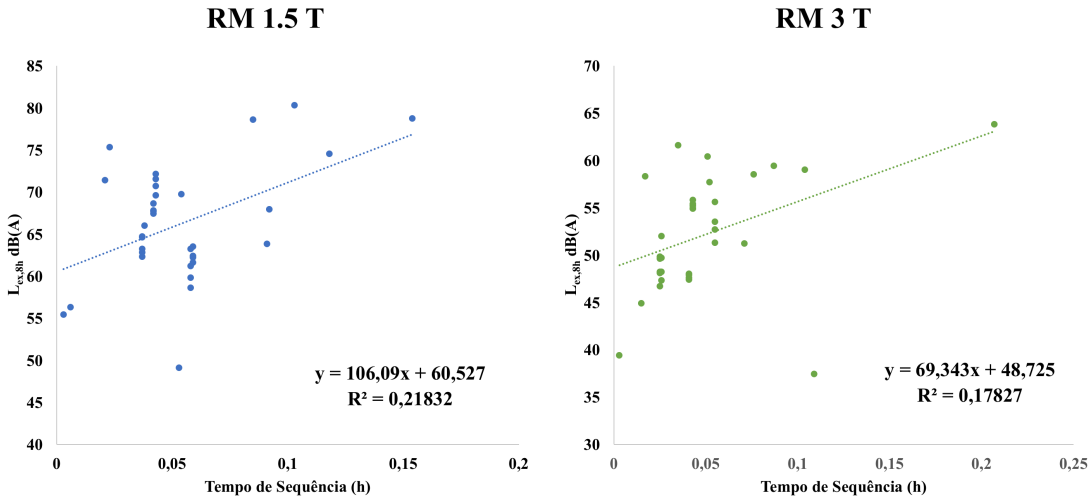


Figura 98 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e tempo da sequência (em horas) e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências do protocolo de RM crânio-encefálica nos dois equipamentos.

Analisando o gráfico da figura 98, verificou-se que tanto para a RM 1.5 T, como para a RM 3T, existe uma correlação positiva fraca entre os valores de exposição pessoal diária ao ruído e o tempo das sequências (em horas), de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.467 para a RM 1.5T e R=0.422 para a RM 3T.

Analisada a região crânio-encefálica, passou-se para o mesmo tipo de análise para a região do joelho (gráficos das figuras 99 e 100).

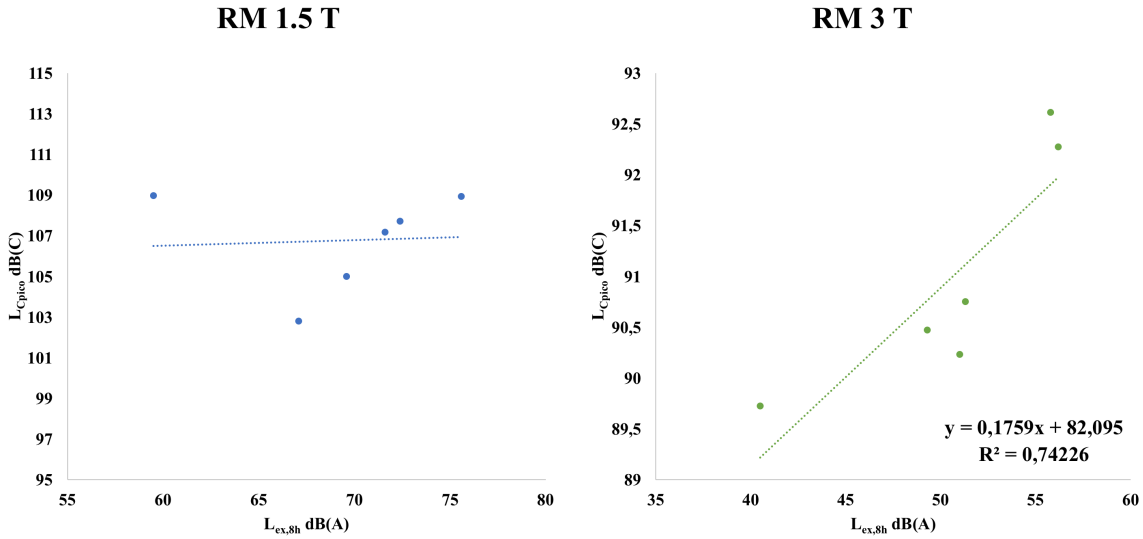


Figura 99 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} mensurados e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências medidas no protocolo de RM do joelho nos dois equipamentos.

Analisando o gráfico da figura 99, verificou-se que para a RM 1.5 Te para a RM 3T, existe uma correlação positiva muito fraca e elevada, respetivamente, entre os valores de exposição pessoal diária ao ruído e os valores de pressão sonora de pico, de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.06 para a RM 1.5T e R=0.86 para a RM 3T. Segundo o valor de R^2, para a RM 3 T, a variância da regressão que depende das variáveis estudadas é de 74%.

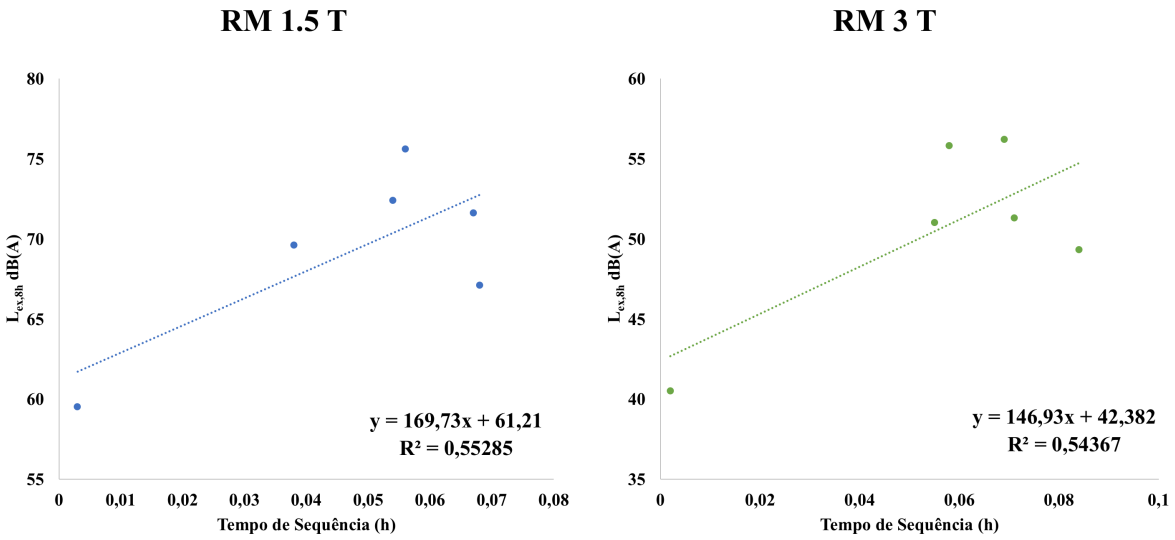


Figura 100 - Gráficos de correlação entre os valores de $L_{ex,8h}$ e tempo da sequência (em horas) mensurados e respetivos coeficientes de determinação (R^2) em todas as sequências do protocolo de RM do joelho nos dois equipamentos.

Analisando o gráfico da figura 100, verificou-se que tanto para ambos os equipamentos existe uma correlação positiva elevada entre os valores de exposição pessoal diária ao ruído e o tempo das sequências (em horas), de acordo com os valores de R calculados, sendo R=0.74 para a RM 1.5T e R=0.74 para a RM 3T. Segundo o valor de R^2, para a RM 1.5 T, 45% da variância da regressão não depende das variáveis estudadas e na RM 3 T cerca de 46%.

Resumindo, e pela análise dos gráficos 93, 94, 95, 96, 97, 98, 99 e 100 os parâmetros que mais se relacionam entre si, possuindo correlações positivas elevadas, e a variância dos resultados é influenciada por eles são: i) o nível de exposição pessoal diária ao ruído e os valores de pressão sonora pico (excetuando na região do joelho na RM 1.5T) e ii) o nível de exposição diária pessoal ao ruído e o tempo da sequência (excetuando na região crânio-encefálica em ambos os equipamentos).

Os parâmetros que demonstraram correlações mais fracas foram: i) o nível de exposição pessoal diária ao ruído e o nível de pressão sonora de pico para a região do joelho; ii) o nível de exposição diária ao ruído e o tempo da sequência na região crânio-encefálica.

4.4.2.3 Resultados dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} por tipo de sequência

Posteriormente, foi realizada a análise do ruído acústico por tipo de sequência e equipamento. Para tal, dividiu-se a amostra por sequências GE, SE, EPI e IR por equipamento. Primeiramente, separaram-se as

sequências medidas nos diferentes protocolos de estudo: região crânio-encefálica (Tabelas 38 e 39), região abdominal (Tabelas 40 e 41), região da coluna vertebral (Tabelas 42 e 43) e região do joelho (Tabelas 44 e 45). De realçar, que, em todas as Tabelas, os valores mais baixos estão marcados com a cor verde, enquanto que os valores mais elevados das medições estão marcados com a cor laranja.

Tabela 38 – Valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} das sequências utilizadas na região crânio-encefálica nos dois equipamentos.

Nome da Sequência	L_{Aeq} dB(A)		$L_{ex,8h}$ dB(A)		L_{Cpico} dB(C)	
	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T
T1 Localizador 3 planos	90.4	72.1	55.4	44.9	105.84	86.79
T2 HASTE Localizador	87.9	73.7	56.3	**39.4**	107.25	92.74
T1 SE Axial	94.9	77.8	72.1	55.2	105.85	91
T2 FLAIR Axial	80	70.3	58.6	47.4	98.63	90.99
T2 TSE Axial	85.7	73.2	62.3	48.1	99.95	90.06
T2 GE Axial	90.2	74.6	67.4	49.7	105.32	89.19
Difusão Axial	97.2	84.9	71.4	58.3	**111.35**	99.06
T1 IR Axial	84.8	72.9	63.5	51.3	101.56	89.18
TOF 3D Axial	95.8	79.6	**78.7**	63.8	108.4	93.09
TOF 2D Coronal	**99.3**	79.6	**80.3**	57.7	109.58	94.06
DP + T2 TSE Axial	89.2	71.7	66	51.2	101.94	90.18
Perfusão Axial	**100.8**	85.2	75.3	61.6	**112.87**	98.69
T1 MPRAGE Axial	98.4	78.8	**78.6**	58.5	**111.74**	93.45
T2 FLAIR Axial 3D	87.3	75.6	74.5	56.8	**113.53**	96.29
STIR Axial	91.4	79	69.7	59.4	105.84	96.92
T2 CISS Axial	83.2	77.8	63.8	59	98.13	96.48
T2 Axial estudo funcional	NR*	82.3	NR*	60.4	NR*	93.81
Espetroscopia	70.9	**56.1 / 54.7**	49.1	**31.9 / 37.4**	90.98	**82.40 / 82.83**

*NR – não realizada

Através da Tabela 38, verificou-se que o valores mais elevados de pressão sonora contínua equivalente foram medidos na sequência de perfusão (EPI, 2D) e na sequência TOF (3D, GE). Para o parâmetro da exposição pessoal diária ao ruído, os valores mais elevados foram atingidos nas sequências TOF 2D no plano coronal (3D, GE) e T1 MPRAGE (3D, GE). Quanto ao parâmetro de pressão sonora de pico, os valores mais elevados foram atingidos nas sequências EPI usadas nas técnicas de difusão e perfusão, assim como nas sequências volumétricas 3D, tais como o T1 MPRAGE axial e T2 FLAIR 3D. Todos estes valores mais elevados foram atingidos na RM 1.5T. Já os valores mais baixos foram atingidos na RM 3T, pertencentes às sequências de espetroscopia e um valor de exposição pessoal diária ao ruído atingido numa das sequências localizadoras – T2 HASTE localizador.

De seguida, foi calculada a redução de pressão sonora existente entre ambos os equipamentos, demonstrada na Tabela 39. Previamente, observou-se que os valores atingidos na RM 3T eram inferiores aos da RM 1.5T. Portanto, a redução de pressão sonora calculada foi entre a RM 1.5T para a RM 3T e através das equações (15) e (16) da secção 4.3 dos Materiais e Métodos.

Tabela 39 – Redução de pressão sonora entre os equipamentos para as sequências medidas no protocolo da região crânio-encefálica.

Nome da Sequência	L_{Aeq} dB(A)		Pressão Sonora (Pa)		Redução de Pressão Sonora (%)
	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	
T1 Localizador 3 planos	90.4	72.1	0.662262243	0.080543407	**87.8%**
T2 HASTE Localizador	87.9	73.7	0.496626621	0.096834474	**80.5%**
T1 SE Axial	94.9	77.8	1.111808515	0.155249423	**86%**
T2 FLAIR Axial	80	70.3	0.2	0.065468139	**67.3%**
T2 TSE Axial	85.7	73.2	0.385504983	0.091417638	**76.3%**
T2 GE Axial	90.2	74.6	0.647187314	0.107406359	**83.4%**
Difusão Axial	97.2	84.9	1.44887192	0.351584723	**75.7%**
T1 IR Axial	84.8	72.9	0.347560166	0.088314089	**74.6%**
TOF 3D Axial	95.8	79.6	1.233190004	0.190998517	**84.5%**
TOF 2D Coronal	99.3	79.6	1.845142854	0.190998517	**89.6%**
DP + T2 TSE Axial	89.2	71.7	0.576806301	0.076918356	**86.6%**
Perfusão Axial	100.8	85.2	2.192956392	0.363940172	**83.4%**
T1 MPRAGE Axial	98.4	78.8	1.663527542	0.174192718	**89.5%**
T2 FLAIR Axial 3D	87.3	75.6	0.46347893	0.120511917	**74%**
STIR Axial	91.4	79	0.743070458	0.178250188	**76%**
T2 CISS Axial	83.2	77.8	0.289087954	0.155249423	**46.3%**
T2 Axial estudo funcional	NR*	82.3	NR*	0.260633356	**SR****
Espetroscopia	70.9	56.1 54.7	0.070150375	0.01276527 0.010865007	**82,8%** **84.5%**

*NR – não realizada **SR – sem resultado

Analisando a Tabela 39, verificou-se que os valores percentuais de redução de pressão sonora variam dos 46.3% na sequência T2 CISS axial aos 89.6% na sequência TOF 2D no plano coronal.

Não foi possível calcular o valor de redução de pressão sonora para a sequência usada nos estudos funcionais, pois a mesma não é realizada na RM 1.5T.

As Tabelas 40 e 41 representam os valores obtidos para a região abdominal.

Tabela 40 – Valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} das sequências utilizadas na região abdominal nos dois equipamentos.

Nome da Sequência	L_{Aeq} dB(A)		$L_{ex,8h}$ dB(A)		L_{Cpico} dB(C)	
	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T
T1 Localizador 3 planos	91.5	77.9	57.7	**43.4**	103.83	**92.32**
T1 Axial IN/OUT	**105.3**	84.2	75.5	50.4	115.29	95.46
Difusão Axial	102.9	85.9	**80.1**	63.0	**118.84**	103.63
T1 VIBE Axial	97.1	81.4	64.3	47.3	111.43	96.9
T2 HASTE Axial	90.9	75.6	62.8	48.8	107.36	94.71
T2 TRUFI Axial	100.7	86.7	68.2	61.2	111.16	97.80
T2 TSE Axial	93.7	84.9	64.8	54.8	106.70	97.18
T2 3D Colangio	95.9	83.5	75.8	61.7	114.92	98.05
T1 FLASH	95.9	87.5	67.5	57.0	110.89	101.85
T1 TSE Axial	100.9	NR*	71.2	NR*	113.49	NR*
T2 HASTE Coronal	96.6	**75.0**	67.8	48.3	112.80	94.88

* NR – não realizada

Analisando a Tabela 40, verificou-se também que os valores mais altos foram encontrados na RM 1.5T, enquanto que os mais baixos foram encontrados na RM 3T. O valor mais elevado de nível sonoro contínuo equivalente foi atingido na sequência de T1 IN/OUT (2D, GE) e o mais baixo na sequência T2 HASTE no plano coronal. Para os parâmetros exposição pessoal diária ao ruído e pressão sonora de pico, o valor mais elevado foi atingido na sequência EPI utilizada na difusão abdominal e os valores mais baixos foram encontrados na RM 3T, nomeadamente nas sequências localizadoras (2D, GE). De seguida, passou-se à análise da redução de pressão sonora entre o equipamento onde se obtiveram os valores mais altos (RM 1.5T) e o equipamento onde se obtiveram os valores mais baixos (RM 3T).

Tabela 41 – Redução de pressão sonora entre os equipamentos para as sequências medidas no protocolo abdominal.

Nome da Sequência	L_{Aeq} dB(A)		Pressão Sonora (Pa)		Redução de Pressão Sonora (%)
	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	
T1 Localizador 3 planos	91.5	77.9	0.751674809	0.157047127	**79%**
T1 Axial IN/OUT	105.3	84.2	3.681544003	0.324362019	**91.2%**
Difusão Axial	102.9	85.9	2.792736722	0.394484547	**85.9%**
T1 VIBE Axial	97.1	81.4	1.43228682	0.234979511	**83.6%**
T2 HASTE Axial	90.9	75.6	0.701503748	0.120511917	**82.8%**
T2 TRUFI Axial	100.7	86.7	2.167853828	0.432543705	**80%**
T2 TSE Axial	93.7	84.9	0.968344735	0.351584723	**63.7%**
T2 3D Colangio	95.9	83.5	1.247469671	0.299247131	**76%**
T1 FLASH	95.9	87.5	1.247469671	0.474274741	**62%**
T1 TSE Axial	100.9	NR*	2.218349631	NR*	**SR****
T2 HASTE Coronal	96.6	75.0	1.352165951	0.112468265	**91.7%**

*NR – não realizada **SR – sem resultado

Analisando a Tabela 41, verificou-se que os valores percentuais de redução de pressão sonora variam dos 62% na sequência T1 FLASH no plano axial aos 91.7% na sequência T2 HASTE no plano coronal.

As Tabelas 42 e 43 representam os valores para a região da coluna vertebral.

Tabela 42 – Valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} das sequências utilizadas na região da coluna vertebral nos dois equipamentos.

Nome da Sequência	L_{Aeq} dB(A)		$L_{ex,8h}$ dB(A)		L_{Cpico} dB(C)	
	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T
Localizador 3 planos	88.0	**74.3**	52.6	**39.7**	102.66	**86.75**
T2 TSE Sagital	**100.8**	84.5	**77.9**	61.6	**112.37**	97.09
T1 TSE Sagital	94.1	79.2	72.1	59.9	106.55	91.01
STIR Sagital	91.2	77.5	69.4	57.3	104.85	93.36
T2 GE Axial	91.9	80.2	71.3	58.6	104.4	93.91
T1 TSE Axial	91.9	78.4	68.9	57.8	104.5	92.6
Difusão	**100.5**	80.2	**77.0**	56.8	**113.33**	96.46
T2 TSE Axial	88.5	77.2	65.6	55.3	102.15	92.02

Analisando a Tabela 42, observa-se que no protocolo de RM da coluna vertebral, os valores mais elevados para os três parâmetros foram atingidos nas sequências T2 sagital TSE e na sequência de difusão, do tipo EPI, na RM 1.5T, enquanto que o valor mais baixo foi atingido na sequência localizadora da RM 3T nos três parâmetros avaliados. Mais uma vez se observa que os valores atingidos na RM 1.5T são mais elevados que os avaliados na RM 3T.

Tabela 43 – Redução de pressão sonora entre os equipamentos para as sequências medidas no protocolo de coluna vertebral.

Nome da Sequência	L_{Aeq} dB(A)		Pressão Sonora (Pa)		Redução de Pressão Sonora (%)
	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	
Localizador 3 planos	88.0	74.3	0.532145012	0.103760008	**80.5%**
T2 TSE Sagital	100.8	84.5	2.192956392	0.335760804	**84.7%**
T1 TSE Sagital	94.1	79.2	1.013981417	0.182402168	**82%**
STIR Sagital	91.2	77.5	0.72615611	0.149978842	**79.3%**
T2 GE Axial	91.9	80.2	0.787100151	0.204658598	**74%**
T1 TSE Axial	91.9	78.4	0.787100151	0.166352754	**78.9%**
Difusão	100.5	80.2	2.11850745	0.204658598	**90.3%**
T2 TSE Axial	88.5	77.2	0.532145012	0.144887192	**72.7%**

Analisando a Tabela 43, verificou-se que os valores percentuais de redução de pressão sonora variam dos 72.7% na sequência T2 TSE no plano axial aos 90.3% na sequência de difusão, do tipo EPI.

As Tabelas 44 e 45 representam os valores para a região do joelho.

Tabela 44 – Valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} das sequências utilizadas na região do joelho nos dois equipamentos.

Nome da Sequência	L_{Aeq} dB(A)		$L_{ex,8h}$ dB(A)		L_{Cpico} dB(C)	
	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T
Localizador 3 planos	94.2	76.1	59.5	**40.5**	**108.97**	**89.72**
DP TSE Axial	92.8	77.2	69.6	55.8	104.99	92.02
T1 SE Axial	**97.2**	72.6	**75.6**	51.0	108.93	90.23
T2 GE Axial	94.0	76.9	72.4	56.2	107.71	92.27
STIR Axial	92.4	**69.1**	71.6	49.3	107.16	90.47
T2 TSE Axial	87.8	71.8	67.1	51.3	102.79	90.75

Para o protocolo de joelho e, analisando a Tabela 44, verificou-se que o valor mais elevado foi medido na sequência T1 SE axial para os valores de L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$. Para o parâmetro L_{Cpico}, o valor mais alto foi atingido na sequência localizadora da RM 1.5T. Já os valores mais baixos, para os parâmetros $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} foram atingidos na sequência localizadora na RM 3T, enquanto que para o L_{Aeq} o valor mínimo foi encontrado na sequência STIR (2D, IR).

Tabela 45 – Redução de pressão sonora entre os equipamentos para as sequências medidas no protocolo de joelho.

Nome da Sequência	L_{Aeq} dB(A)		Pressão Sonora (Pa)		Redução de Pressão Sonora (%)
	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	
Localizador 3 planos	94.2	76.1	1.025722768	0.127652697	**87.6%**
DP TSE Axial	92.8	77.2	0.873031664	0.144887192	**83.4%**
T1 SE Axial	97.2	72.6	1.44887192	0.085315904	**94.1%**
T2 GE Axial	94.0	76.9	1.002374467	0.139968399	**86%**
STIR Axial	92.4	69.1	0.833738767	0.057020365	**93.2%**
T2 TSE Axial	87.8	71.8	0.490941783	0.077809029	**84.2%**

Analisando a Tabela 45, verificou-se que os valores percentuais de redução de pressão sonora variam dos 83.4% na sequência DP TSE no plano axial aos 94.1% na T1 SE no plano axial.

Resumidamente, verificou-se que os valores mais elevados para os três parâmetros avaliados foram atingidos na RM 1.5T, havendo uma redução da pressão sonora bastante significativa aquando da realização das mesmas sequências na RM 3T – entre 46.3% (sequência T2 CISS no protocolo de RM crânio-encefálica) e 94.1% (sequência T1 SE axial do protocolo de RM do joelho).

Posteriormente, a análise seguinte foi feita comparando os valores obtidos por tipo de sequência e comparando-as.

Sequências SE vs Sequências GE:

A primeira comparação foi feita entre as sequências do tipo SE e GE. A Tabela 46 demonstra a média e desvio padrão de todas as medições realizadas para as sequências SE e GE na totalidade, nos dois equipamentos.

Tabela 46 – Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências SE e GE nos dois equipamentos.

Sequência	N	$\bar{x}$ L_{Aeq} dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ $L_{ex,8h}$ dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ L_{Cpico} dB(C)	Desvio Padrão
SE	57	83.2	± 10.2	60.3	± 9.9	98.4	± 8.2
GE	35	86.2	± 9.2	58.8	± 11.6	99.6	± 8.6

Realizaram-se 57 medições a sequências SE e 35 medições a sequências GE. Verificou-se que tanto os valores dos três parâmetros avaliados não se distanciam entre si, quer se trate de sequências SE ou GE. Não se observam, portanto, diferenças significativamente estatísticas entre os dois tipos de sequências estudadas para os dois parâmetros avaliados (valor $\rho > 0.05$).

Sequências SE vs Sequências IR:

Na Tabela 47, encontram-se os valores da média e desvio padrão de todas as medições realizadas para as sequências SE e IR na totalidade, nos dois equipamentos.

Tabela 47 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências SE e IR nos dois equipamentos.

Sequência	N	$\bar{x}$ L_{Aeq} dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ $L_{ex,8h}$ dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ L_{Cpico} dB(C)	Desvio Padrão
SE	57	83.2	± 10.2	60.3	± 9.9	98.4	± 8.2
IR	24	79.6	± 6.9	58.8	± 7.4	97.7	± 6.0

Realizaram-se 57 medições a sequências SE e 24 medições a sequências IR. Verificou-se que para todos os parâmetros avaliados não se observam diferenças significativamente estatísticas entre os dois tipos de sequências estudadas (valor $\rho > 0.05$).

Sequências SE vs Sequências EPI:

Na Tabela 48, encontram-se os valores da média e desvio padrão de todas as medições realizadas para as sequências SE e EPI na totalidade, nos dois equipamentos.

Tabela 48 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências SE e EPI nos dois equipamentos.

Sequência	N	$\bar{x}$ L_{Aeq} dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ $L_{ex,8h}$ dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ L_{Cpico} dB(C)	Desvio Padrão
SE	57	83.2*	± 10.2	60.3	± 9.9	98.4*	± 8.2
EPI	9	91.1*	± 8.5	67.1	± 8.9	105.3*	± 8.9

*Valor $\rho < 0.05$

Realizaram-se 57 medições a sequências SE e 9 medições a sequências EPI. Verificou-se um maior distanciamento entre os valores de ambos os parâmetros para os tipos de sequências comparados. Para o parâmetro $L_{ex,8h}$ não se observam diferenças estatisticamente significativas, enquanto para os de valor L_{Aeq} e L_{Cpico} observa-se um valor $\rho < 0.05$, havendo, portanto, diferenças estatisticamente significativas para estes parâmetros.

Sequências GE vs Sequências IR:

A Tabela 49 demonstra a média e desvio padrão de todas as medições realizadas para as sequências GE e IR na totalidade, nos dois equipamentos.

Tabela 49 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências GE e IR nos dois equipamentos.

Sequência	N	$\bar{x}$ L_{Aeq} dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ $L_{ex,8h}$ dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ L_{Cpico} dB(C)	Desvio Padrão
GE	35	86.2	± 9.2	58.8	± 11.6	99.6	± 8.6
IR	24	79.6	± 6.9	58.8	± 7.4	97.7	± 6

Realizaram-se 35 medições das sequências do tipo GE e 24 medições a sequências do tipo IR. Verificou-se que para todos os parâmetros avaliados não se observam diferenças significativamente estatísticas entre os dois tipos de sequências estudadas (valor $\rho > 0.05$).

Sequências GE vs Sequências EPI:

A Tabela 50 demonstra a média e desvio padrão de todas as medições realizadas para as sequências GE e EPI na totalidade, nos dois equipamentos.

Tabela 50 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências GE e EPI nos dois equipamentos.

Sequência	N	$\bar{x}$ L_{Aeq} dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ $L_{ex,8h}$ dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ L_{Cpico} dB(C)	Desvio Padrão
GE	35	86.2	± 9.2	58.8	± 11.6	99.6	± 8.6
EPI	9	91.1	± 8.5	67.1	± 8.9	105.3	± 8.9

Realizaram-se 35 medições a sequências do tipo GE e 9 medições a sequências do tipo EPI. Apesar de, através da análise da Tabela 50 se notar um certo distanciamento entre os valores dos três parâmetros medidos, não se observam diferenças significativamente estatísticas entre os dois tipos de sequências estudadas para os parâmetros avaliados (valor $\rho > 0.05$).

Sequências IR vs Sequências EPI:

A Tabela 51 demonstra a média e desvio padrão de todas as medições realizadas para as sequências GE e IR na totalidade, nos dois equipamentos.

Tabela 51 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências IR e EPI nos dois equipamentos.

Sequência	N	$\bar{x}$ L_{Aeq} dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ $L_{ex,8h}$ dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ L_{Cpico} dB(C)	Desvio Padrão
IR	24	79.6*	± 6.9	58.8*	± 7.4	97.7*	± 6.0
EPI	9	91.1*	± 8.5	67.1*	± 8.9	105.3*	± 8.9

*Valor $\rho < 0.05$

Realizaram-se 24 medições a sequências IR e 9 medições a sequências EPI. Para todos os parâmetros mensurados, verificam-se diferenças estatisticamente significativas ($\rho < 0.05$).

Posteriormente a esta análise, foram elaborados gráficos *boxplot* para os valores de exposição pessoal diária ao ruído e dos níveis de pressão sonora de pico (gráficos 101 e 102, respetivamente), para cada tipo de sequência de pulso em RM. Em cada gráfico, os equipamentos são diferenciados em diferentes cores, sendo azul para a RM 1.5T e vermelha para a RM 3T.

Numa primeira análise e, comprovando as Tabelas 46. 47, 48, 49, 50 e 51, apresentadas anteriormente, os valores para ambos os parâmetros são mais elevados na RM 1.5T, comparativamente à RM 3T.

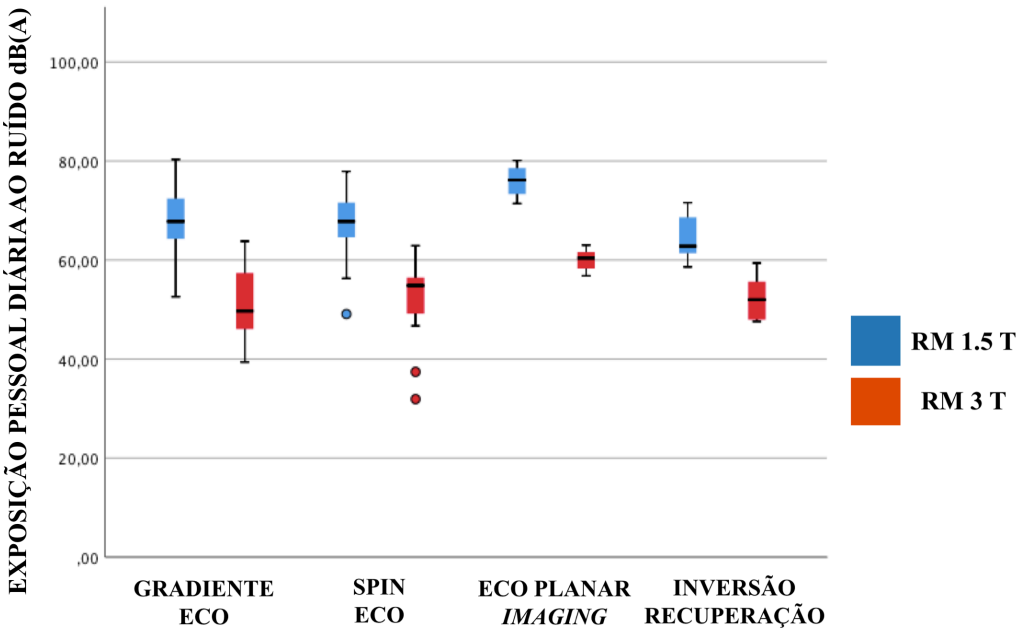


Figura 101 – Gráfico *boxplot* para os valores da exposição pessoal diária ao ruído, de acordo com os quatro tipos de sequências analisadas em cada equipamento.

Observando o gráfico da figura 101, para os valores de L_{ex8h}, verificou-se que:

- Para as sequências GE, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Em ambos os equipamentos, a mediana situa-se mais próxima de Q1. Não existem valores considerados potencialmente *outliers* nos dois equipamentos. Existe uma maior variabilidade de resultados na RM 3T;
- Para as sequências SE, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5T, esse valor situa-se ao nível do centro da caixa, enquanto que na RM 3T situa-se próximo de Q3. Em ambos os equipamentos, existem valores considerados potencialmente *outliers* inferiores, atingidos nas sequências usadas em espetroscopia por RM crânio-encefálica. A variabilidade de resultados é idêntica em ambos os equipamentos;
- Para as sequências EPI, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Em ambos os equipamentos, a mediana próximo de Q3. Não existem valores considerados potencialmente *outlier*s. Existe uma maior variabilidade de resultados na RM 1.5T;
- Para as sequências IR, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5T, esse valor próximo de Q1, enquanto que na RM 3T situa-se próximo de Q3. Não existem valores considerados potencialmente *outliers*. A variabilidade de resultados é idêntica em ambos os equipamentos.

Observando o gráfico da figura 101 e fazendo uma análise das sequências de pulso como um todo, verificou-se que a maior variabilidade nos resultados se encontra nas sequências GE e uma menor variabilidade nas sequências EPI.

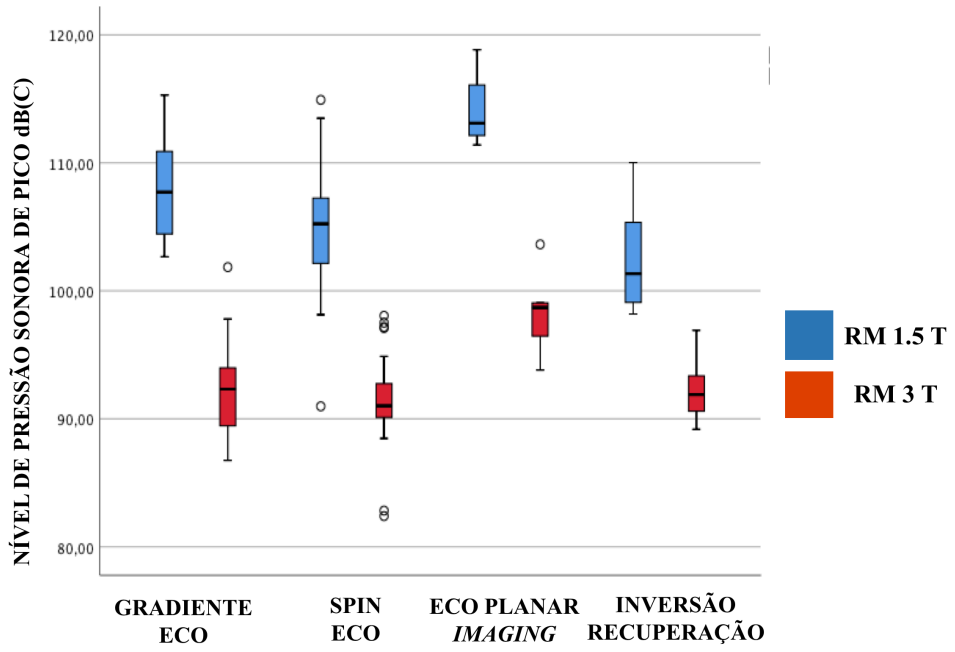


Figura 102 - Gráfico *boxplot* para os valores de pressão sonora de pico, de acordo com os quatro tipos de sequências analisadas em cada equipamento.

Observando o gráfico da figura 102, para os valores de pressão sonora de pico, verificou-se que:

- Para as sequências GE, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5T, a mediana situa-se ao nível do centro da caixa, enquanto na RM 3T situa-se próximo de Q3. Existe um valor considerado potencialmente *outlier* superior na RM 3T, atingido na sequência T1 FLASH usado na região abdominal. Existe uma maior variabilidade de resultados na RM 1.5T;
- Para as sequências SE, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5T, esse valor situa-se próximo de Q3, enquanto que na RM 3T situa-se próximo de Q1. Em ambos os equipamentos, existem valores considerados potencialmente *outliers* superiores e inferiores, estes últimos atingidos nas sequências de espetroscopia. Já os valores *outlier* superiores, na RM 1.5T corresponde à sequência T1 TSE axial realizada na região abdominal, enquanto que, na RM 3T, esses valores correspondem a três sequências: T2 CISS axial da região crânio-encefálica, T2 TSE axial da região abdominal e na sequência T2 TSE sagital da região da coluna vertebral. Existe uma maior variabilidade de resultados na RM 1.5T;
- Para as sequências EPI, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5T, a mediana situa-se próximo de Q1, enquanto na RM 3T situa-se próximo de Q3. Para este tipo sequência existe um valor considerado potencialmente *outlier* superior na RM 3T, atingido na sequência de difusão abdominal. Existe uma maior variabilidade de resultados na RM 1.5T;
- Para as sequências IR, a mediana para a RM 1.5T é superior relativamente à RM 3T. Na RM 1.5T, a mediana situa-se próximo de Q1, enquanto na RM 3T situa-se ao centro. Não existem valores considerados potencialmente *outlier*. Existe uma maior variabilidade de resultados na RM 1.5T.

Observando o gráfico da figura 102 e fazendo uma análise das sequências de pulso como um todo, verificou-se que a maior variabilidade nos resultados se escontra nas sequências GE e uma menor variabilidade nas sequências EPI.

Em seguida, passou-se para o estudo das sequências de acordo com a sua aquisição, se bidimensional (2D) ou tridimensional (3D). Para tal, anteriormente, classificaram-se e dividiram-se as sequências dessa forma. Assim, ao longo do estudo foram realizadas sequências 2D e 3D, independentemente do tipo. A Tabela 52 demonstra a média e desvio padrão de todas as medições realizadas para as sequências 2D e 3D na totalidade, nos dois equipamentos.

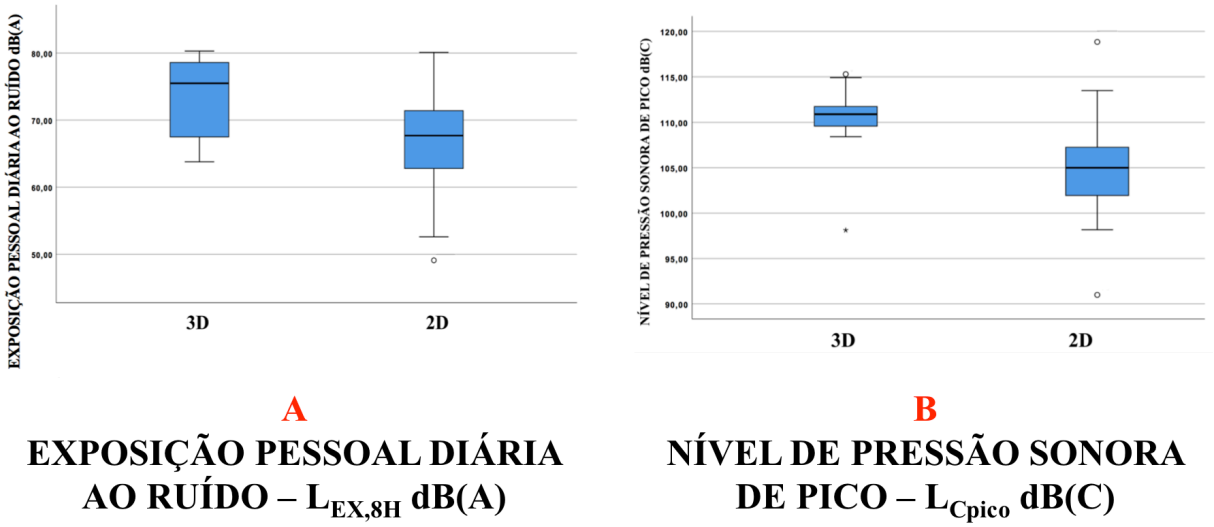
Tabela 52 - Comparação dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} entre as sequências 2D e 3D nos dois equipamentos.

Sequência	N	$\bar{x}$ L_{Aeq} dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ $L_{ex,8h}$ dB(A)	Desvio Padrão	$\bar{x}$ L_{Cpico} dB(C)	Desvio Padrão
2D	108	83.5	± 9.8	59.2*	± 9.9	98.5*	± 7.9
3D	16	87.3	± 8.2	66.1*	± 9.5	103.8*	± 8.5

*Valor $\rho < 0.05$

Realizaram-se 108 medições para as sequências do tipo 2D e 16 para as sequências do tipo 3D. Verificam-se diferenças estatisticamente significativas ($\rho < 0.05$) para os valores de exposição pessoal diária ao ruído e para o nível de pressão sonora de pico. Para os valores de nível sonoro contínuo equivalente não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($\rho = 0.122$).

Estes dois grupos de sequências (2D e 3D) foram agrupados, de acordo com a realização nos diferentes equipamentos utilizados na recolha de dados e os dois parâmetros contemplados na legislação nacional – nível de exposição pessoal diária ao ruído e o nível de pressão sonora de pico, nos gráficos *boxplot* 103 e 104 para as RM 1.5T e RM 3T, respetivamente.



A

EXPOSIÇÃO PESSOAL DIÁRIA AO RUÍDO – $L_{EX,8H}$ dB(A)

B

NÍVEL DE PRESSÃO SONORA DE PICO – L_{Cpico} dB(C)

Figura 103 - Gráficos *boxplot* para os parâmetros $L_{ex,8h}$ (103A) e L_{Cpico} (103B) para as sequências 3D e 2D na RM 1.5T.

Observando o gráfico da figura 103A, na RM 1.5T, para os valores de exposição pessoal diária ao ruído, verificou-se que para as sequências 3D, a mediana é superior relativamente às sequências 2D. Em ambas

as sequências a mediana encontra-se próxima de Q3. Os valores extremos máximos são relativamente na mesma ordem de dB(A) em ambas as sequências, enquanto que o valor mínimo encontrado é menor nas sequências 2D. Para as sequências 2D existe um valor considerado potencialmente *outlier* inferior, atingido na sequência de espetroscopia crânio-encefálica. A maior variabilidade de resultados encontra-se nas sequências 3D.

Analisando os valores de pressão sonora de pico (gráfico da figura 103B), verificou-se, também, que para as sequências 3D a mediana é superior relativamente às sequências 2D, sendo que, em ambas as sequências a mediana sensivelmente no centro da caixa. Os valores extremos máximo e mínimo são superiores nas sequências 3D. Verificou-se que existem valores considerados potencialmente *outliers* superiores (sequência T2 3D usada na colangiografia por RM e na difusão abdominal 2D) e inferiores (sequência T2 CISS axial 3D usada na região crânio-encefálica e na sequência de espetroscopia 2D usada também na região crânio-encefálica). A maior variabilidade de resultados encontra-se nas sequências 2D.

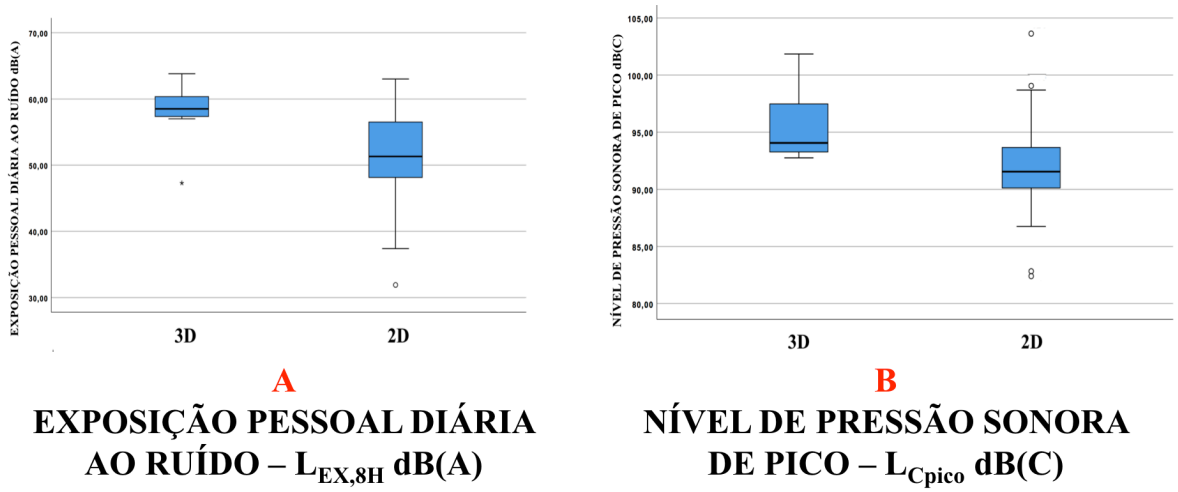


Figura 104 - Gráficos *boxplot* para os parâmetros L_{Cpico} (104A) e L_{Cpico} (104B) para as sequências 3D e 2D na RM 3T.

Observando o gráfico da figura 104A, na RM 3T, para os valores de exposição pessoal diária ao ruído, verificou-se que para as sequências 3D, a mediana é superior relativamente às sequências 2D. Em ambas as sequências a mediana encontra-se próxima de Q1. Para ambos os tipos de sequências existe um valor considerado potencialmente *outlier* inferior: no tipo 3D, o valor foi atingido na sequência T1 VIBE axial na região abdominal e no tipo 2D, esse valor foi atingido na sequência de espetroscopia crânio-encefálica. A maior variabilidade de resultados encontra-se nas sequências do tipo 2D.

Analisando os valores de nível sonoro de pico (figura 104B), verificou-se, também, que para as sequências 3D a mediana é superior relativamente às sequências 2D, sendo que, em ambas as sequências a mediana se localiza próximo de Q1. Verificou-se que existem valores *outlier* superiores e inferiores para as sequências 2D. Os valores superiores foram atingidos nas sequências usadas na difusão crânio-encefálica e abdominal e os valores inferiores foram atingidos nas sequências usadas na espetroscopia crânio-encefálica. A variabilidade de resultados é idêntica em ambos os tipos de sequências.

Resumindo e, através da análise efetuada, nos diferentes tipos de sequências usadas nos diferentes protocolos de imagem nas diferentes regiões anatómicas, os achados mais relevantes foram: i) os valores mais elevados foram atingidos nas sequências do tipo EPI e em algumas do tipo GE nas diferentes regiões anatómicas; ii) as sequências 3D possuem valores mais elevados quando comparados com as 2D; iii) existe uma redução de pressão sonora acentuada quando se compara a RM 1.5T com a RM 3T, sendo muito maior na primeira, podendo ser no máximo de 94.1% ; iv) as maiores diferenças entre os diferentes tipos de sequências foram observados entre as sequências SE e EPI e entre as sequências IR e EPI.

Antes de se passar à análise de como a alteração de determinados parâmetros poderia influenciar os valores de ruído acústico, foi realizada uma medição puramente ocupacional, uma vez que o médico neurorradiologista ao longo do exame fica no interior da sala de exames, por forma a dar indicações ao doente ao longo do decorrer do exame. Ao longo desse procedimento, o médico fica, no mínimo, três vezes exposto a toda a sequência do exame, uma a duas vezes por semana, dependendo do turno em questão. Essa sequência é realizada, no mínimo, quatro vezes durante um exame de RM crânio-encefálica funcional. Os valores alcançados nessa sequência estão dispostos na Tabela 53.

Tabela 53 – Exposição ocupacional do médico NR durante um exame de RM crânio-encefálica funcional.

Nome da Sequência	**T2 EPI BOLD Axial (utilizada na RM funcional)**
Duração	3 minutos e 8 segundos (0.051 h)
Tempo de exposição diária	0.028 h
Nível Sonoro Contínuo Equivalente - L_{Aeq}	82.3 dB(A)
Nível de Exposição Pessoal ao Ruído - $L_{ex,8h}$	58.8 dB(A)
Nível de Pressão Sonora de Pico - L_{Cpico}	99.8 dB(C)

4.4.2.4 Resultados dos valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} com alterações de parâmetros

Nesta análise, mantiveram-se a maioria dos parâmetros de algumas sequências inalterados, alterando-se apenas os seguintes: introdução de um pulso de RF "extra" de saturação de gordura, alteração da espessura de corte e, por fim, alteração do plano de corte. Apenas se testaram estas alterações em sequências para estudo crânio-encefálico e coluna vertebral, uma vez que são as regiões anatómicas mais estudadas e onde se realizam mais frequentemente as alterações destes parâmetros técnicos referidos.

Introdução do pulso "extra" de saturação de gordura:

A introdução do pulso de saturação de gordura foi testada em sequências para as regiões anatómicas mencionadas anteriormente para ambos os equipamentos, como pode ser observado nos esquemas das figuras 105 (RM 1.5T) e 106 (RM 3T). As saturações de gordura fazem parte de vários protocolos usados em RM crânio-encefálica, nomeadamente no estudo de órbitas, face, seios perinasais, canais auditivos internos, entre outras. Na região da coluna vertebral, a saturação de gordura é importante, por exemplo em situações pós-operatórias e patologia tumoral e infeciosa, por exemplo.

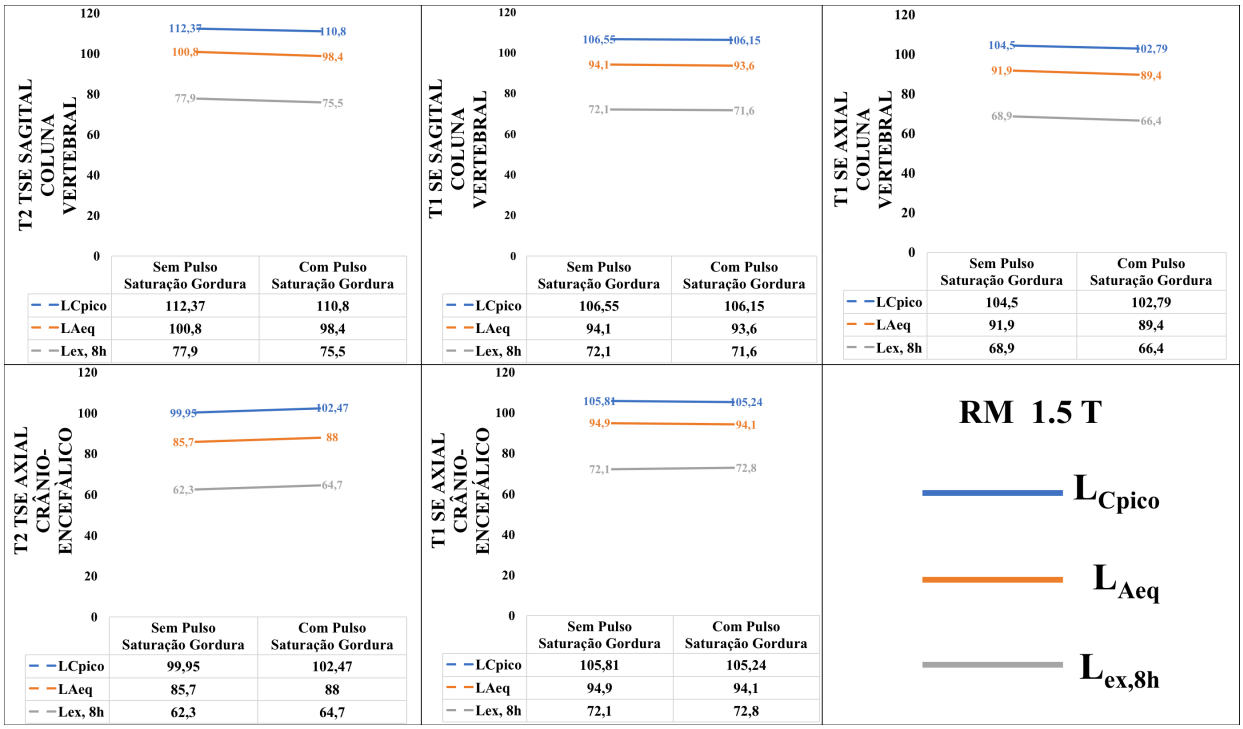


Figura 105 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ sem e com utilização de um pulso de RF "extra" de saturação de gordura na RM 1.5T.

Analisando a figura 105, verificou-se que, na RM 1.5T, o pulso "extra" de saturação de gordura não afeta consideravelmente os três valores mensurados numa escala logarítmica de dB, sendo as maiores alterações ao nível das sequências T2 TSE no plano sagital da coluna vertebral e T1 axial CE (ligeira redução) e na sequência T2 TSE no plano axial crânio-encefálico, onde se observa uma ligeira subida. No entanto, para se analisar exatamente a redução ou aumento da pressão sonora criada pela alteração dos parâmetros, os valores de dB(A) do nível sonoro contínuo equivalente foram convertidos em Pa e, posteriormente, procedeu-se ao cálculo da redução e aumento da pressão sonora, como observado na Tabela 54. Nesta, o aumento da pressão sonora está demonstrado com cor salmão e a redução da pressão sonora marcada com cor verde.

Tabela 54 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências sem e com utilização de um pulso extra de saturação de gordura na RM de 1.5T.

Sequência	Sem Pulso Saturação Gordura		Com Pulso Saturação Gordura		Aumento/Redução pressão sonora
	dB(A)	Pa	dB(A)	Pa	
T2 Sagital Coluna	100.8	2.192956392	98.4	1.663527542	**↓ 24.1%**
T1 Sagital Coluna	94.1	1.013981417	93.6	0.957260185	**↓ 5.6%**
T1 Axial Coluna	91.9	0.787100151	89.4	0.590241845	**↓ 25%**
T2 Axial CE	85.7	0.385504983	88	0.502377286	**↑ 30.3%**
T1 Axial CE	94.9	1.111808515	94.1	1.013981417	**↓ 8.8%**

Analisando a Tabela 54, verificou-se que apenas na sequência T2 axial CE é que houve um aumento da pressão sonora, sendo que nas restantes sequências mensuradas houve redução da pressão sonora aquando da adição do pulso de saturação de gordura.

Após a análise na RM 1.5T, passou-se para a mesma análise na RM 3T (figura 106).

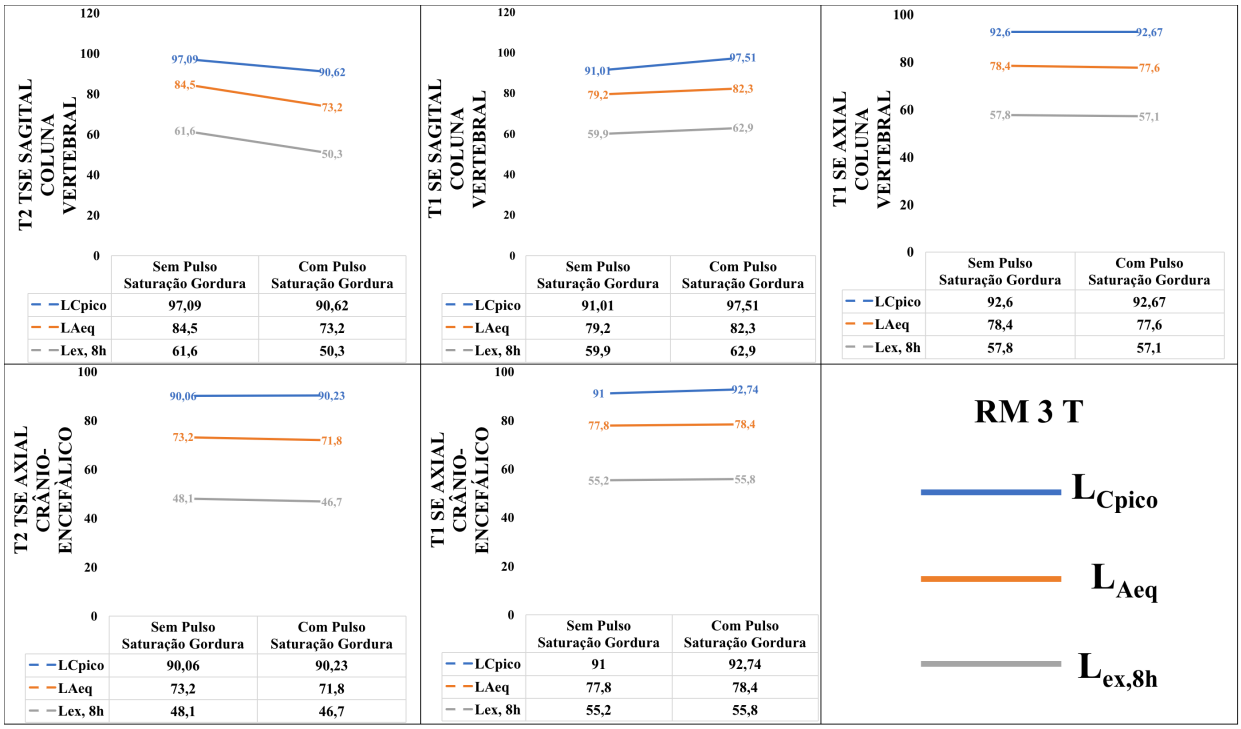


Figura 106 – Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ sem e com utilização de um pulso de RF "extra" de saturação de gordura na RM 3T.

Analisando a figura 106, na RM 3T, verificou-se que o pulso "extra" de saturação de gordura afeta, de forma mais consistente, apenas nas sequências de coluna vertebral, nomeadamente nas T2 TSE no plano sagital (diminuição considerável nos três valores mensurados) e T1 SE no plano sagital (ligeiro aumento dos valores medidos). Nas restantes medições não se observam alterações significativas nos valores medidos. Para se analisar exatamente a redução ou aumento da pressão sonora criada pela alteração dos parâmetros, os valores de dB(A) do nível sonoro contínuo equivalente foram convertidos em Pa e, posteriormente, procedeu-se ao cálculo da redução e aumento da pressão sonora, como observado na Tabela 55. Nesta, o aumento da pressão sonora está demonstrado com cor salmão e a redução da pressão sonora marcada com cor verde.

Tabela 55 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora (L_{Aeq}) entre sequências sem e com utilização de um pulso extra de saturação de gordura na RM de 3T.

Sequência	Sem Pulso Saturação Gordura		Com Pulso Saturação Gordura		Aumento/Redução pressão sonora
	dB(A)	Pa	dB(A)	Pa	
T2 Sagital Coluna	84.5	0.335760804	73.2	0.091417638	**↓ 72.8%**
T1 Sagital Coluna	79.2	0.182402168	82.3	0.260633356	**↑ 42.9%**
T1 Axial Coluna	78.4	0.166352754	77.6	0.151715515	**↓ 8.8%**
T2 TSE Axial CE	73.2	0.091417638	71.8	0.077809029	**↓ 14.9%**
T1 SE Axial CE	77.8	0.155249423	78.4	0.166352754	**↑ 7.2%**

Analisando a Tabela 55, verificou-se que nas sequências T1 sagital da coluna vertebral e T1 axial CE houve um aumento da pressão sonora, sendo que nas restantes sequências mensuradas houve redução da pressão sonora aquando da adição do pulso de saturação de gordura.

Diminuição da espessura de corte de 5mm para 3mm:

A alteração da espessura de corte de 5mm para 3mm foi testada apenas em sequências para a região crânio-encefálica, uma vez que é a região anatómica onde se procede mais vezes esse tipo de alteração, por forma a estudar diferentes componentes da região crânio encefálica, como por exemplo, as órbitas, os ouvidos, a hipófise, os seios cavernosos, seios perinasais, entre outros. Essa análise foi feita em ambas as RM, como pode ser observado na figura 107 (RM 1.5T) e na figura 108 (RM 3T).

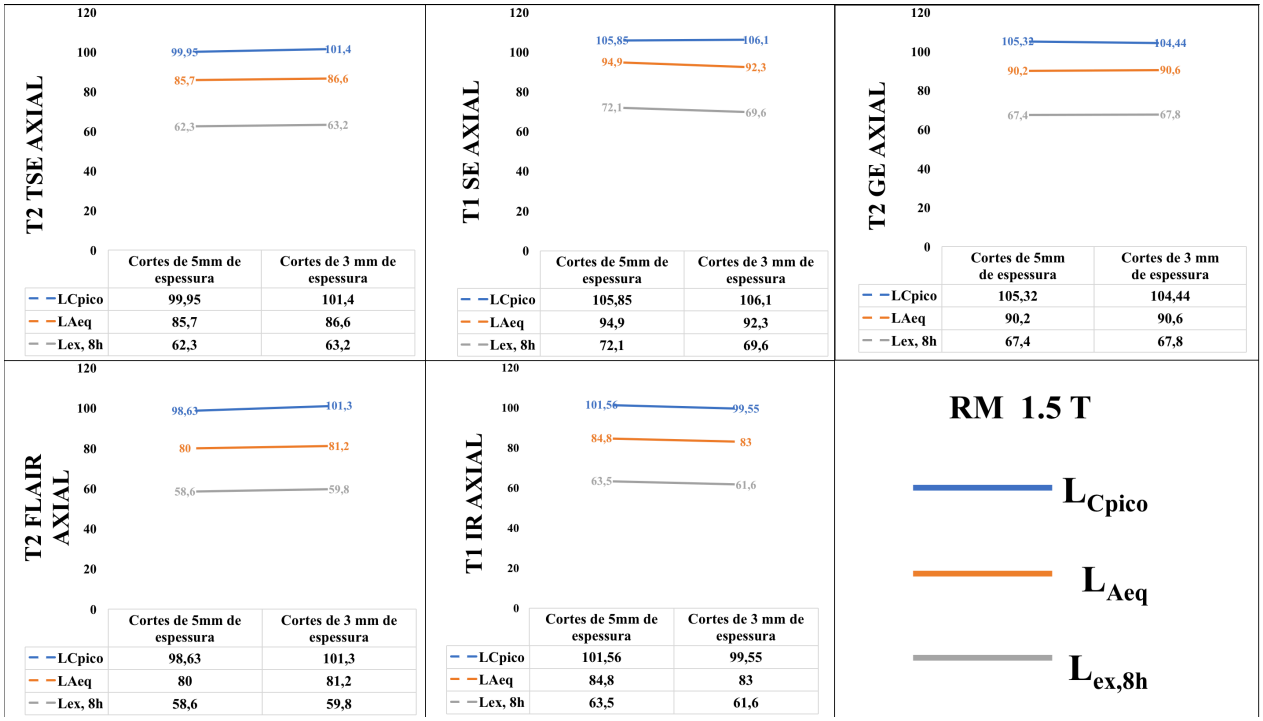


Figura 107 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ com espessura de corte de 5 mm e 3 mm, respetivamente, na RM 1.5T na região crânio-encefálica.

Analisando a figura 107, na RM 1.5T, verificou-se que a redução da espessura de corte afeta os valores atingidos nos três parâmetros relacionados com o ruído acústico medidos, aumentando ou diminuindo os valores, dependendo da sequência analisada. Para se analisar exatamente a redução ou aumento da pressão sonora criada pela alteração dos parâmetros, os valores de dB(A) do nível sonoro contínuo equivalente foram convertidos em Pa e, posteriormente, procedeu-se ao cálculo da redução e aumento da pressão sonora, como observado na Tabela 56. Nesta, o aumento da pressão sonora está demonstrado com cor salmão e a redução da pressão sonora marcada com cor verde.

Tabela 56 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências com 5mm e 3 mm de espessura de corte na RM de 1.5T na região crânio-encefálica.

Sequência	Espessura de Corte de 5 mm		Espessura de Corte de 3 mm		Aumento/Redução pressão sonora
	dB(A)	Pa	dB(A)	Pa	
T2 TSE Axial	85.7	0.385504983	86.6	0.427592418	**↑ 10.9%**
T1 SE Axial	94.9	1.111808515	92.3	0.824195038	**↓ 25.9%**
T2 GE Axial	90.2	0.647187314	90.6	0.677688312	**↑ 4.7%**
T2 FLAIR Axial	80	0.2	81.2	0.229630724	**↑ 14.8%**
T1 IR Axial	84.8	0.347560166	83	0.282507509	**↓ 18.7%**

Analisando a Tabela 56, numa maioria das sequências analisadas houve aumento da pressão sonora aquando da redução da espessura de corte, se bem que em duas das sequências houve diminuição da pressão sonora (nas sequências T1, tanto do tipo SE, como do tipo IR).

Após a análise na RM 1.5T, passou-se para a mesma análise na RM 3T (figura 108).

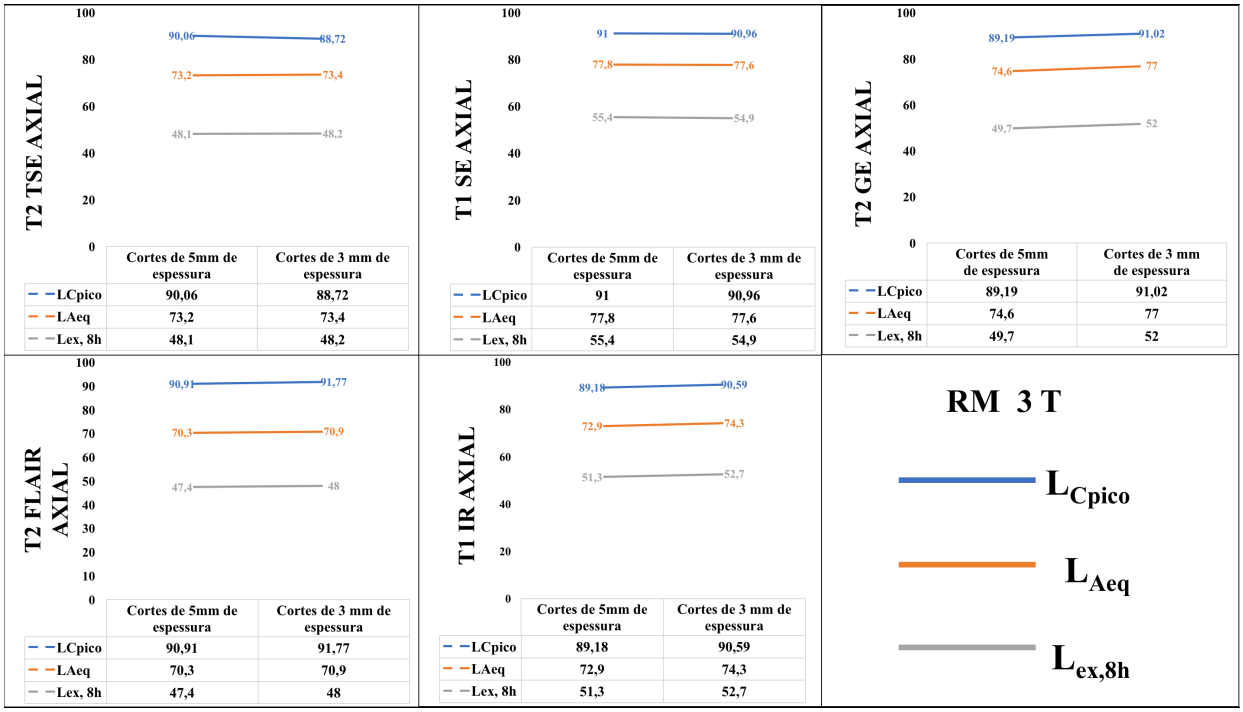


Figura 108 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ com espessura de corte de 5 mm e 3 mm, respetivamente na RM 3T para a região crânio-encefálica.

Analisando a figura 108, na RM 3T, verificou-se que a redução da espessura de corte afeta os valores atingidos nos três parâmetros medidos, aumentando ou diminuindo os valores, dependendo da sequência analisada. Para se analisar exatamente a redução ou aumento da pressão sonora criada pela alteração dos parâmetros, os valores de dB(A) do nível de pressão sonora contínuo equivalente foram convertidos em Pa e, posteriormente, procedeu-se ao cálculo da redução e aumento da pressão sonora, como observado na Tabela 57. Nesta, o aumento da pressão sonora está demonstrado com cor salmão e a redução da pressão sonora marcada com cor verde.

Tabela 57 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências com 5mm e 3 mm de espessura de corte na RM de 3T para a região crânio-encefálica.

Sequência	Espessura de Corte de 5 mm		Espessura de Corte de 3 mm		Aumento/Redução pressão sonora
	dB(A)	Pa	dB(A)	Pa	
T2 TSE Ax	73.2	0.091417638	73.4	0.093547028	**↑ 2.3%**
T1 SE Axial	77.8	0.155249423	77.6	0.151715515	**↓ 2.3%**
T2 GE Axial	74.6	0.107406359	77	0.141589157	**↑ 31.8%**
T2 FLAIR Axial	70.3	0.065468139	70.9	0.070150375	**↑ 7.2%**
T1 IR Axial	72.9	0.088314089	74.3	0.103760008	**↑ 17.5%**

Analisando a Tabela 57, numa maioria das sequências analisadas houve aumento da pressão sonora aquando da redução da espessura de corte. Apenas na sequência T1 SE axial houve uma ligeira redução da pressão sonora (2.3%).

Alteração de plano de corte da sequência:

A alteração do plano de corte de estudo foi testada apenas em sequências para as regiões crânio-encefálica, como pode ser observado nas figuras 109 (RM 1.5T) e 110 (RM 3T). Esta alteração apenas foi realizada na região crânio-encefálica, uma vez que é a região onde se realizam mais exames e, na maior parte dos exames, se realizam imagens nos três planos ortogonais nas diferentes ponderações e sequências, exceto na sequência do tipo EPI.

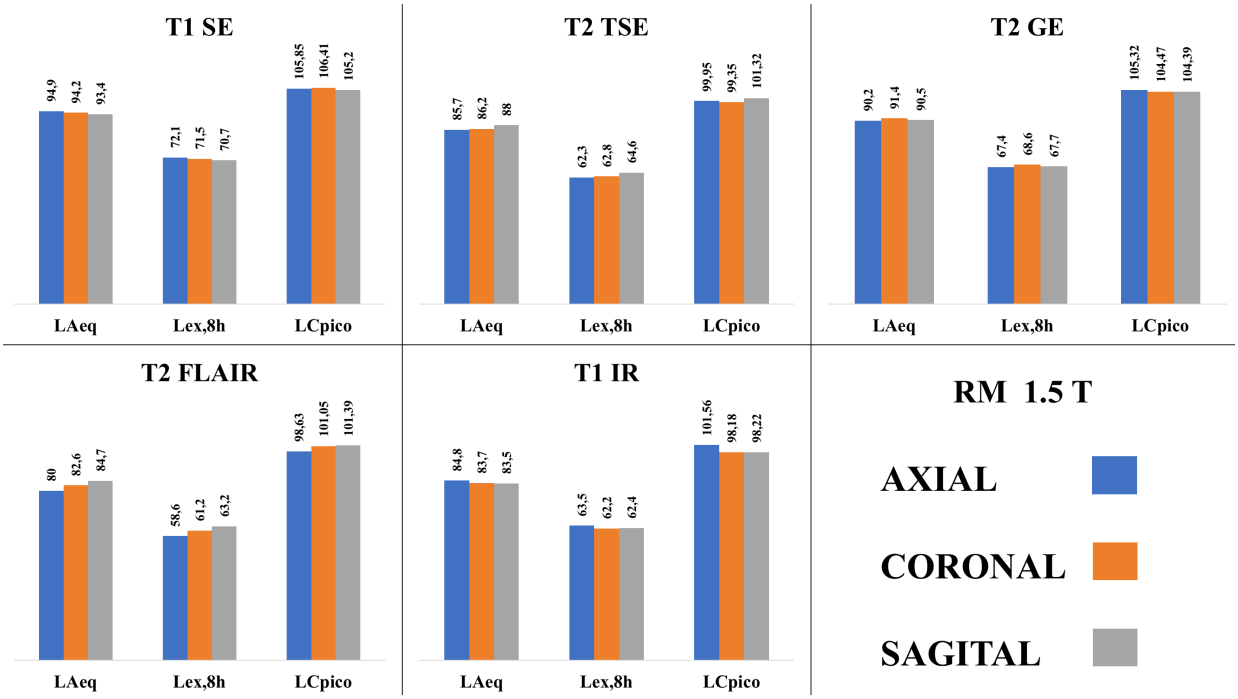


Figura 109 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ de acordo com os diferentes planos de corte utilizados nas sequências do protocolo de RM crânio-encefálica para a RM 1.5T.

Analisando os gráficos de barras da figura 109, verificou-se que não existem diferenças notórias nos três parâmetros avaliados, à exceção da sequência ponderada em T2 FLAIR, onde a passagem do plano axial para os planos coronal e sagital existe um aumento significativo.

Posteriormente, passou-se para a análise dos níveis percentuais de aumento ou redução da pressão sonora das diferentes sequências aquando da passagem do plano axial para os planos coronal e sagital, tendo sempre como referência o valor do plano axial para fins de comparação. Esses valores estão dispostos na Tabela 58. Nesta, o aumento da pressão sonora está demonstrado com cor salmão e a redução da pressão sonora marcada com cor verde.

Tabela 58 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências com diferentes planos de corte na RM de 1.5T.

Sequência	AXIAL – dB(A)	CORONAL	SAGITAL
T2 TSE Axial CE	85.7	**↑ 5.92%**	**↑ 30.31%**
T1 SE Axial CE	94.9	**↓ 7.74%**	**↓ 15.86%**
T2 GE Axial CE	90.2	**↑ 14.81%**	**↑ 3.51%**
T2 FLAIR Axial CE	80	**↑ 34.9%**	**↑ 71.2%**
T1 IR Axial CE	84.8	**↑ 11.9%**	**↑ 13.9%**

Pela Tabela 58, comparando os valores medidos para o plano axial com os planos coronal e sagital, verificou-se, exceto na sequência T1 SE, um aumento dos valores de pressão sonora medidos, sendo que esses aumentos são mais notórios aquando da passagem do plano axial para o sagital.

Procedeu-se ao mesmo tipo de análise para a RM 3T (figura 110).

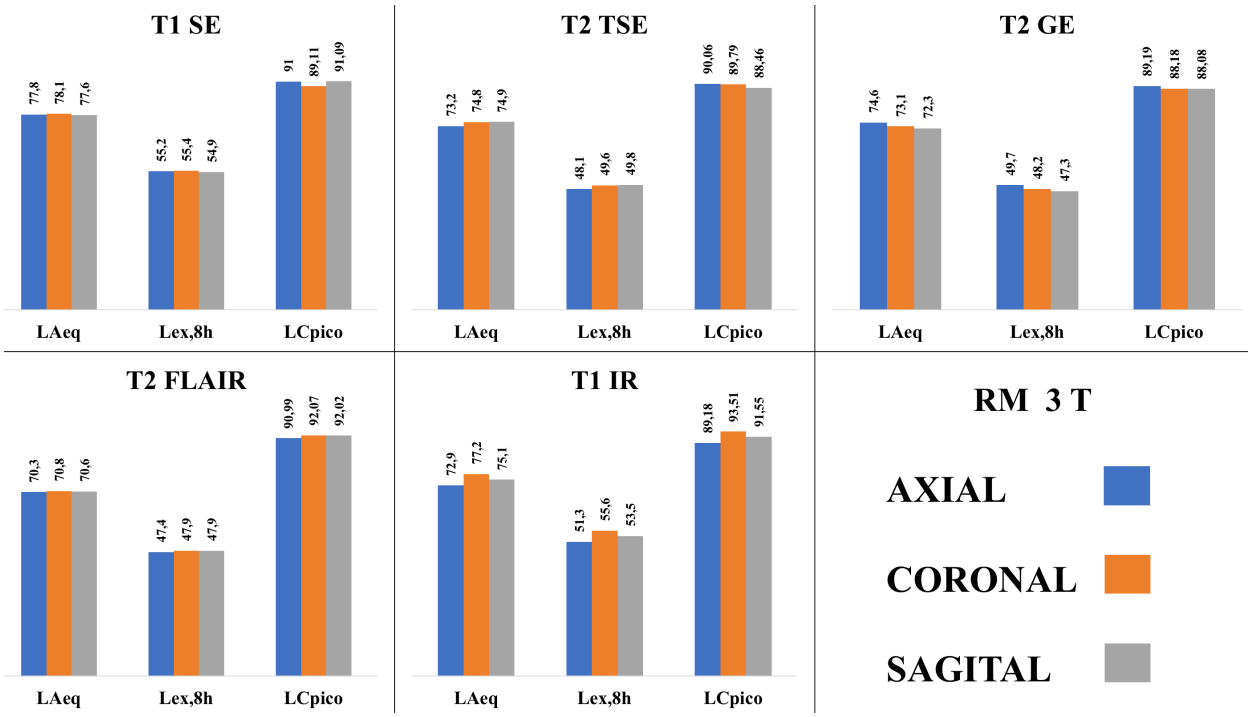


Figura 110 - Valores de L_{Cpico}, L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$ de acordo com os diferentes planos de corte utilizados nas sequências do protocolo de RM crânio-encefálica para a RM 3T.

Analisando os gráficos da figura 110, verificou-se que, em termos de avaliação dos três parâmetros medidos não existem diferenças notórias, à exceção do da sequência ponderada em T1 IR.

Posteriormente, passou-se para a análise dos níveis percentuais de aumento ou redução da pressão sonora quando se altera o plano de corte de axial para coronal ou sagital. Esses valores estão dispostos na Tabela 59. Nesta, o aumento da pressão sonora está demonstrado com cor salmão e a redução da pressão sonora marcada com cor verde.

Tabela 59 – Percentagem de aumento ou redução do nível de exposição de pressão sonora contínua equivalente (L_{Aeq}) entre sequências com diferentes planos de corte na RM de 3T.

Sequência	AXIAL - dB(A)	CORONAL	SAGITAL
T2 TSE Axial CE	73.2	**↑ 3.51%**	**↑ 2.28%**
T1 SE Axial CE	77.8	**↑ 20.23%**	**↑ 21.62%**
T2 GE Axial CE	74.6	**↓ 15.86%**	**↓ 23.26%**
T2 FLAIR Axial CE	70.3	**↑ 5.92%**	**↑ 3.51%**
T1 IR Axial CE	72.97	**↑ 64.06%**	**↑ 28.82%**

Pela Tabela 59, comparando os valores do plano axial com os planos coronal e sagital, verificou-se, exceto na sequência T2 GE, um aumento dos valores de pressão sonora medidos.

4.4.2.5 Resultados para diferentes protocolos/patologias

Com base nos valores obtidos, foi possível observar os níveis de ruído acústico a que os doentes estão sujeitos em determinados exames, mediante a sua patologia. Esta análise poder-se-ia fazer na maior parte das patologias estudadas por RM, mas foram realizados gráficos de barras ilustrativos apenas para determinadas patologias, demonstrando a variação da intensidade de ruído acústico a que estão sujeitos ao longo de cada exame. Desta forma, selecionou-se apenas a RM 1.5 T, uma vez que é a que possui valores mais elevados de exposição dos parâmetros de ruído acústico avaliados, assim como algumas patologias mais comuns em RM, tais como: esclerose múltipla, malformações arteriovenosas (MAV) e tumores de alto grau (RM crânio-encefálica), doença degenerativa discal (RM da coluna vertebral) e protocolo padrão para estudo abdominal para pesquisa de patologia hepática.

Em cada gráfico de barras, é demonstrado o valor do nível sonoro contínuo equivalente (cor azul), o valor de exposição pessoal diária ao ruído (cor laranja) e o valor de pressão sonora de pico (cor verde).

Desta forma, começou-se a análise pelo protocolo padrão para os doentes com esclerose múltipla (figura 111). Através do gráfico relativo a essa patologia, verificou-se que os valores mais elevados são alcançados no parâmetro L_{Cpico}, sendo os valores mais baixos encontrados no parâmetro $L_{ex,8h}$. A sequência de difusão do tipo EPI atingiu os valores mais altos para os parâmetros L_{Aeq} e L_{Cpico}, enquanto os valores mais altos de $L_{ex,8h}$ foram atingidos nas sequências T1 SE, tanto axial como coronal. Os valores mais baixos para os parâmetros L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} foram atingidos nas sequências T2 FLAIR axial, T2 HASTE localizador e T2 FLAIR axial, respetivamente.

Esta análise continuou com o protocolo padrão utilizado para estudo de tumores cerebrais (figura 112). Através do gráfico de barras da figura 112, verificou-se que os valores mais elevados para os três parâmetros são alcançados nas sequências do tipo EPI da perfusão e na sequência 3D T1 MPRAGE pós contraste, enquanto que os valores mais baixos são atingidos nas sequências usadas para espetroscopia nos três parâmetros avaliados.

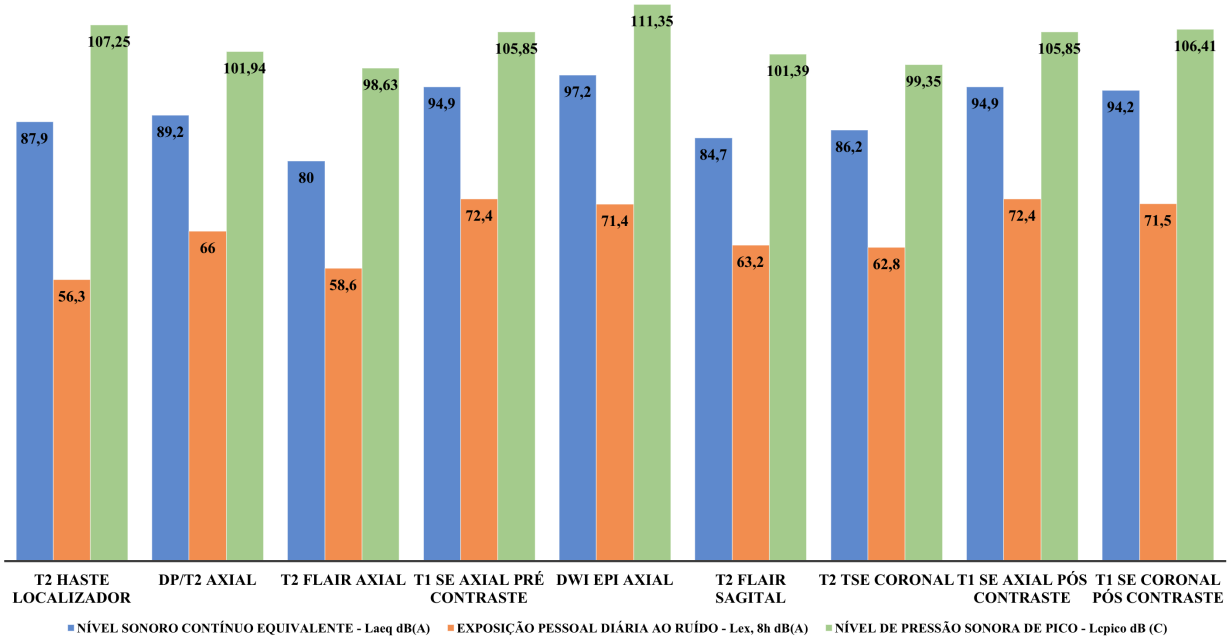


Figura 111 – Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de esclerose múltipla (estudo crânio-encefálica).

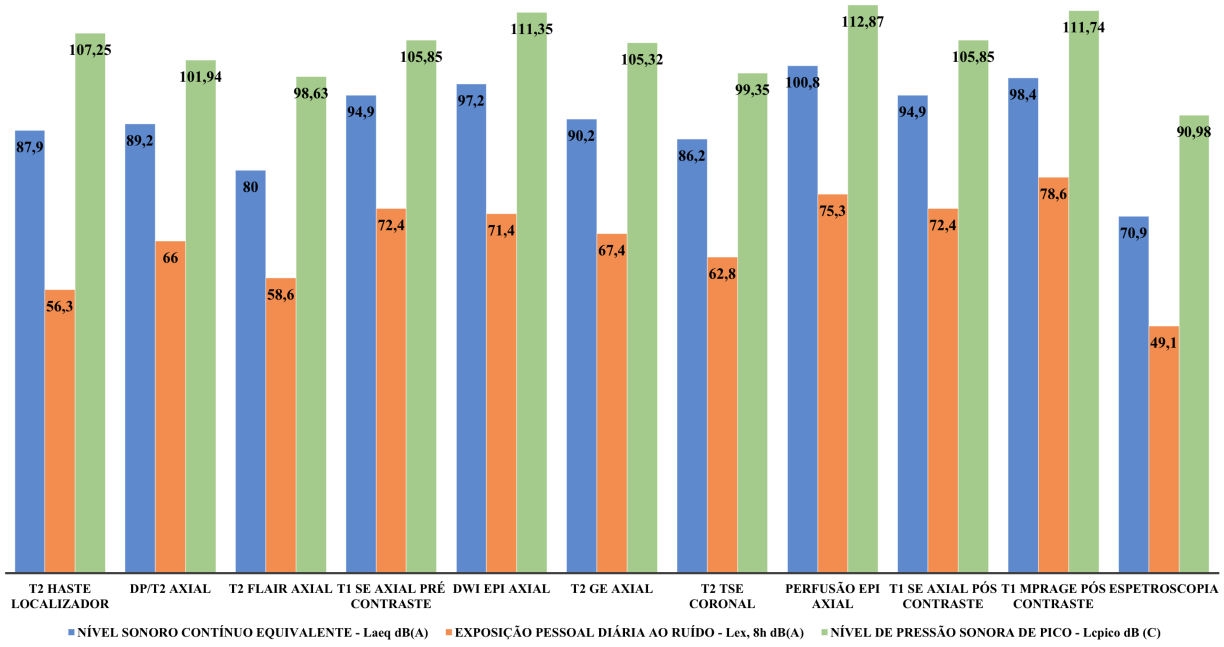


Figura 112 - Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de tumores cerebrais (estudo crânio-encefálico).

Passou-se para a análise do protocolo padrão para malformações arteriovenosas (figura 113). Através do gráfico de barras, verificou-se que os valores mais elevados para os três parâmetros são alcançados nas duas sequências angiográficas (TOF) e na sequência 3D T1 MPRAGE pós contraste. Os valores mais baixos para os parâmetros L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} foram atingidos nas sequências T2 FLAIR axial, T2 HASTE localizador e T2 FLAIR axial, respetivamente.

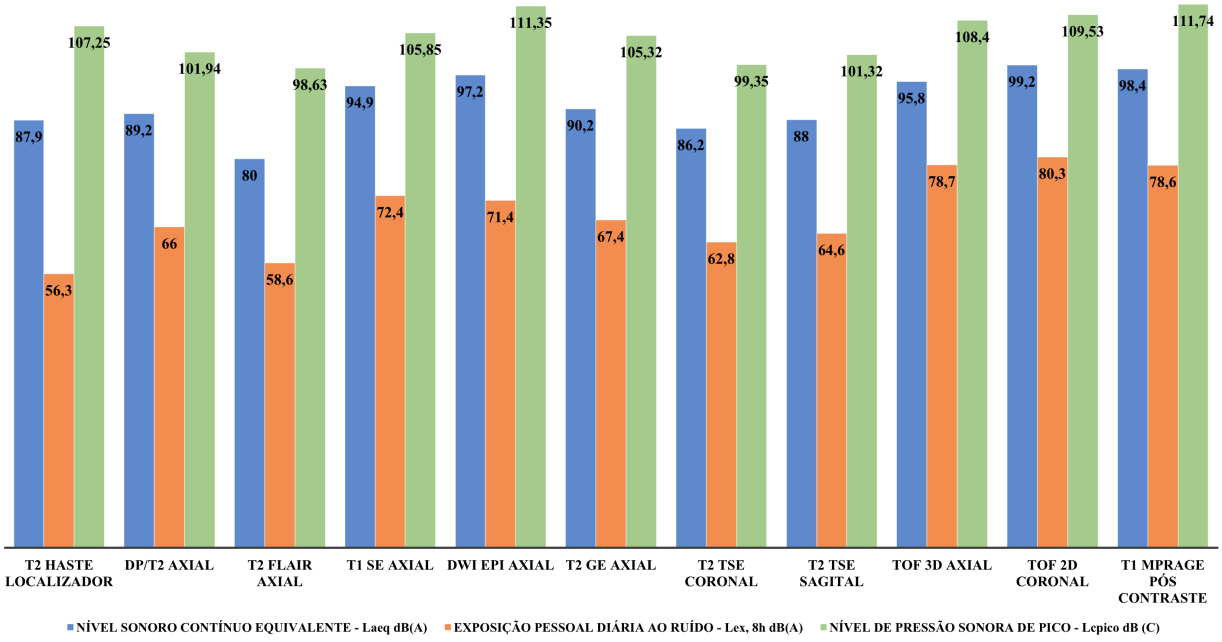


Figura 113 - Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de malformações arteriovenosas (estudo crânio-encefálico).

Depois da análise dos protocolos padrão de três patologias crânio-encefálicos, passou-se ao estudo de um protocolo de coluna vertebral, mais concretamente da doença degenerativa discal (figura 114). Através da análise do gráfico de barras correspondente, verificou-se que os valores mais elevados para os parâmetros L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} foram atingidos nas sequências T2 TSE no plano sagital. Os valores mais baixos para os três parâmetros na sequência T1 GE localizador.

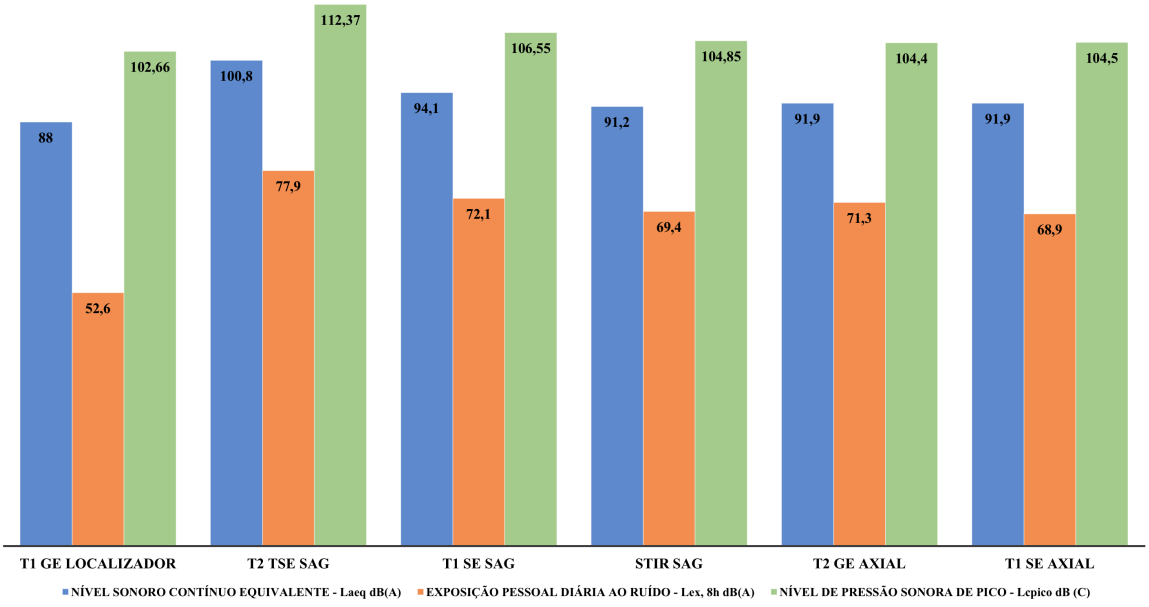


Figura 114 - Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de doença degenerativa discal da coluna vertebral.

Por fim, foi realizada a análise de um protocolo padrão de estudo de patologia hepática (estudo abdominal) (figura 115).

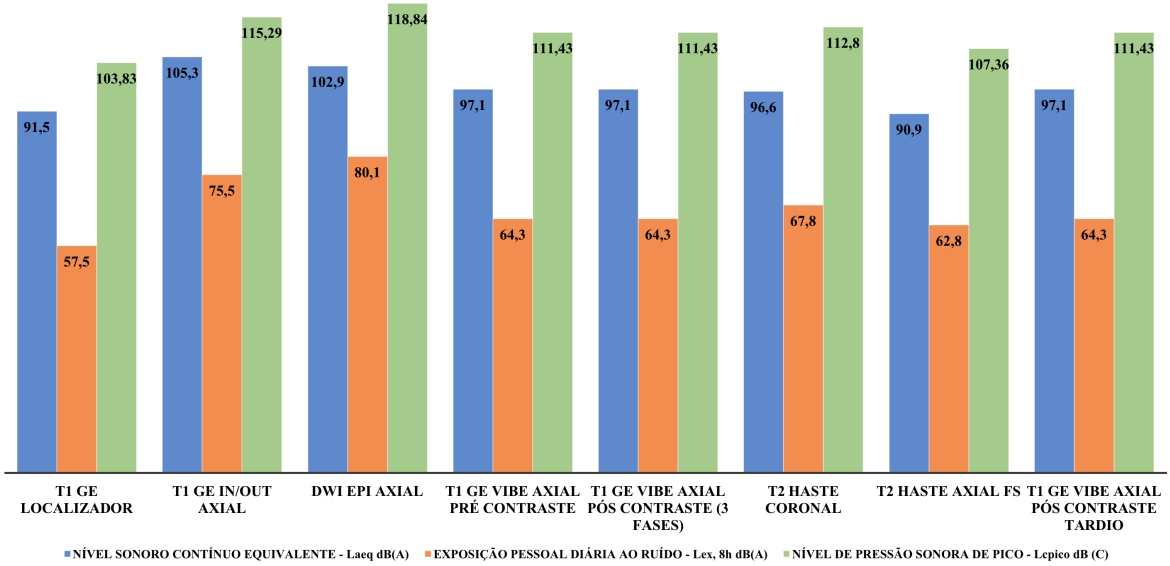


Figura 115 - Valores de nível de pressão sonora contínua equivalente (azul), exposição pessoal diária ao ruído (laranja) e nível de pressão sonora de pico (verde) para as diferentes sequências utilizadas no protocolo padrão de estudo de patologia hepática (estudo abdominal).

Através da análise da figura 115, verificou-se que o valor mais elevado para o parâmetro L_{Aeq} foi atingido na sequência T1 IN/OUT no plano axial, enquanto que para os parâmetros $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} foram atingidos na sequência de difusão (tipo EPI) no plano axial. O valor mais baixo para o parâmetro L_{Aeq} foi atingido na sequência T2 HASTE no plano axial, enquanto que para os parâmetros $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} foram atingidos na sequência T1 GE localizador.

4.4.2.6 Resultados relativos à razão sinal-ruído e razão contraste-ruído

Nesta fase do estudo, foram analisados dois parâmetros relacionados com a qualidade de imagem final em RM, nomeadamente a RSR e a RCR nas principais sequências utilizadas no protocolo de exame crânio-encefálico, nos dois equipamentos, uma vez ser este tipo de RM a mais comum. Desta forma, foram manipulados três parâmetros que influem diretamente na RSR: NEX, matriz e espessura de corte. Nas diferentes Tabelas, os valores marcados a vermelho são os realizados na rotina clínica diária, sendo os restantes manipulados, de forma a se analisarem as alterações de valores, tanto no tempo de aquisição, como no $L_{ex,8h}$. A análise foi feita em ambos os equipamentos. As Tabelas 60, 61 e 62 são relativos à RM 1.5T e as 63, 64 e 65 são relativas à RM 3T.

Primeiramente, foi manipulado o parâmetro do número de excitações (NEX) na RM 1.5T, aumentando ou retirando uma excitação, dependendo da sequência em questão. Esses valores encontram-se na Tabela 60. Nesta, a vermelho encontra-se realçada a sequência utilizada atualmente no departamento de RM do presente estudo.

Tabela 60 – Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração do valor do NEX na RM 1.5T.

Sequência	NEX	RSR	RCR	Tempo Aquisição	$L_{ex,8h}$ – dB(A)
T1 SE Axial	**2**	**208.18**	**57.38**	**2 min 56 seg**	**72.1**
	1	151.42	48.17	1 min 30 seg	69.2
	3	240.55	66.05	4 min 23 seg	74.3
T2 TSE Axial	**2**	**155.21**	**23.92**	**2 min 22 seg**	**62.3**
	1	110.88	17.44	1 min 14 seg	59.4
	3	184.42	31.72	3 min 30 seg	64.0
T2 FLAIR Axial	**1**	**172.39**	**25.72**	**3 min 46 seg**	**58.6**
	2	222.64	34.77	7 min 14 seg	61.7
	1 - Tirar uma concatenuação	174.33	22.79	2 min 22 seg	56.6
T2 GE Axial	**1**	**113.09**	**36.58**	**2 min 53 seg**	**67.4**
	2	159.12	53.58	5 min 44 seg	70.8
T1 IR Axial	**1**	**34.37**	**5.99**	**3 min 53 seg**	**63.5**
	2	45.73	8.11	7 min 37 seg	66.7

Pela análise dos valores da Tabela 60, verificou-se que se se aumentar o número de NEX existe um aumento no valor de $L_{ex,8h}$ e caso haja redução desse parâmetro, existe uma diminuição do valor de $L_{ex,8h}$. Por outro lado, ao aumentar-se o número de NEX, tem-se a vantagem do aumento da RSR e da RCR.

Seguidamente, foi realizada a análise de acordo com a alteração da matriz de imagem, aumentado ou diminuindo o tamanho da mesma (Tabela 61) na RM 1.5T. Na Tabela 61, a vermelho encontra-se realçada a sequência utilizada atualmente no departamento de RM do presente estudo.

Tabela 61 - Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração do valor da matriz de imagem na RM 1.5T.

Sequência	Matriz	RSR	RCR	Tempo Aquisição	$L_{ex,8h}$ – dB(A)
T1 SE Axial	**320**	**208.18**	**57.38**	**2 min 56 seg**	**72.1**
	256	249.95	68.44	2 min 22 seg	71.5
	384	172.04	41.52	3 min 30 seg	73.2
T2 TSE Axial	**384**	**155.21**	**23.92**	**2 min 22 seg**	**62.3**
	320	199.69	30.51	1 min 56 seg	60.8
	448	123.57	20.04	2 min 47 seg	62.8
T2 FLAIR Axial	**256**	**172.39**	**25.72**	**3 min 46 seg**	**58.6**
	320	132.86	18.47	4 min 34 seg	59.5
T2 GE Axial	**256**	**113.09**	**36.58**	**2 min 53 seg**	**67.4**
	320	72.93	25.27	3 min 36 seg	68.7
T1 IR Axial	**320**	**34.37**	**5.99**	**3 min 53 seg**	**63.5**
	256	37.64	8.56	3 min 11 seg	62.9
	384	26.26	4.03	4 min 42 seg	64.5

Pela análise dos valores da Tabela 61, verificou-se que se se aumentar o tamanho da matriz existe um pequeno aumento do valor de $L_{ex,8h}$. Por outro lado, ao aumentar-se o tamanho da matriz, verificou-se que tanto a RSR, como a RCR são menores, relativamente à sequência que é usada no protocolo de rotina.

Seguidamente, foi realizada a análise quanto à alteração da espessura de corte de 5mm para 3mm na RM 1.5T (Tabela 62). Na Tabela 62, a vermelho encontra-se realçada a sequência utilizada atualmente no departamento de RM do presente estudo.

Tabela 62 - Valores da RSR, RCR e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração da espessura de corte na RM 1.5T.

Sequência	Espessura de corte	RSR	RCR	Tempo Aquisição	$L_{ex,8h}$ – dB(A)
T1 SE Axial	**5 mm**	**208.18**	**57.38**	**2 min 56 seg**	**72.1**
	3 mm	124.93	33.17	Mesmo	Mesmo
T2 TSE Axial	**5 mm**	**155.21**	**23.92**	**2 min 22 seg**	**62.3**
	3 mm	90.30	12.74	Mesmo	Mesmo
T2 FLAIR Axial	**5 mm**	**172.39**	**25.72**	**3 min 46 seg**	**58.6**
	3 mm	104.18	15.79	Mesmo	Mesmo
T2 GE Axial	**5 mm**	**113.09**	**36.58**	**2 min 53 seg**	**67.4**
	3 mm	68.09	24.42	Mesmo	Mesmo
T1 IR Axial	**5 mm**	**34.37**	**5.99**	**3 min 53 seg**	**63.5**
	3 mm	18.80	3.08	Mesmo	Mesmo

Pela análise dos valores da Tabela 62, verificou-se que se se diminuir a espessura de corte, o valor de $L_{ex,8h}$ mantém-se inalterado, havendo prejuízo nos valores obtidos para a RSR e a RCR.

Passou-se para a análise da alteração dos mesmos parâmetros para a RM 3T, como observado na Tabela 63. Nesta, a vermelho encontra-se realçada a sequência utilizada atualmente no departamento de RM do presente estudo.

Tabela 63 - Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração do valor do NEX na RM 3T.

Sequência	NEX	RSR	RCR	Tempo Aquisição	$L_{ex,8h}$ – dB(A)
T1 SE Axial	**1**	**442.62**	**409.44**	**2 min 59 seg**	**55.2**
	2	548	487.16	5 min 44 seg	58.4
T2 TSE Axial	**2**	**251.63**	**160.64**	**1 min 47 seg**	**48.1**
	1	232.96	120.92	1 min 02 seg	46.5
	3	303.82	217.78	2 min 37 seg	50.2
T2 FLAIR Axial	**1**	**349.23**	**187.90**	**2 min 44 seg**	**47.4**
	2	375.21	263.46	4 min 32 seg	49.9
	1 - Tirar uma concatenuação	357.73	167.54	1 min 24 seg	44.5
T2 GE Axial	**2**	**256.79**	**407.51**	**1 min 53 seg**	**49.7**
	1	197.24	248.82	57 seg	45.4
	3	286.05	416.19	2 min 49 seg	51.8
T1 IR Axial	**1**	**263.83**	**129.39**	**3 min 32 seg**	**51.3**
	2	347.73	190.05	6 min 57 seg	54.2
	1 - Tirar uma concatenuação	249.97	131.57	1 min 22 seg	46.9

Pela análise dos valores da Tabela 63, verificou-se que se se aumentar o número de NEX existe um aumento no valor de $L_{ex,8h}$ e caso haja redução desse parâmetro, existe uma diminuição do valor de $L_{ex,8h}$. Por outro lado, ao aumentar-se o número de NEX, tem-se a vantagem do aumento da RSR e da RCR.

Seguidamente, foi realizada a análise de acordo com a alteração da matriz de imagem, aumentado ou diminuindo o tamanho da mesma (Tabela 64) na RM 3T. Na Tabela 64, a vermelho encontra-se realçada a sequência utilizada atualmente no departamento de RM do presente estudo.

Tabela 64 - Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração do valor da matriz de imagem na RM 3T.

Sequência	Matriz	RSR	RCR	Tempo Aquisição	$L_{ex,8h}$ – dB(A)
T1 SE Axial	**320**	**442.62**	**409.44**	**2 min 59 seg**	**55.2**
	256	513.89	494.97	2 min 24 seg	54.5
	384	432.52	304.30	3 min 35 seg	56.3
T2 TSE Axial	**448**	**251.63**	**160.64**	**1 min 47 seg**	**48.1**
	384	284.42	222.57	1 min 37 seg	47.8
	512	228.85	161.55	2 min 08 seg	49.6
T2 FLAIR Axial	**256**	**349.23**	**187.90**	**2 min 44 seg**	**47.4**
	320	201.21	125.34	3 min 20 seg	48.6
T2 GE Axial	**256**	**256.79**	**407.51**	**1 min 53 seg**	**49.7**
	320	200.49	286.95	2 min 17 seg	51.2
T1 IR Axial	**320**	**263.83**	**129.39**	**3 min 32 seg**	**51.3**
	256	379.68	168.16	2 min 52 seg	50.1
	384	205.95	110.35	4 min 12 seg	52.2

Pela análise dos valores da Tabela 64, verificou-se que se se aumentar o tamanho da matriz existe um pequeno aumento do valor de $L_{ex,8h}$. Por outro lado, ao aumentar-se o tamanho da matriz, verificou-se que tanto a RSR, como a RCR são menores, relativamente à sequência que é usada no protocolo de rotina.

Seguidamente, foi realizada a análise quanto à alteração da espessura de corte de 5mm para 3mm na RM 1.5T (Tabela 65). Na Tabela, a vermelho encontra-se realçada a sequência utilizada atualmente no departamento de RM do presente estudo.

Tabela 65 - Valores da RSR, RCR, tempo de aquisição e $L_{ex,8h}$ de acordo com a alteração da espessura de corte na RM 3T.

Sequência	Espessura de corte	RSR	RCR	Tempo Aquisição	$L_{ex,8h}$ – dB(A)
T1 SE Axial	**5 mm**	**442.62**	**409.44**	**2 min 59 seg**	**55.2**
	3 mm	303.11	213.99	Mesmo	Mesmo
T2 TSE Axial	**5 mm**	**251.63**	**160.64**	**1 min 47 seg**	**48.1**
	3 mm	159.6	74.92	Mesmo	Mesmo
T2 FLAIR Axial	**5 mm**	**349.23**	**187.90**	**2 min 44 seg**	**47.4**
	3 mm	238.77	72.39	Mesmo	Mesmo
T2 GE Axial	**5 mm**	**256.79**	**407.51**	**1 min 53 seg**	**49.7**
	3 mm	166.87	187.82	Mesmo	Mesmo
T1 IR Axial	**5 mm**	**263.83**	**129.39**	**3 min 32 seg**	**51.3**
	3 mm	189.08	59.88	Mesmo	Mesmo

Pela análise dos valores da Tabela 65, verificou-se que se diminuirmos a espessura de corte, o valor de $L_{ex,8h}$ mantém-se inalterado, havendo prejuízo nos valores obtidos para a RSR e a RCR.

Resumindo, verificou-se que se se aumentar o NEX, aumenta-se a exposição pessoal diária ao ruído, havendo, no entanto, melhorias na RSR e RCR das imagens. Ao se diminuir o NEX, verificou-se o oposto. Já aumentando o tamanho da matriz de imagem, aumenta-se o tempo de exposição ao ruído, elevando a exposição ao mesmo, havendo prejuízo também para as RSRS e RCR. Quanto à diminuição da espessura de corte, verificou-se que não influencia diretamente nos níveis de exposição ao ruído, mas decresce a RCR e a RSR.

4.4.2.7 Gráficos da intensidade do ruído acústico nos diferentes tipos de sequências

Por fim, foram obtidos gráficos de acordo com a intensidade de ruído acústico ao longo de toda o tempo de aquisição de diferentes sequências na RM 3T através da aplicação móvel Decibel X – dBA Noise Meter®, versão 7.0.0, dispostos da figura 116 à figura 126. Foram realizadas medições para sequências usadas na região crânio-encefálica abdominal, ao longo de todo o tempo de execução de um exame.

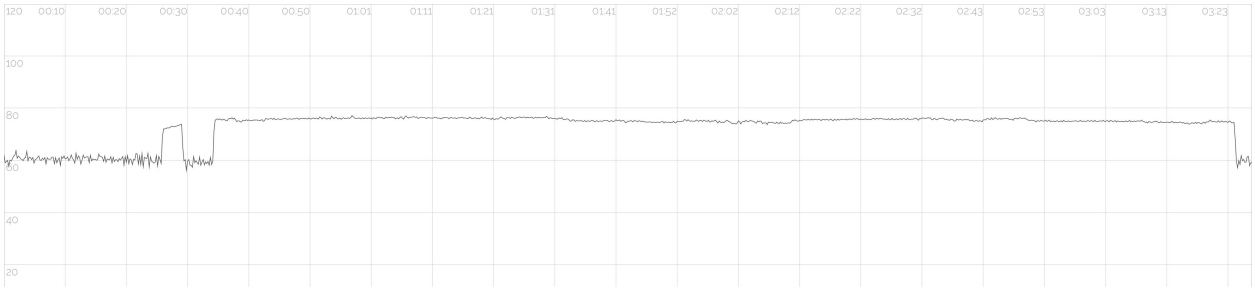


Figura 116 – Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T1 SE utilizada em RM crânio-encefálica.

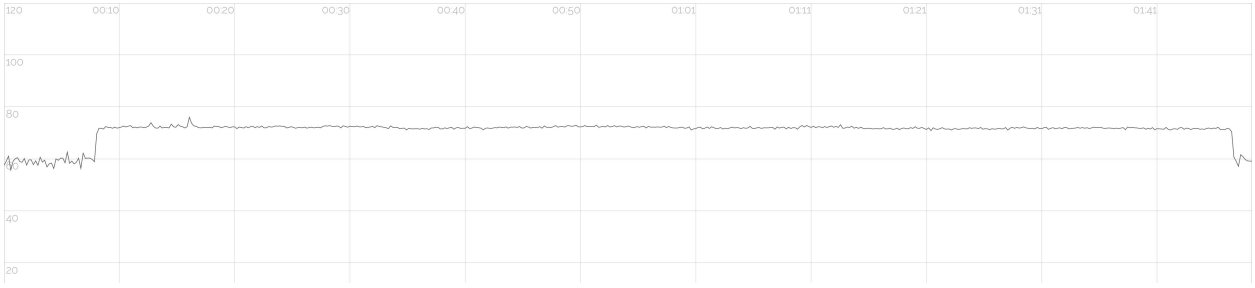


Figura 117 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 TSE utilizada em RM crânio-encefálica.

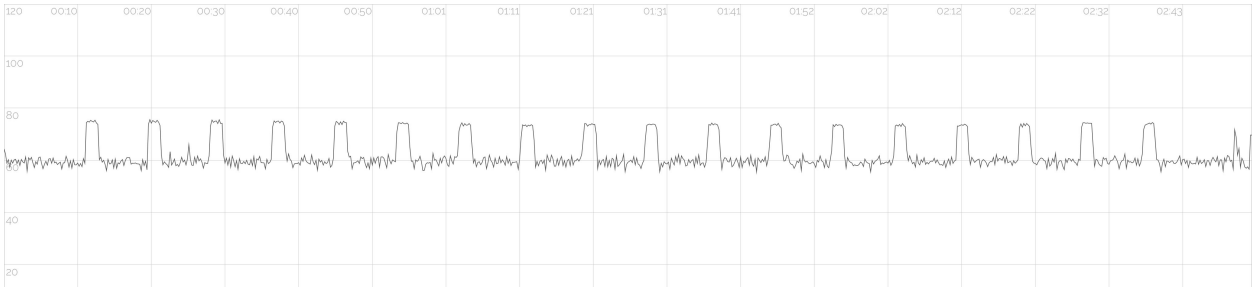


Figura 118 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 FLAIR utilizada em RM crânio-encefálica.

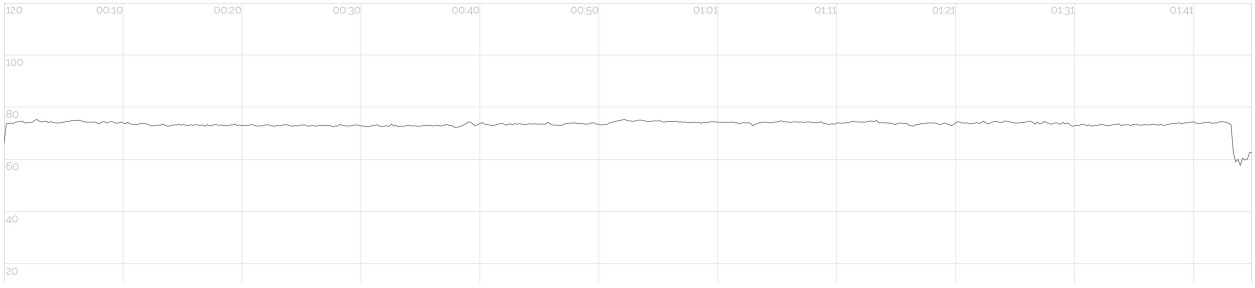


Figura 119 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 GE utilizada em RM crânio-encefálica.

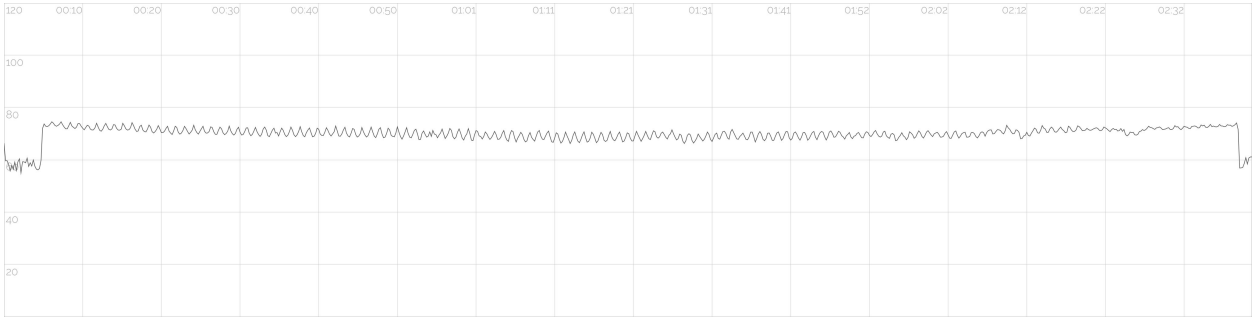


Figura 120 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T1 MPRAGE GE 3D utilizada em RM crânio-encefálica.

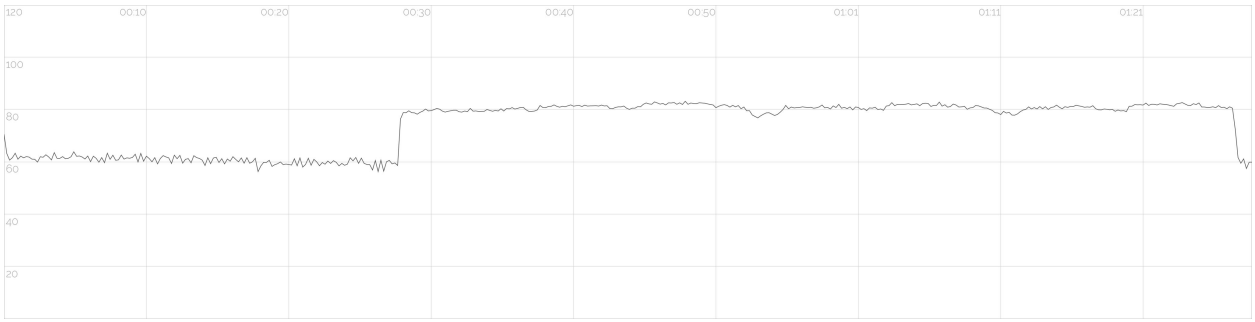


Figura 121 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência EPI utilizada na difusão de imagem por RM crânio-encefálica.

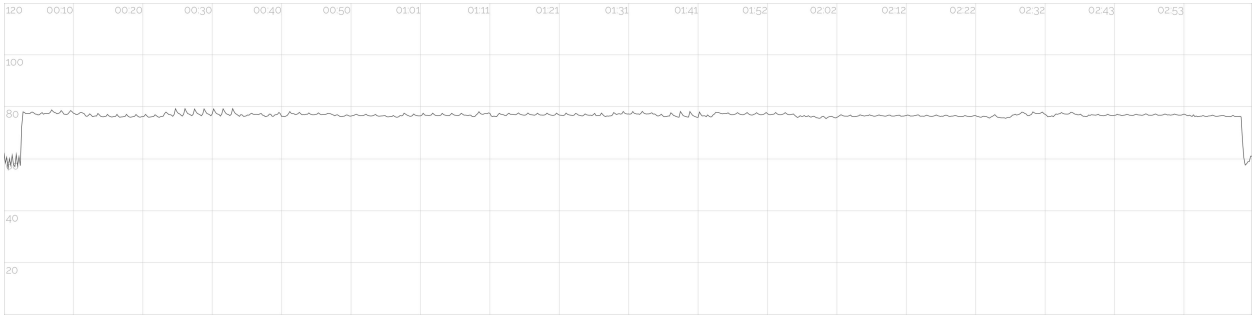


Figura 122 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência TOF 2D utilizada em RM crânio-encefálica.

Figura 123 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 HASTE localizadora utilizada em RM crânio-encefálica.

Figura 124 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T1 IN/OUT GE utilizada em RM abdominal.

Figura 125 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência T2 HASTE utilizada em RM abdominal.

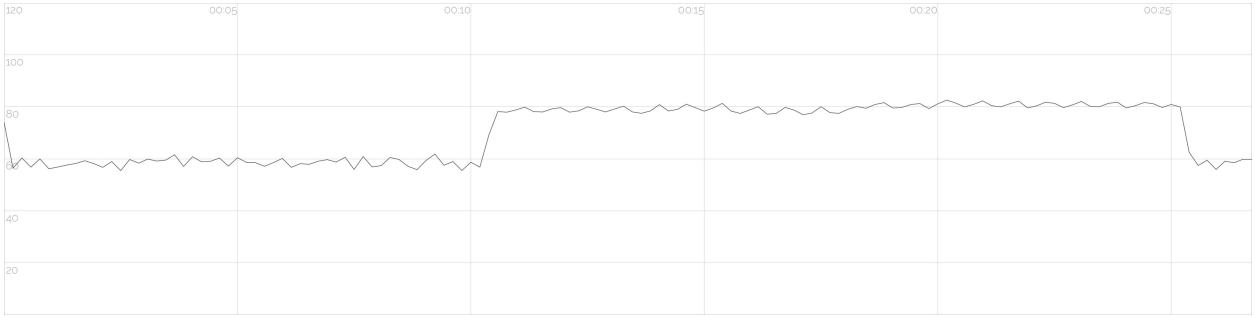


Figura 126 - Gráfico representativo da intensidade de ruído acústico ao longo da sequência TRUFI (GE) utilizada em RM abdominal.

Pela observação das figuras 116 até à 126, é possível verificar que os diferentes tipos de sequências possuem diferentes padrões de variação do ruído acústico ao longo do tempo de aquisição. Existem sequências que possuem picos bastante elevados, intervalados com períodos de baixa intensidade ao ruído, existindo uma grande amplitude de valores (figuras 118, 123 e 125). Na figura 120, verificou-se a continuidade de pequenos picos ao longo de toda a sequência T1 MPRAGE GE. Nas restantes sequências (figuras 116, 117, 119, 121, 122, 124 e 126), no padrão de intensidade de ruído acústico não existe uma amplitude de valores, mantendo-se estes numa mesma intensidade. De referir, que antes do início de sequência existe uma fase onde se verificam valores mais baixos, comparativamente às da fase de ativação da sequência, que corresponde à fase de preparação e de ajustes iniciais das sequências, denominado de *shimming*.

4.5 Discussão

Em primeiro lugar, discutir-se-á os resultados da primeira etapa da recolha de dados e só, posteriormente, se discutirão os resultados da etapa correspondente às diferentes sequências utilizadas na RM.

4.5.1 Ruído Acústico nas duas salas técnicas (Zona III)

A primeira etapa do presente estudo é original na área, uma vez que na literatura não foram encontradas investigações e/ou trabalhos que avaliassem a exposição do ruído acústico nas áreas técnicas circundantes e/ou adjacentes (zona III) à sala de exames (zona IV), onde se encontra o equipamento de RM. Apenas existem estudos direcionados às principais sequências usadas em RM, medições essas feitas no interior da sala. Deste modo, verificou-se que zona de segurança III, os valores de exposição são similares em ambas as salas, independentemente da intensidade de campo de cada equipamento, demonstrando que o equipamento e sua intensidade de campo não eram fatores determinantes na exposição ao ruído acústico na zona avaliada. Os profissionais de saúde que executam as suas tarefas nesta área, maioritariamente os Técnicos de RD, estão expostos a uma variabilidade de ruídos, considerados "normais" e geralmente aceitáveis, fazendo parte da rotina clínica diária. Esses ruídos incluem a fonte principal de produção de ruído acústico, o próprio equipamento de RM, mas também as conversações, quer entre profissionais, quer com os doentes (por exemplo, aquando da realização do questionário de triagem de segurança), toque de telefones e/ou telemóveis, alarmes de outros equipamentos, movimentação dos profissionais e dos doentes, sistema de ar condicionado e/ou ventilação, entre outros. Todos estes fatores e geradores de ruído tornam o ruído com caráter cumulativo. Outros autores já referiram em estudos prévios causas similares como sendo as principais causas de ruído acústico em ambientes hospitalares (Short et al., 2011), onde a RM se enquadra. A sensibilização dos profissionais que trabalham neste Departamento para a necessidade de redução dos níveis de ruído acústico é bastante importante.

Como referido, não foram encontrados estudos na literatura direcionados à exposição do ruído acústico nas salas técnicas de RM, adjacentes à sala de exames, mas pode-se fazer comparação com outros estudos realizados: i) a médicos radiologistas que se encontravam nas suas consolas de trabalho a relatar exames (Brennan et al., 2008); ii) exposição ao ruído acústico em diferentes serviços hospitalares, incluindo o de Radiologia (Yurtseven et al., 2017) (ver Tabela 66).

Os valores obtidos no presente estudo nas duas salas técnicas são ligeiramente superiores aos obtidos por Brennan et al (2008). A justificação prende-se com a área adjacente à sala técnica ser a sala onde está localizada o equipamento de RM, sendo este a principal fonte de emissão de ruído acústico, havendo também o sistema de ventilação de ar, responsável por grande parte do ruído acústico, principalmente na sala técnica da RM 3T. Daí na sala técnica adjacente à RM 3T haver uma maior variabilidade de resultados, como demonstrado nos gráficos *boxplot* das figuras 83 e 84, da secção de resultados.

Tabela 66 – Comparação do presente estudo com outros estudos realizados.

Autores	Estudo	Valores L_{Aeq}
Presente estudo	**Exposição ao ruído acústico nas diferentes salas técnicas adjacentes à sala de RM (zona III).**	**59.96 – 61.65 dB(A)** *(64.96 – 66.65 dB(A) com LC: +5dB(A))*
(Brennan et al., 2008)	Exposição ao ruído acústico em diferentes áreas onde eram visualizadas e feitos os relatórios de exames imagiológicos, desde salas de consulta às salas de urgência.	**42.2 dB(A) – 56.1 dB(A)** Valor mais baixo na consulta e mais alto na sala de emergência.
(Yurtseven et al., 2017)	Exposição ao ruído acústico em múltiplos serviços hospitalares, incluindo o serviço de Radiologia das 8 horas da manhã às 16 horas da tarde.	**45.7 dB(A) – 77.3 dB(A)**

Essa maior variabilidade de resultados na RM 3T também pode ser observada pela Tabela 25 da secção de resultados, onde foram avaliados os valores de exposição tanto em condições normais de trabalho e aquando apenas da influência das principais fontes emissoras de ruído acústico na RM, nomeadamente do equipamento de RM. Aquando da avaliação apenas da influência do equipamento de RM nos valores de exposição ao ruído acústico, verificou-se que a exposição na RM 3T era de 52 dB(A) e na RM 1.5T era de 56.4 dB(A), em termos do nível sonoro contínuo equivalente. Assim, aquando apenas da exposição da fonte principal emissora do ruído, existe uma redução da pressão sonora de cerca de 39.7% quando se passa da RM 1.5T para a RM 3T.

Mas, como tem de se efetuar a medição nas condições normais de trabalho, verificou-se que o sistema de ventilação contribui para o aumento dos valores de exposição ao ruído acústico na sala técnica da RM 3T e não tanto o equipamento de RM, como na RM 1.5T.

Na RM 1.5T, o contributo maior do equipamento de RM para uma maior exposição deve-se também ao facto de a porta da sala de exames estar logo adjacente à sala técnica com acesso direto à mesma e não numa parede lateral, sem acesso direto à sala técnica, como na RM 3T. Também o facto da porta da sala de exames da RM 1.5T ter uma configuração com abertura para uma janela pode estar relacionado com maiores valores de exposição ao ruído acústico, aquando da avaliação unicamente da influência do equipamento de RM nos valores de exposição ao ruído acústico (figura 127).

Figura 127 – Localização das portas das salas de exames em relação à sala técnica, na RM 1.5T e na RM 3T.

Assim, a própria localização da porta da sala de exames, estando logo adjacente à sala técnica ou numa área lateral, assim como a própria tipologia da mesma, pode influir na exposição dos profissionais de saúde ao ruído acústico.

Comparando, então, os valores obtidos no presente estudo aos valores obtidos por Yurtseven et al. (2017), verificou-se que a amplitude de valores obtida por estes autores é bastante grande, pois os valores avaliados foram durante um dia inteiro de trabalho (das 8 horas da manhã às 16 horas da tarde), havendo picos de fluxo de trabalho maiores e outros mais calmos, daí a justificação para a discrepância de valores. Uma outra explicação poderá ser a diferença existente ao nível dos fluxos de trabalho (Yurtseven et al., 2017).

Os valores calculados para a exposição pessoal diária ao ruído ($L_{ex,8h}$) no presente estudo não ultrapassam os valores preconizados na legislação nacional, no DL 182/2006. No entanto, os valores medidos, por vezes, podem ultrapassar determinados valores recomendados em normas internacionais, como a norma norte-americana S12.2 da ANSI. Já comparando aos valores preconizados pela OMS, verificou-se que os valores do presente estudo se encontram dentro do intervalo de valores (ver Tabela 67).

Tabela 67 – Comparação dos valores de ruído acústico do presente estudo com a legislação portuguesa e normas internacionais.

Exposição Pessoal Diária ao Ruído Acústico – $L_{Ex,8h}$		
Presente estudo	1.5 T: **55.9 dB(A)** 3T: **57.5 dB(A)**	
DL 182/2006 **Diretivas Europeias**	Valor de ação inferior: **80 dB(A)**	
Nível Sonoro de Pico - L_{Cpico}		
Presente estudo	1.5 T: 90.2 **dB(C)** 3T: 97.8 **dB(C)**	
DL 182/2006 **Diretivas Europeias**	Valor de ação inferior: 135 **dB(C)**	
Nível Sonoro Contínuo Equivalente - L_{Aeq}		
Presente estudo	**60 – 61.7 dB(A)** *(65 – 66.7 dB(A) com LC: +5dB(A))*	
Norma S 12.2 da ANSI	47 – 56 dB(A)	
OMS	55 – 65 dB(A)	

Analisando os resultados dos dados do presente estudo e confrontando os mesmos com a legislação em vigor (DL nº 182/2006), verificou-se, portanto, que nenhum dos valores medidos ultrapassa os valores de limites de ação inferiores preconizados no DL. No entanto e, segundo, o relatório do SSO do CHUSJ, ultrapassa os limites preconizados na norma norte-americana da ANSI S12.2 *American National Standard – Criteria for Evaluating Room Noise*, que recomenda valores limite de exposição em ambientes hospitalares que requeiram concentração para os profissionais na execução do seu trabalho. Uma das soluções propostas pelo SSO da instituição foi a de um melhor isolamento acústico por parte dos fabricantes dos equipamentos. Esta solução não seria viável, uma vez que implicariam demasiados custos, pois ter-se-ia de fazer uma reconstrução de toda a sala e seu isolamento, tanto acústico, como dos próprios CEM. As salas de RM do Departamento de RM do CHUSJ são blindadas por aço inoxidável, tendo este

uma elevada impedância acústica, comparativamente aos outros materiais, como o cobre e o alumínio (Mittal et al., 2009), usados também em blindagens de salas de RM.

No entanto, num ambiente hospitalar, normalmente, os tetos, paredes e pavimentos refletem o som e originam tempos de reverberação longos que promovem ecos, mistura e sobreposição de sons, o que agrava o problema do ruído acústico (Pope, 2010). O mesmo sucede nestas salas técnicas contíguas à sala onde está localizado o equipamento de RM.

Os profissionais que trabalham num departamento de RM e que o seu posto de trabalho se situa entre a zona III e zona IV (Técnicos de RD e enfermeiros) realizam turnos de seis horas diárias (das 8:00 às 14:00 e/ou das 14:00 às 20:00 ou das 15:00 às 21:00) e, por vezes, doze horas diárias contínuas (das 8:00 às 20:00). Os valores medidos, embora não atinjam os limites de ação inferiores preconizados na legislação, onde tem de haver uma intervenção por parte da organização, podem possuir caráter incomodativo e/ou prejudicial, pois podem ter uma longa duração num dia de trabalho. Na unidade de RM, os exames são sempre consecutivos das 8:00 às 21:00, estando, portanto, esses profissionais constante e continuamente expostos ao ruído acústico, ao longo dos seus turnos de trabalho. Esse ruído tem um caráter incomodativo e, por vezes, prejudicial, já que o trabalho desempenhado num hospital (caso de um departamento de RM), exige sempre um elevado grau de concentração e atenção por parte dos profissionais, por forma a não ocorrerem erros, incidentes e acidentes. Um incidente e/ou acidente em RM pode ser extremamente grave, podendo originar até a morte do doente e/ou profissional.

A fluência do discurso entre os diferentes profissionais, e entre estes e os doentes é de vital importância, de maneira a que se estabeleça uma comunicação adequada, percetível, eficiente e eficaz. Caso contrário, o ruído acústico exacerbado pode ter um impacto negativo na prestação dos cuidados de saúde adequados e, por sua vez, na segurança tanto dos doentes, como dos profissionais de saúde (CISCA, 2010). Outros autores referem que em determinadas atividades, o ruído acústico pode influenciar negativamente a produtividade e a qualidade final de um produto, pois pode provocar irritabilidade e fadiga, podendo conduzir rapidamente ao erro e, consequentemente, ao acidente de trabalho (Konkani et al., 2012; Miguel, 2014). Estes profissionais realizam atividades delicados que requerem concentração, podendo observar-se efeitos extra-auditivos, propiciando a ocorrência do erro (Konkani et al., 2012).

Em ambiente ocupacional, determinados ruídos podem impedir a comunicação e mascarar sinais sonoros importantes, podendo constituir, por si só, um fator de risco à ocorrência de um acidente de trabalho. As consequências do ruído com caráter incomodativo podem ser psíquicas, físicas e/ou sociais, tais como insónia, stress, depressão, problemas de audição, cefaleias, cansaço fácil, dificuldades na transmissão e na receção das mensagens orais, diminuição da produtividade, como numa unidade de RM, onde a concentração e atenção são fulcrais para um bom funcionamento da unidade e correta execução dos exames de diagnóstico.

Os serviços de RD em geral, incluindo a RM, tendem a possuir equipamentos tecnológicos cada vez mais modernos, sendo que as instalações desses serviços, por vezes, não acompanham o próprio desenvolvimento dos equipamentos disponíveis, visto que estes poderão ser também ruidosos e possuírem diversas fontes de ruído acústico (Holsbach et al., 2001). Podem-se indicar como exemplos os equipamentos dotados de alarmes acústicos, como é o caso de determinados equipamentos que acompanham os doentes das unidades de cuidados intensivos hospitalares para monitorização de sinais vitais, que, por vezes, necessitam de realizar uma RM.

Segundo Busch-Vishniac et al. (2005), em dados recolhidos em diferentes unidades hospitalares, existe uma tendência de aumento crescente dos níveis de pressão sonora em ambientes hospitalares (Busch-Vishniac et al., 2005). Esse gradual aumento do ruído acústico em meios hospitalares advém do crescente avanço tecnológico na área da saúde, não sendo os departamentos de RM exceção. Nestes, como verificado no presente estudo, existe um conjunto de equipamentos modernos, de alta tecnologia e elevada complexidade, destinados ao atendimento de um elevado número de utentes e doentes. Esses equipamentos são, por vezes, ruidosos, possuem alarmes acústicos diversos, tendo a capacidade de realizar diferentes sequências de imagem produzindo ruídos com acústica diferente, entre outras funções, associando-se às várias tarefas desenvolvidas pelos diferentes profissionais de saúde, telefones, telemóveis, impressoras, movimento de macas e cadeiras de rodas, movimentação e conversação. Os departamentos deveriam estar dotados de medidas por forma a diminuir a exposição ao ruído acústico diário por parte dos trabalhadores e doentes, o que, por vezes, não se observa, uma vez que determinadas instalações poderão estar pouco adaptadas ao conjunto destes equipamentos modernos.

Apesar de no contexto de trabalho num departamento de RM, os níveis de exposição ao ruído acústico não serem suficientemente elevados para causarem danos irreversíveis no ouvido humano, eles são suficientes para quebrar a atenção e concentração dos trabalhadores, afetando na velocidade de reação e resposta, assim como a tomada de decisões (Arezes et al., 2010). Estes aspetos podem ser críticos na prestação dos cuidados de saúde, pois a uma má comunicação e consequente defeituosa interpretação das mensagens podem levar a uma decisão errada (Busch-Vishniac et al., 2005; Hasfeldt et al., 2010; Konkani et al., 2012; Orellana et al., 2007). Todas estas razões poderão trazer implicações negativas primeiramente sobre os doentes, mas também na própria dinâmica e gestão do serviço, aumentando os custos dos exames, repetição e troca dos mesmos e até de doentes (Brady, 2017; ESR, 2004).

A EU-OSHA também recomenda valores máximos de pressão sonora para diferentes situações de trabalho, em termos do estabelecimento de uma boa comunicação, já que esta requer que o nível de discurso no ouvido do ouvinte seja 10 dB(A) maior que o nível de ruído acústico do ambiente circundante. A partir de valores de 55 dB(A), o comunicador, instintivamente, eleva o seu tom de voz cerca de 5 dB(A), enquanto que o ouvinte pode perder cerca de 10 a 20% a perceção do discurso, exigindo, desta forma, uma maior concentração e entendimento por parte de ambos (EU-OSHA, 2005).

Os valores recomendados para a qualidade de um discurso em situações de trabalho encontram-se dispostos na Tabela 68.

Tabela 68 – Valores máximos recomendados de níveis de pressão sonora pela EU-OSHA em diferentes contextos profissionais (EU-OSHA, 2005).

Qualidade do discurso	Contexto Profissional	Distância (m)	Nível pressão sonora dB(A)
Excelente	Comunicação num escritório, gabinete	1 – 2	35 a 45
Boa	Sala de aula Conferência	10	30 a 35
Satisfatória	Instruções num *workshop*	0-5 – 1	65 a 70
Satisfatória	Grupo de trabalho num ambiente de produção	1 – 2	60 a 65
Razoável	Sala de assembleias	0.5 – 2	70 a 80

No caso do departamento de RM estudado, podemos relacionar os dados da Tabela 68 com a preconização de uma boa fluência de discurso e excelente comunicação num gabinete, uma vez que a sala técnica adjacente é um local onde a concentração deverá ser elevada, por forma a evitarem-se erros, onde valores se encontram entre os 35 e 45 dB(A). Porém, os valores medidos neste estudo demonstram que os níveis de exposição sonora a que os profissionais estão sujeitos estão muito acima dos preconizados pela EU-OSHA, pois o L_{Aeq} situa-se entre os 60 e 61.7 dB(A), sem aplicação do fator de correção, L_C, de 5 dB, como visualizado na Tabela 67.

Desta forma, podem-se tomar e/ou adotar diferentes medidas preventivas e/ou soluções que poderão ser implementadas no departamento de RM, nomeadamente nas áreas adjacentes, a citar:

- Promover a formação dos profissionais da unidade no sentido da sensibilização para a necessidade de redução dos níveis de ruído acústico provocados pelas conversações e diálogos inerentes ao trabalho de uma equipa multidisciplinar, como é o caso de uma unidade de RM;
- Melhorar o isolamento acústico da sala de exames, onde se encontra o equipamento de RM, por parte do fabricante, uma vez que o equipamento é um dos principais responsáveis pela produção de níveis sonoros elevados e que podem afetar os profissionais (solução praticamente impossível de realizar, pois implicaria demasiado custos para a instituição);
- Inspeção periódica por parte do fabricante do equipamento do isolamento da gaiola de Faraday, que blinda tanto o ruído acústico, como os campos magnéticos, pela observação das patilhas de aço inoxidável e outros materiais que revestem o sistema de blindagem da porta da sala de exames (ver figura 128). Neste aspeto, o Técnico de RD tem um papel essencial, por forma alertar possíveis estragos nestes materiais e ter o máximo cuidado na abertura e fecho da porta;
- Os fabricantes poderão ter em conta os valores de exposição deste estudo, por forma a percecionarem de uma melhor forma onde fica localizada a porta da sala de exames, uma vez que se verifica uma maior exposição aquando apenas da medição dos valores de exposição unicamente provenientes do equipamento de RM, sendo maiores quando a porta está localizada

com acesso direto entre a sala técnica e a sala de exames e quando a porta possui uma janela na sua configuração;

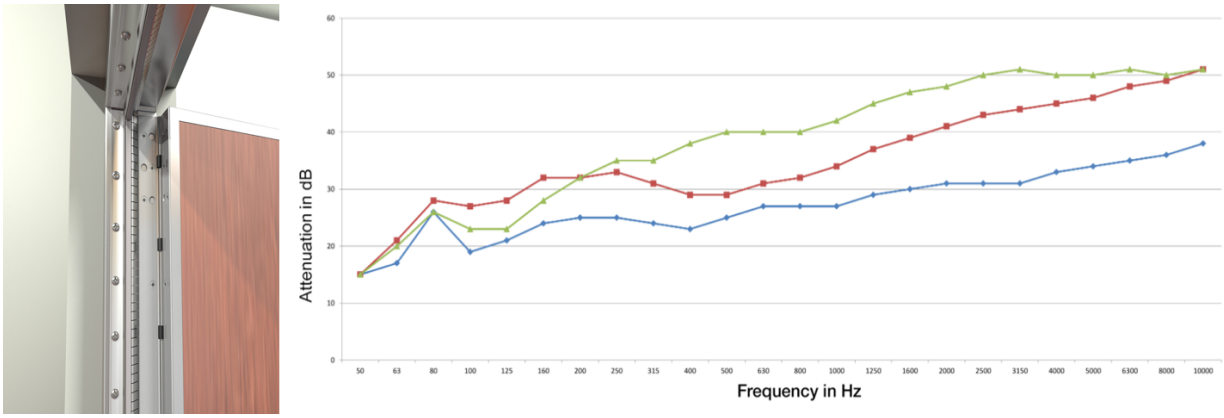


Figura 128 - Patilhas de aço inoxidável existentes na porta da sala de RM e aumento da atenuação do ruído acústico pelo sistema de blindagem usado em RM, dependendo da frequência (em Hz) (ETS Lindgren, 2015).

- Implementar medidas de reorganização do trabalho que promovam a colaboração ativa de todos os profissionais na redução dos níveis de exposição sonoros, como por exemplo, a permanência de um número limitado de profissionais na sala técnica, ficando apenas aqueles imprescindíveis para a execução das funções nessa área;
- Rever os diferentes sinais, sistemas de alarme e monitorização existentes na unidade e, caso seja possível, isolá-los, por forma a reduzir os níveis sonoros;
- Caso seja possível, reduzir o volume dos telefones, rádios e telemóveis existentes no departamento de RM. Igualmente, dentro do possível e mantendo a eficiência dos sinais de alarme e alerta, reduzir o seu volume;
- Diminuição do número de telefones disponíveis na unidade, fazendo um esforço para reduzir o número de chamadas para a unidade;
- Amortecimento das portas das áreas adjacentes às zonas de segurança III e IV, armários e tampas de recipientes de resíduos e roupa suja, sendo realizada uma manutenção preventiva e periódica dos mesmos;
- A formação dada aos profissionais da unidade de RM deverá ser estendida a outros profissionais não afetos ao serviço que, por diferentes razões, poderão aceder à unidade e, deste modo, colaborarão com atividades que promovem o aumento do ruído acústico.

Por fim, tem de se salientar um dos avanços mais recentes em termos de indústria quanto ao isolamento das salas de RM, principalmente da zona IV, de forma a se diminuírem os níveis de ruído acústico nas áreas circundantes, onde os fabricantes isolam a sala duplamente, fazendo uso de painéis de fibra e lã naturais nas paredes, pavimento e teto da sala de exames, conjuntamente com a blindagem, assim como um suporte elástico no chão de forma a suportar o grande peso do equipamento, diminuindo bastante a vibração do mesmo, reduzindo, dessa forma, a intensidade dos níveis de ruido acústico (IMEDCO, 2018).

4.5.2 Ruído Acústico das diferentes sequências em RM (Zona IV)

Antes de se passar para a discussão dos valores dos níveis de exposição sonora medidos, irá fazer-se uma pequena análise à incidência do tipo de exames efetuados no departamento de RM do estudo. O exame realizado o maior número de vezes é a RM crânio-encefálica, seguida pela RM da coluna vertebral, independentemente da especificação do segmento anatómico. Estes dados vão de encontro aos encontrado na literatura encontrada (Grand View Research, 2018), como visualizado no gráfico circular da figura 129. De salientar que os dados relativos à incidência dos exames por tipo de exame na modalidade de RM são bastante escassos.

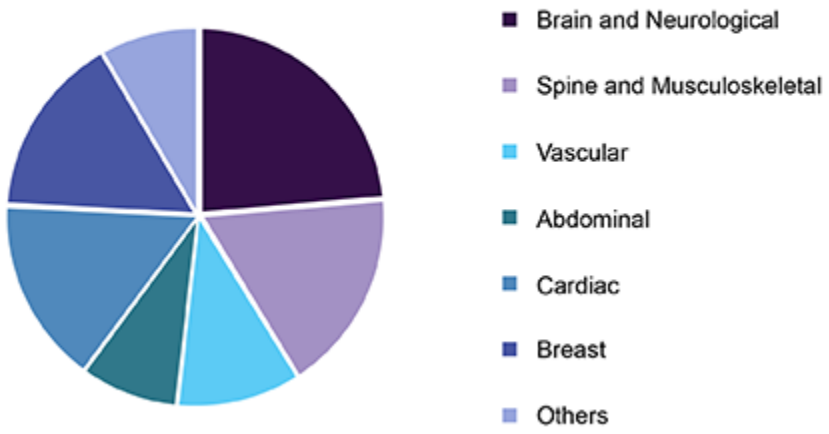


Figura 129 – Mercado global de RM, de acordo com o tipo de exame realizado (Grand View Research, 2018).

De acordo com a figura 129, os exames mais frequentemente realizados são a RM crânio-encefálica, RM da coluna vertebral e RM músculo-esquelética. No departamento de RM do presente estudo, a RM crânio-encefálica e da coluna vertebral também eram aquelas mais frequentemente realizadas, seguidas da região abdominal e do joelho. Este último enquadra-se na parte da RM músculo-esquelética do gráfico anterior, indo de encontro às RM mais realizadas a nível global. A RM crânio-encefálica é o tipo mais realizado, uma vez que comparativamente a outras técnicas da imagem médica superioriza-se bastante, quando comparamos a outras áreas anatómicas, onde técnicas como a ecografia, TC e RG podem permitir uma acuidade diagnóstica excelente e definitiva.

Passando para a comparação e discussão dos dados relacionados com os diferentes parâmetros de ruído acústico das sequências avaliados, para os dois equipamentos, verificou-se que o equipamento com intensidade de campo mais baixo - RM 1.5T, produzia uma maior intensidade de ruído relativamente ao equipamento de intensidade 3T, havendo diferenças estatisticamente significativas. Este resultado não vai de encontra à maioria dos estudos publicados sobre a temática, onde referem que quanto maior a intensidade de campo, maiores seriam os valores de ruído acústico medidos (Hattori et al., 2007; Moelker, et al., 2003; D. Price et al., 2001; Ravicz et al., 2000). Neste estudo, os valores mais baixos medidos no equipamento com maior intensidade de campo, podem-se dever à própria “idade cronológica” e data de

fabrico dos equipamentos. A RM 3T do presente estudo é um modelo mais recente, tendo sido adquirido e instalado à posteriori, comparativamente à RM 1.5T, tendo um sistema de *hardware* e *software* incorporados para diminuir a exposição ao ruído acústico, o qual se denomina de *Audio-Comfort Technology*®, onde o sistema de bobinas de gradiente reduzem as correntes de Eddy nessas bobinas, diminuindo, dessa forma, os níveis de ruído acústico (Siemens AG, 2007). Pode-se então afirmar que a magnitude das forças de Laplace influencia os níveis de ruído, como já referido anteriormente, mas também a intensidade de corrente que é gerada nas bobinas de gradiente é igualmente importante.

Estudos prévios demonstram exatamente o que o presente estudo apresentou, que as recentes tecnologias associadas aos novos equipamentos de RM, mais concretamente, ao seu sistema intrínseco das bobinas de gradiente e novas sequências de imagem, permite a redução do ruído acústico em RM e, consequentemente, a diminuição dos efeitos adversos que poderão advir da sua exposição prolongada (Mcnulty et al., 2009).

As técnicas de aquisição paralela, utilizadas atualmente na maioria dos equipamentos de RM, o que acontece no presente estudo, em ambos os equipamentos, permitem a redução do tempo de aquisição. Assim, desta forma, reduzem os níveis de exposição ao ruído acústico, mas poderão afetar a qualidade de imagem final, nomeadamente reduzindo a RSR, contraste de imagem e aumentando os artefactos de imagem (Pierre et al., 2014; Zapp et al., 2012). Zapp (2012) verificou que o uso dos métodos de aquisição paralela poderiam ser uma mais valia nas sequências EPI, pois tira-se a vantagem da redução do TR e TE ideal para um excelente contraste de imagem nas sequências EPI, reduzindo também a exposição ao ruído acústico em cerca de 5.1 – 11.1 dB(A) em termos de exposição contínua (Zapp et al., 2012).

Neste estudo verificou-se, então, que o equipamento de instalação mais recente produzia níveis de exposição ao ruído acústico mais baixos, independentemente da intensidade de campo e do maior desempenho das bobinas de gradiente, com *slew rate* mais elevado, sendo, portanto, uma outra vantagem para os doentes e profissionais, adicionando à vantagem da melhor qualidade de imagem, inerente a campos magnéticos estáticos mais potentes.

Atualmente, os fabricantes de equipamentos de RM têm em conta a exposição ao ruído acústico, como fator de segurança para o doente e para os profissionais de saúde que trabalham nos departamentos de RM. Exemplo disso, são os chamados métodos ativos de controlo de ruído acústico e os métodos de alteração das sequências de pulso usadas em RM (Shellock, 2017; Shellock et al., 2014; Wang, 2017). Estes métodos são bastante eficazes na redução dos níveis de ruído acústico, cancelando muita da pressão sonora produzida. No entanto, alguns destes métodos obrigam à colocação, por parte dos fabricantes e engenheiros, de bobinas "extra", por forma a cancelarem ou inverterem forças de Laplace e de Lorenz (Chambers et al., 2007; Roozen et al., 2008). Porém, estas bobinas "extra" poderão afetar a homogeneidade do campo magnético estático e sua linearidade, produzindo possíveis artefactos nas imagens, afetando a qualidade das mesmas (Wang, 2017).

Existem ainda outros métodos, porém mais dispendiosos, disponíveis em alguns fabricantes, como a construção das bobinas de gradiente no interior dos equipamentos isolados numa câmara vácuo (Canon, 2019). Outros autores também isolaram os gradientes em câmaras de vácuo, permitindo a redução dos níveis de ruído acústico (Katsunuma et al., 2002). As alterações às sequencias de pulso, tais como a mudança da forma como os gradientes de campo se comportam, modificando a forma de atuação dos mesmos também afetam positivamente a exposição ao ruído acústico. Neste tipo de sequências de pulso os tempos de subida e descida dos gradientes de campo são graduais, afetando os próprios pulsos das sequências usadas, reduzindo os componentes de elevada frequência, ficando mais componentes de baixa frequência, responsáveis por sons "mais suaves" (Wang et al., 2015).

Ainda outros autores descreveram, recentemente, diferentes tecnologias, as quais diminuíam os níveis de excitação das bobinas de gradiente, permitindo a criação de novas sequências de imagem (exemplo da "*Silent Scan*", "*Silenz*" e sequências denominadas "*Quiet*"), minimizando o ruído acústico (Alibek et al., 2014; Corcuera-Solano et al., 2015; Costagli et al., 2015; Zaccagnino et al., 2019). Porém, estas técnicas de alteração do modo de ativação e atuação dos gradientes e, consequentemente, dos próprios pulsos de RF ao longo da sequência, afetam diretamente na RSR das imagens, consequentemente prejudicando a acuidade diagnóstica e qualidade final das imagens (Elster, 2016a; Y Wang, 2017). A alteração da geometria das bobinas de gradiente pode também diminuir os níveis de ruído acústico produzidos pelo equipamento em cerca de 5.4 a 7.4 dB (Nan et al., 2017). Outros estudos demonstram que a implementação de diferentes algoritmos no domínio das frequências da transformada de Fourier usadas nas imagens em RM, nomeadamente num equipamento de intensidade de campo 3T (Lee et al., 2017).

O contributo deste trabalho de investigação pode ser visto na Tabela 69, resumindo também outros métodos tecnológicos e de engenharia usados para redução do ruído acústico, descritos anteriormente.

Tabela 69 - Métodos técnicos e de engenharia em RM desenvolvidos para diminuição da exposição ao ruído acústico.

MÉTODO	ESTUDO
Audio-Comfort Technology – Siemens®	**Presente estudo**
Introdução de métodos de aquisição paralela, em conjunto com uso de bobinas de RF *phased array* ou de sinergia, para aceleração do tempo de aquisição das sequências de imagem	**Presente estudo;** (Pierre et al., 2014; Zapp et al., 2012)
Introdução de bobinas "extra" de cancelamento e inversão de forças de Lorenz	(Chambers et al., 2007; Roozen et al., 2008)
Gradientes em câmaras de vácuo	(Canon, 2019; Katsunuma et al., 2002)
Gradientes mais suaves, eliminando componentes de elevada frequência	(Wang et al., 2015)
Introdução de novas sequências de imagem	(Alibek et al., 2014; Corcuera-Solano et al., 2015; Costagli et al., 2015; Zaccagnino et al., 2019; Zwart et al., 2002)
Alterações na geometria das bobinas de gradiente	(Nan et al., 2017)
Introdução de algoritmos ao nível do domínio das frequências utilizadas no processo de aquisição de imagem	(Lee et al., 2017)

Interpretando os gráficos de correlação dos parâmetros relativos ao ruído acústico e ao tempo de aquisição das sequências, englobando todas as sequências do estudo, independentemente da região anatómica em estudo, esses gráficos permitem afirmar que o parâmetro do nível de pressão sonora de pico e o nível de pressão sonora contínuo equivalente estão intimamente relacionados para ambos os equipamentos, visto as suas correlações serem muito elevadas entre si. Também se verificaram correlações elevadas entre o parâmetro do nível sonoro contínuo equivalente e a exposição pessoal diária ao ruído, assim como entre a exposição pessoal diária ao ruído e o nível de pressão sonora de pico. Através destes valores, podemos afirmar que os três parâmetros avaliados estão relacionados entre si, ou seja, conforme uma variável aumenta o seu valor a outra variável também aumenta.

Quanto à correlação entre os valores de exposição pessoal diária ao ruído e o tempo de aquisição para todas as medições, verificaram-se correlações não tão fortes como as anteriores, embora manteve-se uma correlação positiva, onde o aumento de uma das variáveis, influencia um aumento na outra variável. No entanto, sabe-se que um indivíduo, seja ele trabalhador ou doente, ao ficar mais tempo exposto à sequência de RM em questão, vai, obviamente, ter uma maior exposição ao ruído acústico. A razão para esta correlação positiva ser mais fraca prende-se no facto de estes coeficientes de correlação serem muito sensíveis aos valores extremos dos dados, onde um valor que seja muito diferente dos outros valores de um conjunto de dados, altera significativamente o valor do coeficiente. No presente estudo, tanto na RM 1.5T, como na RM 3T, existem muitos pontos nos gráficos das figuras 89 e 90, respetivamente, próximos do valor zero em termos de horas, relativamente ao tempo de aquisição da sequência. Alguns destes valores são referentes às sequências utilizadas em RM abdominal, onde são adquiridas mediante apneia respiratória por parte do doente, logo, obtidas muito mais rapidamente que as demais. No entanto, estas sequências têm valores de L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$ e L_{Cpico} elevados, mas o tempo de aquisição é muito curto, comparativamente a outras sequências usadas noutras regiões anatómicas. Um bastante exemplificativo é a sequência T1 IN/OUT GE usada no estudo abdominal, como apresentado na Tabela 70.

Tabela 70 - Exemplo dos valores L_{Aeq}, $L_{ex,8h}$, L_{Cpico} e duração da sequência T1 IN/OUT usada em estudos abdominais em ambos os equipamentos.

	L_{Aeq} – dB(A)	$L_{ex,8h}$ – dB(A)	L_{Cpico} – dB(C)	Duração - horas
RM 1.5T	105.3	75.5	115.29	0.008
RM 3T	84.2	50.4	95.46	0.003

Através da análise da Tabela 70, verificou-se que o valor de exposição pessoal diária ao ruído para a RM 1.5T (75.5 db(A)) encontra-se muito próximo do valor de ação inferior da legislação (80 dB(A)), onde a duração da sequência se resume a poucos segundos (0.008 h). Desta forma, comprova-se que os valores extremos podem influenciar a correlação entre as variáveis. No entanto, o tempo de aquisição da sequência influencia diretamente o valor de exposição diária do trabalhador, assim como a exposição do doente ao ruído acústico.

Quanto às correlações entre o tempo da sequência e os valores de pressão sonora de pico, tendo em conta todas as medições, não especificando regiões anatómicas, verificou-se que a correlação é praticamente inexistente, sendo a dispersão de valores ao acaso. A justificação para este facto pode-se prender de que o

valor de pressão sonora de pico pode-se observar num ponto aleatório ao longo da sequência, independentemente de a sequência demorar muito ou pouco tempo a adquirir.

Discutindo os resultados por região anatómica, verificou-se que os valores são mais elevados na RM 1.5T do que na RM 3T, tal como na análise anterior, tendo em conta todas as medições. A razão prende-se com os mesmos motivos expostos acima: modelo mais recente, com um sistema de *hardware* e *software* incorporados para diminuir a exposição ao ruído acústico - *Audio-Comfort Technology*® (Siemens AG, 2007). Neste contexto, tem de se realçar que, em certa parte por causa das razões elencadas anteriormente, na região crânio-encefálica quando se passa da RM 1.5T para a RM 3T ocorre uma redução da pressão sonora entre 46.3% e 89.6%, na região abdominal entre 63.7% e 91.7%, na região da coluna vertebral entre 74% e 90.3% e na região do joelho entre 83.4% e 94.1%. A outra razão reside no facto de campos magnéticos com intensidade de campo mais elevado (caso da RM 3T) permitem a obtenção de imagens com a mesma qualidade de imagem da RM 1.5T e, a maior parte das vezes, com qualidade muito superior, com tempos de aquisição inferiores (Chang et al., 2008; Chu et al., 2016; Phalke et al., 2006; Setsompop et al., 2016; Wong et al., 2009). Desta forma, permite uma redução ao nível exposição ao ruído acústico por parte dos trabalhadores e, principalmente, oferecendo maior conforto e comodidade aos doentes.

De acordo com os gráficos *boxplot* das figuras 91 e 92 da secção de resultados, verificou-se que a maior variabilidade de resultados se encontrava nas regiões abdominal e crânio-encefálica. Na região abdominal, a razão para tal acontecer prende-se com o facto de a maioria das sequências ser realizada com o pedido de apneia respiratória por parte do Técnico de RD ao doente e existem diferentes tempos de apneia que podem variar de sequência para sequência. Já outras sequências são adquiridas com uso de outras técnicas respiratórias que podem demorar mais tempo a serem obtidas, como a sequências de difusão ou a que é usada para estudo das vias biliares.

Já na região crânio-encefálica, essa variabilidade justifica-se no facto de nesta região anatómica serem realizadas múltiplas técnicas avançadas de imagem, entre as quais se destacam a difusão, perfusão, RM funcional e espetroscopia, sendo que em algumas dessas técnicas os valores de intensidade de ruído acústico serem bastante elevados (difusão e perfusão) e noutras técnicas serem bastante reduzidos (espetroscopia).

Por outro lado, na RM do joelho existe menor variabilidade de resultados, uma vez que no seu protocolo o tipo de sequências é mais limitado relativamente aos outros protocolos estudados. Ainda, de acordo com os gráficos supracitados, verificou-se que a maior parte das distribuições não é simétrica, indicando que aquando da assimetria positiva, a maioria dos valores de exposição ao ruido acústico estão mais próximos dos valores mais baixos de exposição e aquando de uma assimetria negativa os valores de exposição estão mais próximos dos valores mais elevados de exposição. Essa perceção de como os valores de exposição variam dentro de uma mesma região anatómica é bastante importante, por forma a se perceber que em todos os protocolos de RM, a proteção auditiva é muito importante, sendo realizada por intermédio de

tampões auditivos e/ou abafadores. O uso simultâneo de ambos os tipos de proteção será o meio mais eficaz de proteção, exceto na região abdominal onde várias instruções respiratórias serão dadas ao doente ao longo do exame de RM, podendo ser usados apenas os abafadores.

Nos protocolos de RM crânio-encefálica e RM abdominal existem valores que ultrapassam ligeiramente o valor de ação inferior do DL 182/2006 – 80 dB(A), um em cada região anatómica. Na RM crânio-encefálica, esse valor – 80.3 dB(A) - foi alcançado na sequência angiográfica TOF 2D usada para estudo do sistema venoso cerebral, enquanto que na RM abdominal o valor foi atingido na sequência do tipo EPI utilizada na difusão – 80.1 dB(A). A exposição a esta intensidade de ruído acústico é percecionada, na maioria dos casos, pelo doente, mas se o trabalhador, porventura, permanecer no interior da sala de exames durante toda a sequência (casos de anestesia e/ou doente pouco colaborante) fica sujeito a estes valores de exposição. Desta forma, os protetores auriculares têm de estar à disposição tanto do profissional, como do doente, realçando-se, novamente, a importância da sua utilização. A porta da sala de exames deve ter sinalização apropriada quanto à produção de níveis de ruído acústico elevados, que é o caso existente neste Departamento de RM. Se a situação se prolongar, deve-se evitar a permanência dos profissionais no interior da sala de exames, principalmente nestas sequências que atingem valores de exposição elevados. O Técnico de RD também pode manipular parâmetros de aquisição das imagens, de forma a diminuir o tempo de aquisição das sequências e, deste modo, reduzir os valores de exposição ao ruído, principalmente aos valores de pressão sonora contínua equivalente e exposição pessoal diária ao ruído. A salientar que esta redução do tempo de aquisição nunca deverá ter efeitos prejudiciais para a qualidade e acuidade diagnósticas finais da imagem, não prejudicando a resolução espacial, RSR e RCR.

Uma em que o presente estudo foi original, consistiu na análise dos valores de ruído acústico obtidos, separando-os por região anatómica e, dessa forma, poder-se fazer uma análise por protocolo de exame e por patologia. Desta forma, através da patologia de um doente, sabendo o protocolo do exame, tem-se uma melhor perceção ao ruído acústico que realmente o doente ficará exposto. Face a determinados doentes e, tendo em conta, o nível de colaboração do mesmo, pode-se otimizar o protocolo mediante o mesmo, tendo em conta, também, os níveis de exposição de ruído acústico a que estará sujeito ao longo de um exame.

Nos protocolos exemplo demonstrados na secção dos resultados (da figura 111 à figura 115) fazendo uma análise destes valores por região anatómica, percebe-se que os doentes mais expostos ao ruído acústico são os que irão realizar um RM abdominal e crânio-encefálica (especialmente nos protocolos de tumores e MAV). Se se optasse por demonstrar um protocolo de joelho padrão, poder-se-ia concluir que neste tipo de protocolo os doentes estariam expostos a valores mais baixos de exposição ao ruído acústico. De referir que apenas foram analisadas cinco patologias mais comuns no estudo por RM. Este tipo de análise pode ser efetuado em qualquer tipo de patologia e/ou protocolo de estudo.

A maior diferença entre os valores de exposição pessoal diária ao ruído e a pressão sonora de pico foi atingida no protocolo de patologia hepática (figura 115), uma vez que a maioria das sequências nesse

estudo é adquirida através da apneia respiratória, fazendo com que as sequências demorem apenas alguns segundos a serem adquiridas. Deste modo, o ensino ao doente do que se pretende ao longo de todo o estudo é bastante importante, sendo essas instruções dadas numa fase inicial, que é essencial e fulcral para garantir uma boa colaboração por parte do doente e assim diminuir ao máximo a sua exposição, tanto ao ruído acústico, como aos CEM.

Analisando os diferentes valores para todas as sequências, verificou-se que os valores menores, tanto da exposição pessoal diária ao ruído, como o nível de pressão sonora de pico, foram atingidos nas sequências usadas na espetroscopia na RM crânio-encefálica. Este tipo de sequência não se realiza por rotina em todas as RM crânio-encefálicas, apenas no estudo de alguns tumores cerebrais e noutras patologias crânio-encefálicas, como no caso de doenças metabólicas, infeciosas, entre outras. As sequências usadas na espetroscopia são diferentes das utilizadas em qualquer outro tipo de aquisição feita em RM, pois neste tipo de técnica de RM não se adquirem imagens, mas sim espetros de metabolitos, com a sua integral. As sequências usadas em espetroscopia podem ser do tipo PRESS (*Point Resolved Spectroscopy*) e STEAM (*Stimulated Echo Acquisition Mode*) (Hamilton et al., 2009; Ramin et al., 2003; Westbrook et al., 2013).

Os valores mais elevados de exposição pessoal diária ao ruído foram atingidos nas sequências 3D usadas na RM crânio-encefálica, nomeadamente no estudo tumoral (figura 112) na sequência T1 MPRAGE e no estudo de MAV (figura 113). Este último estudo requer mais cuidados na preparação e explicação do exame ao doente e a pertinência da sua colaboração, pois neste protocolo estão incluídas três sequências do tipo 3D, tendo cada uma delas longos tempos de aquisição e exposição ao ruído acústico. Com uma boa preparação e explicação do exame ao doente, poder-se-ão evitar repetições das sequências por falta de colaboração. Quanto aos valores de nível de pressão sonora de pico, os valores mais elevados são atingidos nas sequências do tipo EPI dedicadas aos estudos de difusão e de perfusão. Nos estudos onde estas se encontram incluídas também é muito importante a explicação ao doente do exame e realçar a importância da sua colaboração e, também, chamar a atenção do doente que em determinadas alturas do exame os ruídos serão mais intensos e mais elevados, reforçando que isso faz parte do exame e para que se permaneça calmo ao longo do mesmo, evitando estados de maior ansiedade. Também se deve frisar a duração deste tipo de sequências, que é bastante longa, e respetivo tempo de exame.

Analisando os gráficos *boxplot* das figuras 101 e 102, a maior variabilidade de resultados encontra-se nas sequências do tipo GE, atingindo tanto valores muito baixos de exposição, como também muito elevados. A explicação para que que esta situação ocorra reside no facto de que, recorrendo a este tipo de sequências podem-se realizar sequências denominadas de localizadoras, que demoram apenas alguns segundos a serem adquiridas e, por outro lado, algumas sequências 3D que demoram bastante tempo a serem adquiridas também recorrem a este tipo de sequências para a sua aquisição, como por exemplo as sequências TOF e MPRAGE usadas nos estudos crânio-encefálicos. Já as sequências do tipo EPI são aqueles em que a variabilidade de resultados é menor (apesar de se atingirem valores elevados de exposição) porque este tipo de sequência apenas são usadas em determinadas técnicas específicas e

avançadas de RM, como a difusão, RM funcional, perfusão, entre outras, tendo sempre a aplicação do mesmo princípio de aquisição e funcionamento.

No entanto e, independentemente do grau de exposição ao ruído acústico, a todos os doentes deve ser fornecida proteção auditiva adequada durante todo o exame, quer por meio de tampões auditivos, quer por meio de abafadores, sendo a utilização de ambos em simultâneo ainda mais eficiente na atenuação do ruído acústico. Porém, num estudo abdominal, fornece-se apenas os abafadores aos doentes, uma vez que, ao longo do exame, tem de se estabelecer uma comunicação contínua com o doente para a sua colaboração ao longo do exame. A utilização simultânea de ambos os sistemas de proteção poderá impedir uma comunicação eficaz entre o Técnico de RD e o doente, dificultando a execução do exame.
O Técnico de RD pode ter especial cuidado com doentes com epilepsia, questionando-o se os ruídos poderão causar algum tipo de crise, pois existem crises epiléticas que podem ser potenciadas por estímulo causado pelo ruído acústico intenso (Wolf, 2016). A estes doentes deve-se ter o cuidado de questionar se sabe quando a crise poderá estar a começar a ocorrer e encorajando-o a pressionar o botão de alarme, que se fornece a todos os doentes previamente ao começo do exame, de forma a alertar para algum efeito indesejável ao longo do decorrer do exame de RM.

Ainda em estudos abdominais por RM, deve-se fazer referência que, por vezes, alguns destes estudos são efetuados com o doente anestesiado, especialmente em indivíduos de idade pediátrica. Nestes exames, é impossível obter a colaboração correta das apneias para uma melhor qualidade das imagens, sendo que se faz uso de uns instrumentos próprios e compatíveis com RM, denominados de *trigger* respiratório, que se coloca na transição tóraco-abdominal do doente, monitorizando as alterações da respiração do doente ao longo do tempo, adquirindo as imagens na mesma fase respiratória, normalmente expiratória. Também poderão ser adotadas determinadas técnicas de aquisição de imagem, com o doente a respirar livremente, como o uso do denominado *navigator* (navegador), que consiste na colocação de um pequeno campo de visão, sobre a porção mais superior da hemicúpula diafragmática direita, por forma a se visualizarem os movimentos respiratórios do doente. Esta técnica é, hoje em dia, muito utilizada nos estudos abdominais. Desta forma, nestes doentes anestesiados, o tempo de aquisição da sequência pode variar consideravelmente de doente para doente, sendo que os valores podem rapidamente ultrapassar os valores de ação inferiores da legislação em vigor. Assim, nestes doentes é muito importante a proteção auditiva conjunta com abafadores e tampões auditivos.

Um caso em que é muito importante o ensino dos doentes é o caso das colangiorresonâncias, comum colangio-RM, onde se estudam as vias biliares e é utilizado o *navigator* ou navegador. Nestes exames, a aquisição da imagem é feita em respiração livre, através de uma sequência 3D. De acordo com os valores obtidos no presente estudo, verificou-se que na RM 1.5T eram de 95.9 dB(A), 114.92 dB(C) e 75.8 dB(A) para o L_{Aeq}, L_{Cpico} e $L_{ex,8h}$, respetivamente, enquanto que na RM 3T eram de 83.5 dB(A), 98.05 dB(C) e 61.7 dB(A) para o L_{Aeq}, L_{Cpico} e $L_{ex,8h}$, respetivamente. Estes valores são referentes a um doente colaborante ao longo de toda a aquisição das imagens, com uma respiração regular. Já em doentes com

respirações mais irregulares, que tenham longos períodos de apneia e/ou inspirações e expirações irregulares, o tempo da sequência vai aumentar, uma vez que o tempo da mesma é dependente da forma como o doente respira. Deste modo, o perfil respiratório do doente é muito importante e decisivo para o tempo da sequência e respetiva exposição do doente e profissionais de saúde (caso permaneçam no interior da sala de exames). Um perfil respiratório mais regular das apneias e fases inspiratória e expiratória permite a obtenção de imagens num tempo mais rápido, como é o caso apresentado na figura 130.

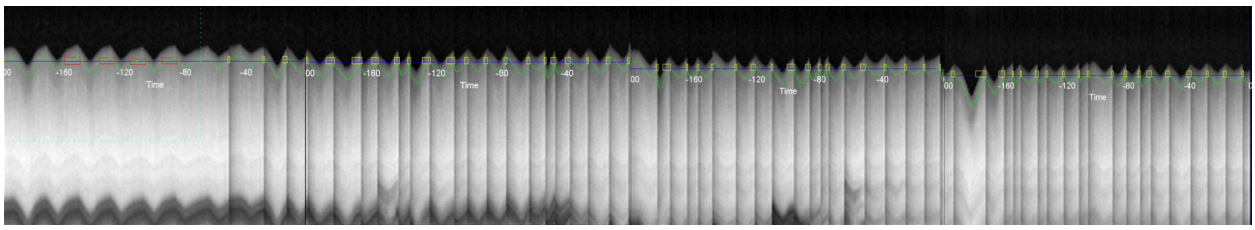


Figura 130 – Perfil respiratório regular de um doente que realizou colangio-RM na RM 1.5T – $L_{ex,8h}$ = 75.8 dB(A).

Já um doente em que o perfil respiratório é irregular, existindo espaçamentos bastante grandes entre a fase inspiratória e a fase expiratória, o tempo de aquisição das sequências podem atingir os onze minutos, como é o caso do doente da figura 131, onde o valor de $L_{ex,8h}$ passa de 75.8dB(A) para 79.5 dB(A), muito próximo do valor de ação inferior do DL 182/2006 – 80 dB(A).

A forma como o doente respira é também bastante importante para o resultado final da imagem, em termos de qualidade e acuidade diagnósticas, pois quanto mais regular a respiração do doente, melhor o resultado final. Nos casos de respirações irregulares poderão existir duplicações de imagem e aparecimento de imagens que não são reais, podendo afetar o diagnóstico final (ver figura 132). Assim, um ensino eficaz ao doente acerca da sua respiração e colaboração ao longo de todo o exame, mantendo-se calmo, são fulcrais para um excelente resultado final e evitar repetição de sequências, o que aumenta o tempo de exposição aos níveis elevados de ruído acústico. É preferível demorar mais tempo na explicação do exame ao doente e sua colaboração, do que não explicar devidamente e ter de repetir a sequência, expondo o doente novamente ao ruído acústico e aos CEM, aumentando o tempo de exame.

Infelizmente, os abafadores e tampões auditivos podem ter problemas associados, como a recusa por parte do doente em utilizá-los. Nesta situação, o trabalhador deve incentivar ao seu uso, pelo menos de um dos instrumentos, explicando a importância da sua utilização. Outros problemas podem estar associados, tais como: a dificuldade na comunicação entre trabalhador e doente ao longo do exame. Em determinadas circunstâncias e/ou exames, os abafadores podem causa desconforto, diminuindo a colaboração do doente, sendo que em exames crânio-encefálicos, podem perturbar na imobilização correta da cabeça, especialmente em exames onde é imprescindível a imobilização máxima da cabeça, como no caso dos doentes de Parkinson, doentes com epilepsia, entre outros, onde determinadas sequências serão usadas com fins cirúrgicos. Já em exames, como nas articulações temporomandibulares, é impossível o uso destes abafadores, uma vez que perturba a qualidade final da imagem, pois a região anatómica deve estar

em contacto direto com a bobina de RF, usando-se apenas os tampões auditivos. Os abafadores existentes no departamento de RM do CHUSJ são iguais em ambos os equipamentos, permitindo uma redução de pressão sonora de cerca de 14 dB (ver figura 133).

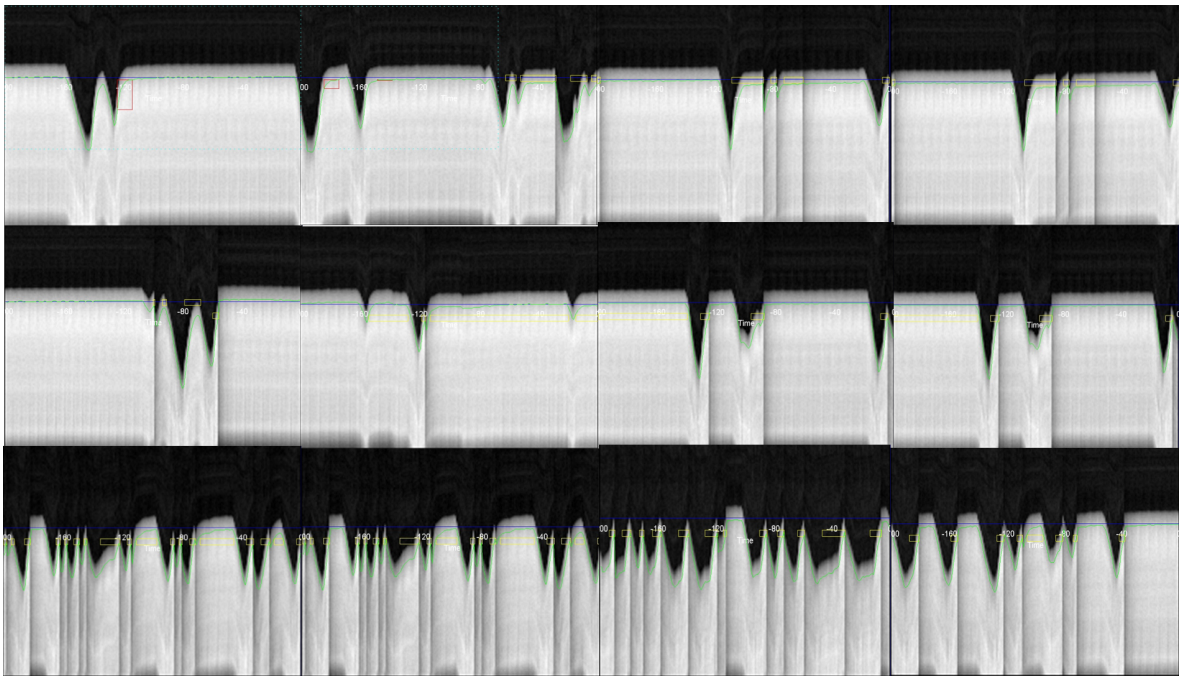


Figura 131 - Perfil respiratório irregular de um doente que realizou colangio-RM na RM 1.5T – $L_{ex,8h}$ = 79.5 dB(A).

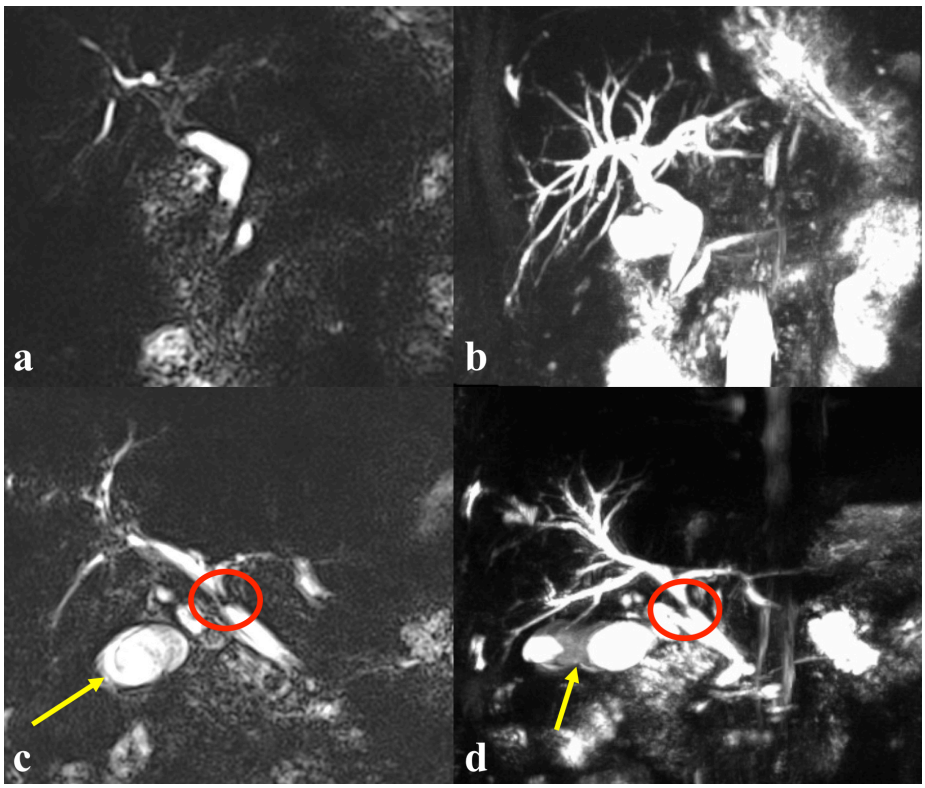


Figura 132 – Imagens de duas colangio-RM em doentes diferentes.
Em a) e b) trata-se do doente da figura 128, onde a respiração era regular e o resultado final tem boa qualidade e acuidade diagnósticas. Em c) e d), trata-se do doente da figura 129, onde a respiração era irregular e com espaçamentos entre a fase inspiratória e expiratória e existem artefactos respiratórios associados, onde leva ao aparecimento de imagens duplicadas da vesícula biliar (seta amarela) e possíveis imagens falseadas, como o afunilamento da via biliar comum (bola vermelha).

Figura 133 - Abafadores existentes do departamento de RM do presente estudo.

Os tampões auditivos também podem, por vezes, ser um problema. Por exemplo, em recém-nascidos, a maioria dos tampões auditivos existentes nos departamentos de RM (sendo também o caso do presente estudo) são demasiado grandes para o canal auditivo da criança. Para tal, deveriam existir nos departamentos de RM, tampões auditivos apropriados para indivíduos de idade pediátrica (TroykaMed, 2018), como os visualizados na figura 134A. Porém, uma das medidas implementadas devido a este estudo e aos valores de exposição elevados obtidos foram adquiridos uns abafadores próprios para crianças, como se podem visualizar na figura 134B, que permitem atenuar o ruído acústico até cerca de 36 dB, dependendo da frequência.

Torna-se, portanto, importante o isolamento acústico em crianças, especialmente em prematuros, uma vez que existem estudos que referem que o ruído acústico, neste caso hospitalar, pode interferir no seu desenvolvimento, nomeadamente provocando apneias, bradicardia e comprometimento do desenvolvimento neurológico (Otenio et al., 2007). Danos em crianças prematuras podem ocorrer, tendo de ser protegidas contra a exposição ao ruído acústico (Radomskij et al., 2002).

Figura 134 - Proteção auditiva adequada para um recém-nascido em RM (TroykaMed, 2018).

Nordell et al. (2009) demonstrou a eficácia dos tampões auditivos adequados à população pediátrica conjuntamente com a criação de um dispositivo à base de poliuretano, compatível com RM, com a forma arredondada, de modo a ficar posicionado entre a bobina de RF e o magnete (cerca de 2 cm) (ver figura 135). A utilização desse dispositivo demonstrou ser bastante eficiente na redução dos valores de ruído acústico, sendo que esses foram reduzidos na entre os 16.8 e 22.1 dB (Nordell et al., 2009).

Figura 135 - Dispositivo criado por Nordell et al. para redução da pressão sonora (Nordell et al., 2009).

Quanto à correlação entre os diferentes parâmetros e tempos de aquisição das sequências, verificam-se que as correlações são muito mais fortes quando se separam as regiões anatómicas. Assim, verificou-se que os parâmetros de ruído acústico avaliados são influenciados diretamente pelo tempo de aquisição das sequências, principalmente o nível de pressão sonora contínua e também a exposição pessoal diária ao ruído. Contudo, irá fazer-se apenas referência a dois aspetos quanto a outras correlações por região anatómica:

I. Os gráficos de correlação entre o tempo da sequência e o valor de nível de exposição pessoal diária ao ruído para a região crânio-encefálica, em ambos os equipamentos (figura 98), demonstra uma correlação positiva mais fraca relativamente às restantes regiões, pois as sequências usadas em espetroscopia crânio-encefálica são de longa duração, mas emitem pouco ruído, sendo consideradas as mais "silenciosas". E, como referido anteriormente, o grau de correlação são influenciados por todos os parâmetros, os valores extremos. O facto de as sequências espetroscópicas possuírem valores mais baixos, relativamente a outras sequências, deve-se à própria física relacionada com as sequências espetroscópicas, pois os pulsos de RF são muito espaçados e não se obtém uma imagem final, mas sim informação espetral de metabolitos;
II. O gráfico de correlação entre o nível de exposição pessoal diária ao ruído e o nível de pressão sonora de pico da RM 1.5T, da região anatómica do joelho, demonstra uma correlação praticamente inexistente (figura 99 da secção de resultados), ao contrário da RM 3T, onde essa correlação é elevada. Este facto deve-se à sequência localizadora T1 GE, realizada em todos os exames de RM do joelho, ter um valor pico muito elevado – 108.97 dB(C), quando comparado ao valor de $L_{ex,8h}$ – 59.5 dB(A), sendo que esta sequência demora apenas cerca de 12 segundos a ser

adquirida. Estes valores comprovam que, em determinadas sequências, não é necessário o decorrer de muito tempo de exposição para se atingir o valor pico daquela intensidade sonora. Ou seja, o tempo de aquisição não se relaciona diretamente com o valor de pressão sonora de pico.

Quando se comparam os valores relativos à exposição sonora dos diferentes tipos de sequências de imagem, verificou-se que o tipo de sequência que apresenta os valores mais elevados relativos aos três parâmetros avaliados é a EPI, enquanto que a que possui os valores mais baixos é a sequência do tipo IR.

As sequências EPI são as que demonstram mais diferenças estatisticamente significativas e um maior afastamento dos valores obtidos, relativamente às restantes, devido ao seu próprio funcionamento. Neste tipo de sequências são gerados múltiplos ecos consecutivos após o pulso de excitação com diferentes codificações de fase, havendo uma mudança de polaridade do gradiente de codificação de frequência bastante rápida, resultando numa maior vibração dos mesmos (Weishaupt et al., 2006; Westbrook et al., 1998; Westbrook et al., 2013), produzindo valores de ruído acústico mais elevados. De realçar, que a sequência EPI realizada para estudo abdominal na RM 1.5T foi aquela em que se obteve um maior valor de L_{Cpico} – 118.84 dB(C) e um dos maiores valores de exposição pessoal diária ao ruído – 80.1 dB(A), ultrapassando ligeiramente o valor limite inferior da legislação portuguesa. Ainda a respeito das sequências EPI, na figura 121, apresentada anteriormente, na secção dos resultados, é possível observar-se a continuidade dos valores da intensidade de ruído acústico elevados desde o início da sequência até ao seu final.

Quanto aos valores mais baixos de intensidade de ruído acústico foram atingidos, como já referido anteriormente, nas sequências do tipo IR. Nestas pode-se dar o exemplo da sequência T1 STIR (supressão de gordura) e T2 FLAIR (supressão de líquido cefalorraquidiano). Esta última está representada na figura 118 na secção dos resultados, onde se verifica uma amplitude de valores de cerca de 20 dB(A) entre os valores mais baixos e os valores mais altos obtidos durante a aquisição da sequência. Esta amplitude de valores faz com que os valores sejam mais baixos relativamente às restantes sequências e prendem-se com a aplicação dos diferentes pulsos de RF aplicados na sequência. Pela visualização da figura 136, vê-se que aquando da aplicação do pulso de RF e obtenção do eco (sinal em RM) atingem-se os valores mais elevados (representado a laranja), enquanto na aplicação do pulso de inversão próprio, com um tempo de inversão apropriado, característicos deste tipo de sequências, atingem-se os valores mais baixos (representado a azul).

Também se verificou que quanto maior o tempo de inversão, maior será a pausa entre os valores mais altos e mais baixos do ruído acústico, fazendo com que a sequência T2 FLAIR (TI cerca de 2000 ms), seja mais "silenciosa" que as sequências STIR (TI cerca de 200 ms) adquiridas no estudo.

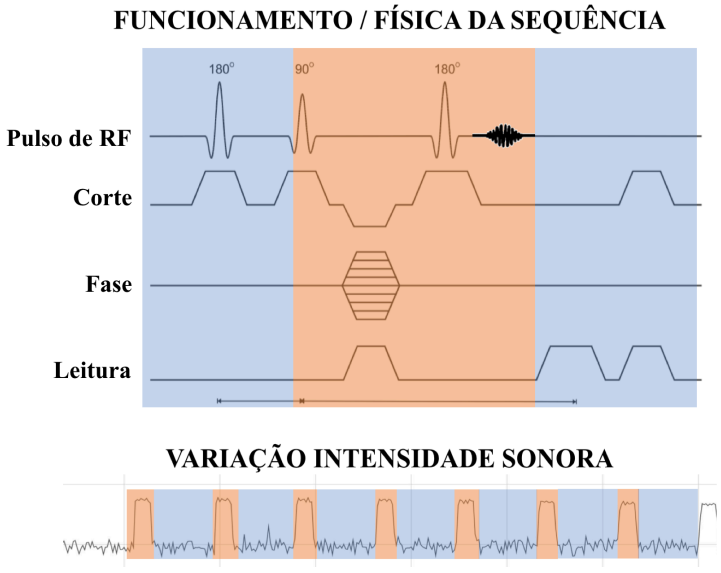


Figura 136 –Paralelismo entre o funcionamento e física da sequência IR com a variação da intensidade sonora ao longo do tempo de aquisição.

Quanto a outras diferenças estatisticamente significativas, verificaram-se entre os valores de nível sonoro contínuo equivalente e nível sonoro de pico entre as sequências SE e EPI. Não se observaram diferenças estatisticamente significativas para os valores de exposição pessoal diária ao ruído. O principal motivo para esta evidência pode-se prender com o facto de as sequências EPI requererem, na maior parte das vezes, uma maior resolução temporal, ou seja, são adquiridas de forma a se visualizarem processos fisiopatológicos rápidos. Desse modo, são adquiridas com tempos de aquisição mais curtos, comparativamente às demais sequências. Por outro lado, as sequências SE possuem tempos de aquisição maiores que as EPI, pois são as que revelam uma maior RSR e RCR, possuindo, portanto, matrizes de imagem maiores, requerendo de um maior tempo para a aquisição das suas imagens.

Quanto à comparação das restantes sequências (SE *versus* GE; SE *versus* IR; GE *versus* IR), não existem diferenças estatisticamente significativas, pois a sequência IR não é mais que uma variação da sequência SE, apenas com a aplicação de um pulso de RF de inversão, com um determinado TI, enquanto que a sequência GE apenas difere da SE, em termos de funcionamento, no processo de refasamento dos protões de hidrogénio, que é feito através de um gradiente, ao invés do pulso de 180º, feito nas sequências SE.

Pode-se, portanto, dizer que a intensidade do ruído acústico está dependente do funcionamento e física de RM de cada tipo de sequência e respetiva aplicação dos diferentes pulsos de RF e obtenção dos ecos (sinais). Aquando da aplicação de pulsos de inversão verificam-se que os valores são mais baixos (facto percecionado nas sequências do tipo IR), enquanto que a obtenção de múltiplos ecos ao longo da sequência (exemplo das sequências EPI) é sinónimo de valores mais altos de intensidade de ruído, principalmente nos valores de pressão sonora de pico, uma vez, que nas sequências EPI há uma mudança bastante rápida na polaridade dos gradientes para obtenção das imagens (Currie et al., 2013; Hammer, 2014; Tsao, 2008; Westbrook et al., 2013).

Através do presente estudo, também foi possível visualizar que as sequências 3D, comparativamente às sequências 2D, apresentam valores mais elevados para os parâmetros avaliados no estudo, em ambos os equipamentos, havendo diferenças estatisticamente significativas. Esses dados podem ser vistos quando se comparam, por exemplo, as sequências angiográficas tipo TOF e as sequências T1 MPRAGE 3D com as sequências bidimensionais "tradicionais" SE, IR e GE. Este resultado vai de encontro com o da literatura (Shellock et al., 2014). A razão para os valores medidos serem mais elevados nas sequências 3D, comparativamente às 2D, reside no facto do sistema dos três gradientes incorporados no equipamento trabalharem simultaneamente, vibrando e deformando-se, para executar os três processos básicos de formação de imagem em RM (ver figura 137) (Westbrook et. al, 2013): i

- Seleção do volume (e, consequentemente, dos cortes – codificação de corte);
- Codificação de fase;
- Codificação de frequência.

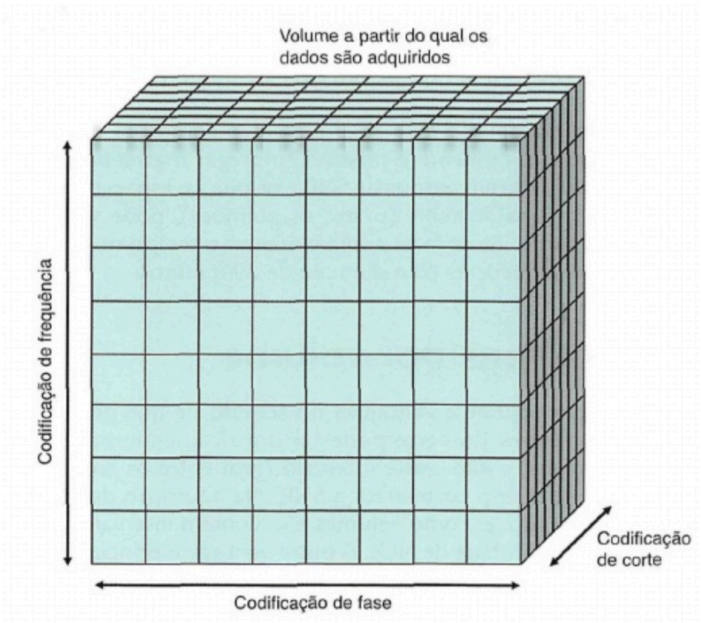


Figura 137 – Codificação e formação da imagem em aquisições volumétricas 3D (Westbrook et al., 2013) .

As sequências 2D começam com a seleção de corte e, posteriormente, utilizam o sinal de RM dado pela frequência e fase dos núcleos, de forma a codificar espacialmente o sinal de acordo com a posição num plano de imagem, nas duas direções que restam, visto uma já ter sido usada para a seleção de corte (do plano de imagem de corte). A cobertura de todo o volume é realizada corte a corte (Plein et al., 2011).

Nas sequências 3D, o pulso de excitação em vez de excitar um corte, excita um volume e, subsequentemente, o volume será codificado nas três direções, aplicando-se a codificação de frequência numa direção e as codificações de fase nas outras duas direções (Plein et al., 2011). Neste tipo de sequências o tempo de aquisição é muito maior relativamente às sequências 2D, um dos motivos para os valores de ruído acústico serem mais elevados, fenómeno observado no presente estudo.

Nas imagens 2D, o tempo de aquisição tem em conta o TR, o número de codificações de fase e o NEX. Nas imagens 3D, o tempo de aquisição está relacionado com o TR, número de codificações de fase,

número de cortes e o NEX (Plein et al., 2011; Westbrook et al., 2013) (ver figura 138). Daí o tempo de aquisição das imagens nas sequências 3D ser maior que o tempo das sequências 2D, fazendo com que os valores de exposição pessoal diária ao ruído e o nível sonoro contínuo equivalente sejam superiores.

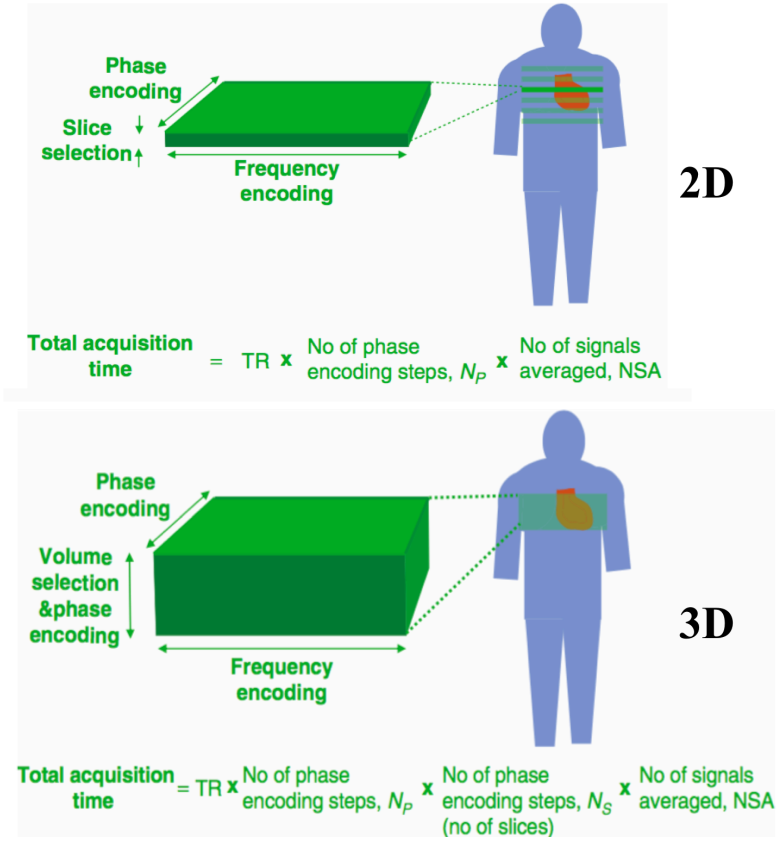
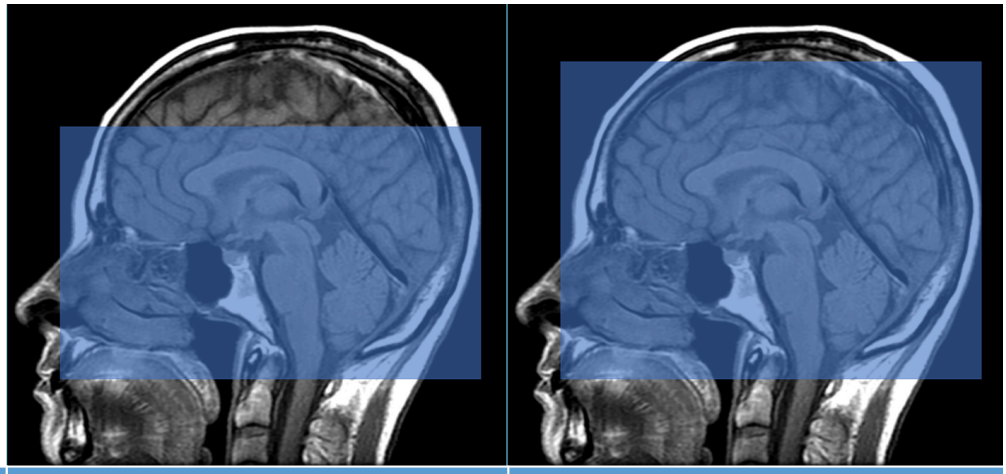


Figura 138 – Comparação entre os processos de obtenção de imagem em sequências 2D e 3D e respetivos tempos de aquisição das sequências (Plein et al., 2011).

Quanto aos tempos de aquisição, o Técnico de RD tem de possuir estes conhecimentos, de forma a saber que um pequeno aumento no volume de aquisição das sequências 3D pode ter um impacto direto e deletério nos valores de exposição ao ruído acústico, podendo até atingir os valores de ação inferiores preconizados na legislação. Isso pode passar-se, por exemplo, na sequência TOF 3D na RM 1.5T. Imaginemos uma situação virtual e comparemos com a situação real. Aquando de um pedido de angioressonância cerebral, o Técnico de RD tem de saber exatamente onde se situa a patologia do doente, assim como a anatomia que quer cobrir, por forma a não expor o doente a tempos de aquisição maiores do que aqueles que realmente são necessários. Analisando a figura 139, verificou-se que com a sequência 3D TOF atualmente usada na RM 1.5T, que demora 9min21s, o valor de $L_{EX,8h}$ é de 78.7 dB(A), estando muito próximo do valor de ação inferior preconizado no DL 182/2006. Em determinadas situações, não sabendo a anatomia que quer cobrir, assim como não analisando corretamente aquilo que se quer estudar, pela análise da informação clínica do doente, o Técnico de RD pode incorrer no erro de executar uma sequência 3D TOF para o parênquima encefálico na sua totalidade, como o caso da "situação virtual" da figura 139, aumentado o número de cortes da sequência, podendo rapidamente aumentar o tempo de

aquisição da mesma, para, por exemplo 12min3s, atingindo o valor de ação inferior de 80 dB(A) preconizado na legislação.

Demonstra-se, portanto, através deste exemplo, que o tempo de aquisição terá um efeito direto nos valores de exposição pessoal diária ao ruído.



	Situação Real	Situação Virtual
Tempo Aquisição	9min 21 seg. (0.154 h)	12 min 30 seg. (0.209 h)
Valor de $L_{Ex,\ 8h}$	78.7 dB(A)	80.0 dB(A) – Valor Ação inferior

Figura 139 – Situação real versus situação virtual aquando da realização de uma sequência 3D TOF no presente estudo e respetiva alteração dos valores de tempo de aquisição e de $L_{EX,8h}$.

Outras sequências estudadas no presente estudo foram as sequências localizadoras, ou seja, aquelas que são realizadas no começo de cada estudo para posterior orientação do exame. Atualmente, estas são adquiridas em poucos segundos, podendo ser do T1 GE ou T2 HASTE. Apesar de possuírem níveis de pressão sonora, por vezes, elevados, especialmente as T2 HASTE, irão ter valores de exposição pessoal diária ao ruído bastante baixos por causa do tempo de aquisição ser muito curto. Este facto vem comprovar, mais uma vez, que os valores de $L_{EX,8h}$ têm influência direta do tempo de aquisição das sequências.

Por fim, foi realizada uma comparação e análise crítica entre os dados adquiridos no presente estudo com outros estudos prévios da literatura (Tabela 71).

A maioria dos autores que estudaram o ruído acústico em RM, não especifica o método utilizado para recolha dos dados, não seguindo normas para uma recolha adequada dos diferentes parâmetros mensurados. Existem autores que apenas recolheram tempos de aquisição muito reduzidos (cerca de 20-30s) (Bryjová et al., 2016; Hattori et al., 2007; Moelker, et al., 2003; Moelker, et al., 2003b). Outros autores referem a duração da sequência usada na medição ou até mesmo a duração total de um exame (Foster et al., 2000; Jin et al., 2017; More et al., 2006; Price et al., 2001; Ravicz et al., 2000). Ainda existem outros autores que não especificam a duração do tempo de recolha da exposição ao ruído acústico

(Baker, 2013; Lim et al., 2015; Mcnulty et al., 2009). No presente estudo, foi usado um método de engenharia, devidamente validado internacionalmente, a norma ISO 9612:2009 – *Acoustics – Determination of occupational noise exposure – Engineering method*, que corresponde à versão portuguesa ENISO 9612:2009, sendo, por isso, os resultados mais aceitáveis e validados.

Recolhas muito reduzidas não permitem que todos os tipos de sons e ruídos, nomeadamente determinados picos, produzidos ao longo da sequência sejam adquiridos, pois como foi possível notar existiam determinados períodos onde as sequências eram mais ruidosas, assim como em determinadas partes eram mais silenciosas, por exemplo nas sequências IR. Nestas, existem "pausas" entre os diferentes pulsos de RF aplicados, por exemplo entre o pulso de inversão de 180º e os dois restantes, o de 90º e o de 180º. Desta forma, permite-se afirmar que cada sequência tem o seu próprio "ruído", de acordo com os pulsos de excitação e métodos de refasamento que realiza, sendo através do pulso de 180º (SE) ou pelos gradientes (GE). Já nas sequências HASTE, utilizadas em imagens localizadoras crânio-encefálicas, assim como em estudos abdominais, também existem pausas entre os diferentes pulsos de excitação e refasamento aplicados ao longo de toda a sequência, fazendo com que hajam intervalos entre picos mais sonoros e outros intervalos com silêncio prévios à aplicação dos pulsos.

Por isso, o método aplicado neste estudo é muito preciso, por forma a se poder percecionar todo o tipo de sons que são produzidos ao longo das sequências, pois adquiriram-se três amostras de cinco minutos de cada sequência, tornando mais reprodutível este método em relação aos outros estudos prévios.

A Tabela 71 compara os valores de exposição ao ruído acústico nos parâmetros avaliados no presente estudo aos valores de exposição atingidos em estudo prévios para estudos crânio-encefálicos. Não foram realizadas Tabelas comparativas a outras regiões anatómicas, uma vez que apenas no presente estudo é que se estudaram outras regiões anatómicas que não a região crânio-encefálicas.

A primeira conclusão que se tira, analisando a Tabela 71, foi que, no presente estudo foram estudadas mais sequências que em todos os outros estudos efetuados. Algumas das sequências não foram estudadas em nenhum outro estudo, tais como as sequências HASTE localizadora, a TOF 2 D, a DP+T2 axial, a sequência do tipo EPI usada na perfusão cerebral, a T2 FLAIR 3D, a STIR axial e as sequências de espetroscopia. Ao se analisar estes dados, verificou-se que o presente estudo é original no estudo da exposição ao ruído acústico de algumas sequências.

Comparando este estudo com o de Hattori (2007), verificou-se que os valores atingidos no equipamento de RM 1.5T deste estudo são, na sua maioria, mais baixos relativamente ao estudo de Hattori, exceto nos valores de L_{Aeq} das sequências T1 SE axial e na sequência TOF 3D axial. Já os valores de L_{Cpico} são todos bastante inferiores ao do estudo de Hattori. Já quando se comparam os valores relativos aos equipamentos de 3T, esses valores são muito mais baixos relativamente aos de Hattori, quer para os valores de L_{Aeq}, quer para os valores de L_{Cpico}. Já comparando os valores do presente estudo com outros autores que realizaram os seus estudos em equipamentos de 3T de intensidade de campo, como Jin (2017) e Lim

(2015), verificou-se que os valores atingidos no presente estudo são muito mais baixos relativamente aos atingidos pelos outros autores mencionados.

Quando se comparam os valores atingidos no equipamento de 1.5T de intensidade de campo deste trabalho com outros autores que realizaram os seus estudos em equipamentos da mesma intensidade de campo (Bryjová et al., 2016; Mcnulty et al., 2009; Moelker, et al., 2003; Moelker et al., 2003a), verificou-se que existe uma maior variabilidade nos resultados e nas suas comparações, pois existem valores que são mais elevados no presente estudo em determinadas sequências e outros em que esses valores de exposição são mais baixos.

Por fim, comparando a sequência usada no estudo funcional, onde o médico fica dentro da sala de exames durante a aquisição das imagens, os valores atingidos no presente estudo são mais baixos relativamente a outros que fizeram medições a este tipo de sequências (Jin et al., 2017; Ravicz et al., 2000).

Ainda se tem de fazer referência que apenas um dos estudos avaliou sequências de outras regiões anatómicas, nomeadamente da coluna vertebral, nas sequências T1 GE localizadora, T1 SE sagital e T2 TSE sagital. Esse estudo foi levado a cabo por McNulty et al. (2009). O estudo foi levado a cabo num equipamento de intensidade de campo de 1.5T e os valores atingidos foram mais baixos relativamente ao presente estudo no equipamento da mesma intensidade de campo. Comparando com os valores medidos no presente estudo na RM 3T, esses os valores de McNulty são ligeiramente mais elevados (Mcnulty et al., 2009).

Desta forma, pode-se verificar que os valores de exposição medidos pelos diferentes autores, incluindo no presente estudo, que:

- Os valores variam bastante de estudo para estudo, independentemente da intensidade de campo do equipamento;
- Os valores da RM 3T do presente estudo são os que possuem os valores mais baixos de exposição;
- Este avaliou um maior número de sequências relativamente aos restantes autores;
- Os valores da sequência utilizada no estudo funcional crânio-encefálico possui valores muito mais baixos no presente estudo relativamente a outros autores que também analisaram essa sequência;
- Os equipamentos usados nas medições dos diferentes estudos possuem diferentes características técnicas e de instalação, daí a variabilidade de resultados.

Tabela 71 – Comparação dos valores de exposição do presente estudo com estudos prévios para a região crânio-encefálica.

	Presente Estudo				Hattori (2007)				Jin (2017)		Bryjová (2016)		McNulty(2007)		Baker 2013		Lim (2015)		Moelker (2003a)		Moelker(2003)		Ravicz (2000)			
Nome da Sequência	L_{Aeq}		L_{Cpico}		L_{Aeq}		L_{Cpico}		L_{Aeq}	L_{Cpico}	L_{Aeq}	L_{Cpico}	L_{Aeq}	L_{Cpico}	L_{Aeq}	L_{Cpico}	L_{Aeq}	L_{Cpico}	L_{Aeq}	L_{Cpico}	L_{Aeq}	L_{Cpico}	L_{Aeq}		L_{Cpico}	
	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T	RM 3 T		RM 1.5 T		RM 1.5 T	RM 1.5 T	RM 1 T		RM 3T		RM 1.5T		RM 1T		RM 1.5 T	RM 3 T	RM 1.5 T	RM 3 T
T1 Localizador 3 planos	90.4	72.1	105.84	86.79							83		87.2 78.3													
T2 HASTE Localizador	87.9	73.7	107.25	92.74																						
T1 SE Axial	94.9	77.8	105.85	91	90	112.8	101.8	126			75				87.8		117	128			87.8					
T2 FLAIR Axial	80	70.3	98.63	90.99	89.9	110	104.4	128			92				82.8		101	115			82.8					
T2 TSE Axial	85.7	73.2	99.95	90.06	92.2	114.4	104.2	126.8			91.5		86 78.5		85.9		117	128	94.9		85.9					
T2 GE Axial	90.2	74.6	105.32	89.19							95				79.9		117	129			79.9					
Difusão Axial	97.2	84.9	111.35	99.06	99.6	112.9	111.7	130.7	105.4	118.4	99						105	117	95.4							
T1 IR Axial	84.8	72.9	101.56	89.18	89.1	115.8	103.4	128.1			91.8															
TOF 3D Axial	95.8	79.6	108.4	93.09	92.3	112.5	107.3	125.7									116	123								
TOF 2D Coronal	99.3	79.6	109.58	94.06																						
DP + T2 TSE Axial	89.2	71.7	101.94	90.18																						
Perfusão Axial	100.8	85.2	112.87	98.69																						
T1 MPRAGE Axial	98.4	78.8	111.74	93.45					109.7	122.2							109	121	109.5							
T2 FLAIR Axial 3D	87.3	75.6	113.53	96.29																						
STIR Axial	91.4	79	105.84	96.92																						
T2 CISS Axial	83.2	77.8	98.13	96.48							91.8															
T2 Axial estudo funcional		82.3		93.81					107.7	118.5													97	114	123	138
BLADE	86.5		100.54						108	120.4									103.7							
Espetroscopia	70.9	56.1 54.7	90.98	82.40 82.83																						

Uma outra conclusão que se retirou dos dados medidos no presente estudo foi que se realizaram medições a sequências do mesmo tipo, mas em áreas anatómicas diferentes, obtendo-se valores de exposição ao ruído acústico diferentes. As razões para tal suceder poderão residir no facto de se utilizarem bobinas de RF diferentes e dedicadas para cada área anatómica e os parâmetros das sequências, nomeadamente TR, TE, tamanho da matriz, espessura de corte, valores de b (usados nas sequências do tipo EPI de difusão) entre outros, também serem diferentes, pois tratam-se de protocolos e anatomias distintas.

Ainda outra conclusão que se pode retirar e reforçar através da Tabela 71 é o facto das sequências do tipo EPI e as sequências tridimensionais serem aquelas em que, geralmente, se observam valores de exposição ao ruído acústico mais elevados (quer ruído contínuo, quer o seu valor pico), em todos os estudos, incluindo este estudo. Este facto é importante ressalvar, uma vez que, atualmente, os fabricantes dos equipamentos de RM são pressionados pelas instituições que os adquirem a terem equipamentos de alto campo, com gradientes de campo de elevado desempenho. E, para se obter elevada qualidade de imagem nas sequências supracitadas são exigidas essas características dos equipamentos, por forma a se realizarem determinados estudos. Assim, cada vez mais processos fisiológicos, como a perfusão de um determinado órgão, bem como a difusão das macromoléculas de água dos órgãos e o mapeamento da atividade neuronal são estudadas por RM, evitando, deste modo, outros métodos mais invasivos. Para a realização destas técnicas em RM, faz-se uso de sequências do tipo EPI, onde se adquirem imagens com elevada rapidez, derivada da elevada performance dos gradientes, tendo amplitudes bastante elevadas.

O mapeamento anatómico por RM é também cada vez mais utilizado, como delineamento das fibras nervosas do sistema nervoso central (Jeurissen et al., 2017), mapeamento das fibras musculares do miocárdio (Mekkaoui et al., 2018; Sosnovik et al., 2009) e visualização do parênquima renal sem administração endovenosa de produto de contraste (Borrelli et al., 2019; Gaudiano et al., 2013), através do tensor de difusão e tratografia, aplicando várias direções de difusão em simultâneo, fazendo uso da amplitude máxima e excelente *slew rate* dos gradientes. Existem estudos que indicam que performances elevadas das bobinas de gradiente poderão ajudar na eliminação de artefactos de distorção próprios das sequências do tipo EPI (Tan et al., 2017).

As sequências tridimensionais também estão cada vez mais a ser aceites e utilizadas em RM, pois permitem a sua reconstrução em outros planos anatómicos, evitando a realização de mais sequências. Além disso, permitem uma melhor visualização e delineação da anatomia. Para se obterem excelentes resultados com a sua utilização também existe a necessidade de o equipamento ter bobinas de gradiente com elevada performance (Chavhan et al., 2008).

Ainda a realçar que a implementação nos equipamentos de bobinas de gradiente com elevado *slew rate* são bastante eficientes, havendo uma melhoria significativa da qualidade das imagens nas sequências HASTE e TRUFI utilizadas em estudos em tempo real e estudos cine (Chavhan et al., 2008; Derbyshire et al., 2012).

Assim, a tendência atual é o aumento da intensidade de campo estático em uso na rotina clínica em RM e uma melhoria significativa da performance dos gradientes de campo para as aplicações e técnicas supracitadas (Bongers et al. 2017; Price et al., 2001; Schaap et al., 2013). A necessidade de sequências ultra-rápidas fazendo uso das sequências do tipo EPI, para o mapeamento da atividade neuronal por exemplo, continua (Shellock et al., 2014). Isto pode fazer com que os níveis de ruído acústico produzido pelos equipamentos aumentem. Desta forma, o Técnico de RD tem de estar consciente destes factos e estar alerta para o ruído acústico que o equipamento onde opera emite, de acordo com as sequências que realiza em determinado exame, tendo de ter medidas preventivas de diminuição do ruído acústico para o doente.

Aquando da alteração de parâmetros relacionados com a RM, verificaram-se diferenças ao nível dos valores de exposição gerados pelo equipamento nos três parâmetros relacionados com ruído acústico relacionados: i) adição de um pulso "extra" para saturar a gordura; ii) redução da espessura de corte; iii) alteração dos planos de corte.

Quando se adiciona um pulso "extra" para suprimir a gordura, não se encontram diferenças consistentes ao nível os valores de ruído acústico medidos, mas, em termos de pressão sonora, esses valores parecem ser mais consistentes. Sete das medições efetuadas reduzem a pressão sonora e apenas três aumentam a intensidade da pressão sonora. Não é possível a comparação dos valores atingidos no presente estudo, uma vez que não foram encontrados estudos similares na literatura, onde se estudasse a influência do pulso de saturação de gordura e valores de intensidade sonora. Desta forma, podem-se fazer certas comparações, que parecem importantes, nomeadamente a comparação da sequência T2 com pulso de saturação de gordura e a sequência STIR, uma vez que o propósito das mesmas é a supressão da gordura. Essas comparações estão elencadas na Tabela 72.

Tabela 72 – Valores de exposição ao ruído em sequências com pulso de saturação de gordura e sequências STIR no presente estudo.

Plano / Região	L_{Aeq} – db(A)	L_{Cpico} – dB(C)	$L_{ex,8h}$ – dB(A)
Axial T2 TSE CE com saturação de gordura	1.5 T – 88 3 T – 71.8	1.5 T – 102.47 3 T – 90.23	1.5 T – 64.7 3 T – 46.7
Axial STIR CE	1.5 T – 91.4 3 T – 79	1.5 T – 105.84 3 T – 96.82	1.5 T – 69.7 3 T – 59.4
Sagital T2 TSE da coluna vertebral com saturação de gordura	1.5 T – 98.4 3 T – 71.8	1.5 T – 110.8 3 T – 90.62	1.5 T – 75.5 3 T – 50.3
Sagital STIR da coluna vertebral	1.5 T – 91.2 3 T – 77.5	1.5 T – 104.85 3 T – 93.36	1.5 T – 69.4 3 T – 57.3

Ao analisar a Tabela 72, verificou-se que as sequências T2 TSE com saturação de gordura atingem, na sua maioria, valores mais baixos de intensidade sonora (exceto na coluna vertebral na RM 1.5T), relativamente às sequências STIR. Este facto pode dever-se ao método físico de saturação de gordura ser diferente duma sequência para a outra. Enquanto que nas sequências SE ou TSE apenas se insere um pulso extra de saturação de gordura sintonizado na frequência espetral da gordura, na sequência STIR adiciona-se um pulso de RF de 90º para inverter o sinal dado pela gordura, com um TI efetivo para

suprimir a gordura (cerca de 160 – 200 ms, dependendo da intensidade do campo magnético estático) (Gibby, 2005; Mazzola, 2009; Westbrook et al., 2013). Esta última denomina-se de supressão física da gordura, enquanto que a outra se refere à saturação química da gordura. Pode-se então concluir que o tipo de supressão de gordura que se efetua durante um exame influencia na intensidade da pressão sonora produzida pelo equipamento. Este facto é importante quando se relaciona com a qualidade de imagem atingida por cada uma das sequências. Sabe-se que as sequências SE e as TSE possuem a vantagem de terem melhor RSR que as sequências IR, enquanto nestas últimas se obtém uma supressão de gordura mais uniforme. Ou seja, a seleção do método de supressão de deve ser otimizada e escolhida de acordo com o que se pretende saturar num determinado exame, região anatómica e de acordo com a patologia. A maior ou menor exposição ao ruído acústico nas diferentes sequências de imagem poderá ser também um critério de otimização das sequências na escolha do tipo de saturação de gordura para determinado exame.

Quanto à espessura de corte, verificou-se que quando se baixa de uma espessura de 5 mm para 3 mm, há um aumento da pressão sonora e dos valores de exposição ao ruído acústico contínuo equivalente na maioria das medições onde se efetuou essa alteração. Este aumento dos valores de exposição ao ruído acústico vai de encontro a estudos prévios (Counter et al., 2000; Counter et al., 1997; McJury et al., 1994; Moelker et al., 2001; Shellock, 2017). Quando ocorre diminuição dos valores de intensidade sonora, aquando da redução da espessura de corte, verificou-se que essa alteração é mínima, como o caso da sequência T1 axial, onde a redução é de apenas 2.3%.

Quanto à influência dos diferentes planos de corte e sua interação sobre os valores de exposição ao ruído acústico, verificou-se que os valores mais baixos eram obtidos maioritariamente aquando da execução de imagens no plano axial ou transversal. Na RM 1.5T, os valores mais elevados foram encontrados aquando da seleção do plano sagital. Já, na RM 3T, vê um maior aumento dos valores aquando da seleção dos planos coronais. Estas mudanças na intensidade sonora derivadas da seleção de diferentes planos de corte estão relacionadas com os diferentes gradientes que se selecionam para se obter diferentes planos. Na Tabela 73, encontram-se definidas as bobinas de gradiente responsáveis pelas diferentes funções no processo de obtenção e formação da imagem em RM (Brix, 2008a; C. Westbrook, 2002; Westbrook et al., 2013).

Tabela 73 – Seleção das bobinas de gradiente de acordo com a função desempenhada e planos de corte.

Plano	Seleção de Corte	Codificação de fase	Codificação de frequência
Axial (corpo)	Z	Y	X
Axial (cabeça)	Z	X	Y
Sagital	X	Y	Z
Coronal	Y	X	Z

Através da análise da Tabela 73, com comparação dos valores obtidos nas diversas sequências verificou-se que o gradiente responsável por esta alteração de valores de ruído acústico é o da seleção de corte. A bobina de gradiente do eixo Z é a responsável pela seleção dos cortes axiais, enquanto que nos planos sagital e coronal são as bobinas X e Y, respetivamente. Pode-se associar esta seleção à forma que estas

bobinas de gradiente adotam aquando da sua seleção (figura 67 da secção 2.10.4), onde a forma de cone adotada aquando da seleção dos planos axiais tem impacto na redução da intensidade sonora, comparativamente à deformação em flexão adotada aquando da seleção dos planos sagital e coronal.

Estas experiências da mudança de plano de corte foram todas realizadas em sequências usadas em RM crânio-encefálica. Nesta, o plano de eleição, na maioria das suspeitas clínicas, é o axial ou transversal e, foi nesse plano, que se observaram os valores mais baixos de exposição. Isto sugere uma boa prática não só na escolha do plano para estudo das patologias, mas também nos valores de exposição ao ruído acústico. O caso mais notório foi o verificado na RM 1.5T, na sequência T2 FLAIR, onde passando do plano axial para o coronal, observou-se um aumento de 34.9% na pressão sonora e para o plano sagital esse aumento foi de 71.2%. É extremamente importante a referência a este caso da sequência T2 FLAIR, pois nos casos dos doentes com esclerose múltipla realiza-se esta sequência nos planos axial e sagital e a devida proteção auditiva dos doentes é fulcral.

Um outro exemplo do aumento da intensidade e pressão sonoras do plano axial para outro plano, neste caso coronal, é o observado nas imagens T2 HASTE axial e coronal usadas na região abdominal, obtidas na RM 1.5T, como observado na Tabela 74.

Tabela 74 – Valores das sequências HASTE nos planos axial e coronal na RM 1.5T.

Plano	L_{Aeq} – db(A)	L_{Cpico} – dB(C)	$L_{ex,8h}$ – dB(A)
Axial	90.9	107.36	62.8
Coronal	96.6	112.80	67.8

Analisando a Tabela 74, verificou-se que todos os valores de exposição ao ruído acústico, inclusive o valor de pressão sonora de pico aumenta consideravelmente aquando da alteração do plano axial para coronal. Conclui-se, novamente, que a forma que as bobinas de gradiente tomam aquando da atuação das forças de Laplace e da sua vibração para obtenção das imagens nos diferentes planos afeta os valores de ruído acústico, sendo que a forma de cone adotada permite a obtenção de valores mais baixos.

O facto de nos planos axiais se obter os valores mais baixos de exposição ao ruído acústico não vai de encontro com o que está descrito na literatura, onde Price et al. (2001) concluíram que os planos coronal e axial tinham os valores mais elevados (Price et al., 2001), enquanto Moelker et al. (2003) concluíram que os planos onde eram atingidos valores mais elevados eram os axiais (Moelker et al., 2003). Os dados do presente estudo têm uma maior solidez, uma vez que foram medidos mediante uma norma internacional, já mencionada anteriormente, havendo três medições de cada sequência com a duração de cinco minutos. Já os dados de Price (2001) foram adquiridos durante um minuto da duração das sequências (Price et al., 2001) e Moelker apenas mediu o ruído acústico durante 20s (Moelker et al., 2003).

Neste estudo, uma nova avaliação e análise foi também efetuada, nomeadamente a questão dos resultados relativos à RSR e RCR das imagens. Esta análise parece ser importante na medida em que a exposição ao ruído acústico poderá ser uma característica importante na otimização das sequências e sua duração.

Quanto a estes resultados e respetiva manipulação de parâmetros que afetam estes dois fatores relacionado com a qualidade de imagem em RM, verificou-se que quando se aumenta o NEX, aumenta o tempo de aquisição da sequência, uma vez que se está a adquirir mais informação e sinal da região anatómica em estudo, aumentando a RSR e RCR. Este facto é uma vantagem em termos de uma melhor qualidade de imagem, mas, por outro lado, existe a desvantagem do maior tempo de exposição ao ruído acústico, aumentando o valor de $L_{ex,8h}$ e níveis de pressão sonora (medidos em Pa), sendo que, em doentes pouco colaborantes, as imagens podem ficar com artefactos de movimento.

Já o aumento da matriz de imagem, faz com que se aumente o tempo de aquisição da sequência, logo aumentando o valor de $L_{ex,8h}$, baixando a RSR e a RCR. No entanto, não se podem utilizar matrizes de imagem pequenas, uma vez que a resolução espacial diminui drasticamente, afetando a qualidade e acuidade diagnósticas. Por exemplo, em estudos músculo-esqueléticos, como o caso de uma RM do joelho, o uso de matrizes elevadas é fulcral para um excelente resultado final. O facto da diminuição da RSR e RCR deverá ser compensada por outros parâmetros de RM, que o Técnico de RD poderá e deverá manipular.

Quanto à espessura de corte, esta deverá ser ponderada de acordo com a informação clínica do doente e respetiva região anatómica em estudo.

Desta forma, os Técnicos de RD poderão ter um papel importante no que concerne à sua exposição e à dos doentes ao ruído acústico, na manipulação e escolha correta dos parâmetros das sequências a utilizar em cada protocolo de exame, entrando no processo de otimização das sequências usadas em RM. A primeira questão prende-se com a discussão e análise conjunta com o médico acerca do protocolo a utilizar em cada exame, por forma a realizarem as sequências ideais e preponderantes para determinado estudo, para determinada patologia, realizando o essencial, no menor tempo de exame possível, com a melhor acuidade e qualidade diagnósticas. Em seguida e, selecionando-se as sequências e ponderações para cada exame, o Técnico de RD pode selecionar e manipular parâmetros que afetam diretamente o tempo de aquisição das sequências e respetiva exposição ao ruído acústico, RSR e resolução espacial (Tabela 75).

Tabela 75 – Parâmetros principais em RM e sua manipulação, afetando a RSR, resolução espacial, tempo de aquisição e exposição ao ruído acústico.

Parâmetros	RSR	Resolução Espacial	Tempo de Aquisição	Exposição ao Ruído Acústico – L_{Aeq} e $L_{ex,8h}$
↑ Espessura de corte	↑	↓	Não afeta	Não afeta
↑ NEX	↑	↑	↑	↑
↑ Matriz de Imagem	↓	↑	↑	↑
↑ TR	↑	Não afeta	↑	↑
↑ Campo de visão	↑	↓	Não afeta	Não afeta
Introdução de métodos de aquisição paralela	↓ (dependendo do fator de aceleração)	Não afeta	↓	↓

Porém, ao se manusear os parâmetros, terá de existir um balanço e otimização perfeitos, de modo a ter-se em consideração o tempo de aquisição, RSR e resolução espacial, entrando também o fator da exposição ao ruído acústico, por forma a se obter a maior qualidade e acuidade diagnósticas, com o mínimo de exposição ao ruído acústico (e também aos campos eletromagnéticos da RM).

Desta forma, o Técnico de RD pode e deve manipular determinados parâmetros, de modo a obter a acuidade e qualidade diagnósticas ideais mediante a patologia a estudar, tipo de doente que está a examinar, entre outros fatores. Assim, a exposição ao ruído acústico poderá entrar nos processos de otimização da qualidade das sequências em RM, existindo sempre um balanço positivo entre a qualidade de imagem e a menor exposição ao ruído acústico.

A exposição dos profissionais de saúde ao ruído acústico também poderá ser um problema, nomeadamente naqueles que, ao longo dos diferentes procedimentos, poderão ficar no interior da sala de exames, nomeadamente em procedimentos anestésicos, realização de RM funcional, permanência junto de um doente pouco colaborante ou mais ansioso (por exemplo, idade pediátrica e geriatria), injeção de produto de contraste endovenoso e/ou preparação da máquina injetora automática de contraste.
Aquando de uma RM funcional, o médico neurorradiologista permanece no interior da sala de exames, para dar ordens ao doente para executar determinada tarefa ao longo da aquisição das imagens, durante o tempo da sequência (esta do tipo EPI), no mínimo durante 3-4 vezes em cada procedimento, sendo realizada uma a duas vezes por semana este tipo de RM. No presente estudo, demonstrou-se que os valores de exposição não ultrapassam os valores dispostos na legislação portuguesa e Diretiva europeia. É bastante importante a adequada proteção auditiva dos profissionais intervenientes, uma vez que a sequência do tipo EPI é a mais utilizada nos procedimentos de RM funcional (Moelker et al., 2004).
Desta forma, os profissionais que realizem os tipos de procedimentos supracitados, aquando da sua permanência na sala de exames deverão usar proteção auditiva adequada (por exemplo, tampões auditivos e/ou utilização conjunta dos abafadores disponibilizados em cada equipamento) durante o seu período de permanência.
Por fim, ao se analisarem as figuras116-126 da secção dos resultados, verificam-se que a forma como cada sequência se comporta em termos de ruído acústico são diferentes. De acordo com as figuras e a classificação dos diferentes tipos de ruído acústico mencionados na fundamentação teórica e segundo a norma ISO 2204: 1979 (Miguel, 2014), pode-se fazer a respetiva classificação do ruído acústico emitido por cada sequência em RM. Assim:

- **Ruído flutuante ou contínuo e estacionário ou uniforme:** T1 SE (figura 116), T2 TSE (figura 117), T2 GE (figura 119), T1 MPRAGE 3D GE (figura 120), EPI (figura 121), TOF 2D (figura 122), IN/OUT abdominal (figura 124) e TRUFI (figura 126);
- **Ruído não estacionário e intermitente:** T2 FLAIR (figura 118);
- **Ruído não estacionário e impulsivo:** T2 HASTE localizadora (figura 123) e T2 HASTE abdominal (figura 125).

Desta forma, sabe-se que os equipamentos de RM produzem ruído acústico bastante intenso e de formas diferentes, de acordo com vários parâmetros. Estes ruídos podem influir negativamente tanto nos doentes, como nos profissionais em termos da sua saúde, mas também na aquisição das imagens, podendo os doentes não tolerarem o exame, por exemplo. A comunicação dentro de um hospital, mais concretamente num departamento de RM, é fundamental, sendo que distúrbios e dificuldades no entendimento na comunicação poderão trazer problemas e criar situações perigosas, tanto para doentes, como para os profissionais de saúde. Dessa forma, é essencial uma boa comunicação e entendimento bidirecional do discurso em todos os procedimentos em RM. A proteção auditiva de todos os intervenientes também é fulcral para uma melhor proteção. Deste modo, o ruído acústico é considerado um risco ocupacional num departamento de RM. Assim, medidas preventivas têm de ser aplicadas nos departamentos de RM, direcionadas à exposição ao ruído acústico, por forma também a não se excederem os valores limites de exposição, especialmente em casos onde isso possa acontecer (Mollasadeghi et al., 2013).

Deste modo, sugerem-se as seguintes recomendações no que concerne à proteção auditiva em RM, tanto para doentes, como para os profissionais de saúde:

- Uso de proteção auditiva é altamente recomendada e mandatória, por forma a reduzir a exposição ao ruído acústico a limites aceitáveis e toleráveis. Tem de estar disponível nos departamentos de RM para todos os doentes, seus possíveis acompanhantes, voluntários e profissionais de saúde que possam ficar dentro da sala de exames;
- A utilização da proteção auditiva tem de ser encorajada por parte do Técnico de RD, especialmente em doentes mais vulneráveis, pois o ruído acústico pode representar um potencial risco à sua saúde, por exemplo em doentes com problemas de audição e/ou epiléticos, onde a crise poderá ser despoletada pelo estímulo acústico;
- O *staff* tem de possuir conhecimentos acerca da seleção e adequação da melhor forma de proteção auditiva para o doente em questão;
- Instrução adequada na forma de colocação a proteção auditiva existentes no departamento de RM, sejam tampões auditivos e/ou abafadores disponíveis;
- Ensino ao doente sobre o exame que vai realizar, realçando a importância da sua colaboração ao longo do mesmo, de forma a se evitarem repetições desnecessárias, minimizando, assim, a exposição ao ruído acústico e aos CEM;
- Aquando da realização de uma RM fetal, poder-se-á colocar um cobertor por cima da região abdominopélvica da mulher grávida, por forma a reduzir a exposição ao ruído acústico por parte do feto, embora estudos referem que a exposição ao ruído acústico no período pré-natal nos segundo e terceiro trimestres não está associada a um aumento do risco da criança desenvolver patologia auditiva (Reeves et al., 2010; Strizek et al., 2015). A colocação do cobertor parece ser uma alternativa para minimizar a exposição do feto ao ruído acústico, de acordo com a prática clínica do departamento de RM do presente estudo. Apenas a Sociedade de Radiologia da

Austrália e Nova Zelândia referem, nas suas normas, a importância da minimização da exposição ao ruído acústico nas grávidas e, consequentemente, no feto (RANZCR, 2017);

- Por vezes, a melhor solução para um melhor isolamento ao ruído acústico proporcionado pelos equipamentos de RM é a utilização simultânea dos abafadores auditivos com os tampões auditivos. No departamento de RM onde foi realizado o presente estudo existem disponíveis para os doentes e profissionais de saúde que lá trabalham tampões auditivos da marca 3M®. Estes podem atenuar o nível de ruído acústico em cerca de 30 dB em qualquer banda de frequência (Lim et al., 2015);
- Conhecimento por parte do Técnico de RD de quais as sequências que poderão expor, tanto doentes, como profissionais de saúde aquando de procedimentos dentro da sala de exames, a valores mais elevados de exposição ao ruído acústico;
- Entendimento, conhecimento e manipulação de parâmetros, por parte do Técnico de RD, que permitam reduzir os valores de exposição ao ruído acústico, não influenciando negativamente a qualidade de imagem em RM.

Com este estudo relacionado com a exposição dos doentes e profissionais de saúde ao ruído acústico num departamento de RM pôde-se percecionar, na primeira fase do estudo, quais os valores de exposição a que os profissionais, nomeadamente os Técnicos de RD, estão sujeitos ao longo da sua rotina clínica no seu posto de trabalho habitual, mais concretamente na sala técnica, na consola de exames. O presente estudo foi original nessa área, uma vez que a maioria dos estudos descritos na literatura apenas se focavam na exposição do ruído acústico derivados de algumas sequências dentro da sala de exames. Várias soluções e medidas preventivas foram propostas, de forma a reduzir o ruído acústico nas áreas adjacentes à sala de exames da RM e minimizar os efeitos deletérios que o ruído acústico pode ter sobre os profissionais de saúde que trabalham em ambientes relacionados com RM.

Numa segunda fase deste estudo realizado à exposição ao ruído acústico em RM, este foi inovador na:

- Introdução na metodologia de uma norma internacional para avaliação da exposição ao ruído acústico: ISO 9612:2009 – *Acoustics – Determination of occupational noise exposure – Engineering method*;
- Análise da exposição pessoal diária ao ruído, o $L_{Ex,\,8h}$. Essa avaliação e análise parece ser bastante pertinente, uma vez que é aquela que realmente mede a exposição ocupacional, sendo um dos parâmetros preconizados na legislação portuguesa e na Diretiva Europeia, além do valor de pressão sonora de pico. Realça-se, de novo, que o valor limite de ação inferior de $L_{Ex,8h}$, foi ultrapassado em duas sequências, tendo o Técnico de RD um papel fulcral na minimização do ruído acústico a que o doente fica sujeito ao longo do exame;
- Avaliação e comparação de todos os tipos de sequências existentes em RM, pois estudos prévios apenas havia a seleção de algumas sequências que os autores achavam mais importantes e pertinentes avaliar;

- Separação das sequências por região anatómica, analisando, por vezes, o mesmo tipo de sequência, sendo os valores de exposição diferentes para cada área anatómica, concluindo-se que os parâmetros de aquisição, as bobinas de RF usadas e posicionamento do doente também podem interferir nos valores de exposição ao ruído acústico;
- Análise da exposição ao ruído acústico por protocolo de exame, podendo ter-se a perceção exata da exposição ao ruído acústico a que cada doente terá ao longo de um exame de RM;
- Relação entre os valores de exposição ao ruído acústico e sua intensidade com a própria física das sequências e modo como se processa a aquisição das imagens;
- Análise de diferentes parâmetros de aquisição de imagem RM que afetam a RSR e a RCR e sua relação com os valores de exposição ao ruído acústico;
- Avaliação da introdução do pulso de saturação de gordura e sua influência nos valores de exposição ao ruído acústico;
- Classificação do ruído acústico emitido por cada sequência, segundo a norma ISO 2204: 1979.

4.6 Resumo do Capítulo

Na primeira etapa experimental foi estudada a exposição ao ruído acústico nas duas salas técnicas da RM, onde estão situadas as consolas de exames, onde o Técnico de RD está situado e, porventura, outros profissionais. As principais conclusões desta parte experimental foram:

- Os valores de exposição ao ruído acústico não ultrapassam os limites impostos na legislação em vigor, sendo que podem ultrapassar alguns recomendados em normas internacionais;
- Os valores atingidos podem acarretar mais ansiedade e dificuldades na comunicação por parte dos profissionais, podendo aumentar a probabilidade de acometimento de incidentes e/ou acidentes;
- A configuração da blindagem da sala de exames, assim como a localização da porta da sala de exames pode influir nos valores de exposição ao ruído acústico;
- Implementação de Boas Práticas, tais como:
    - Colaboração ativa de todos os profissionais envolventes para reduzir os níveis de ruído acústico;
    - Medidas de reorganização do trabalho e fluxos do mesmo;
    - Reduzir volumes de determinados aparelhos eletrónicos na sala técnica e áreas adjacentes;
    - Sensibilização de todos os profissionais da equipa da real exposição ao ruído acústico, através de formação contínua.

Numa segunda etapa do estudo foram analisadas as exposições às diferentes sequências de pulso em protocolos de aquisição de imagem distintos. Nesta etapa, obtiveram-se como principais conclusões:

- Na RM com maior intensidade de campo obtiveram-se valores de exposição mais baixos relativamente à RM com menor intensidade de campo, derivado às inovações no hardware e à "idade cronológica" dos mesmos;
- O tempo de aquisição das sequências influencia diretamente os valores de exposição ao ruído, nomeadamente o nível de exposição diária ao ruído;
- Em duas sequências, os valores de exposição ultrapassam ligeiramente o limite de ação inferior preconizado na lei de exposição diária ao ruído;
- A forma como o doente colabora ao longo de um exame, poderá influenciar nos níveis de exposição ao ruído acústico;
- As sequências 3D apresentam valores de exposição mais elevados que as sequências 2D;
- As sequências EPI, usadas nas técnicas avançadas de imagem de difusão, perfusão e RM funcional, são aquelas que apresentam os valores de exposição mais elevados, especialmente os valores de pressão sonora de pico;
- A introdução do pulso de saturação de gordura, na maioria das situações estudadas, permitiu a redução da exposição ao ruído acústico;
- A diminuição da espessura de corte aumenta a exposição ao ruído acústico;
- Aquando da seleção do plano de corte axial, os níveis de exposição ao ruído acústico são menores, comparativamente aos planos de corte coronal e sagital;
- Implementação de Boas Práticas, tais como:
    - Utilização mandatória de abafadores em conjunto com tampões auditivos por parte dos doentes sempre que possível;
    - Aquando da permanência de um profissional de saúde dentro da sala de exames, a utilização de proteção auditiva também é importante;
    - Conhecimento por parte do Técnico de RD de quais são as sequências de pulso e protocolos de aquisição de imagem onde o doente poderá ter uma maior exposição ao ruído acústico;
    - Entendimento da física inerente ao funcionamento das sequências de pulso, especialmente nos parâmetros que influem diretamente no tempo de aquisição das sequências, sem haver prejuízo na RSR e RCR;
    - Necessidade de formação contínua nos aspetos relacionados com segurança em RM, especialmente no que concerne à diminuição da exposição ao ruído acústico, uma vez que a sua eliminação é impossível.

Sabe-se, então, que o ruído acústico é um risco inerente à utilização da RM, que pode ser uma das maiores causas de ansiedade, irritabilidade, prejuízos na comunicação, entre outros efeitos deletérios. Assim, a exposição ao ruído acústico deveria ser avaliada e controlada rotineiramente.

5 Exposição aos Campos Magnéticos Estáticos e Dependentes do Tempo em Ressonância Magnética

A exposição aos campos magnéticos estáticos e aos campos magnéticos dependentes do tempo (gradientes de campo e campos de RF) acarreta riscos e efeitos biológicos e mecânicos. Esses efeitos encontram-se resumidos na Tabela 76. Todos os efeitos biológicos são reversíveis e transitórios e cessam após um determinado intervalo de tempo após término ou cessação da exposição aos CEM em RM. Os acidentes ou incidentes derivados dos riscos mecânicos deverão ser evitáveis na prática clínica.

Tabela 76 – Resumo dos efeitos e riscos biológicos e mecânicos dos campos magnéticos estáticos e campos magnéticos dependentes do tempo em RM.

EFEITOS	CAMPO MAGNÉTICO ESTÁTICO	CAMPOS MAGNÉTICOS DEPENDENTES DO TEMPO
Mecânicos ou Físicos	Atração Torção Deflexão Efeito Lenz	Ruído Acústico (Vibração)
Biológicos	Náuseas, tonturas, vertigens, cefaleias, magnetofosfenos, gosto metálico na boca, distúrbios visuais, sensação de "pancadas" na cabeça, nistagmo, influências na postura do indivíduo, distúrbios do sono e efeitos motores e cognitivos a curto-prazo, como por exemplo memória a curto-prazo, problemas de concentração, exercícios de memória, efeitos cognitivos e défices de atenção.	ENP da pele e gordura subcutânea (sensações de formigueiro, de queimadura e dor), estimulação muscular (espasmos), cefaleias, vertigens, mudanças no ritmo cardíaco (arritmias), indução de fibrilação ventricular, potencial epileptógeno, magnetofosfenos. Aquecimento dos tecidos.

É sabido que, tanto os doentes, como os profissionais de saúde que trabalham em ambientes de RM, poderão sofrer efeitos biológicos por causa da maior exposição aos diferentes campos magnéticos utilizados em RM e sofrer incidentes e até acidentes dos efeitos mecânicos. Também está descrito na literatura que esses efeitos poderão ocorrer mais em determinadas áreas da RM, comparativamente a outras (Cavin et al., 2007; Glover et al., 2007; Wang et al., 2008; Wilen et al., 2011). A intensidade de B_0 também influencia diretamente a ocorrência de efeitos e riscos (Formica et al., 2004; Kannala et al., 2009; Lepsien et al., 2012; Price et al., 2001).

Neste capítulo, irá ser abordada a exposição aos campos magnéticos estáticos em localizações específicas, assim como a exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo.

É bastante importante o conhecimento dos locais onde as medições poderão exceder os valores ação e a realização de determinadas experiências com os profissionais nesses mesmos locais, será importante para que se perceba o modo como os sintomas são desencadeados. Deste modo, a recomendação e aplicação de Boas Práticas será efetuada de uma maneira mais eficaz e eficiente.

Também será bastante importante a comparação das medições entre campos magnéticos com intensidades de campo diferentes, nomeadamente de 1.5T e 3T, pois as práticas poderão ser ligeiramente diferentes, de acordo com o equipamento em questão.

5.1 Estudos Prévios Realizados

Quanto às medições dos níveis de exposição aos CEM, já existem alguns estudos direcionados para a avaliação dos campos magnéticos estáticos e campos dependentes do tempo.

A maioria desses estudos começou a ser realizada após a entrada em vigor da Diretiva Europeia 2004/40/UE às indústrias, sendo a Medicina englobada, com o uso da RM. Teoricamente, se essa Diretiva fosse imediatamente aplicada, a maioria dos equipamentos usados nos hospitais e clínicas deixariam de ser permitidos, pois excederiam os limites propostos. Desse modo, criou-se um grupo formado por políticos, governantes, grupos de pacientes, profissionais e cidadãos comuns – a "*Alliance for MRI* "-, que, entre outros progressos conseguiu com que a Diretiva fosse derrogada para a Medicina até 31 de outubro de 2013, altura em que, teoricamente, terá de transpor para os Estados-Membros. No entanto, o objetivo desta aliança é tornar isenta a RM desta decisão, permitindo a utilização médica e pesquisa em RM, garantindo que esta tecnologia continue a ser vital e a estar disponível para todos os pacientes (ESR, 2013). Alguns estudos realizados quanto às medições dos níveis de exposição aos campos magnéticos estáticos, bem como aos campos magnéticos variáveis no tempo estão apresentados na Tabela 77.

Tabela 77 – Estudos realizados sobre a exposição aos campos magnéticos estáticos e campos magnéticos variáveis no tempo.

Autores	Ano	Tipo de Exposição	Resultados e conclusões principais
(Groebner et al., 2011)	2011	Campos magnéticos estáticos e dependentes do tempo	Os resultados do estudo suportam a ideia que os limites de exposição deverão ser alterados para campos magnéticos de alto campo. Os valores de ação de referência deveriam ser mudados.
(Vocht et al., 2009)	2009	Campos magnéticos estáticos e dependentes do tempo	Ambos os níveis de exposição aos campos magnéticos estão abaixo dos limites propostos, mas durante alguns procedimentos eles poderão estar excedidos (1T-3T).
(Kannala et al., 2009)	2009	Campos magnéticos estáticos e dependentes do tempo	Em certas sequências de imagens e em determinadas posições onde os profissionais poderão estar presentes, os níveis de referência quanto aos campos dependentes do tempo poderão ser ultrapassados.
(Fuentes et al., 2008)	2008	Campos magnéticos estáticos e dependentes do tempo	Os valores pico para a cabeça podem ser excedidos em determinados procedimentos, no caso dos gradientes de campo.
(Bradley et al., 2007)	2007	Campos magnéticos estáticos e dependentes do tempo	A exposição aos campos dependentes do tempo é a única que excede os limites. A exposição aos campos magnéticos estáticos é muito menor que a recomendações.
(Riches et al., 2007)	2007	Campos magnéticos dependentes do tempo	A exposição de corpo inteiro medida justaposta ao magnete excede os limites da Diretiva.

A maioria dos estudos incide apenas na medição dos diferentes campos magnéticos, demonstrando diferentes locais onde esses valores possam exceder os valores ação preconizados na Diretiva (Bradley et al., 2007; Fuentes et al., 2008; Groebner et al., 2011; Kannala et al., 2009; Riches et al., 2007; Vocht et al., 2009), faltando encontrar soluções ou estabelecer Boas Práticas, para que os trabalhadores possam mudar o seu modo de realizar certas tarefas em locais onde estão ativamente expostos, já que a maioria dos efeitos e sintomas relacionados com os campos magnéticos é desencadeada e induzida por movimentos.

Muitos destes estudos focam-se apenas na medição e avaliação dos valores de exposição de intensidade dos CEM, nomeadamente dos estáticos e dos campos dependentes no tempo, preconizados na legislação, não se focando, por exemplo, na força f.e.m. induzida (ou tensão elétrica nos terminais de uma bobina) pelas sequências ao longo da execução e duração de um exame de RM, em diferentes posições no interior da sala de exames. Esta avaliação parece ser bastante importante, especialmente aquando da realização das sequências, uma vez que os gradientes de campo têm variações temporais abruptas ao longo da execução das mesmas. A técnica de Imagiologia por RM envolve, como tem sido referido, campos magnéticos que variam em intervalos temporais muito curtos, tornando difícil a sua medição em função do tempo. Desta forma, optou-se nesta tese, por medir a amplitude da f.e.m. induzida numa espira de prova. O sinal de f.e.m. é proporcional à amplitude dos campos e a taxa temporal de variação dos mesmos. Deste modo, medindo a f.e.m. induzida numa espira de prova, de dimensões reduzidas, por forma a considerar o campo magnético dependente do tempo uniforme na área da espira pode-se caracterizar esse campo magnético e sua exposição, pois a f.e.m. induzida na espira é diretamente proporcional à exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo.

A avaliação da f.e.m. e os impulsos induzidos pelas sequências ao longo do tempo dentro da sala de exames é muito importante, na medida em que se pode percecionar exatamente qual o grau de exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo em determinadas posições dentro da sala de exames, na realização de diferentes tarefas por parte dos profissionais aquando da sua permanência no interior da sala, assim como da presença física de acompanhantes dos doentes.

A avaliação da intensidade de campo magnético estático a que cada profissional está sujeito em diferentes posições, aonde existe extensão do campo, também é importante avaliar, de forma a saber a que valores de exposição está sujeito.

5.2 Materiais e Métodos

5.2.1 Campos Magnéticos Estáticos

Para a análise da exposição à intensidade dos campos magnéticos estáticos recorreu-se nesta primeira parte do estudo à observação e análise crítica dos mapas de dispersão magnética gerados por cada

equipamento de RM. Para tal, fez-se uso dos mapas das linhas de isocampo dos dois equipamentos de RM e áreas adjacentes, fornecidos pelo Serviço de Instalações e Equipamentos do CHUSJ e realizados pelo fabricante dos equipamentos. Esses mapas de instalação com respetivas linhas de isocampo são apresentados nas figuras 140 e 141. A figura 140 representa a sala de exames, a disposição dos equipamentos da RM 1.5T, com as respetivas linhas de isocampo e áreas adjacentes. As dimensões da sala da RM 1.5T são de 3,4 x 6,2m^2.

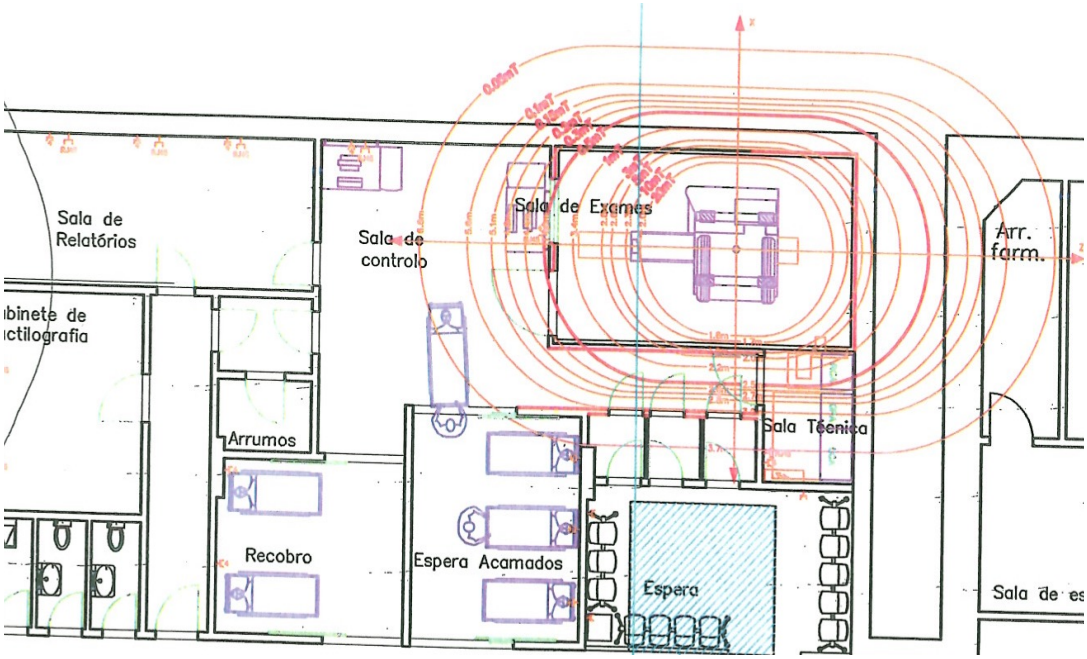


Figura 140 – Mapa de instalação e respetivas isocampo, do equipamento RM 1.5T.

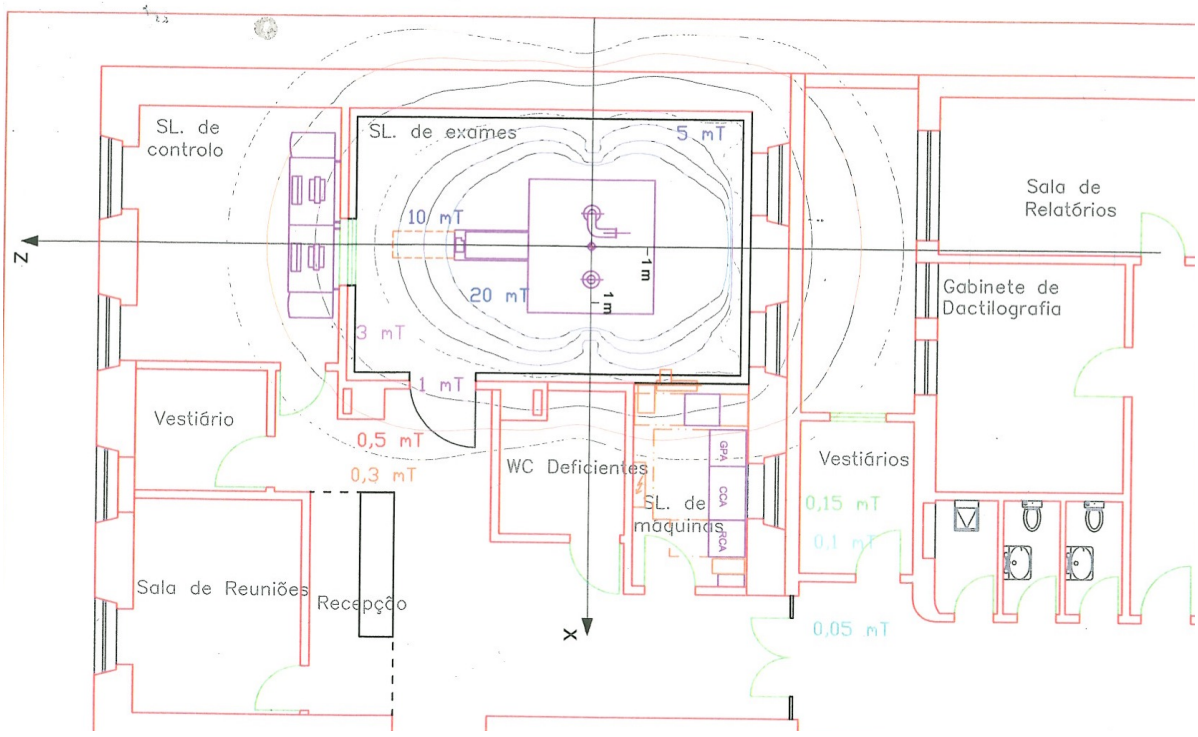


Figura 141 - Mapa de instalação e respetivas linhas de campo, do equipamento RM 3T.

A figura 141 representa a sala de exames, a disposição dos equipamentos da RM 3T, com as respetivas linhas de isocampo e áreas adjacentes. As dimensões da sala da RM 3T são de 4,7 x 7,3m^2.

A medição deste tipo de campos não é trivial e exige sondas de Hall apropriadas à intensidade elevada destes campos magnéticos estáticos, não havendo acesso às sondas mais adequadas. Apenas existiam sondas para campos muito mais fracos, que rapidamente saturam o seu sinal. Daí, se terem utilizado as cartas fornecidas pelos fabricantes, analisando-se as linhas de isocampo, tirando o máximo de informação possível. Através destes mapas de instalação dos diferentes equipamentos, selecionaram-se diferentes localizações no interior das salas de exames, onde se realizam diferentes funções e tarefas.

5.2.2 Campos Magnéticos Dependentes do Tempo

A segunda parte deste estudo consistiu na medição da f.e.m. produzida pelos campos magnéticos dependentes do tempo em função da posição da antena, através da medição da tensão elétrica numa espira de prova em circuito aberto. A medição da f.e.m. foi feita com um osciloscópio de 200 MHz, de marca Agilent, modelo DSO1024A (figura 142), conectado a um cabo coaxial devidamente blindado com folha de alumínio em contínuo, por forma a diminuir ruído eletromagnético nas medições. Foi escolhido um osciloscópio de 200 MHz, por forma a conseguir medir com exatidão a f.e.m. induzida das sequências de pulso em dois equipamentos que trabalham com RF com uma gama espetral de 64 e 128 MHz. Também foi escolhido um osciloscópio digital porque as taxas de amostragem são muito mais elevadas, comparativamente aos osciloscópios analógicos. Nas medições deste trabalho de investigação foi fulcral a taxa de amostragem aumentada, uma vez que se verificaram mudanças muito rápidas da f.e.m. induzida na espira durante a aquisição da sequência selecionada para o estudo.

Figura 142 – Osciloscópio de 200MHz, de marca Agilent®, modelo DSO1024A, utilizado no presente trabalho de investigação.

A fim de se medir a tensão elétrica nos terminais da espira, criou-se um dispositivo que funcionasse como antena. Assim, desenhou-se uma antena quadrada com 10 cm de cada lado, como está ilustrado na figura 143. Esta espira foi eletricamente ligada a um cabo coaxial, de modo a que o sinal elétrico induzido na espira fosse transmitido ao osciloscópio, que ficou posicionado fora da sala de exames, devido aos seus componentes eletrónicos que não eram compatíveis com ambientes de RM, nomeadamente estarem

localizados na zona IV. De referir, que ainda foi colocada uma segunda blindagem no cabo coaxial com folha de alumínio em contínuo, por forma a reduzir o ruído elétrico no cabo. As espiras e cabos foram suportados por um apoio próprio com uma base firme de madeira, devidamente compatível e seguro com a sua presença no interior de uma sala de exames de RM (zona IV).

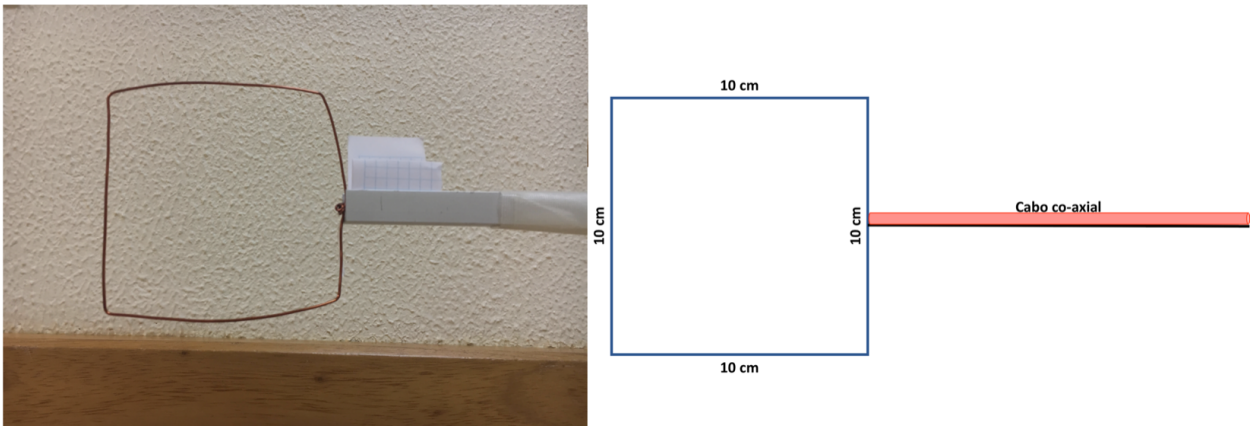


Figura 143 – Antena criada através de uma espira metálica para medição da voltagem induzida pelas sequências de RM.

De forma a que a espira ficasse numa posição estável durante as medições e ao nível da entrada do magnete, criou-se um suporte em madeira fixo, de onde se estende, na vertical, um outro suporte de material não magnético de cerca 130 cm. Ao nível dos 110 cm colocou-se mais um suporte de 62 cm de material não ferromagnético na posição horizontal, de modo a segurar o cabo coaxial que estava conectado à espira, para ter uma posição estável durante as medições e haver um menor ruído elétrico nas medições. As figuras 144 e 145 mostram um esquema e uma fotografia da montagem experimental, respetivamente.

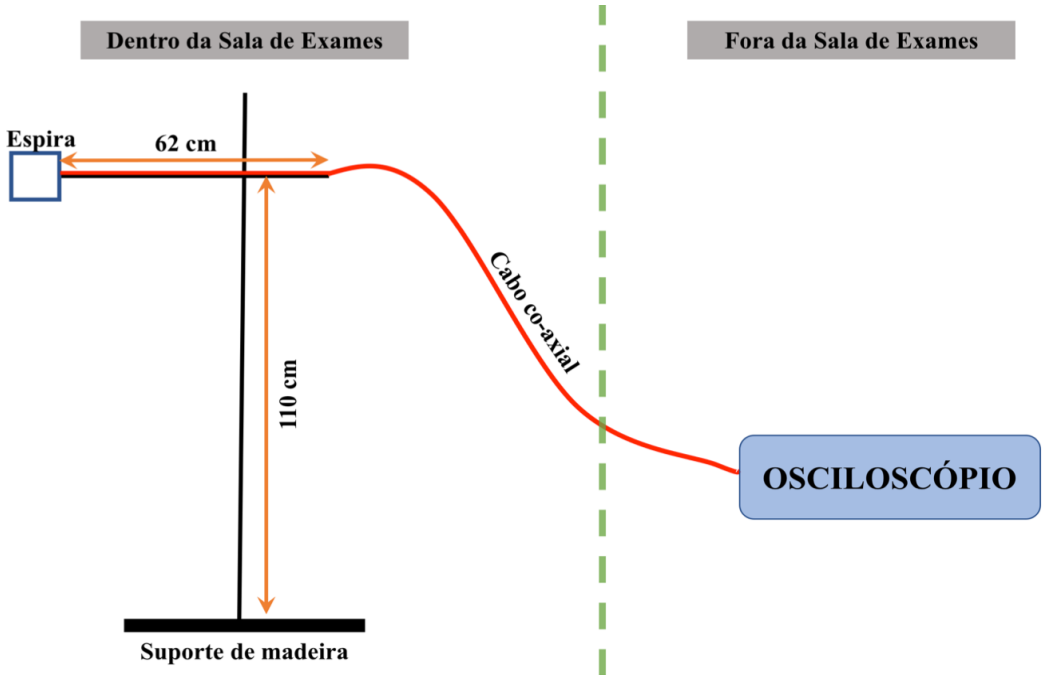


Figura 144 – Esquema da montagem experimental criada para medição da f.e.m. induzida na espira.

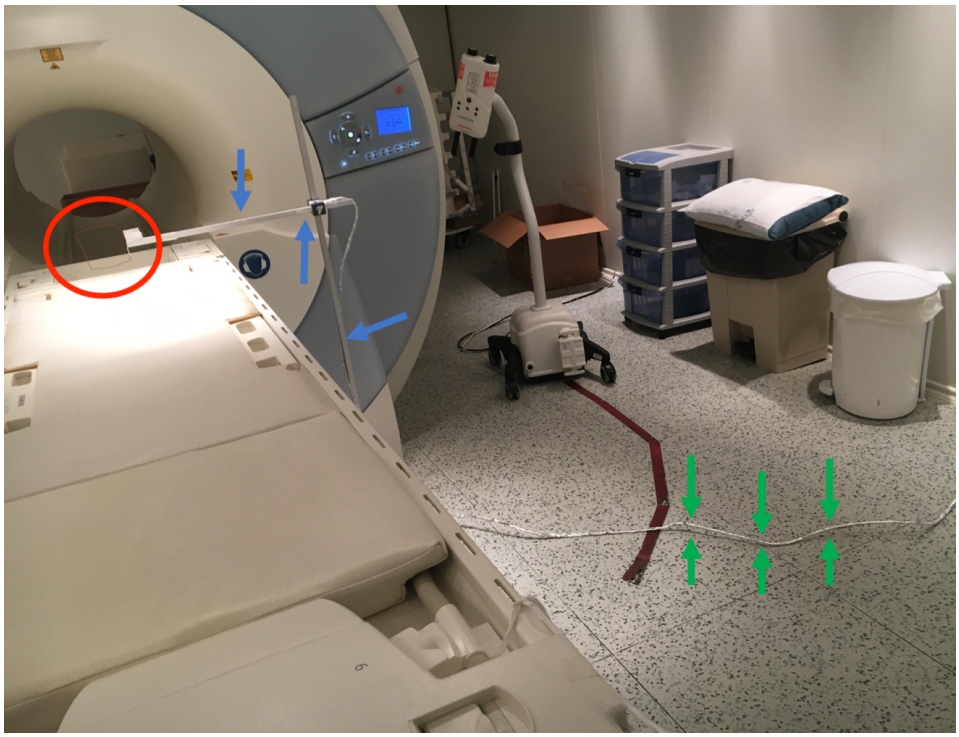


Figura 145 – Fotografia da montagem experimental do presente trabalho de investigação. Na figura, encontram-se marcados os suportes não ferromagnéticos usados estabilizar e suportar o cabo e espira (seta azul), o cabo coaxial com blindagem do papel de alumínio em contínuo (seta verde) e a espira (bola vermelha).

Como se pode observar nas figuras 146 e 147, a direção perpendicular à área sustentada pela espira ficou paralela ao eixo dos ZZ, coincidente com a direção do eixo longitudinal do solenoide.

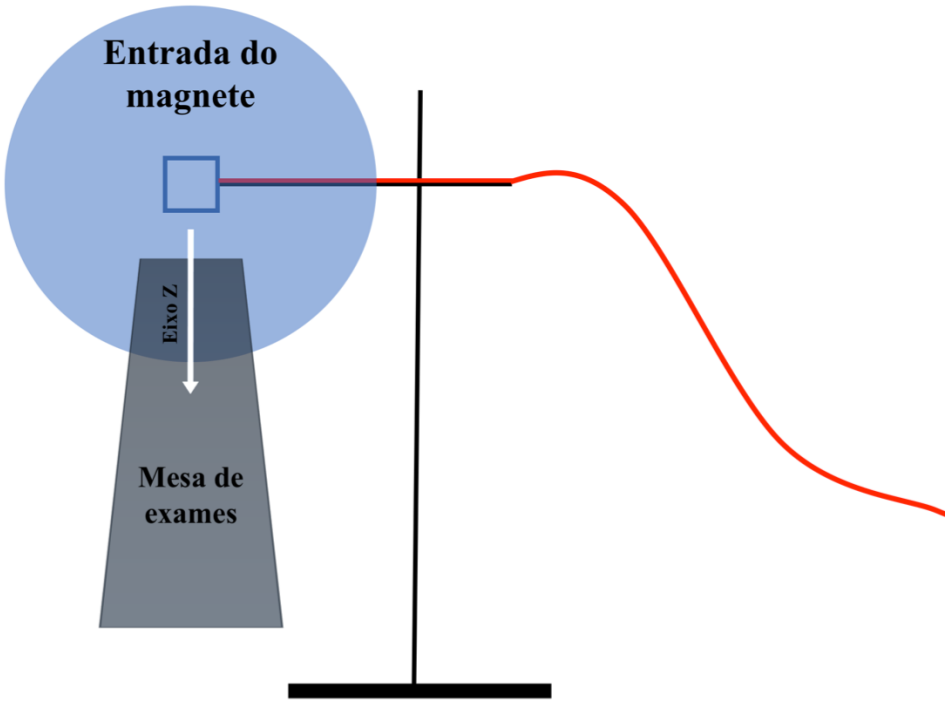


Figura 146 - Esquema da localização da espira à entrada do magnete.

De modo a evitar a interferência do ruído eletromagnético nas medições, o cabo coaxial não poderia estar enrolado, nem dobrado, nem criar *loops*, para evitar f.e.m. parasitas.

Uma outra condição que se teve de satisfazer foi o facto de o cabo coaxial não poder passar por baixo da mesa de exames, uma vez que se denotou bastante ruído elétrico no osciloscópio aquando desta posição do cabo. Assim, em todas as medições, independentemente da posição em relação ao equipamento de RM onde se realizassem as medições, o cabo coaxial deveria percorrer a sala de forma a não passar por baixo da mesa de exames.

Verificou-se também que, dependendo da hora do dia e do dia da semana em que se efetuavam as medições, haviam mais interferências nas medições do osciloscópio, uma vez que este era ligado ao circuito elétrico do edifício. Determinadas linhas de alimentação elétrica, assim como os equipamentos circundantes dos serviços de Neurofisiologia e Lavandaria, entre outros motores, influenciavam negativamente nas medições. Desta forma, estas foram efetuadas no período noturno ou em dias de fim de semana, nomeadamente o domingo, uma vez que os serviços circundantes à área da RM não laboravam da forma contínua semanal.

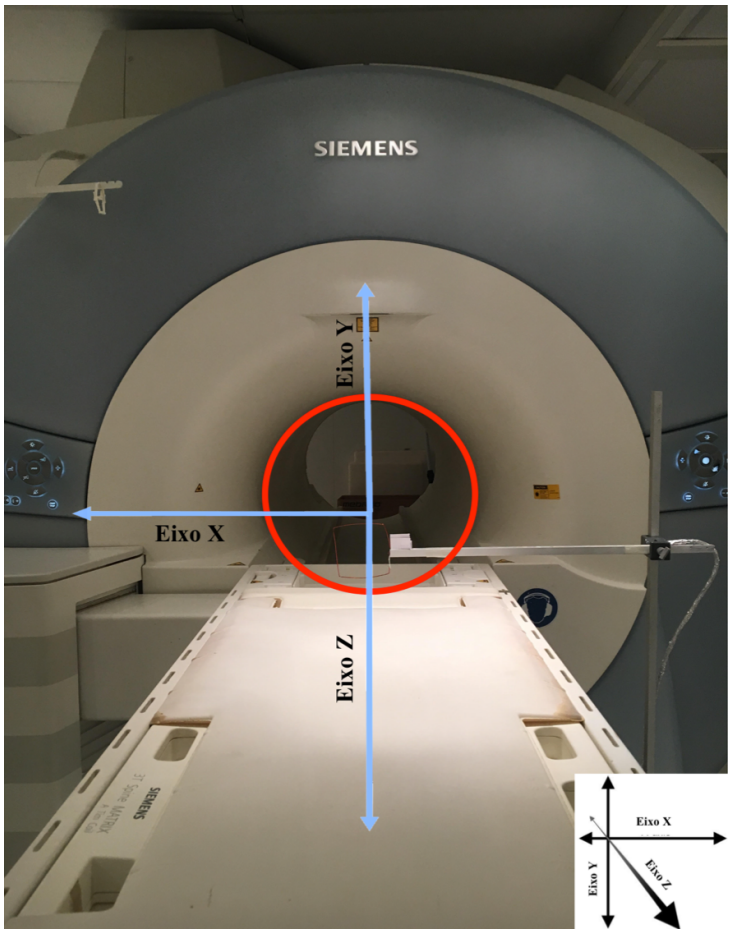


Figura 147 – Localização da espira de medição à entrada do magnete.

Conhecendo-se e otimizando-se as condições de medição, passou-se à realização das mesmas. Assim, optou-se pelas sequências mais estáveis em RM, nomeadamente as sequências GE, uma vez que

produziam um sinal mais estável no osciloscópio, com ausência de picos indesejáveis para as medições, registando-se os valores de maior f.e.m. medido em cada posição dentro da sala. Comparativamente com as sequências do tipo EPI ou IR, por exemplo, nestas o sinal induzido na espira era muito instável, tornando impossível realizar a análise da amplitude de sinal pico a pico, devido às mudanças ultrarrápidas da f.e.m. induzida na espira, impedindo a recolha correta do real valor medido.

Assim, foram realizadas diferentes medições em posições distintas dentro das salas de exame, de 15 em 15 cm, desde a entrada do magnete até ao limite da sala (parede) ao longo da direção do eixo longitudinal do solenoide. Deste modo, considerou-se o sentido longitudinal do solenoide como Z crescente e decrescente, por forma a evidenciar as direções de como foram realizadas as medições, ao longo do eixo longitudinal do solenoide. Assim, foram feitas três medições no sentido Z crescente (do magnete à parede) e três medições no sentido Z decrescente (da parede ao magnete), perfazendo seis medições. Foi então realizada a medição da f.e.m. induzida em função da localização para diferentes posições fixas da espira. Optou-se por realizar as medições em relação a posições fixas da antena em coordenada crescente e decrescente para minimizar erros aleatórios de medição e ter uma melhor perceção da reprodutibilidade de resultados. Estas foram realizadas em ambas as salas de exame, da mesma forma.

Na sala de exames da RM 3T foram realizadas 19 medições em cada medição no sentido de Z (crescente ou decrescente, de 0 cm a 270 cm e vice-versa, respetivamente). Os valores anotados e medidos para o estudo foram os da amplitude de sinal da f.e.m. induzida na espira em cada posição dentro da sala. A figura 148 é representativa das medições efetuadas na sala de RM 3T.

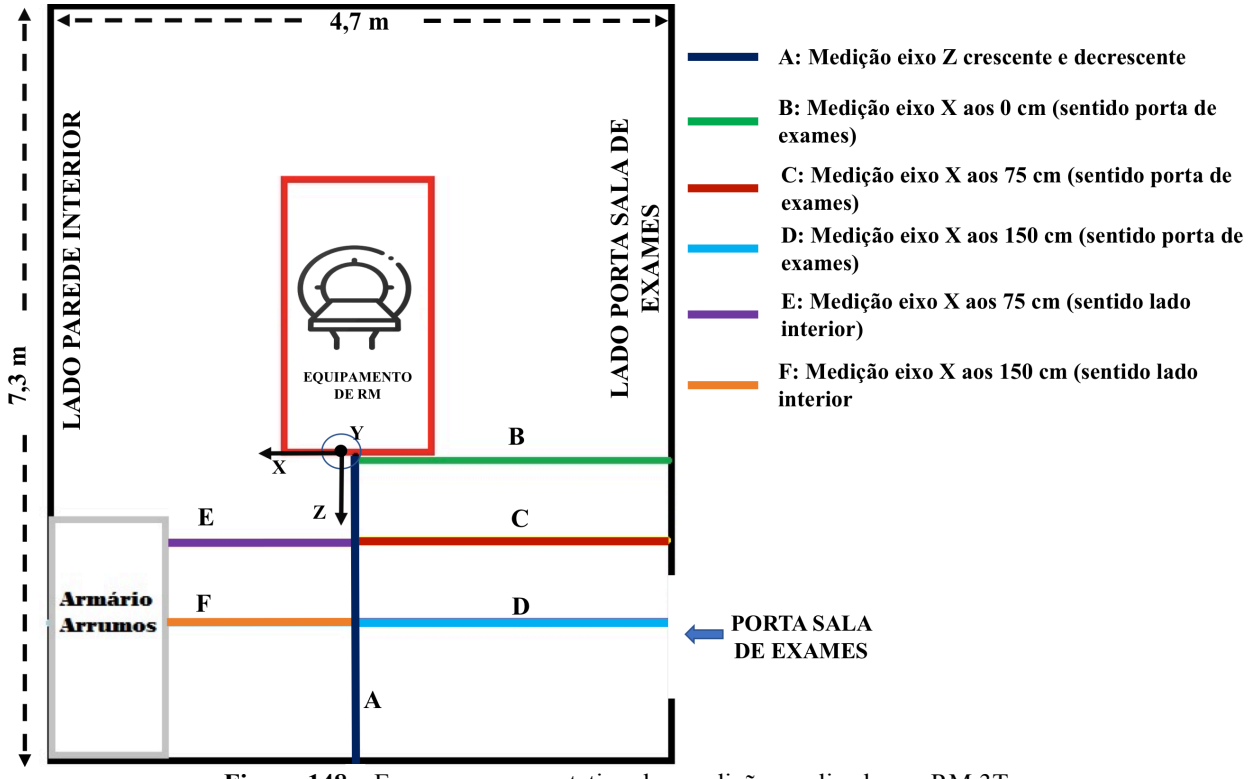


Figura 148 – Esquema representativo das medições realizadas na RM 3T.

Na sala de exames da RM 3T, após as medições supracitadas, foram selecionadas posições onde se verificou menor e maior exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo para se realizarem medições nos sentidos laterais. As posições selecionadas foram: i) entrada do magnete (0 cm do mesmo); ii) posição a 75 cm da entrada do magnete e iii) posição a 150 cm da entrada do magnete. À entrada do magnete, foi feito apenas uma medição no sentido X exterior (linha B da figura 148). Nos pontos 75 cm (linhas C e E da figura148) e 150 cm (linhas D e F da figura 148), foram feitas medições em ambos os sentidos X, todos eles de 15 em 15 cm. Aos 0 cm não foram recolhidos valores para o lado interior, devido às características e localização do próprio equipamento, das dimensões aparelho da medição e localização do armário de arrumo de material, não havendo local próprio para colocação do aparelho de medição. Aos 75 cm e 150 cm para o lado da parede interior também foi só possível obter dados até uma determinada distância, por causa da limitação do espaço, devida à localização do armário de arrumos armário de arrumo de material.

Já na sala de exames da RM 1.5T foram realizadas 18 medições em cada medição no sentido do eixo Z (crescente ou decrescente, de 0 cm a 255 cm e vice-versa, respetivamente), como representado na figura 149. As medições realizadas na RM 3T no sentido X, foram impossíveis de reproduzir na sala de exames da RM 1.5T, devido às dimensões reduzidas da sala e localização dos diferentes armários de arrumos de material de RM, impossibilitando o adequado posicionamento do equipamento de medição dentro da sala de exames.

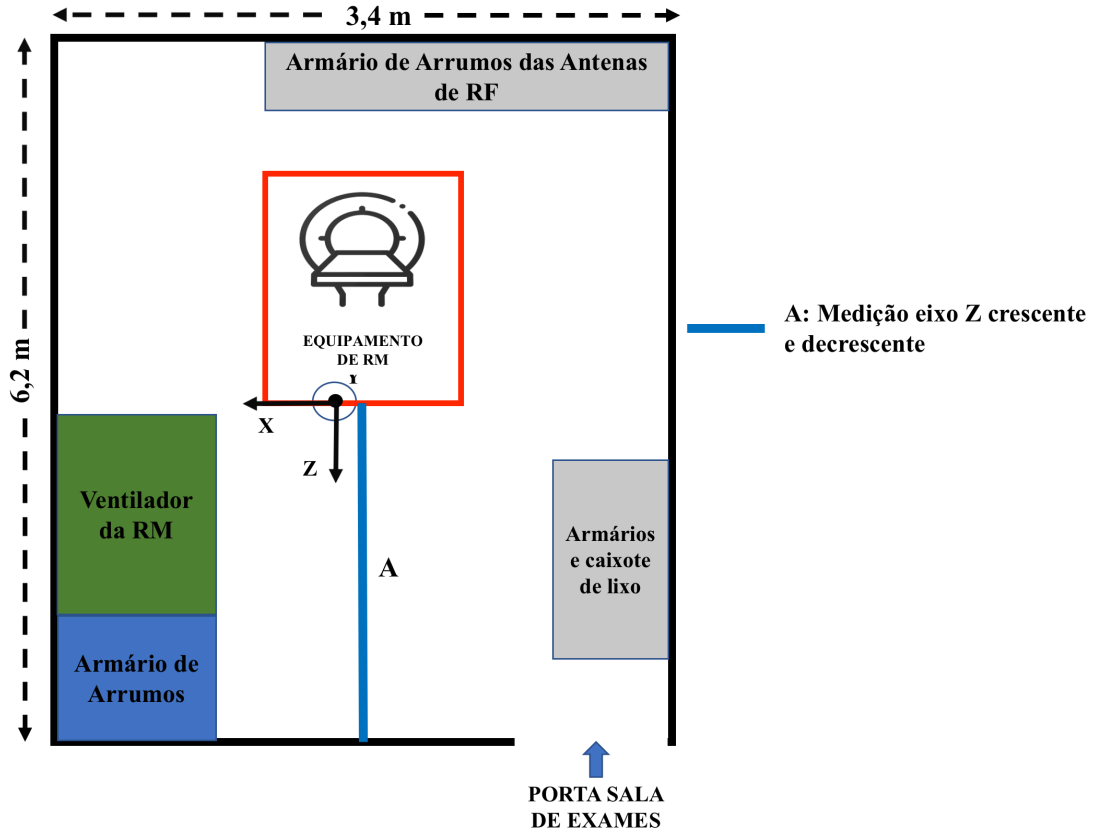


Figura 149 - Esquema representativo das medições realizadas na RM 1.5T.

Em ambas as salas também foi medida a f.e.m. em outras posições na parte posterior dos equipamentos. Na sala da RM 3T também foram feitas medições em posições laterais ao equipamento de RM do lado da porta – posição F da figura 154, local onde está posicionado o injetor automático de contraste.

Como visto anteriormente, neste estudo utilizaram-se dois equipamentos de intensidades de campo estático diferentes, com frequências de precessão também diferentes. Uma vez que a técnica de medição se baseia num princípio de derivada de um sinal dependente do tempo, a amplitude de sinal medida é diretamente proporcional à frequência do impulso do equipamento de RM ($dB/dt \propto \omega \propto \vec{B}_0$ para o mesmo núcleo). Como se está a trabalhar em RM clínica, considerou-se para a frequência de precessão de 63.87 MHz para a RM 1.5T e de 127.74 MHz para a RM 3T. Assim, por uma questão de comparação dos valores da f.e.m. de ambas as máquinas, optou-se por multiplicar a amplitude de sinal por um fator 2 os valores obtidos na RM 1.5T.

De forma a se compararem os valores medidos para ambos os equipamentos foi realizada uma análise estatística. Assim, foram calculados a média, desvio padrão e erro padrão da média das seis recolhas ou medições no sentido do eixo Z e também a média, desvio padrão e erro padrão da média em cada posição da antena de medição (de 15 em 15 cm). O erro padrão da média foi calculado de forma a calcular a imprecisão associada ao método de recolha de dados utilizada, funcionando como uma medida de incerteza associada à estimativa média da amostra.

Foram realizados testes não paramétricos de análise estatística, pelo teste de Mann – Whitney, uma vez que o número da amostra de cada recolha, em cada equipamento, era menor que 30.

Também foram realizados gráficos *boxplot*, por forma a se percecionar da melhor forma a distribuição dos valores de exposição à f.e.m. induzida na espira nas diferentes recolhas efetuadas nos dois equipamentos de RM.

Os valores medidos e anotados em cada posição foram os da amplitude de sinal observados. O valor é dado pela amplitude de sinal pico a pico, como representado na figura 150, com a seta vermelha.

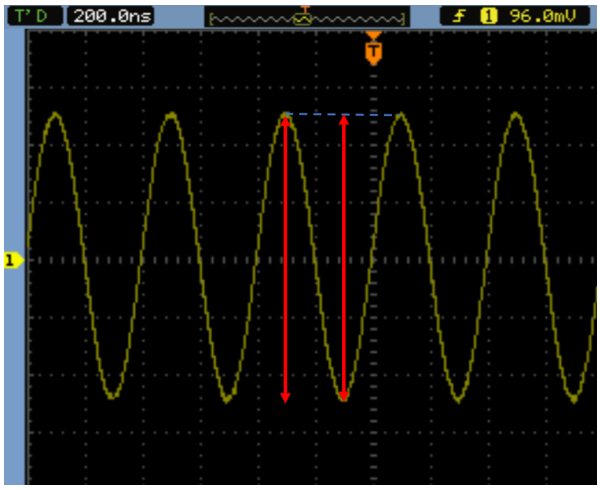


Figura 150 – Valor medido em cada uma das posições da antena, da amplitude de sinal (seta vermelha). Esta medição refere-se à posição da entrada do magnete (0cm) no sentido Z crescente.

Dos valores dados pelas medições feitas pelo osciloscópio, o valor anotado foi o valor pico a pico (vpp) da f.e.m. induzida na espira, como observado na figura 151.

Figura 151 – Valores observados no osciloscópio, com ênfase ao valor analisado no presente estudo – vpp do sinal (seta vermelha).

O sinal amostrado no osciloscópio tinha de ter as mínimas interferências possíveis, de forma ao valor ter o mínimo de distúrbios para a análise, como visualizado na figura 152B. Pela análise da figura 152, visualiza-se que em A existem interferências que podem induzir a erros na medição. Sempre que ocorreram essas interferências no sinal obtido, tiveram que se realizar adaptações ou no próprio posicionamento da espira e sua estabilidade e ajustes no osciloscópio, através da manipulação dos seus parâmetros (como a frequência), por forma a termos um sinal com a mínima interferência possível, como visto em 152B.

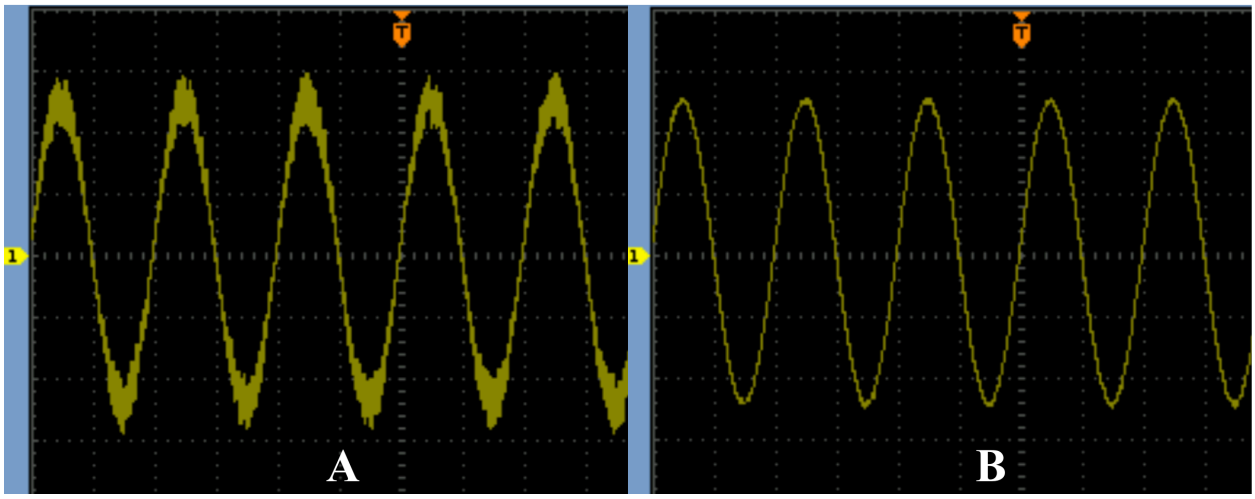


Figura 152 – Otimização da análise do sinal da f.e.m. no osciloscópio.
Em A, o sinal tem bastantes interferências, enquanto que em B está mais linear, trazendo ruído mínimo para a análise.

Estes gráficos representativos da amplitude de sinal foram obtidos em todas as posições específicas da espira definidos anteriormente.

5.3 Resultados

5.3.1 Análise da Exposição aos Campos Magnéticos Estáticos

Em primeiro lugar foi efetuada a análise às cartas de instalação dos dois equipamentos utilizados para programar as medições necessárias para o estudo. Na figura 153, podem-se visualizar diferentes postos onde se realizam diferentes tarefas na RM 1.5T, a citar:

A. Controlo dos exames na consola de comandos;
B. Passagem e receção dos doentes internados e outros;
C. Posicionamento do doente, manuseamento do equipamento, das bobinas de RF e comunicação do doente, sendo C' correspondente ao manuseamento da máquina injetora automática;
D. Comunicação com o doente e, por vezes, manuseamento das bobinas de RF;
E. Manipulação do equipamento de anestesia e outros materiais;
F. Entrada na sala de exames;
G. Encaminhamento do doente do vestiário para a sala de exames, após triagem;
H. Preparação da medicação, entre outras tarefas similares.

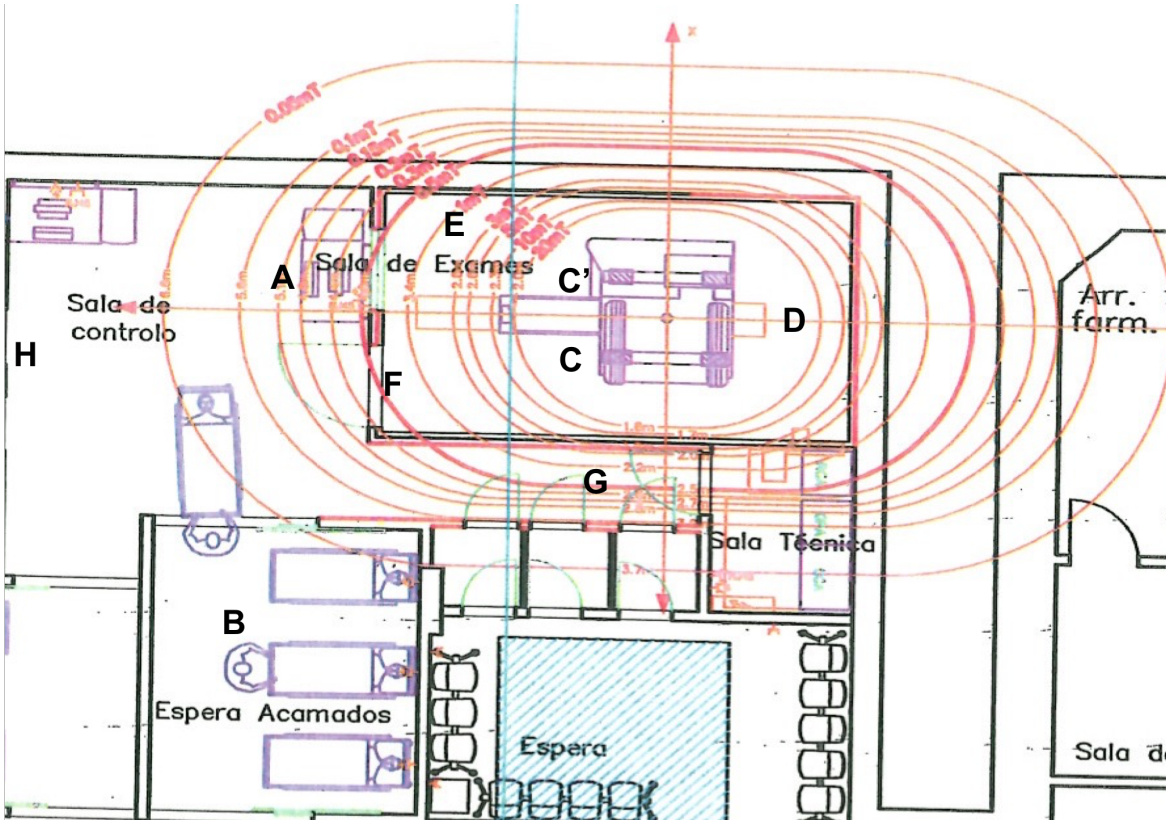


Figura 153 – Equipamento de RM 1.5T, com respetivos valores de exposição e distância ao isocentro. As diferentes letras indicam as diferentes localizações onde os profissionais de executam várias tarefas ao longo de um exame.

Após a distribuição das tarefas nos diferentes locais, foram medidas as distâncias desses postos ao isocentro e respetiva exposição ao campo magnético estático, como apresentado na Tabela 78.

Tabela 78 – Intensidade de B_0 em diferentes postos de trabalho, de acordo com as funções e tarefas desempenhadas pelos profissionais de saúde na RM 1.5T.

POSTO	FUNÇÃO / TAREFAS	DISTÂNCIA AO ISOCENTRO (m)	INTENSIDADE B_0 (mT)
A	Controlo dos exames; consola de comandos	3,9 – 5,6	0.15
B	Passagem e receção dos doentes internados e outros	>6	Não exposto
C	Posicionamento do doente, manuseamento do equipamento e bobinas de RF **C'** – Manuseamento da máquina injetora automática	1-2 C' – 1,5	20 – 200 *
D	Comunicar com o doente, manuseamento de material (bobina de RF)	1-2	10 – 200 *
E	Manipulação equipamento de anestesia e outros materiais	2-2,5	3 – 20
F	Entrada da sala	4	0.5
G	Corredor de passagem dos doentes desde os vestiários	2-3	0.1 – 3
H	Preparação de medicação e outros	>6	Não exposto

De realçar que, por vezes, em determinados procedimentos, tanto os enfermeiros, como o anestesista e os auxiliares de ação médica poderão estar localizados na posição C, estando expostos à mesma intensidade de campo estático do Técnico de RD, dispostos na Tabela 78. Nos turnos de anestesia, o médico anestesista também fica exposto aos mesmos níveis de exposição do Técnico de RD na posição C.

Posteriormente, passou-se para o mesmo tipo de análise para a RM 3T. Na figura 154, podem-se visualizar diferentes postos onde se realizam diferentes tarefas nessa RM, a citar:

A. Controlo dos exames na consola de comandos e consola de processamento de imagem;
B. Entrada na sala de exames;
C. Posicionamento do doente, manuseamento do equipamento, das bobinas de RF e comunicação do doente;
D. Comunicação com o doente e, por vezes, manuseamento das bobinas de RF;
E. Manuseamento das bobinas de RF e outros materiais de apoio;
F. Manuseamento da máquina injetora automática;
G. Preparação da medicação, entre outras tarefas similares;
H. Casa de banho dos funcionários e deficientes;
I. Vestiário dos trabalhadores;
J. Interface entre a área da RM 3T e da RM 1.5T.

* Em certas ocasiões, a exposição pode exceder os 200 mT, podendo chegar aos 400 mT, caso o profissional coloque a cabeça no interior do magnete para realizar alguma tarefa.

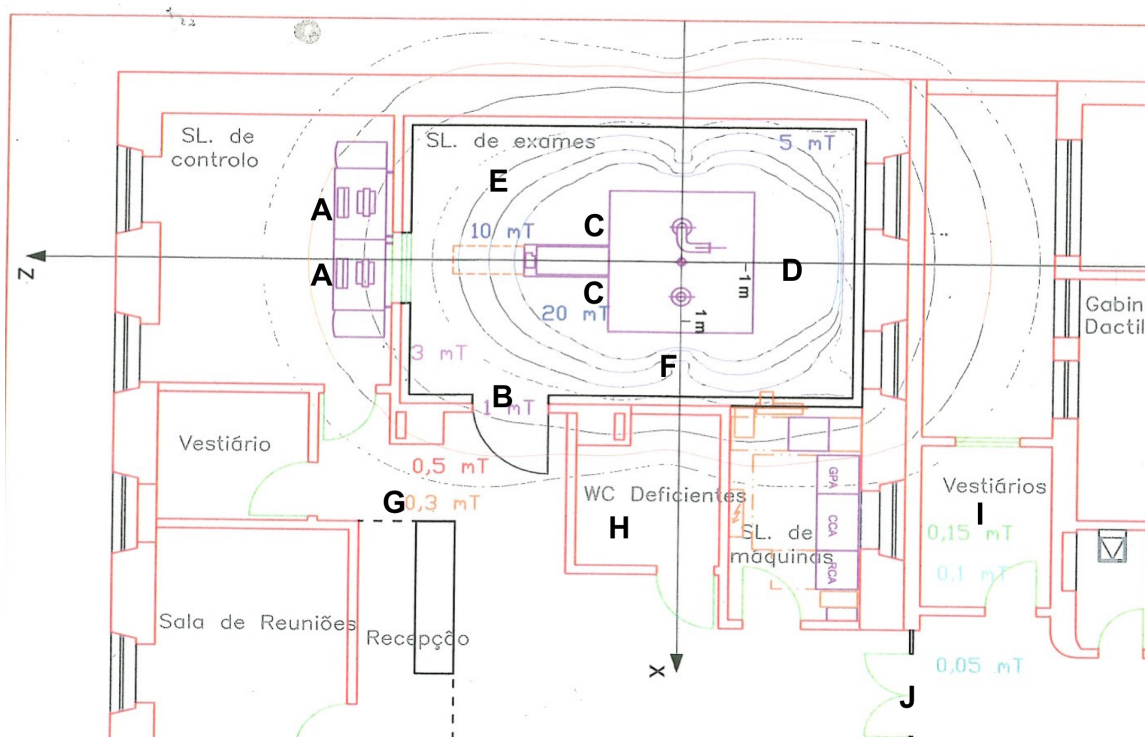


Figura 154 – Equipamento de RM 3T, com respetivos valores de exposição e distância ao isocentro. As diferentes letras indicam as diferentes localizações onde os profissionais de executam várias tarefas ao longo de um exame.

Após a distribuição das tarefas nos diferentes locais, foram medidas as distâncias desses postos ao isocentro e respetiva exposição ao campo magnético estático, como apresentado na Tabela 79.

Tabela 79 – Intensidade de B_0 em diferentes postos de trabalho, de acordo com as funções e tarefas desempenhadas pelos profissionais de saúde na RM 3T.

POSTO	FUNÇÃO / TAREFAS	DISTÂNCIA AO ISOCENTRO (m)	INTENSIDADE B_0 (mT)
A	Controlo exame; mesa de comandos	4,5-6	1
B	Entrada da sala	4	1
C	Posicionamento do doente, manuseamento do equipamento	1-2	20 – 400 *
D	Comunicação com o doente, manuseamento de material	1-2	5 – 200 *
E	Manuseamento de materiais	3-4	5 – 10
F	Manuseamento da máquina injetora automática (pode variar a sua localização)	1-2	5 – 20
G	Preparação de medicação e outros	5-6	0.3 – 0.5
H	Casa de banho de funcionários e deficientes	3-5	0.3 – 1
I	Vestiários dos trabalhadores	~ 8-9	0.1 – 0.3
J	Interface entre área 1.5 T para 3 T	~10	0.05

* Na RM 3T, derivado da maior dispersão das linhas de isocampo nesta intensidade de campo, teve-se em conta a exposição de 400 mT nestas localizações e não 200 mT.

De realçar que, por vezes, em determinados procedimentos, os auxiliares de ação médica poderão estar localizados na posição C, estando expostos aos mesmos valores de exposição ocupacional do Técnico de RD, dispostos na Tabela 79.

5.3.2 Caracterização Espacial dos Campos Magnéticos Dependentes do Tempo numa Sequência GE

Nesta secção far-se-á a apresentação de resultados relativos aos valores da f.e.m., gerados pelos campos magnéticos dependentes do tempo na sequência de pulso do tipo GE em RM, caracterizando espacialmente a exposição aos mesmos. Começaram-se essas medições na RM 3T (ver Tabela 80), relativas às medições representadas na figura 148 no sentido Z crescente e/ou Z decrescente.

Tabela 80 – Valores da f.e.m., vpp em mV, em cada posição da espira em Z crescente e decrescente na RM 3T.

POSIÇÃO	1ª Recolha vpp (mV) Z Crescente	2ª Recolha vpp (mV) Z Decrescente	3ª Recolha vpp (mV) Z Crescente	4ª Recolha vpp (mV) Z Decrescente	5ª Recolha vpp (mV) Z Crescente	6ª Recolha vpp (mV) Z Decrescente
0 cm (entrada)	55	120	144	118	122	116
+ 15 cm	106	76	80	96	142	72
+ 30 cm	180	168	198	184	200	180
+ 45 cm	312	214	270	254	288	260
+ 60 cm	318	272	316	328	350	380
+ 75 cm	370	272	336	360	378	382
+ 90 cm	366	278	328	382	382	380
+ 105 cm	380	262	380	380	380	370
+ 120 cm	278	246	350	338	344	332
+ 135 cm	200	252	136	260	230	232
+ 150 cm	106	106	118	112	98	114
+ 165 cm	134	164	190	162	172	162
+ 180 cm	262	256	288	256	280	268
+ 195 cm	328	356	366	336	364	348
+ 210 cm	366	376	380	380	344	382
+ 225 cm	378	378	380	380	380	380
+ 240 cm	372	378	382	378	380	378
+ 255 cm	382	378	380	348	374	366
+ 270 cm (Parede)	370	356	300	302	298	288

Analisando a Tabela 80, verificou-se que, em todas as recolhas, os valores de exposição mais elevados foram observados a 75, 90, 105, 120, 210, 225, 240, 255 e 270 cm da entrada do magnete. Os valores de exposição mais baixos, em todas as recolhas, foram atingidos à entrada do magnete e a 15 e 150 cm da entrada do mesmo.

Nas medições realizadas na parte posterior ao equipamento de RM, os valores medidos foram na ordem dos 380 mV, ou seja, similares aos valores de exposição mais elevados medidos no sentido Z crescente e/ou decrescente. Também foram realizadas medidas no ponto F da figura 154 e os valores rondaram entre 35 e 45 mV.

A variação dos valores da f.e.m. induzida na espira das diferentes medições ou recolhas são melhor percecionadas na figura 155, onde se visualiza um gráfico *boxplot* entre os valores da f.e.m. medidos e a medição em causa.

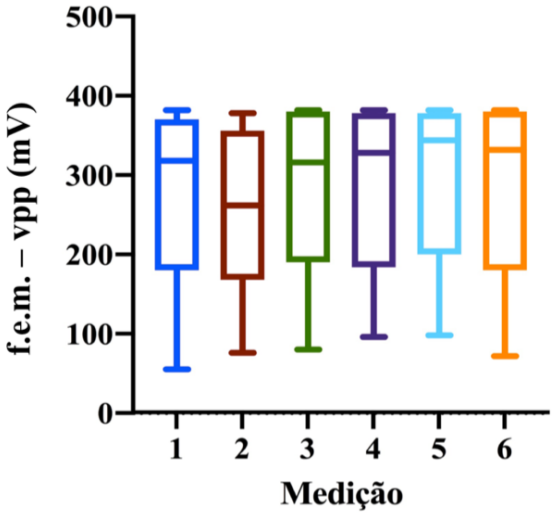


Figura 155 - Gráfico *boxplot* que mostra os valores da f.e.m. induzida na espira, com a mediana respetiva, em cada medição efetuada na RM 3T.

Analisando o gráfico da figura 155, em todas as medições, a mediana encontra-se próximo de Q3, excetuando a segunda medição que fica ligeiramente ao centro. Os valores máximos são similares em todas as medições, sendo que os valores mínimos mais baixos se atingiram na primeira e sexta medições, respetivamente. A variabilidade dos resultados é idêntica em todas as recolhas realizadas.

Também foram calculados os valores de média, desvio padrão e erro padrão da média da f.e.m. induzida na espira, de acordo com a posição relativa da mesma (ver Tabela 81).

Tabela 81 – Valores da média, desvio padrão e erro padrão da média da f.e.m. induzida na espira de acordo com a posição relativa da espira na RM 3T.

Posição	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média
0 cm (entrada)	112.5	± 27.4	± 6.3
+ 15 cm	95.3	± 23.9	± 5.5
+ 30 cm	185	± 11.1	± 2.5
+ 45 cm	266.3	± 30.3	± 7.0
+ 60 cm	327.3	± 33.1	± 7.6
+ 75 cm	349.7	± 37.8	± 8.7
+ 90 cm	352.7	± 38.4	± 8.8
+ 105 cm	358.7	± 43.4	± 10.0
+ 120 cm	314.7	± 38.8	± 8.4
+ 135 cm	218.3	± 41.5	± 9.5
+ 150 cm	109	± 6.5	± 1.5
+ 165 cm	164	± 16.6	± 3.8
+ 180 cm	268.3	± 12.0	± 2.8
+ 195 cm	349.7	± 13.9	± 3.2
+ 210 cm	371.3	± 13.3	± 3.1
+ 225 cm	379.3	± 0.9	± 0.2
+ 240 cm	378	± 3.1	± 0.7
+ 255 cm	371.3	± 11.6	± 2.7
+ 270 cm (Parede)	319	± 31.7	± 7.3

De acordo com a Tabela 81, analisando as médias das diferentes recolhas, verificou-se que dependendo da posição em questão, os valores são bastante distintos, havendo grandes variações de valores entre uma posição e outra. Verificou-se que a posição onde os valores de exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo são mais elevados, em termos médios, são as posições de 105 cm (358.7 mV) e as posições mais próximas da parede, nomeadamente as posições de 210 cm (371.3 mV), de 225 cm (379.3 mV), de 240 cm (378 mV) e de 255 cm (371.3 mV).
Quanto aos valores do erro de padrão de média, estes variam muito pouco em cada posição, variando entre 0.2 mV na posição de 225cm da entrada do magnete e os 10 mV na posição de 105 cm da entrada do magnete, sendo, por isso, a incerteza dos valores obtidos baixa.

A figura 156 mostra seis gráficos relativos aos valores da f.e.m. em função da distância à entrada do magnete ou solenoide, no sentido Z. As recolhas 1, 3 e 5 são no sentido Z crescente e as recolhas 2, 4 e 6 são no sentido Z decrescente.

Por fim, de forma a terminar a análise na RM 3T, comparou-se o comportamento de variação de valores de exposição à f.e.m. induzida na espira pela sequência de pulso de RM dado por cada gráfico da figura 156. Esse comportamento de todas as recolhas pode ser observado na figura 157.

De acordo com a figura 157, observa-se que o padrão de comportamento de variação dos valores de exposição à f.e.m. induzida na espira é bastante idêntico em todas as medições, visto que os valores de exposição mais baixos e mais elevados são atingidos quase nos mesmos pontos de medição, em todas as recolhas, tanto no sentido Z crescente, como Z decrescente, parecendo existir uma sobreposição no comportamento das curvas.

Finalizada a análise na RM 3T, passou-se para o mesmo tipo de análise na RM 1.5T.

Começou-se com a recolha dos valores de exposição nas diferentes posições, sendo estas efetuadas de 15 em 15 cm, tal como na RM 3T (Tabela 82), tanto no sentido Z crescente, como no sentido Z decrescente.

De salientar, que na RM 1.5T fizeram-se recolhas em 18 posições diferentes, enquanto na RM 3T fizeram-se recolhas em 19 posições.

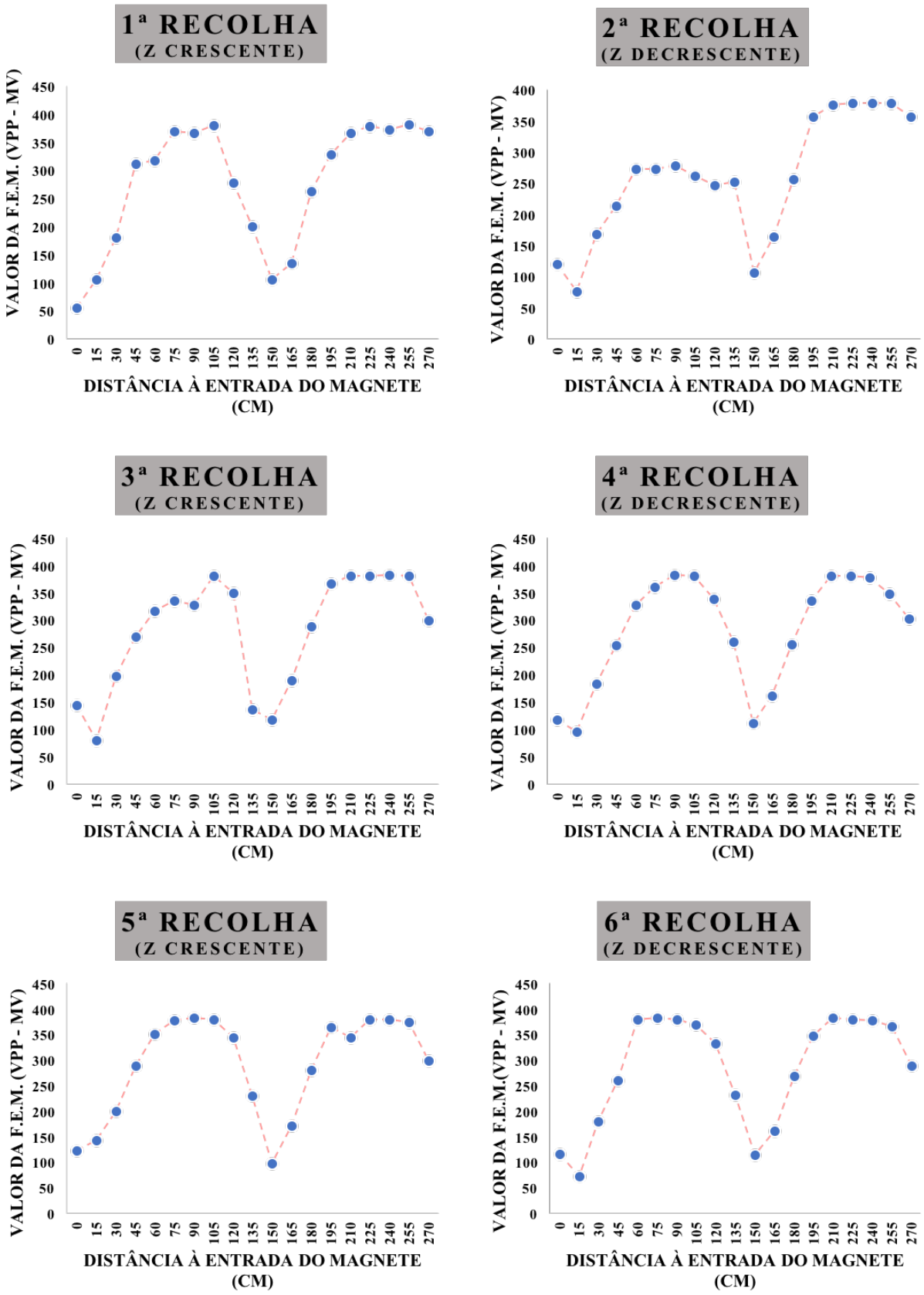


Figura 156 – Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido Z e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) dentro da sala de exames na RM 3T nas seis recolhas realizadas.

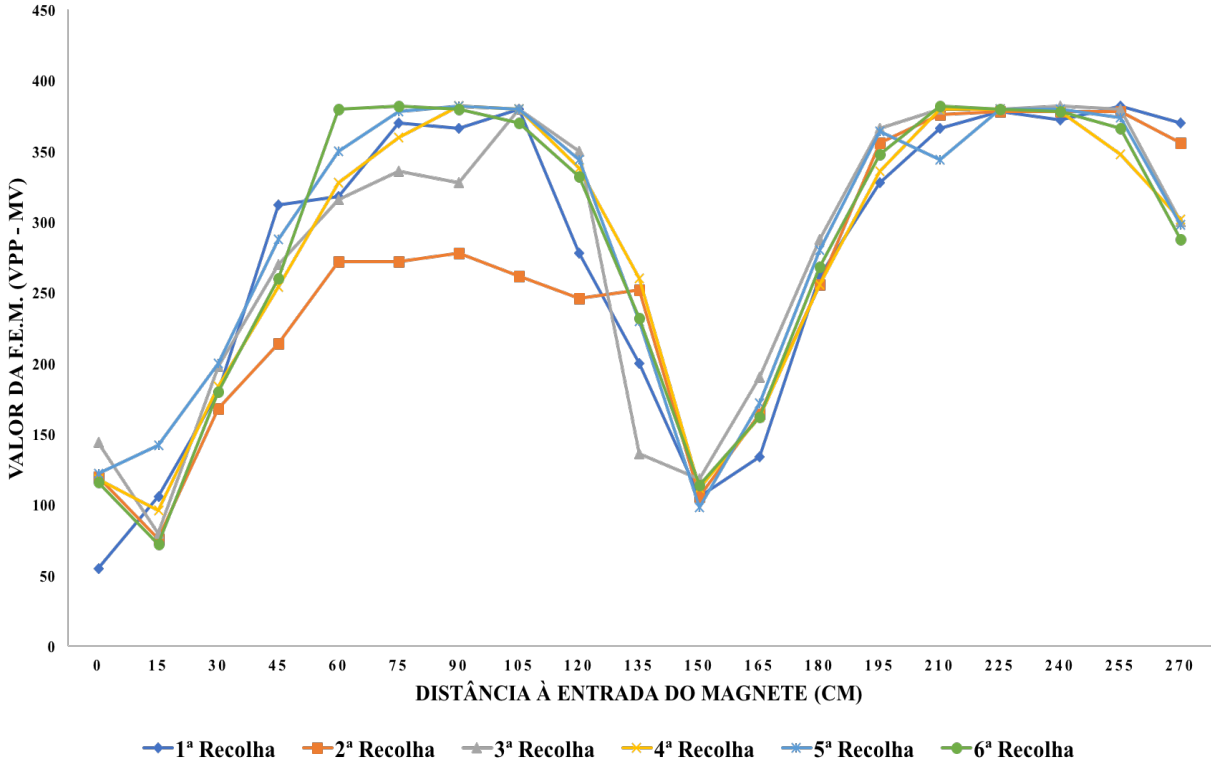


Figura 157 – Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido Z e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) das seis medições realizadas no equipamento RM 3T (sobreposição de todas as curvas de valores).

Tabela 82 - Valores da f.e.m., vpp em mV, em cada posição da espira em Z crescente e decrescente na RM 1.5T.

POSIÇÃO	1ª Recolha vpp (mV) Z crescente	2ª Recolha vpp (mV) Z decrescente	3ª Recolha vpp (mV) Z crescente	4ª Recolha vpp (mV) Z decrescente	5ª Recolha vpp (mV) Z crescente	6ª Recolha vpp (mV) Z decrescente
0 cm (entrada)	464	576	452	488	446	460
+ 15 cm	372	380	354	352	380	374
+ 30 cm	300	280	302	266	288	284
+ 45 cm	244	240	240	234	240	232
+ 60 cm	324	280	310	306	320	310
+ 75 cm	228	220	220	222	226	224
+ 90 cm	324	290	310	306	320	314
+ 105 cm	148	150	144	140	140	154
+ 120 cm	108	122	110	100	104	120
+ 135 cm	308	380	324	320	308	382
+ 150 cm	180	196	200	198	186	198
+ 165 cm	188	200	200	198	186	198
+ 180 cm	396	380	376	368	388	380
+ 195 cm	316	332	332	320	320	314
+ 210 cm	228	228	222	218	220	222
+ 225 cm	148	178	168	160	140	160
+ 240 cm	176	196	192	170	180	184
+ 255 cm (parede)	128	140	130	122	120	128

Analisando a Tabela 82, verificou-se que, em todas as recolhas, os valores de exposição mais elevados foram atingidos à entrada do magnete (0 cm), 15, 60, 90, 135, 180 e 195 cm. Os valores de exposição mais baixos, em todas as recolhas, foram atingidos a 105, 120, 150, 165, 225, 240 e 255 cm da entrada do magnete.

Nas medições realizadas na parte posterior ao equipamento de RM 1.5T, os valores de exposição medidos foram na ordem dos 260-280 mV.

A variação dos valores da f.e.m. induzida na espira das diferentes medições ou recolhas são melhor percecionadas na figura 158, onde se visualiza um gráfico *boxplot* entre os valores da f.e.m. medidos e as medições em causa.

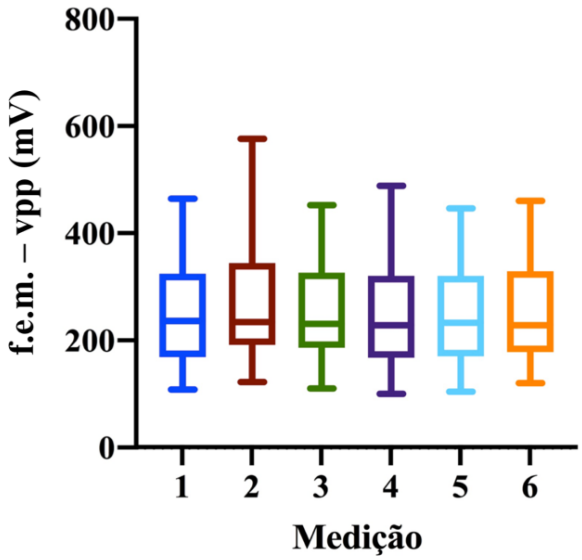


Figura 158 – Gráfico *boxplot* que mostra os valores da f.e.m. induzida na espira, com a mediana respetiva, em cada medição efetuada na RM 1.5T.

Analisando o gráfico da figura 158, em todas as medições a mediana se situa próxima de Q1. Os valores máximos são similares em todas as medições, exceto na segunda recolha, que é muito mais elevado, sendo que os valores mínimos muito similares em todas as seis recolhas. A variabilidade de resultados é idêntica em todas as seis medições realizadas.

Também foram calculados os valores de média, desvio padrão e erro padrão da média da f.e.m. induzida na espira, de acordo com a posição relativa da mesma. De acordo com a Tabela 83, analisando as médias das diferentes recolhas, verificou-se que dependendo do ponto em questão, os valores são bastante distintos, havendo grandes variações de valores entre uma localização e outra, tal como na RM 3T.

No entanto, os valores do erro de padrão de média variam muito pouco em cada ponto, variando entre 0.7 mV a 75cm do magnete e os 10.5 mV à entrada do magnete.

Tabela 83 – Valores da média, desvio padrão e erro padrão da média da f.e.m. induzida na espira de acordo com a posição relativa da espira na RM 1.5T.

Recolha	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão da Média
0 cm (entrada)	481	± 44.5	± 10.5
+ 15 cm	368.7	± 11.5	± 2.7
+ 30 cm	286.7	± 12.2	± 2.9
+ 45 cm	238.3	± 4.1	± 1.0
+ 60 cm	308.3	± 14.1	± 3.3
+ 75 cm	223.3	± 3	± 0.7
+ 90 cm	310.7	± 11	± 2.6
+ 105 cm	146	± 5.2	± 1.2
+ 120 cm	110.7	± 8	± 1.9
+ 135 cm	337	± 31.7	± 7.5
+ 150 cm	193	± 7.4	± 1.7
+ 165 cm	195	± 5.7	± 1.4
+ 180 cm	381.3	± 8.8	± 2.1
+ 195 cm	322.3	± 7.2	± 1.7
+ 210 cm	219.7	± 9.5	± 2.2
+ 225 cm	159	± 12.4	± 2.9
+ 240 cm	183	± 8.9	± 2.1
+ 255 cm (parede)	128	± 6.4	± 1.5

De acordo com a Tabela 83, analisando as médias das diferentes recolhas, verificou-se que dependendo da posição em questão, os valores são bastante distintos, havendo grandes variações de valores entre uma posição e outra, tal como na RM 3T.

No entanto, os valores do erro de padrão de média variam muito pouco em cada ponto, variando entre 0.7 mV a 75cm do magnete e os 10.5 mV à entrada do magnete.

A figura 159 mostra seis gráficos relativos aos valores da f.e.m. em função da distância à entrada do magnete ou solenoide, no sentido do eixo Z, na RM 1.5T. As recolhas 1, 3 e 5 são no sentido Z crescente e as recolhas 2, 4 e 6 são no sentido Z decrescente.

O comportamento de todas as recolhas pode ser visualizado na figura 160.

De acordo com a figura 160, observa-se que o padrão de comportamento de variação dos valores de exposição à f.e.m. induzida na espira é bastante idêntico em todas as medições, visto que os valores de exposição mais baixos e mais elevados são atingidos quase nos mesmos pontos de medição, em todas as recolhas, tanto no sentido Z crescente, como Z decrescente, parecendo existir uma sobreposição no comportamento das curvas.

Feitas as recolhas e análises aos valores de f.e.m. induzidos na espira obtidos nos dois equipamentos, compararam-se esses valores, por forma a se perceber se existem diferenças estatisticamente significativa (Tabela 84). De realçar uma vez mais, que os valores da RM 1.5T foram multiplicados pelo fator 2, de forma aos valores serem exatamente comparáveis.

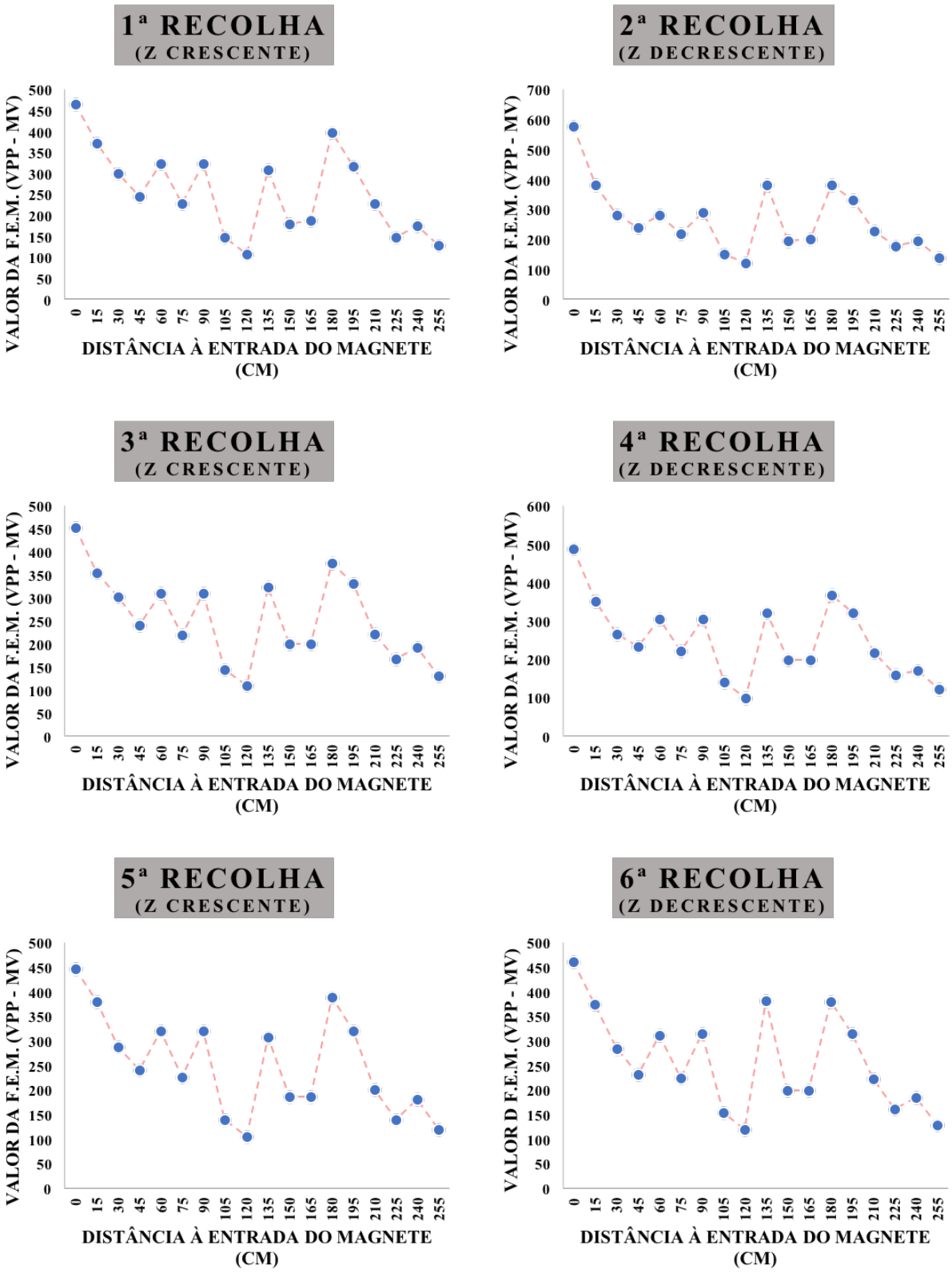


Figura 159 - Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido Z e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) dentro da sala de exames na RM 1.5T nas seis recolhas realizadas.

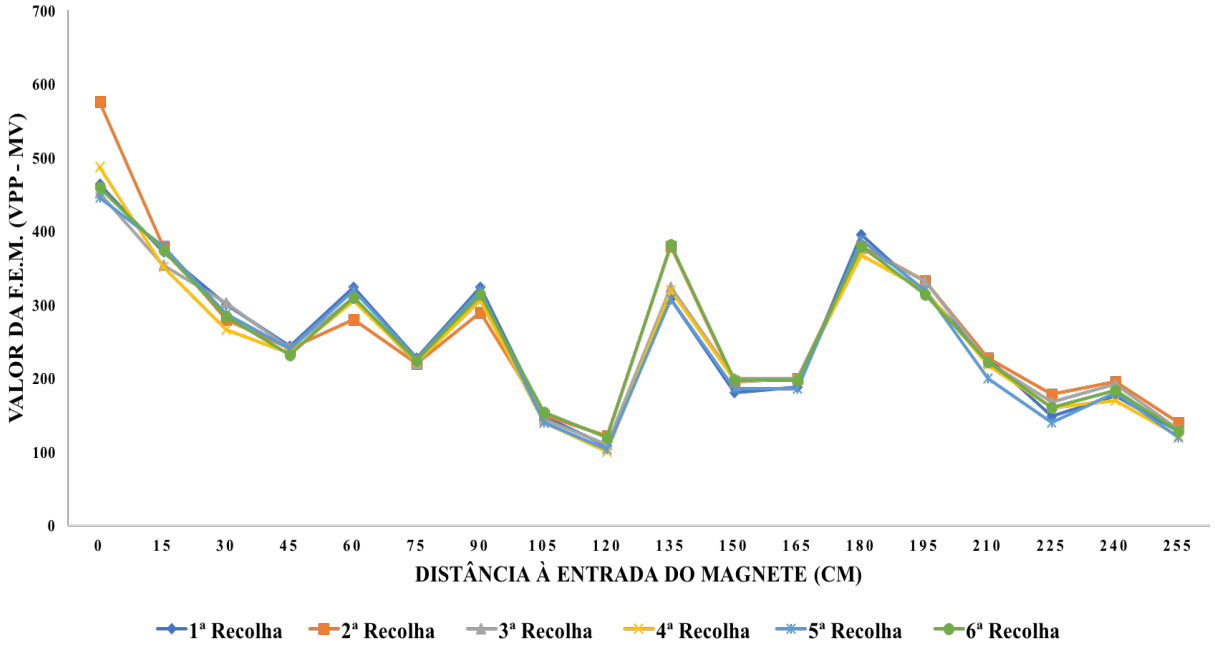


Figura 160 - Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido Z e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) das seis medições realizadas no equipamento RM 1.5T (sobreposição de todas as curvas de valores).

Tabela 84 – Comparação entre os valores da f.e.m. induzida na espira (mV) nos dois equipamentos de RM do presente estudo.

RECOLHA	RM 1.5T		RM 3T		Valor p
	Média (mV)	Desvio Padrão	Média (mV)	Desvio Padrão	
1ª	254.4	± 101.1	277	± 111.4	0.42
2ª	264.9	± 112.9	258.3	± 97.6	0.91
3ª	254.8	± 93.4	280.1	± 102.8	0.35
4ª	249.3	± 100.1	281.8	± 100.9	0.21
5ª	249.6	± 100.7	289.8	± 98.7	0.25
6ª	257.7	± 98.9	283.7	± 107.4	0.4

De acordo com a Tabela 84, verificou-se que não existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores de f.e.m. induzida na espira nos equipamentos de RM 1.5T e o de 3T.

A última fase deste estudo teve como alvo a medição e análise dos valores de exposição à f.e.m. induzida na espira pela sequência de pulso GE nas posições onde se visualizaram valores de exposição mais elevados. Esta análise apenas foi realizada na RM 3T devido às dimensões das salas de exames e da impossibilidade de realização desta parte do estudo na RM 1.5T.

Para tal, foram selecionadas posições onde existia menor exposição (0 e 150 cm da entrada do magnete) e maior exposição (75 cm da entrada do magnete). A forma como a avaliação foi realizada está descrita na secção de resultados do presente capítulo e disposta na figura 148 da mesma secção. Os valores de exposição à f.e.m. induzida nessas posições estão dispostos na Tabela 85.

Tabela 85 – Valores da f.e.m. induzida na espira pela sequência de pulso GE em posições específicas na RM 3T, no sentido do eixo X.

Posição (cm)	Linha B – exterior 0 cm (mV)	Linha C – exterior 75 cm (mV)	Linha D – exterior 150 cm (mV)	Linha E - interior 75 cm (mV)	Linha F - interior 150 cm (mV)
0 cm	152	272	179	162	196
+ 15 cm	224	328	196	162	171
+ 30 cm	240	248	245	171	141
+ 45 cm	204	208	220	154	92
+ 60 cm	156	184	237	133	50
+ 75 cm	204	160	200	116	87
+ 90 cm	312	128	154	92	108
+ 105 cm	432	128	171	92	---
+ 120 cm	500	144	104	100	---
+ 135 cm	340	232	46	83	---
+ 150 cm	360	352	104	---	---
+ 165 cm	300	412	179	---	---
+ 180 cm	260	612	275	---	---
+ 195 cm	208	616	279	---	---
+ 210 cm	324	591	404	---	---

Pela análise da Tabela 85, verificam-se que existem discrepâncias de valores em cada linha de medição no sentido X, sendo que os valores vão-se tornando mais elevados à medida que se avança para o lado exterior. Já no lado contralateral, à medida que se se aproxima da parte interior, os valores tornam-se mais baixos. Para tal, tem-se uma melhor perceção de como existe essa variação de valores de exposição nas posições de 15 em 15cm, pelos gráficos da figura 161.

Verificou-se na localização distanciada a 0 cm do magnete no sentido X exterior (gráfico e linha B da figura 161), os valores mais baixos de exposição foram atingidos aos 0 cm (entrada do magnete) e aos 60 cm. Já os valores de exposição mais elevados, foram atingidos nas posições de 105 e 120 cm.

Na posição de 75 cm distanciada do magnete no sentido exterior (gráfico e linha C da figura 161), os valores mais baixos de exposição foram atingidos aos 90, 105 e 120 cm. Já os valores de exposição mais elevados, foram atingidos nas posições de 180, 195 e 210 cm, ou seja, os locais mais próximos da parede da sala.

Na posição de 150 cm distanciada do magnete no sentido X exterior (gráfico e linha D da figura 161), o valor mais baixo de exposição foi atingido aos 135 cm. Já o valor de exposição mais elevado, foi atingido na posição de 210 cm, imediatamente adjacente à porta da sala de exames.

Na posição de 75 cm distanciada do magnete no sentido X interior (gráfico e linha E da figura 161), o valor mais baixo de exposição foi atingido aos 135 cm. Já os valores de exposição mais elevados, foram atingidos nas posições de 0, 15 e 30 cm.

Na posição de 150 cm distanciada do magnete no sentido X interior (gráfico e linha F da figura 161), o valor mais baixo de exposição foi atingido aos 60 cm. Já o valor de exposição mais elevado, foram atingidos nas posições de 0 cm.

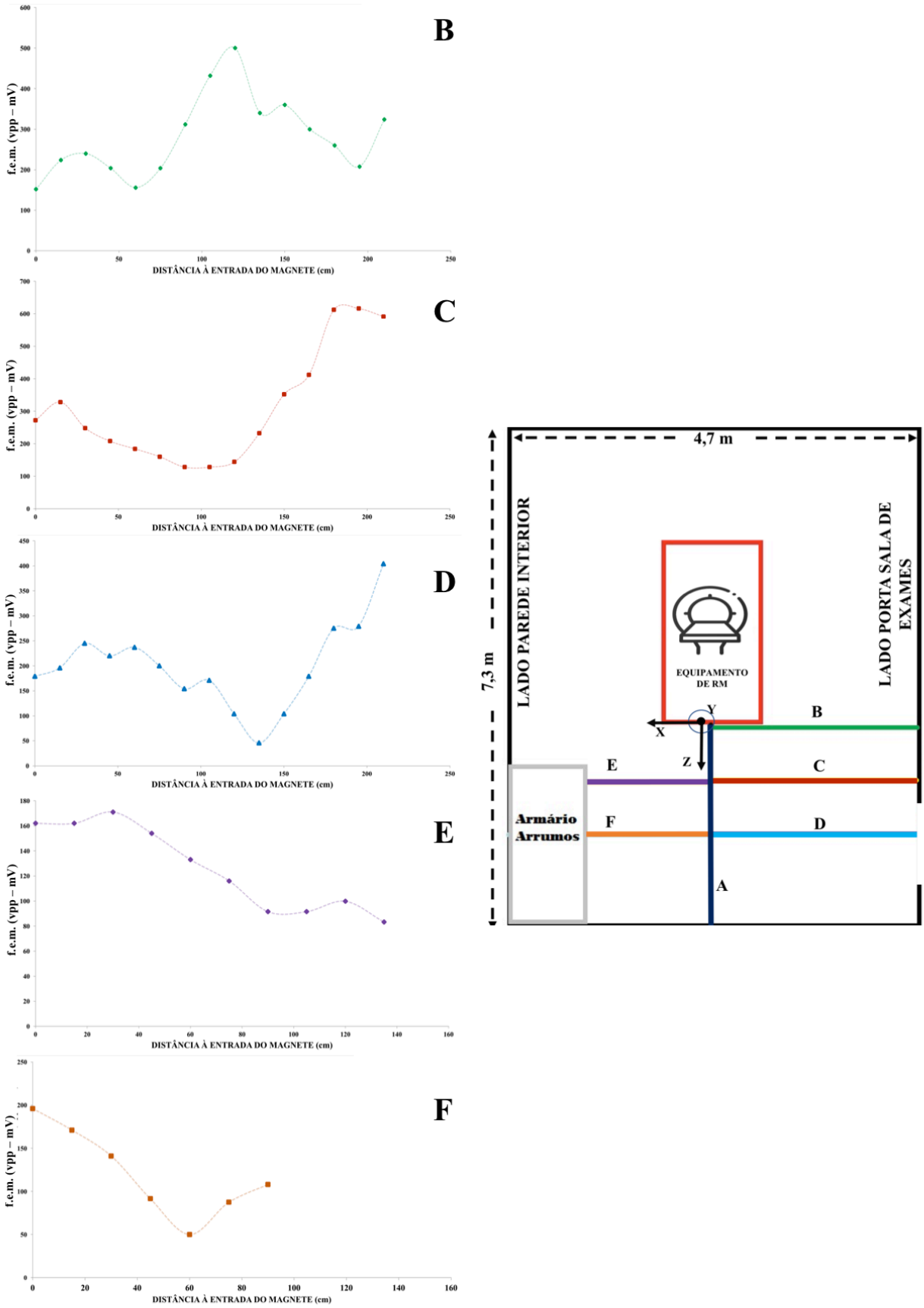


Figura 161 - Relação entre a distância da entrada do magnete no sentido X e o valor da f.e.m. induzida (mV) na espira em cada posição (cm) dentro da sala de exames na RM 3T.

5.4 Discussão

Na secção anterior, foram apresentados os resultados da exposição aos campos magnéticos estáticos pela análise aos mapas de instalação dos equipamentos de RM e respetivas linhas de isocampo e também aos campos magnéticos dependentes do tempo numa sequência de pulso do tipo GE, pela medição da f.e.m. em diferentes posições no interior da sala de exames.

A discussão será apresentada em duas partes distintas, começando-se pelos campos magnéticos estáticos.

5.4.1 Campos Magnéticos Estáticos

A análise aos campos magnéticos estáticos baseou-se nos mapas de instalações dos equipamentos e respetivas linhas de isocampo porque, do ponto de vista experimental, não é fácil implementar a medição da exposição a campos magnéticos estáticos de tão elevada intensidade (1.5 e 3T), uma vez que os sensores de Hall disponíveis não seriam compatíveis para a medição desses campos estáticos tão intensos, podendo trazer maiores incertezas aos resultados, como é demonstrado na literatura existente. Existem autores que fizeram a medição com sensores de Hall e chegaram à conclusão de que os valores medidos no seu estudo eram elevados o suficiente de forma a que os valores limite de ação poderiam ser rapidamente atingidos, em determinadas ações, uma vez que nesse estudo foram atingidos valores de exposição de 1.4T (Groebner et al., 2011), sendo os VLE aplicáveis aos efeitos sensoriais para condições normais de trabalho de 2T, segundo a Diretiva 2013/35/UE (Comissão Europeia, 2013). Groebner (2011) no seu estudo também referia incertezas relativamente grandes com o uso dos sensores de Hall. Já outros autores, usando também sensores de Hall para medição da exposição aos campos magnéticos estáticos, chegaram à conclusão de que os valores de exposição eram bastante inferiores aos recomendados nas normais internacionais (Bradley et al., 2007). Outros autores apenas utilizaram os sensores de Hall para criar um sistema de localização específico onde é criado o campo magnético, através de um sistema de coordenadas, podendo, dessa forma, ajudar na localização da anatomia correta para procedimentos de RM minimamente invasiva (por exemplo, RM intraoperatória) (Schell et al., 2013; Schell et al., 2013b).

Ainda existem outros autores que utilizaram um sistema de dosimetria, como método de medição da exposição aos campos magnéticos estáticos, aplicando um dosímetro compatível com os CEM da RM, onde os valores de exposição não ultrapassavam os limites de ação recomendados nas normas internacionais (Fuentes et al., 2008; Vocht et al., 2009).

No presente estudo, aquando da análise dos valores de intensidade do campo magnético estático pelas linhas de isocampo e analisando as figuras 140 e 141, verificou-se que na RM de intensidade de campo 3T as linhas de isocampo se estendem a uma maior distância relativamente à fonte principal de campo (o equipamento de RM), quando comparadas com a RM 1.5T. Daí, aquando da exposição a campos estáticos de 3T, terão de haver maiores cuidados por parte dos profissionais de saúde que trabalham nestas salas técnicas e áreas adjacentes.

Analisando as linhas de isocampo da RM 1.5T (figura 140), verificou-se que o campo estende-se para regiões fora da sala, principalmente a partir da linha a partir de 0.5 mT. Esta é uma linha bastante importante, como referido anteriormente na revisão da literatura, pois pode interferir com a estimulação de dispositivos médicos implantáveis ativos (como os pacemakers, neuroestimuladores cerebrais, por exemplo), e, de acordo com o mapa de instalação, chega a meio do corredor de passagem dos doentes do vestiário até à sala de exames (2.5 m nos planos laterais ao equipamento), chegando à extremidade mais anterior da consola de exames (cerca de 3.9 metros), no sentido longitudinal. Já na área do equipamento da RM 3T, a linha de 0.5 mT, no sentido longitudinal, vai além da mesa da consola de exames, onde, normalmente, o Técnico de RD está situado. No sentido lateral, a mesma linha chega ao quarto de banho de uso dos profissionais e também dos doentes com deficiência motora, assim como à sala das máquinas. Assim, um dos cuidados a tomar por parte dos profissionais é a realização correta da triagem dos doentes, através do questionário de segurança próprio do departamento de RM, por forma a se saber se os doentes têm algum material heterólogo impeditivo de circular nessas zonas, onde a linha de 0.5 mT está presente.

A IEC, na sua norma 60601-2-33, refere um efeito indireto, mas bastante sério e importante relacionado com DMI. Estes possuem elementos ferromagnéticos e circuitos elétricos que podem sofrer alterações e anomalias devidas à interferência dos CEM da RM. Essa norma da IEC refere que os departamentos devem ter cuidados especiais, de forma a que esses doentes não corram riscos (International Electrotechnical Comission, 2015). Assim, os cuidados que se têm em conta no departamento de RM do presente estudo quanto à presença da linha de 0.5 mT são:

- Controlo de acesso a estas zonas, onde as linhas de isocampo estão chegam e estão localizadas. No departamento de RM do presente estudo existe uma porta de vidro que serve de interface entre a área da RM 3T e o resto do serviço, permitindo o controlo de acessos (ver figura 162). Deve-se assegurar que esta esteja sempre fechada, porque a entrada de doentes que possam possuir DMI ativos, como por exemplo, pacemakers, pode representar um risco para o doente;
- Painéis informativos de presença de campo magnético em todos os locais onde essas linhas de isocampo estão presentes. Na figura 163, podem-se visualizar vários locais do departamento de RM do presente estudo que possuem painéis informativos a indicar a presença de linhas de isocampo, indicando a possibilidade de exposição ao campo magnético estático. Na figura, a letra A representa a interface entre o recobro dos doentes para as zonas de segurança III e IV, a letra B representa a passagem para a sala dos vestiários dos profissionais, a letra C representa a casa de banho para uso de deficientes motores e também dos profissionais de saúde e a sala das máquinas da RM 3T e a letra D representa a entrada para a sala de exames da RM 3T;
- Triagem correta dos doentes, seus acompanhantes e outro pessoal (profissional de saúde ou não) aquando da passagem para esses locais onde as linhas de isocampo de 0.5 mT (ou de 5G) estão presentes.

Estas práticas já eram realizadas pelos Técnicos de RD e alguns enfermeiros do Departamento de RM do CHUSJ aquando da realização do presente estudo. Porém, com a rotatividade de profissionais de saúde aumentada no Departamento de RM, nomeadamente de outros enfermeiros e Técnicos de RD de outros departamentos, assim como o aumento do número de assistentes operacionais faz com que o conhecimento destas práticas seja fulcral para uma maior segurança tanto dos profissionais, como dos doentes ao longo da rotina clínica diária. O presente estudo vem realçar a importância das práticas acima referidas, onde a formação em segurança em RM (inicial ou contínua), sustentada também neste estudo, pode ser uma mais valia para os profissionais de saúde que iniciem funções em Departamentos de RM.

Figura 162 - Porta de vidro entre a área da RM 3T e o resto do departamento de RM do presente estudo.

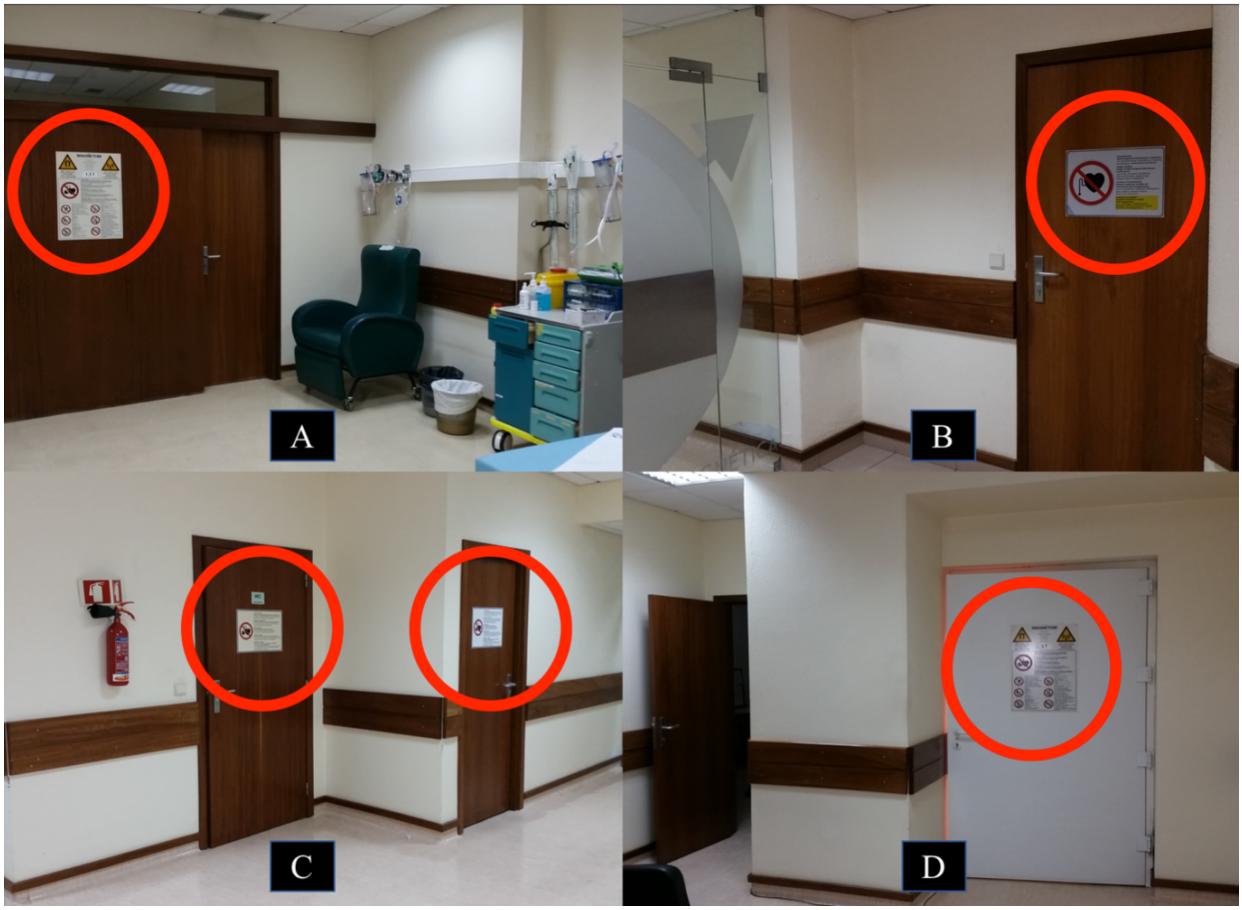


Figura 163 – Painéis informativos a indicar presença de campo magnético estático em diferentes locais do serviço de RM do presente estudo.

Uma análise similar à do presente estudo quanto à exposição dos campos magnéticos estáticos foi realizada por Karpowicz (2006), onde apenas foram selecionadas tarefas como o posicionamento do doentes, e manipulação do equipamento e bobinas de RF (Karpowicz et al., 2007; Karpowicz et al., 2006). No presente estudo, além dessas duas tarefas mencionadas, foram consideradas outras funções, como a manipulação do equipamento de anestesia, da máquina injetora automática, local de passagem dos doentes, entre outras, permitindo a inclusão de outros profissionais de saúde, além do Técnico de RD, neste estudo.

Tal como no presente trabalho, as tarefas que Karpowicz (2006) considerou não ultrapassaram os limites impostos pelas normas das entidades internacionais, como a ICNIRP e na Diretiva Europeia em vigor em 2004. Também não ultrapassavam os limites impostos pela legislação do país em questão, a Polónia (Karpowicz et al., 2006). O facto de não ultrapassar os valores preconizados na legislação também se constata no presente estudo. Nenhum dos intervalos de valores a que os profissionais de saúde estão expostos durante a execução das diferentes tarefas (Tabelas 78 e 79 da secção de resultados), nem em nenhum dos locais da realização das mesmas (figuras 153 e 154), ultrapassa os valores limites legais da ICNIRP e da IEC (ICNIRP, 2009a; International Electrotechnical Comission, 2015). O presente estudo considerou algumas das mesmas tarefas e posicionamentos dos profissionais, mas indicou outras tarefas

que os profissionais realizam na sua rotina clínica diária. Desta forma, o presente estudo possibilitou a análise de um mais vasto leque de situações, permitindo obter informação sobre um maior conhecimento a exposição a diferentes tarefas ainda não estudadas previamente.

Tem de se realçar que nas zonas C e D das figuras 153 e 154, por vezes, podem exceder os 200mT de exposição, especialmente na RM 3T, devido à extensão do campo magnético. As tarefas que podem ser realizadas nessas zonas incluem a administração de produto de contraste endovenoso no decurso de exames, a colocação da cabeça no interior do magnete, por exemplo para conectar o sistema da máquina injetora automática à via endovenosa do doente ou até mesmo estabelecer uma melhor comunicação e fluência verbais adequadas para colaboração dos doentes. Nestes casos, o profissional que entra na sala de exames para realizar uma dessas tarefas tem de estar consciente de que deve mobilizar a cabeça no interior do magnete de forma lenta, evitando movimentos súbitos e mais acelerados da mesma. Também se deve mobilizar lentamente em torno do equipamento de RM, por forma a evitar os efeitos e riscos biológicos associados à exposição de campos magnéticos intensos. Assim, pode-se concluir que o conhecimento sobre os riscos e efeitos associados aos campos magnéticos usados por parte dos profissionais que trabalham num ambiente relacionado com RM, através da formação contínua em segurança em RM é fundamental para a realização das tarefas de forma segura, minimizando efeitos deletérios e indesejáveis, como tonturas, vertigens, gosto metálico na boca, entre outros referidos na fundamentação teórica desta tese (Bradley et al., 2007; Coskun, 2011; Crook et al., 2009; De Vocht et al., 2006; Glover et al., 2007; Hanson, 2016; Hartwig et al., 2011; Kanal et al., 2013; Karpowicz et al., 2013; Schenck, 2005; Tsai et al., 2015; Yamaguchi-Sekino et al., 2011).

No presente estudo, os valores de exposição ocupacionais nas tarefas sujeitas a uma maior exposição por parte dos profissionais (Tabelas 78 e 79 para a RM 1.5T e para a RM 3T, respetivamente) variam dos 0.1 a 200 mT na RM 1.5T e dos 0.05 a 400 mT na RM 3T num turno. Através dos valores de exposição nas diferentes tarefas, verificou-se que, no presente estudo, esses valores não ultrapassam aqueles preconizados na legislação nacional (Assembleia da República, 2017), Diretiva Europeia (Comissão Europeia, 2013) e outras normas internacionais (ICNIRP, 2009a; International Electrotechnical Comission, 2015), sendo até bastante inferiores, trabalhando, os profissionais de saúde deste Departamento, portanto, de forma segura.

Verificou-se que a maior exposição estava relacionada com atividades realizadas nos pontos C e D de cada uma das salas e respetivas funções/tarefas (figuras 151 e 152), sendo a exposição maior na RM 3T, uma vez que o campo magnético nas posições C e D é mais intenso.

Outros autores, em estudo prévios, também concluíram que na execução de diferentes tarefas relacionadas com ambientes em RM, os valores de exposição aos campos magnéticos estáticos não eram excedidos (Bradley et al., 2007; Fuentes et al., 2008; Vocht et al., 2009).

O Técnico de RD é, normalmente, o profissional de saúde que está mais exposto ao campo magnético estático na execução das suas funções num departamento de RM. Assim, os Técnicos de RD são os profissionais de saúde dentro de um departamento de RM que poderão ter exposições crónicas a campos magnéticos estáticos de elevada intensidade e respetivos campos magnéticos dependentes do tempo. Com os avanços tecnológicos na área da RM em, consequentemente, com a constante evolução nos equipamentos e pressão para uma maior qualidade de imagem, os fabricantes dos equipamentos de RM terão de responder a essas exigências de segurança, através de modelos mais competitivos e evoluídos em termos de hardware, sendo, tanto a intensidade de campo e gradientes de campo mais potentes (Crook et al., 2009; Panych et al, 2018; Schaap et al., 2014; Shellock et al., 2014; Westbrook et al., 2013), aumentando os níveis de exposição dos profissionais de saúde e doentes aos campos eletromagnéticos. Os profissionais terão de ter essa noção e adotar medidas preventivas e boas práticas para que minimizem a exposição e os efeitos associados à mesma.

Nas normas internacionais e legislação nacional estão preconizados valores de exposição ocupacional, mais em termos da intensidade de campo a que os profissionais de saúde estão sujeitos, não especificando o tempo de exposição diário e/ou por turno e/ou número de horas de exposição. Este facto pode dever-se à falta de evidência científica de efeitos cumulativos deletérios provenientes da exposição humana aos campos magnéticos estáticos. Isto torna-se especialmente verdade sabendo linhas de isocampo são bastante heterogéneas, em conjunto com o gradiente espacial de cada equipamento. Devido a esta grande variação das linhas de isocampo e do gradiente espacial em cada localização fora do magnete, os profissionais que trabalham nos departamentos de RM não estão expostos a uma intensidade de campo constante, pois executam diferentes tarefas em diferentes localizações e quanto mais afastados da principal fonte emissora de campo magnético estático, menor será a exposição. Desta forma, torna-se bastante difícil o cálculo da média de valores de exposição durante um turno de trabalho, por forma a apresentar uma verdadeira exposição aos campos magnéticos estáticos, ao contrário do que se passa na exposição à radiação ionizante, uma vez que esta tem um caráter cumulativo, podendo trazer efeitos deletérios.

No presente estudo, realizou-se uma estimativa do nível de exposição aos campos magnéticos estáticos de um profissional em diferentes localizações dentro um Departamento de RM, mais especificamente dentro da sala de exames e área adjacente à mesma (zona III).

5.4.2 Campos Magnéticos Dependentes do Tempo

Passando para a discussão dos valores de f.e.m. induzidos na espira, em primeiro lugar, discutir-se-á acerca da escolha da sequência de pulso usada para esta fase do estudo. Foi escolhida a sequência do tipo GE usada nos protocolos de RM crânio-encefálica. A primeira razão para a sua escolha prende-se no facto de se pretender escolher uma sequência de pulso do exame que mais se realiza no departamento de RM do CHUSJ (Departamento de Radiologia CHUSJ, 2019). A partir dessa análise, verificou-se o protocolo

de exame para as diferentes patologias crânio-encefálicas, observando-se quais as sequências mais usadas nos protocolos de imagem. Nessas, a sequência do tipo GE é realizada em todos os protocolos de aquisição e foi considerada a mais estável em termos de aquisição de sinal neste estudo. Comparando, por exemplo, essa sequência do tipo GE a uma sequência do tipo EPI, SE ou IR, verificou-se que, nestas três últimas, existia uma mudança abrupta da amplitude da f.e.m. induzida, impossibilitando uma correta aquisição do sinal e avaliação dos valores em função da posição. A justificação prende-se no facto de, por exemplo, na sequência EPI existir uma mudança muito rápida na linearidade e amplitude dos gradientes de campo para obtenção das imagens e após o pulso de excitação de 90º, formarem-se múltiplos ecos, fazendo com que a f.e.m. induzida originária da sequência tivesse valores muito díspares em períodos muito curtos de tempo (Hammer, 2014; Westbrook et al., 2013). Já nas sequências do tipo SE, após a aplicação do pulso de RF de 90º, aplicam-se um ou mais pulsos de RF de refasamento de 180º, dependendo se se trata de uma sequência SE ou TSE, respetivamente. A aplicação de dois pulsos seguidos, faz com que a f.e.m. induzida e respetivo valor tenha valores muito díspares no osciloscópio, dificultando aquisição de sinal. Quanto à sequência do tipo IR, verificou-se a mesma situação que nas sequências SE, existindo a aplicação de um pulso extra, o de inversão, tornando ainda mais difícil a avaliação e aquisição de sinal em função da posição. Já na sequência do tipo GE, após a aplicação do pulso de RF de excitação de 90º, existe o refasamento provocado por um gradiente, tornando a forma de indução na espira mais estável, facilitando a aquisição da amplitude pico a pico. Desta forma, conclui-se que a forma como as sequências de pulso de RM se comportam também influi nos valores de f.e.m. induzida e medida na espira.

Com o objetivo de obter uma boa aquisição, optou-se por fazer a experiência em fases do dia e em dias da semana em que não existia tanto fluxo de trabalho, tanto no departamento de RM, como nos departamentos envolventes, para evitar o ruído elétrico devido à interferência elétrica de equipamentos localizados na vizinhança da RM (Shaw Communications, 2020).

Este estudo permitiu fazer um mapeamento gráfico dos principais resultados ao longo de diferentes eixos medidos. É muito importante ter o mapeamento de onde os valores de exposição da f.e.m. induzida na espira pela aplicação e ativação dos campos magnéticos dependentes do tempo e, por sua vez, da intensidade de campo provocado por esse tipo de campos, são mais elevados e/ou mais baixos, uma vez que poderá permitir para a adoção de medidas preventivas e corretivas para diminuir a exposição dos profissionais de saúde, caso tenham de permanecer dentro da sala de exames aquando de determinados procedimentos a realizar certas funções (figuras 164 e 165).

A marcação posições e/ou localizações onde existe maior ou menor exposição aos campos eletromagnéticos no chão das salas de exame parece ser uma mais valia e uma boa prática a tomar quanto à minimização da exposição. Esta marcação pode incluir a localização dos diferentes materiais de apoio à execução dos exames e sua preparação, como a máquina injetora automática de produto de contraste, localização dos acompanhantes dos doentes, como os pais ou outros familiares, bem como possíveis

localizações dos profissionais de saúde aquando da sua presença e permanência dentro da sala de exames, aquando da realização de um exame de RM.

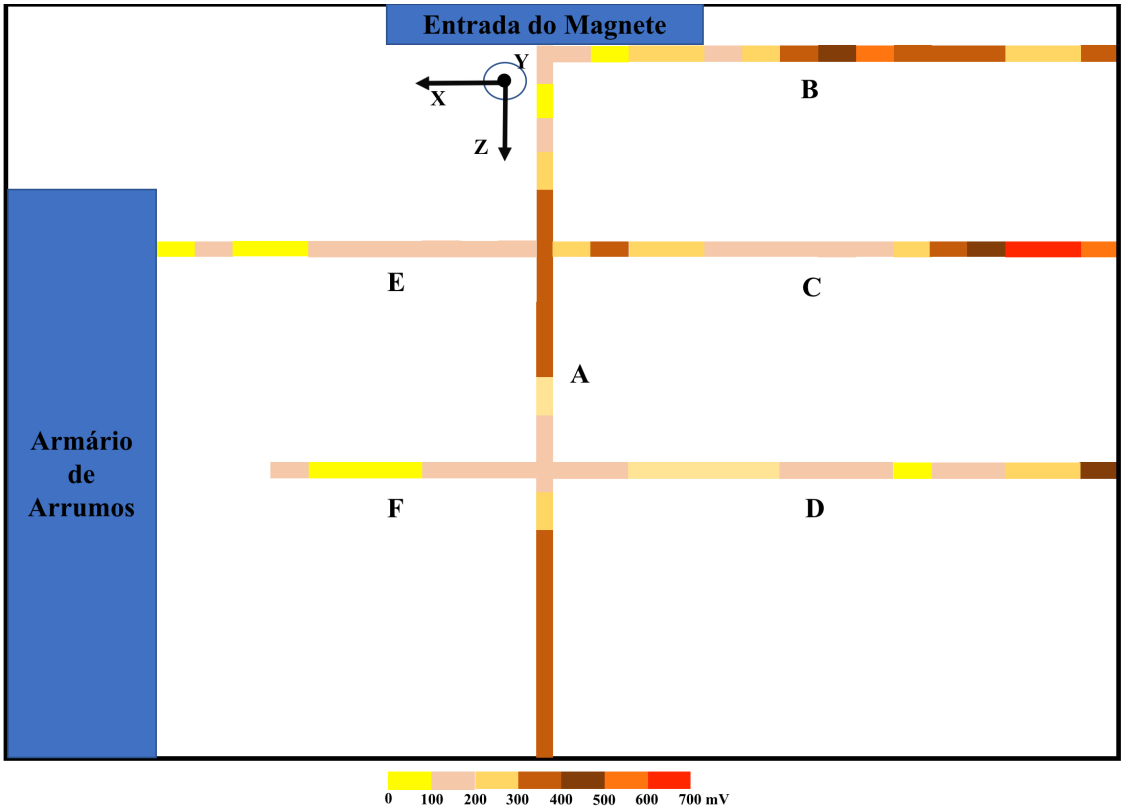


Figura 164 - Mapeamento dos valores de exposição ao longo de direções específicas pela sequência GE, de acordo com as médias de valores ao longo das diferentes direções e localizações, na RM 3T.

Analisando os valores da f.e.m. induzida obtidos, em mV, em cada equipamento nas mesmas localizações na direção do sentido Z (figuras 164 e 165), verificou-se que os valores máximos eram atingidos em diferentes posições ao longo desse sentido nos dois equipamentos. Assim, na RM 3T, os valores máximos foram atingidos em posições mais afastados da entrada do magnete, sendo alguns desses locais próximos da parede que constitui a gaiola de Faraday. Já na RM 1.5T, os valores de exposição mais elevados foram atingidos nas localizações mais próximas da entrada do magnete, sendo o valor mais alto na entrada do magnete. Este facto mostra que a parede, na RM 3T, é um importante local de reflexão das ondas eletromagnéticas, existindo maior exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo nas localizações mais próximas da parede, segundo o eixo Z.

Na RM 1.5T, verificaram-se ao longo do sentido Z, várias posições onde a exposição era maior, tendo interferências de outras ondas secundárias, derivadas de outras ondas secundárias que prejudicam a aquisição de um sinal da f.e.m. induzida mais correto.

No entanto e, como referido anteriormente, este mapeamento é muito importante de forma a que se apliquem melhores práticas. Com base nestes mapeamentos dos valores de exposição das diferentes salas, podem ter de se adotar diferentes comportamentos e práticas numa mesma função, dependendo da sala onde o profissional de saúde está a exercer funções.

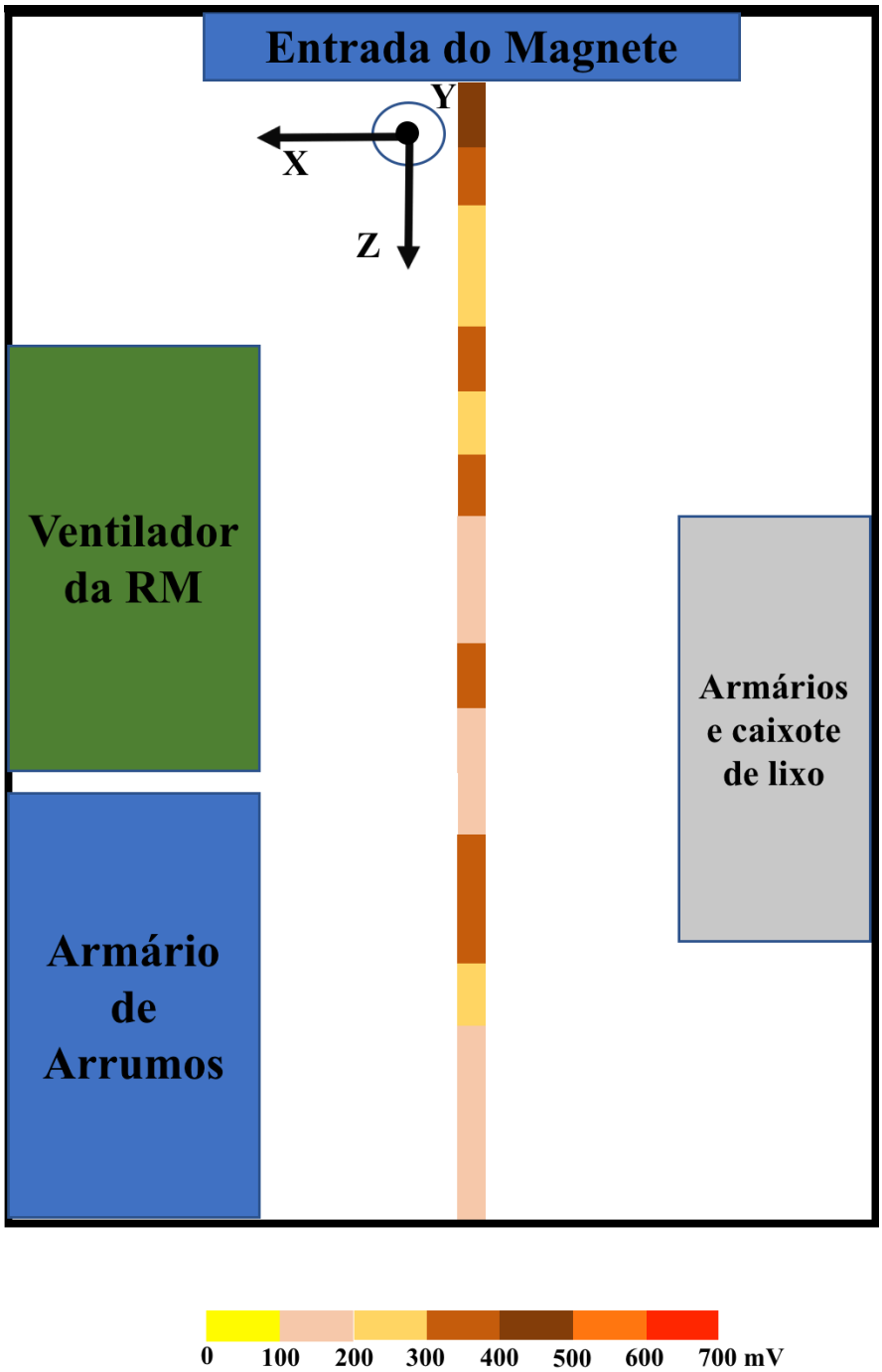


Figura 165 - Mapeamento dos valores de exposição ao longo de direções específicas pela sequência GE, de acordo com as médias de valores ao longo das diferentes direções e localizações, na RM 1.5T.

Quanto aos doentes, este mapeamento não se torna tão importante, pois eles terão de realizar o exame, adotando os posicionamentos indicados para cada tipo de exame no interior do magnete, não tendo diferentes localizações dentro da sala de exames. Poder-se-ão é ter atitudes mais preventivas de alertar o Técnico de RD, caso não estejam bem por determinado motivo, sendo que algum desses motivos pode estar relacionado com a exposição aos CEM. Mas, esta atitude já está adotada em todos os procedimentos realizados em RM, pois previamente ao começo do exame, fornece-se ao doente, sempre que consciente e colaborante, um dispositivo de alarme e/ou de aviso, como ilustrado na figura 166.

Figura 166 - Fornecimento do dispositivo de alarme ao doente, de forma a poder alertar algum evento o Técnico de RD, no decorrer do exame.

Esta análise mais básica das localizações onde se encontram os valores máximos e mínimos da amplitude de campo, permite a mudança de alguns comportamentos mais habituais e padronizados aquando da permanência de acompanhantes dos doentes dentro da sala de exames, como por exemplo os pais de uma criança, para esta colaborar ao longo da realização de uma RM. Por vezes, pode-se ter a noção de que à entrada do magnete é que se está sujeito a uma maior exposição aos CEM na RM. Esta assunção, baseada nos resultados do presente estudo, está correta quanto à exposição aos campos estáticos, em ambos os equipamentos, como visualizado anteriormente. Já quando se refere à exposição dos campos magnéticos dependentes do tempo através da sequência GE, na RM 3T essa afirmação não é verdadeira, pois na entrada do magnete a exposição é menor, em relação a outras localizações. Assim, o Técnico de RD poderá adotar uma mudança nos comportamentos e práticas a ter aquando de situações onde acompanhantes ficam com os doentes dentro da sala, pedindo e permitindo aos mesmos a ficarem próximos da entrada do magnete (0 e 15 cm) (figura 167A), em vez de ficarem mais afastados da entrada do equipamento. Por vezes, os acompanhantes poderão ter o receio de se aproximarem do equipamento de RM, pois podem ter a perceção que nessa localização estarão mais expostos (figura 167B). Localizando-se na posição mais próxima do magnete (0 cm e 15 cm do magnete), os acompanhantes podem ter uma redução entre 68.6% e 73.4%, respetivamente.

Todavia, em todos os procedimentos em RM em que acompanhantes fiquem dentro da sala de exames, todos devem ser rastreados corretamente e deve-se explicar de forma simples que o tipo de radiação usada em RM é diferente da que é utilizada noutros métodos imagiológicos, como a TC ou RG.

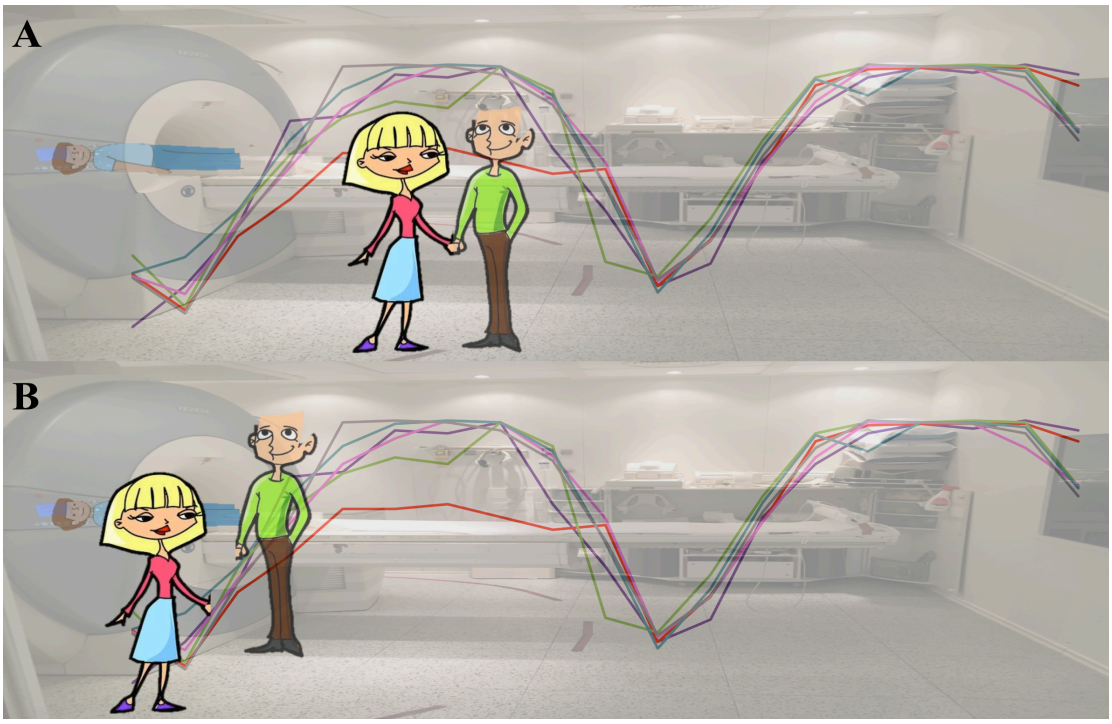


Figura 167 – Adoção de novas localizações por parte dos acompanhantes aquando da sua permanência dentro da sala de exames, na RM 3T.
Em A, os acompanhantes estão ligeiramente afastados da entrada do magnete (cerca de 75-90 cm). No entanto, nesta RM, o Técnico de RD pode permitir a permanência dos acompanhantes mais próximo da entrada do magnete (B).

No entanto, se algum desses acompanhantes, aquando do seu posicionamento na figura 167B, tiver ou sentir alguns dos efeitos e sintomas provocados pelo campo magnético estático, como náuseas, tonturas, gosto metálico na boca, entre outros, e não se estiver a sentir bem por algum motivo, poder-se-á afastar para outras localizações, onde o campo tem amplitude menor, como a posição de 150 cm da entrada do magnete (figura 168) ou até mesmo sair da sala de exames, pois o afastamento da principal fonte emissora do campo magnético permite a cessação da sintomatologia associada (International Electrotechnical Comission, 2015).

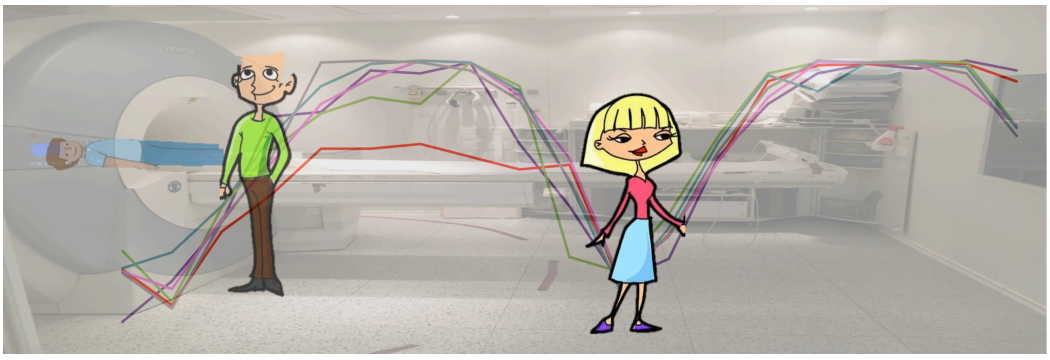


Figura 168 – Adoção de novas localizações, por parte dos acompanhantes, aquando da sintomatologia relacionada com os campos magnéticos estáticos aquando da permanência dentro da sala de exames, na RM 3T.

Com o conhecimento dos resultados deste estudo, estas práticas podem ser logo adotadas, posicionando os acompanhantes logo nas posições onde estão menos expostos aos campos magnéticos dependentes do tempo, por forma a menorizar a sua exposição aos mesmos.

Já quando se fala na RM 1.5T, o ponto da entrada do magnete é o local onde existe uma maior amplitude de campo. Dessa forma, o afastamento dos acompanhantes, por exemplo, da entrada do magnete para a posição de 120 cm da entrada do magnete (local de menor exposição nesta RM) será o melhor comportamento a adotar, visando uma diminuição da exposição à amplitude máxima dos campos magnéticos dependentes do tempo, visto serem os pontos com valores de exposição mais baixos (figura 169). Portanto, a mudança de localização da figura 169A para a figura 169B será uma medida a adotar, por forma aos acompanhantes estarem expostos a valores mais baixos de campo pela sequência GE e, consequentemente, reduzindo cerca de 77% os níveis de exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo.

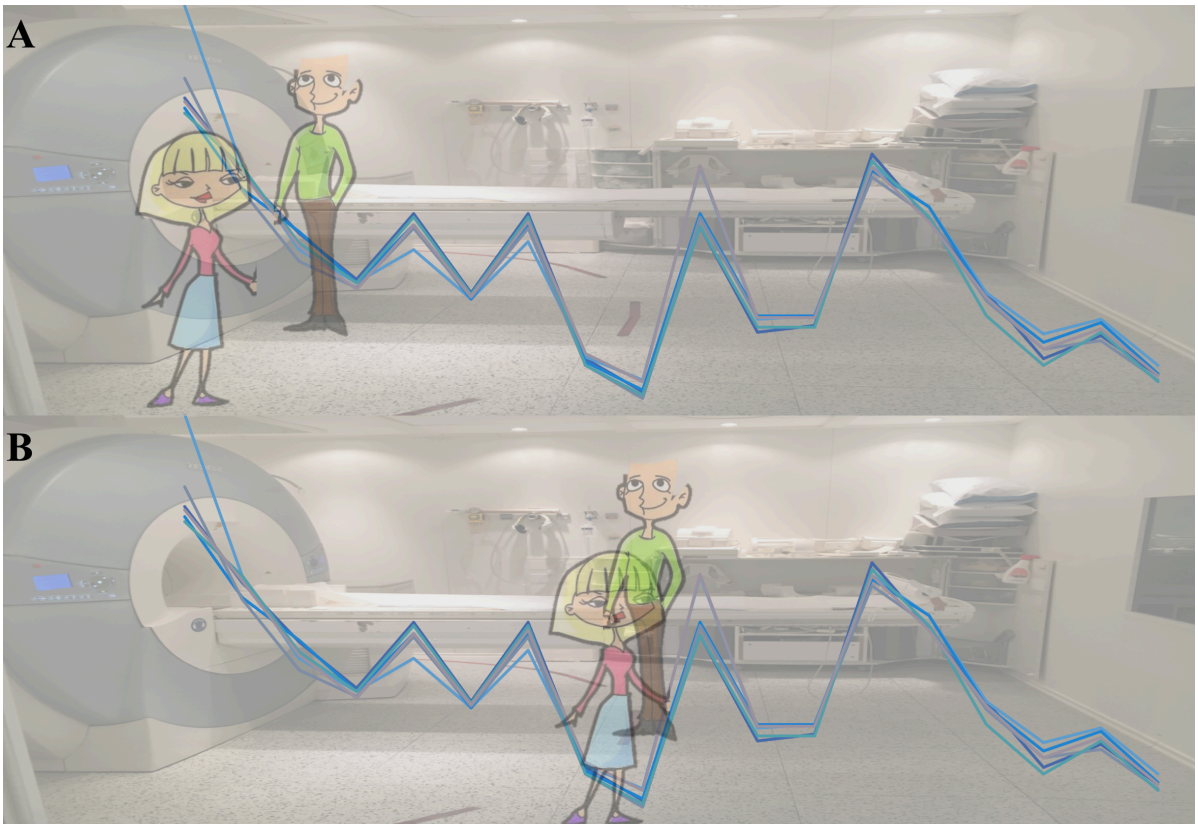


Figura 169 - Adoção de novas localizações por parte dos acompanhantes aquando da sua permanência dentro da sala de exames, na RM 1.5T.
Em A, os acompanhantes estão localizados próximos da entrada do magnete. No entanto, nesta RM, o Técnico de RD pode permitir a permanência dos acompanhantes mais afastados da entrada do magnete (B).

Com base nas figuras 167, 168 e 169, verificou-se que nos locais onde a amplitude de sinal é máxima, são posições que deverão ser evitadas sempre que possível, pois nestas localizações todos os fenómenos de indução magnética são mais intensos, podendo aumentar a exposição do sujeito que permanece dentro da sala de exames, podendo aumentar o acometimento de efeitos biológicos próprios dos campos magnéticos

nesse sujeito. Por outro lado, as posições onde a amplitude é mínima são as localizações preferenciais sempre que alguém se encontra dentro da sala de exames.

Passando para a análise mais detalhada dos valores de exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo, verificam-se diferenças entre as localizações onde a exposição é maior ou menor para ambos os equipamentos. Os gradientes de campo, devido às suas características, como a sua amplitude máxima, o seu *slew rate*, tempo de subida e descida, e linearidade produzem uma f.e.m. que poderá ser maior ou menor, em termos de amplitude de sinal em função da posição (Sorland, 2014). Esse facto verificou-se nos resultados obtidos no presente estudo, sendo os valores de exposição diferentes ao longo da aquisição da sequência e em diferentes localizações. Na RM 1.5T, a localização onde a exposição é máxima é logo à entrada do magnete (0 cm) e, a partir desse ponto, existe um decaimento abrupto da amplitude de sinal induzido na espira e, por sua vez, na intensidade dos campos magnéticos dependentes do tempo até à localização de 120cm da entrada do magnete. A partir dessa localização, observaram-se várias oscilações nos valores de exposição, havendo máximos e mínimos nos valores até à posição da parede divisória entre a sala de exames e a sala de comandos, onde se encontra o Técnico de RD. Comparativamente às medições realizadas na RM 3T, nesta os valores são mais estáveis, uma vez que não se verificam picos abruptos entre posições muito próximas entre si. Assim, pode-se concluir que os picos visualizados nas medições da RM 1.5T são oriundos de mais interferências e ruído nas medições efetuadas. Este facto pode dever-se às dimensões da própria sala de exames da RM 1.5T, que é mais pequena do que a sala da RM 3T. Numa sala mais pequena existem mais reflexões, havendo interferências múltiplas de outras ondas eletromagnéticas, contribuindo para o ruído nas medições.

É normal existirem interferências com outros sinais eletromagnéticos. Assim, ondas parasitas são refletidas pela parede de volta para o meio de propagação (Fontana, 2011). Este estudo permitiu a constatação dessas interferências nas medições. Essas não foram apenas visíveis na RM 1.5T, mas também na RM 3T, onde se visualizaram valores de exposição mais elevados junto à parede, indicando reflexão da onda eletromagnética. É da sobreposição de uma onda refletida pela parede e de uma onda emitida pela sequência, com o mesmo comprimento de onda (pois estão a propagar-se no mesmo meio) que surgem ondas estacionárias parasitas e resultam em interferências nas medições.

Também em ambos os equipamentos se observou que na parte de trás dos mesmos, onde as dimensões eram mais reduzidas, os valores de exposição eram mais elevados relativamente a outros posições na sala de exame, indicando que, nestas localizações, existiam interferências de outras ondas eletromagnéticas parasitas, contribuindo para adicionar ruído eletromagnético às medições e, por sua vez, aumentar os valores de exposição.

Outra conclusão a reter é que quanto menor for a frequência utilizada nas medições, maiores serão as interferências, não estando dependentes unicamente da dimensão da sala de exames onde foram feitas as recolhas. Todas estas interferências contribuem para o sinal medido da f.e.m. na espira e, consequentemente, no osciloscópio.

A gaiola de Faraday serve para bloquear a RF que sai e impedir a interferência de ondas de RF externas à sala de exames, impedindo o acometimento de artefactos nas imagens de RM (Bock et al., 2006; Lee et al., 2019), funcionando como um sistema de blindagem eletromagnética dessas ondas, impedindo a sua propagação para o meio. Mas, com base no presente estudo, funciona também como uma parede refletora das ondas eletromagnéticas, produzindo outras ondas secundárias, que contribuem para uma maior intensidade de exposição aos campos. Essas interferências são maiores na RM 1.5T, sendo que na RM 3T também se verificam interferências, mas menores.

Pode-se ainda associar os dados das recolhas do presente estudo com o comprimento de onda no ar, tanto em 1.5T, como em 3T. Em campos magnéticos de intensidade de 1.5T, utiliza-se uma frequência de cerca de 64 MHz, enquanto em 3T lida-se com uma frequência de cerca de 127 MHz, fazendo com que o comprimento de onda em campos de 1.5T seja cerca de 4.68m e em campos de 3T cerca de 2.36m. Desta forma, conclui-se que quanto maior o comprimento de onda, também existirão maiores interferências e reflexões de outras ondas, aumentando ruído eletromagnético nas medições.

As condições de medição são as mais básicas possíveis, no entanto revelaram-se de uma excelente repetibilidade de resultados, uma vez que, em cada equipamento, de medição para medição não foram encontradas diferenças de valores estatisticamente significativas em cada localização medida. Todas as medições possuem, portanto, medidas concordantes. Os erros de padrão da média (Tabelas 81 e 83 da secção de resultados), que permitem avaliar o grau de incerteza das amostras, também permitem concluir que o grau de incerteza é bastante reduzido, demonstrando o grau de certeza do estudo e nos valores de exposição obtidos em cada equipamento.

A medição e avaliação da real exposição aos campos eletromagnéticos em RM, nomeadamente aos campos magnéticos estáticos e aos campos magnéticos variáveis no tempo ou gradientes de campo, enfrentam bastantes dificuldades. O presente estudo não foi exceção, uma vez que se realizam várias tarefas na rotina clínica diária num departamento de RM, algumas dessas tarefas dentro da sala de exames e outras no exterior da mesma. Também a existência de várias sequências de pulso em RM, assim como diferentes equipamentos com gradientes de campo também eles diferentes em termos de potência contribuem para essas dificuldades na medição e avaliação da exposição.

Quanto às medições realizadas a partir das posições onde existia menor exposição ao longo do sentido Z (0 e 150 cm da entrada do magnete) para o sentido X exterior (linhas e gráficos B e D da figura 161), verificou-se que o padrão de comportamento da exposição era diferente comparativamente ao comportamento inicial ao longo do sentido Z. Ao longo de X crescente para lateral, os valores de exposição tornaram-se um pouco mais elevados, concluindo-se também que a parede é um importante local de reflexão das ondas eletromagnéticas, originando ondas parasitas que se sobrepõem e/ou adicionam mais exposição às mesmas em determinadas posições. Esse facto também se verifica no local de maior exposição à entrada do magnete, aos 75 cm, onde à medida que se aproxima da parede do lado da porta, os valores de exposição à f.e.m. induzida se tornam mais elevados.

Analisando ainda a figura 161 da secção de resultados, no gráfico e linha D, que mostra a exposição a partir da posição de 150 cm do sentido Z para o sentido X exterior, a posição de 210 cm a contar do ponto inicial é o local de maior exposição no sentido dessa linha (valor de f.e.m. de 404 mV). Esse ponto corresponde exatamente à área adjacente à porta da sala de exames. Ou seja, é bastante importante ter a porta fechada em todos os procedimentos realizados em RM, aquando da realização de um exame, de forma a que a exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo não se estenda para além da sala de exames.

Já quanto às medições realizadas no sentido X interior, verificou-se que em ambos as posições (75 e 150 cm da entrada do magnete a partir do sentido Z), os valores de exposição são muito mais reduzidos, quando comparados aos valores de exposição discutidos antes no sentido X exterior. Nestas localizações, como foi impossível a medição em posições mais próximas da parede, devido à posição do armário de arrumos, não se consegue ter a total perceção se realmente nessas posições poderia haver reflexão das ondas eletromagnéticas, por forma a criar ondas parasitas que pudessem elevar os valores de exposição nessas posições.

Concluindo, certas posturas, movimentações, comportamentos profissionais, realização de determinadas tarefas e colocação de alguns materiais no interior da sala de exames foram modificados, tais como:

- Colocação da máquina injetora automática na sala de exames RM 3T nas zonas onde se verifica menor amplitude dos campos magnéticos dependentes do tempo induzida pelas sequências de pulso. Esta mudança foi mais notória e atingível na RM 3T, devido às dimensões da sala de exames (muito maiores que a RM 1.5T). No local onde estava posicionada a máquina injetora automática, os valores de exposição medidos foram entre 204 e 240 mV (figura 170A). No novo local de posicionamento deste equipamento, os valores rondam os 35 e 45 mV (figura 170B). Esta pequena alteração permite uma redução de cerca 81.3% e 82.8% na exposição dos profissionais de saúde aquando da sua presença no interior da sala de exames a preparar a máquina injetora automática para administração de produto de contraste, durante o decorrer de um exame. Na RM 1.5T, esta alteração não foi realizada devido às dimensões da própria sala e à existência de outros materiais e equipamentos, como armários de arrumos e equipamento de apoio anestésico;
- Na RM 3T, aquando da realização de um exame de RM funcional, o médico neurorradiologista posicionava-se à esquerda dos pés do doente (este entrando no modo *Head First*), afastando-se ligeiramente do doente (cerca de 50 a 75 cm), podendo ter a perceção de que nessa localização estaria menos exposto aos campos eletromagnéticos. Porém, através das medições efetuadas, verificou-se que ao nível dos 75 cm (média de 349.7 mV), os valores de voltagem são maiores relativamente à posição da entrada do magnete (média de 112.5 mV) ou a 15 cm do magnete (média de 95.3 mV) (figura 171). Desta forma, recomenda-se a localização do médico junto à

entrada do magnete, ou seja, mais próximo do doente, permitindo uma redução entre 67.8%-72.7% na sua exposição.

Esta medida poderá ser tomada também aquando da permanência dos acompanhantes de um doente dentro da sala de exames. Essas situações são comuns acontecerem em ambientes de RM, pois certos doentes têm receio de permanecer dentro da sala de exames e do equipamento sozinhos. Esta prática evita a realização de exames sob anestesia, evitando o adiamento de exames, por exemplo. Esta situação é mais recorrente aquando da realização de exames em doente em idade pediátrica ou doentes com défice cognitivo;

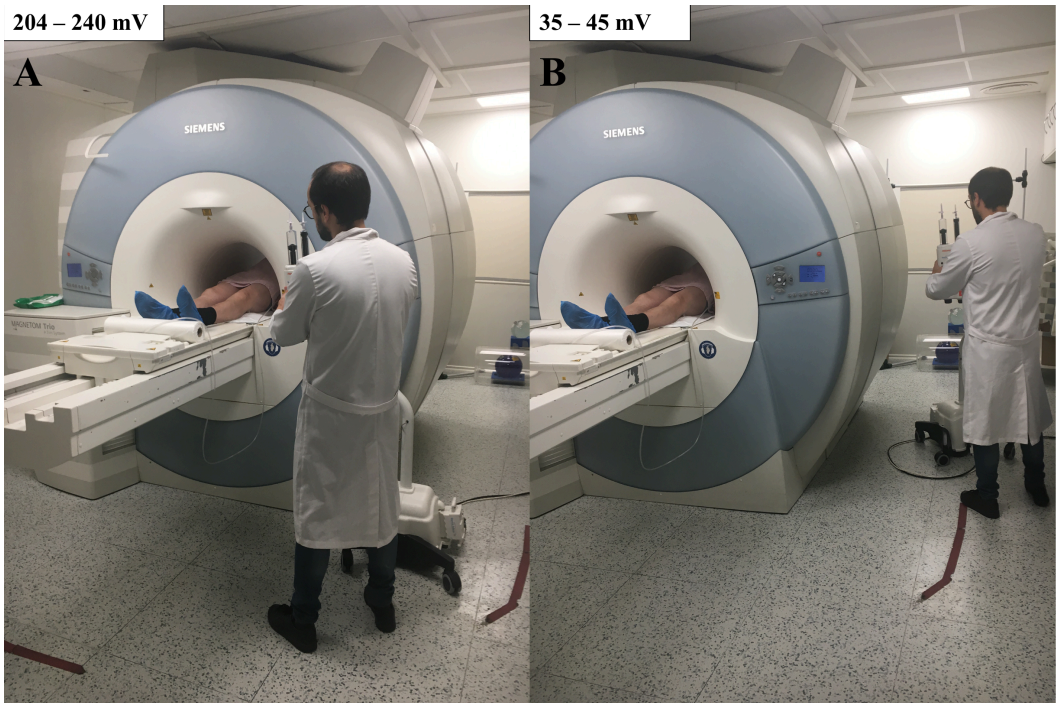


Figura 170 - Localizações de posicionamento da máquina injetora automática.
Em A, localização anterior à realização do presente estudo. Em B, localização atual, permitindo a diminuição à exposição aos gradientes de campo.

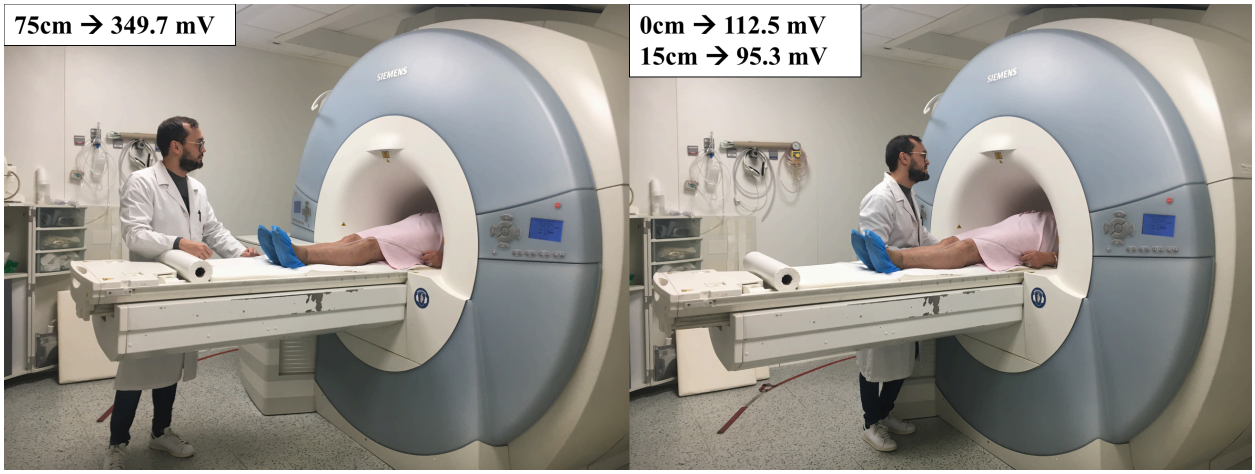


Figura 171 – Mudança de localização do médico neurorradiologista ou dos acompanhantes, por forma a minimizarem a exposição aos gradientes de campo.

- Em determinados exames, o doente entra de pés primeiro (Modo *Feet First*) e não com a cabeça primeiro, como por exemplo, nos exames aos membros inferiores e outros, fazendo com que o doente fique com a cabeça fora do equipamento (figura 172).

  Desta forma, a cabeça pode ficar mesmo à entrada do magnete, ou entre 15, 30 e 60 cm da entrada do magnete, também dependendo da altura do doente e do exame efetuado. Assim, se o doente realizar o exame de RM na RM 1.5T pode ficar sujeito a uma maior exposição ao campo induzido pela sequência de RM, uma vez que os valores são mais elevados nesses pontos (figura 173D). Na RM 3T, o doente não ficará tão sujeito a valores tão elevados, porque nas localizações referidas anteriormente, os valores de exposição são mais baixos (figura 173B). Assim, uma boa prática consiste no Técnico de RD avisar o doente se sentir alguma maior estimulação no seu corpo derivado a determinada sequência ou momento do exame, apertando, para tal, o alarme que lhe é fornecido no início do exame.

Figura 172 – Posicionamento do doente em modo *Feet First*.

- Por vezes, em determinados contextos, o Técnico de RD tem de comunicar com o doente na parte posterior do equipamento, onde a exposição aos campos magnéticos tem valores mais elevados. Essas situações podem abranger apenas a simples comunicação com o doente, como ligar um dos conectores das bobinas de RF e conectar a máquina injetora automática de contraste, especialmente nas RM mamárias (figura 174). Aquando dessa ocasião, o Técnico de RD deve ter noção que nessa localização está mais exposto aos campos eletromagnéticos e saber que essa maior exposição pode levar ao acometimento de sintomatologia associada a essa exposição (como as vertigens, gosto metálico na boca, tonturas, entre outros), que resultam de movimentos bruscos da cabeça e o inclinar o corpo para a frente e voltar à posição inicial (Antunes et al., 2012; Cavin et al., 2007; Feychting, 2005; Glover et al., 2007; International Electrotechnical Comission, 2015; McRobbie, 2012; Shellock et al., 2014; Van Nierop et al., 2013; Yamaguchi-Sekino et al., 2011). Dessa forma, o Técnico de RD deve evitar esses movimentos rápidos e executá-los lentamente aquando dos contextos acima mencionados.

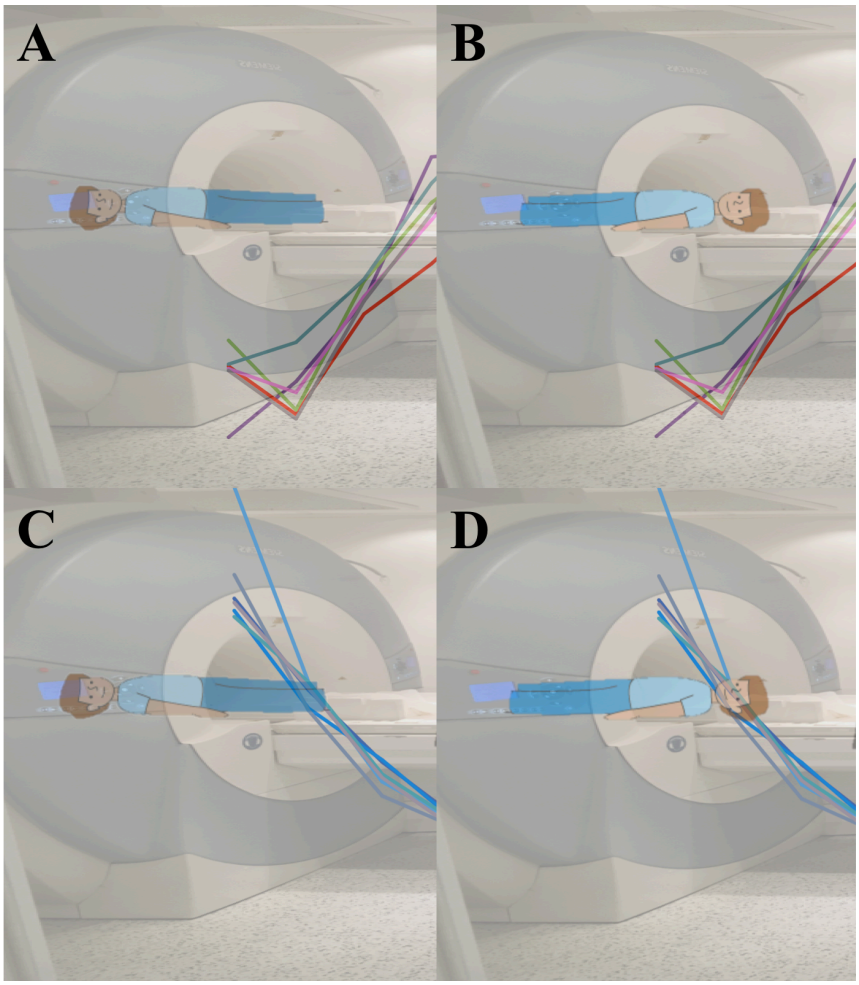


Figura 173 – Posicionamentos *Head First* e *Feet First* e respetivos valores de exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo na RM 3T (A e B) e RM 1.5T (C e D), respetivamente.

Figura 174 – Exposição na parte posterior do equipamento de RM por parte do Técnico de RD.

- Sabe-se que quanto menor for o tempo de exposição a determinado estímulo, menor será essa exposição obviamente. Desta forma, o Técnico de RD tem de saber, tal como na exposição ao ruído acústico, quais os parâmetros que permitem a diminuição do tempo de exposição às sequências de pulso de RM, sem afetar significativamente a qualidade de imagem. Assim, a exposição aos campos eletromagnéticos em RM poderá entrar nos processos de otimização das sequências e seus tempos de aquisição, tal como mencionado na exposição ao ruído acústico;

- Marcação dos pontos/localizações onde existe maior ou menor exposição aos campos eletromagnéticos no chão das salas de exame parece ser uma mais valia e uma boa prática a tomar quanto à minimização da exposição. Esta marcação pode incluir a localização dos diferentes materiais de apoio à execução dos exames e sua preparação, localização dos acompanhantes dos doentes e localizações dos profissionais de saúde aquando da sua presença e permanência dentro da sala de exames.

No presente estudo foram medidos os valores da f.e.m. para a ativação do gradiente longitudinal, mostrando a exposição aquando da sua ação. Mais estudos sobre a exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo serão necessários de forma a avaliar a exposição aquando da ativação de outros gradientes. Outro estudo interessante a realizar seria a exposição aos campos magnéticos aquando da ativação de sequências tridimensionais, todos os gradientes são ativados simultaneamente, fazendo com que os profissionais de saúde e os doentes estejam mais expostos aos gradientes de campo (Crozier et al., 2007; Wang et al., 2008).

Ainda se deve salientar que a avaliação da exposição ocupacional em ambientes relacionados com RM e o modo como é feita essa avaliação são assuntos de elevada complexidade, tal como se observou no presente estudo. Como já referido anteriormente, a Diretiva Europeia 2004/40/UE trouxe novos paradigmas quanto à exposição dos trabalhadores nos departamentos de RM, sendo que em 2013 surgiu outro Diretiva com derrogações para a RM. Nesta, existe a referência, entre outras, que o empregador deve demonstrar que os trabalhadores estão protegidos no seu local de trabalho. Assim, mais medidas de avaliação da exposição aos campos eletromagnéticos em RM é de extrema importância, sendo que a sua avaliação e medição, por vezes, torna-se bastante difícil e complexa porque nos ambientes de RM vários sinais e modulações dos mesmos estão presentes (Gourzoulidis et al., 2015). Outros fatores estão presentes na dificuldade das medições, tais como: diferentes tipos de sequências e equipamentos de RM, protocolos de exame distintos mediante diferentes instituições de saúde, várias tarefas em diferentes localizações dentro de um Departamento de RM com maior ou menor exposição aos CEM, entre outros. Todos esses fatores poderão influir diretamente na forma de exposição aos CEM em RM. Estas razões reforçam a ideia de que são necessários mais trabalhos futuros nesta área da exposição aos CEM em RM.

Os trabalhadores de um departamento de RM, tais como Técnicos de RD, enfermeiros, auxiliares de ação médica e médicos, estão expostos aos CEM da RM, nomeadamente aos campos estáticos e campos magnéticos dependentes do tempo. Neste contexto de exposição diária, é necessário estabelecer medidas preventivas e corretivas no comportamento dos profissionais face a essa exposição, pois a combinação da exposição dos campos estáticos com os campos dependentes do tempo pode levar a que os profissionais de saúde exibam efeitos agudos associados à exposição aos CEM. Certos autores realçam que procedimentos como o posicionamento e a retirada do doente do equipamento sugere uma maior exposição ao campo estático, como resultado de uma maior movimentação em torno do equipamento de RM (Vocht et al., 2009). Outros autores referem maiores exposições aos campos magnéticos dependentes

do tempo em tarefas como a administração de produto de contraste, por exemplo (Acri et al., 2014, 2018; Fuentes et al., 2008; Karpowicz et al., 2006).

Através do presente estudo, pode-se ter uma melhor perceção das reais localizações de onde o profissional de saúde está mais exposto aquando da realização de diferentes tarefas ao longo da sua atividade clínica. Desta forma, devem-se tomar medidas preventivas, consideradas como Boas Práticas num Departamento de RM, de acordo a tarefa que está a executar, mas também mediante a localização onde está posicionado.

5.5 Resumo do Capítulo

Numa primeira etapa desta parte experimental, foi realizada uma análise à exposição aos campos magnéticos estáticos, baseada nos mapas de instalação dos dois equipamentos de RM e respetivas linhas de isocampo. As principais conclusões desta etapa experimental foram:

- Maior exposição na execução de tarefas em áreas mais próximas do isocentro dos equipamentos;
- Quanto maior a intensidade de campo magnético estático, maior a extensão das linhas de isocampo;
- Manutenção e Implementação das Boas Práticas, tais como:
    - Valores de exposição à intensidade de campo magnético estático nas diferentes localizações de realização de determinadas tarefas não ultrapassaram os limites impostos nas normas internacionais e na legislação em vigor;
    - Controlo de acessos a áreas onde existe extensão das linhas de isocampo, sobretudo da linha de 5G;
    - Colocação de painéis informativos em todos as localizações onde existe extensão das linhas de isocampo, por forma a prevenir incidentes e/ou acidentes;
    - Melhor triagem dos doentes para as zonas III e IV de segurança (melhorias nos questionários de segurança dos doentes e dos acompanhantes dos mesmos);
    - Conhecimento por parte dos profissionais das localizações onde se poderá estar mais exposto nas áreas adjacentes à sala de exames (zona IV);
    - Formação contínua em segurança em RM, nomeadamente no que diz respeito aos riscos e efeitos da exposição aos campos magnéticos estáticos.

Numa segunda etapa experimental desta fase do estudo, foi estudada a exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo pela avaliação da f.e.m. induzida numa espira de prova montada para esse propósito. Como principais conclusões desta etapa experimental temos:

- Valores de exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo são mais elevados na RM 3T, comparativamente aos da RM 1.5T. No entanto, as diferenças não foram estatisticamente significativas entre ambos os equipamentos;

- Os valores de exposição mais elevados e mais baixos não têm a mesma localização nas duas salas de exame, sendo o campo mais intenso à entrada do magnete na RM 1.5T e menos intenso nessa zona na RM 3T;
- Existem maiores interferências nas medições na RM 1.5T;
- Na RM 3T, as zonas mais próximas da parede possuem valores de exposição mais elevados, sendo a parede uma fonte refletora das ondas eletromagnéticas, contribuindo para uma maior exposição;
- Implementação de Boas Práticas, tais como:
    - Mapeamento das localizações dentro das salas de exames das posições onde existe uma maior e menor exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo;
    - Mudança da posição dos acompanhantes dos doentes dentro duma sala de exames, aquando da sua permanência no interior no decorrer de um exame, para posições onde estarão menos expostos aos campos magnéticos;
    - Mudança do posicionamento do médico neurorradiologista dentro da sala de exame no decorrer de uma RM funcional crânio-encefálica, onde estará menos exposto aos campos magnéticos dependentes do tempo;
    - Mudança de localização ma máquina injetora automática para uma localização com menor exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo, quando o Técnico de RD tem de entrar a meio de um exame para a preparar e ativar;
    - Possibilidade de marcação das posições de maior ou menor exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo no chão das salas de exame;
    - Conhecimento da física e da manipulação de parâmetros das sequências de pulso, por forma a diminuir o tempo de aquisição das mesmas, sem detrimento da qualidade de imagem, para diminuir o tempo de exposição aos campos magnéticos.

Deste modo, a implementação de Boas Práticas, de medidas preventivas e outras corretivas em determinados comportamentos são fulcrais, de forma a minimizar a exposição aos gradientes de campo e aos campos estáticos em RM. Para tal, é necessário o esforço e envolvimento de todos os intervenientes, desde a direção do departamento em questão. A formação em segurança em RM de todos os profissionais de saúde é fulcral para uma maior segurança, tanto dos próprios profissionais, como dos doentes.

6 Boas Práticas num Departamento de Ressonância Magnética

A implementação de Boas Práticas num departamento de RM é fundamental, por forma a se evitar a ocorrência de erros, incidentes e/ou acidentes.

Assim, este capítulo pretende descrever determinadas práticas que devem ser tomadas na atividade laboral num departamento de RM, com as melhores práticas e atitudes a tomar de acordo com a situação em causa.

Para tal, foram selecionadas determinadas ações e situações que se passam na rotina clínica diária de um Departamento de RM, de modo a se executarem normas para cada procedimento. Estes incluem:

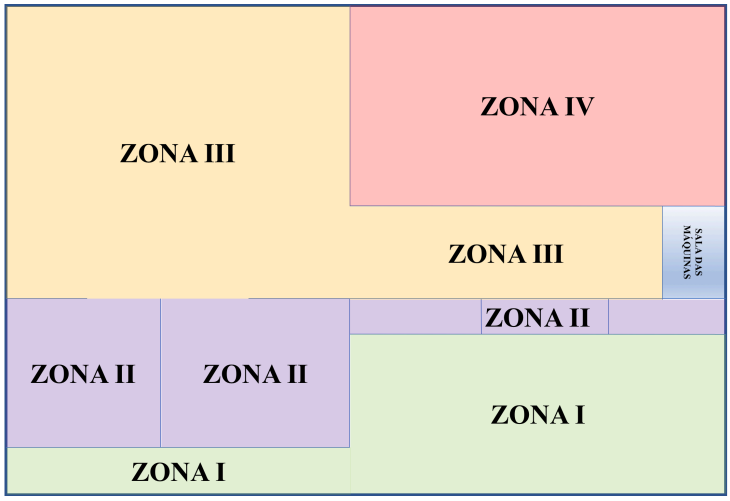
- Terminologia relacionada com segurança em RM;
- Zonas de Segurança em RM;
- Sinalização adequada num departamento de RM;
- Triagem dos doentes e possíveis acompanhantes;
- Realização de um exame de RM;
- Exposição dos doentes e profissionais aos campos magnéticos estáticos;
- Exposição dos doentes e profissionais aos gradientes de campo:
    - Exposição ao ruído acústico em RM;
- Exposição dos doentes aos campos de RF;
- Medidas a tomar na realização de um exame de RM a um doente com:
    - Dispositivo cardíaco implantável condicionado à realização de RM;
    - Neuroestimulador cerebral condicionado à realização de RM;
- Situações de emergência:
    - Paragem cardiorrespiratória;
    - Incidente derivado do efeito míssil ou projétil;
    - *Quenching*;
    - Incêndio;
    - Polícia.
- Plano de Formação dos profissionais que trabalham num Departamento de RM.

6.1 Terminologia relacionada com segurança em RM

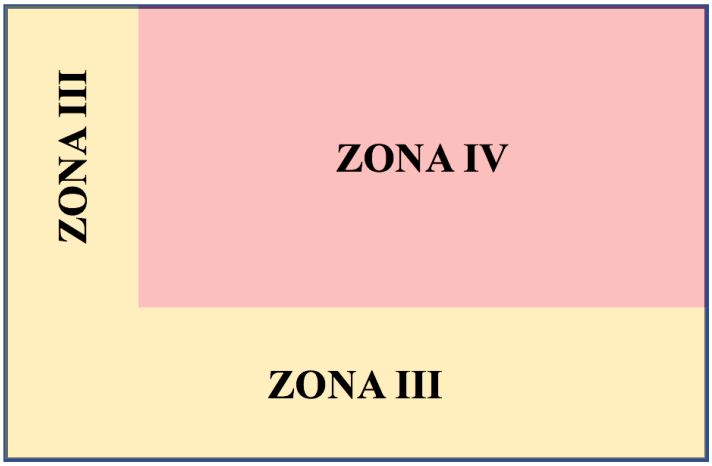
Propósito	Assegurar uma terminologia aceite internacionalmente que classifique os materiais, dispositivos médicos implantáveis, equipamentos, entre outros como seguros, condicionais ou inseguros com a sua entrada numa sala de exames de RM.
Background	A RM, através do funcionamento dos três tipos de campos eletromagnéticos, traz riscos associados com a exposição de materiais ferromagnéticos e/ou eletrónicos, provocando o mau funcionamento dos mesmos, havendo ainda o risco de torção, atração e aquecimento, por exemplo.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Saber com exatidão quais os materiais que podem entrar dentro de uma sala de exames de RM; • Pesquisar sobre a natureza do material ou dispositivo que requer entrada dentro da sala de exames, quer seja um ventilador, por exemplo, ou um dispositivo médico implantável num doente; • Fazer uso da *web*, onde tem motores de pesquisa próprios para saber a compatibilidade ou não de determinado material e/ou dispositivo, como o caso do sítio *web* *mrisafety.com*; • Caso necessário, entrar em contacto com o fabricante dos materiais e/ou dispositivos implantáveis; • Saber a terminologia usada internacionalmente para nomear os materiais e/ou dispositivos como seguros (verde), condicionais (amarelo) e/ou inseguros (vermelho). • Ter sempre a certeza que tipo de material e/ou dispositivo se está a colocar dentro de uma sala de exames e/ou a ser sujeito a um exame de RM; • Se possível, identificar devidamente todo o material que pode entrar e permanecer dentro da sala de exames de RM.

6.2 Zonas de Segurança num Departamento de RM

Propósito	Assegurar que as zonas de segurança em RM estejam bem independentes umas das outras, havendo separações que as delimitem bem.
Background	O Colégio Americano de Radiologia preconiza quatro zonas de segurança associadas a um ambiente de RM: 1) Zona I: acessível ao público geral; 2) Zona II: interface entre a zona 1 e a zona 3; 3) Zona III: área restrita apenas para pessoal devidamente rastreado; 4) Zona IV: localização do equipamento de RM.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Saber a distribuição das zonas do departamento de RM, assim como as suas definições; • Mapear as zonas I, II, III e IV do departamento de RM, de acordo com cada área adjacente a cada equipamento de RM.



Zonas de Segurança da RM 1.5T.



Zonas de Segurança da RM 3T.

6.3 Sinalização adequada do Departamento de RM

Propósito	Assegurar que todas as localizações e zonas onde as linhas de isocampo dos equipamentos de RM se estendem, estejam devidamente sinalizadas, por forma a se evitarem incidentes e/ou acidentes derivados dos riscos associados ao campo magnético estático.
Background	As linhas de isocampo dos equipamentos de RM estendem-se para além da sala de exames. Dependendo da intensidade da linha, riscos e efeitos deletérios podem estar associados.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Saber as localizações onde as linhas de isocampo se estendem e podem interferir com a estimulação de determinados equipamentos e/ou dispositivos eletrónicos; • Sinalizar claramente as localizações acima referidas, sabendo quais os riscos associados à exposição aos campos eletromagnéticos nesses locais. • Identificar e codificar como seguros todos os materiais de apoio à mobilização dos doentes (cadeira de rodas, macas, entre outros), assim como outros materiais que possam entrar dentro da sala de exames.

6.4 Triagem dos doentes e possíveis acompanhantes

Propósito	Assegurar que todos os indivíduos que acedam às zonas de segurança de RM III e IV sejam devidamente rastreados e triados, por forma a evitar a ocorrência de riscos associados à exposição aos campos eletromagnéticos em RM.
Background	Todos os indivíduos, quer sejam doentes e seus acompanhantes ou profissionais de saúde, que acedam às zonas III e IV devem ser devidamente rastreados por intermédio de um questionário de segurança.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Chamar o doente para a Zona II de segurança, que serve de transição entre a Zona I e a Zona III, onde os doentes (e possíveis acompanhantes) devem entrar já devidamente rastreados. • Realização de um questionário de segurança onde constem questões relacionadas com *: o Realização de RM prévias; o Procedimentos cirúrgicos prévios; o Portador de material heterólogo, como por exemplo, próteses metálicas, dispositivos médicos implantáveis (cardíacos, cerebrais, entre outros), próteses auditivas, bombas infusoras de medicação, pensos dérmicos de medicação, tatuagens, *piercings*, expansores mamários, dispositivo intra-uterino entre outros que podem sofrer interferências pela RM; o Suspeita de presença de limalhas ou outro material metálico no corpo, principalmente nos olhos; o Jejum; o Antecedentes alérgicos; o Antecedentes clínicos, nomeadamente se possui determinadas comorbilidades, como diabetes e/ou insuficiência renal; o Gravidez (género feminino); o Medicação habitual. • Questionário deve ter uma dupla revisão, tanto pelo Técnico de RD, como pelo enfermeiro presentes no turno; • Realizar um questionário aos possíveis acompanhantes dos doentes (Anexo VI), diferentes do realizado aos doentes. **** Foi realizada a proposta de alteração de questionário de segurança em longo do presente estudo, tendo sido aceite a proposta – Anexo IV corresponde ao questionário anterior e o Anexo V corresponde à proposta de questionário de segurança aceite e atualmente em utilização no Departamento de RM do CHUSJ, sendo este muito mais completo.***

6.5 Realização de um exame de RM

Propósito	Assegurar que todos os doentes realizem os exames de RM de uma forma perfeitamente segura.
Background	Cada vez mais, os doentes necessitam de realizar exames de RM numa vasta gama de patologias. Esses doentes podem ser totalmente colaborantes, mas alguns podem ter dificuldades em movimentarem-se, outros poderão ter material heterólogo. Ainda existem outros doentes que podem estar internados em unidades de cuidados intensivos, estando, na sua maioria, inconscientes e não responsivos. Ainda existem exames efetuados sob apoio de anestesia.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Chamar o doente para a Zona II de segurança, que serve de transição entre a Zona I e a Zona III, onde os doentes (e possíveis acompanhantes) devem entrar já devidamente rastreados. • Realização de um questionário de segurança ao doente ou ao responsável pelo doente; • Caso possua material heterólogo, deve-se pesquisar a sua compatibilidade. **<u>Doentes Colaborantes:</u>** • Explicação do exame ao doente, reforçando a importância da sua colaboração ao longo do mesmo; • Explicação ao doente do que poderá sentir ao longo de um exame; • Caso possua algum material heterólogo, explicar ao doente caso sinta alguma sensação incomodativa, alerte o Técnico de RD. **<u>Exames sob apoio anestésico:</u>** • Explicação ao doente do procedimento que vai ser realizado e que se mantenha calmo; • Utilização de material de apoio anestésico devidamente compatível com a entrada na sala de exames. **<u>Doentes em Cuidados Intensivos:</u>** • Avaliar as condições do doente; • Retirar todo o material não compatível com a realização do exame de RM para se realizar o exame de forma segura; • Passagem do doente para a maca compatível com a RM; • Utilização de sistema de ventilação compatível com a RM.

6.6 Exposição dos doentes e profissionais aos campos magnéticos estáticos

Propósito	Assegurar que tanto doentes, como profissionais minimizem a sua exposição aos campos magnéticos estáticos em RM, por forma a se reduzir ao máximo a ocorrência de efeitos e riscos associados a este tipo de campo eletromagnético.
Background	Os campos magnéticos estáticos, comummente conhecidos como B_0, usados em RM são muito intensos, tendo efeitos e riscos associados, que podem ser classificados em biológicos e mecânicos. Os efeitos biológicos são reversíveis e transitórios, não sendo cumulativos. Já os riscos mecânicos podem ser potencialmente perigosos, devido à atração e torção de materiais ferromagnéticos em direção ao equipamento. O efeito projétil ou míssil é considerado como sendo o mais perigoso associado a B_0.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Saber quais os riscos e efeitos associados aos campos magnéticos estáticos; • Ter a noção que o campo magnético estático está sempre ligado; • Não levar nenhum material ferromagnético para dentro da sala de exames; • Conhecer quais os materiais de apoio que podem entrar e permanecer dentro da sala de exames, para evitar a ocorrência da atração em direção do equipamento e, consequente efeito míssil ou projétil; • Explicar aos doentes e também a profissionais que poderão sofrer os efeitos ditos biológicos ao longo da sua permanência no interior da sala de exames (Zona IV); • Explicar que os movimentos bruscos da cabeça dentro ou em torno do equipamento, principal responsável da exposição ao campo, podem ocasionar e aumentar a sintomatologia associada, como vertigens, náuseas e gosto metálico na boca; • Recomendar que o doente permaneça o mais imóvel possível aquando da maior exposição a B_0; • Conhecer que quanto maior a intensidade de campo que se utiliza, maior será a ocorrência de efeitos e riscos associados a B_0; • Conhecer e saber localizar em termos de distância ao isocentro ou extensão das principais linhas de isocampo, como a linha de 20mT, 3mT e 0.5mT; • Mover-se o mais calmamente possível em torno do equipamento de RM; • Saber que determinado material ferromagnético pode ter determinadas condições e limitações para determinadas intensidades de campo estático; • Formação adequada e contínua dos profissionais de saúde.

6.7 Exposição dos doentes e profissionais aos gradientes de campo

Propósito	Assegurar que tanto doentes, como profissionais minimizem a sua exposição aos gradientes de campo ou campos magnéticos variáveis no tempo em RM, por forma a se reduzir ao máximo a ocorrência de efeitos e riscos associados a este tipo de campo eletromagnético.
Background	Com a utilização de campos estáticos tão intensos na clínica, os gradientes de campo também serão cada vez mais potentes. O entendimento dos riscos e efeitos associados por parte dos profissionais é bastante importante. Assim, quando estão ativados, mediante as sequências de pulso usadas, podem gerar diferentes intensidades de ruído acústico e causar estimulação nervosa periférica, entre outros sintomas.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Saber quais os riscos e efeitos associados aos gradientes de campo; • Ter a noção que os gradientes de campo apenas são ativados aquando da aquisição das diferentes sequências de pulso; • Explicar aos doentes e também a profissionais que poderão sentir algumas pequenas vibrações ao longo do exame; • Conhecer que quanto maior a intensidade de campo que se utiliza, maior será a ocorrência de efeitos e riscos associados aos gradientes de campo; • Saber que o equipamento menciona, ao longo de um exame, quais as sequências que poderão estimular mais os doentes; • Saber que o ruído acústico proveniente do equipamento de RM ocorre maioritariamente pela ativação dos gradientes de campo; • Manipulação dos parâmetros de aquisição, por forma a minimizar a exposição aos gradientes de campo, sem nunca afetar a acuidade diagnóstica das imagens finais; • Ter a noção que a ativação dos gradientes de campo pode alterar o traçado das monitorizações fisiológicas que podem estar a ser utilizadas em determinados exames; • Mapeamento das localizações de maior e menor exposição aos gradientes de campo dentro das salas de exames; • Modificação da localização dos profissionais de saúde e dos acompanhantes dos doentes aquando da sua permanência na sala de exames; • Mudança da localização de determinados objetos e materiais no interior das salas de exames, por forma a minimizar a exposição; • Formação adequada e contínua dos profissionais de saúde.

6.8 Exposição dos doentes e profissionais aos gradientes de campo – Ruído Acústico

Propósito	Assegurar que tanto doentes, como profissionais minimizem a sua exposição ao ruído acústico proveniente da ativação dos gradientes de campo do equipamento de RM.
Background	A fonte principal de ruído acústico é o próprio equipamento de RM, existindo, no entanto, outras fontes produtoras de ruído. Durante o processo de aquisição das imagens, as bobinas de gradiente incorporadas no equipamento de RM vibram e deformam-se produzindo níveis de ruído acústico bastante elevados, podendo ser prejudiciais, tanto para os doentes, como para os profissionais de saúde.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Saber quais os riscos inerentes a uma exposição excessiva ao ruído acústico; • Sensibilização e colaboração de todos os profissionais para minimizar o ruído acústico nas salas técnicas, de forma a facilitar a comunicação e os fluxos de trabalho; • Reduzir volumes de telefones, telemóveis, rádio e sistema de alarme, nas salas técnicas, que podem prejudicar a comunicação; • Inspeção periódica do isolamento acústico das salas de exame; • Ter a noção que os gradientes de campo, mediante o tipo de sequência em uso, produzirão ruídos diferentes em termo de intensidade; • Explicar aos doentes que ao longo do exame irá ouvir ruídos bastante elevados e intensos; • Saber que o ruído acústico proveniente do equipamento de RM ocorre maioritariamente pela ativação dos gradientes de campo; • Fornecer proteção auditiva aos doentes, através de tampões auditivos e/ou abafadores e incentivar para a sua utilização (por vezes, utilização simultânea de ambos os materiais de proteção); • Conhecer quais as sequências de pulso que emitirão mais intensidade de ruído, quer contínuo, quer valores pico; • Saber que o tempo de aquisição das sequências influencia diretamente nos parâmetros de exposição ao ruído acústico; • Conhecimento de que a manipulação de determinados parâmetros de aquisição pode minimizar a exposição ao ruído acústico, tendo em conta que nunca se pode afetar a acuidade diagnóstica das imagens finais; • Formação adequada e contínua dos profissionais de saúde.

6.9 Exposição dos doentes aos campos de RF

Propósito	Assegurar que os doentes minimizem a sua exposição campos de RF ao longo da realização de um exame de RM.
Background	As ondas de RF produzem efeitos sobre os tecidos dos doentes, nomeadamente o seu aquecimento, derivado da deposição da energia da RF. Estes campos podem também interagir com dispositivos médicos implantáveis. Esta deposição de RF pode provocar sudorese excessiva e, em casos mais graves, queimaduras nos doentes.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Saber quais os riscos inerentes à exposição aos campos de RF; • O doente deve retirar toda a sua roupa e ser fornecida uma bata hospitalar devidamente compatível com o ambiente de RM; • Todo o material ferromagnético e condutor deve ficar fora da sala de exames; • Inspecionar a presença de pensos dérmicos húmidos e saber qual a sua composição, por forma a entender a sua compatibilidade ou não; • Utilização correta das bobinas de RF, evitando o contacto direto dos seus cabos com a pele dos doentes; • Fazer inspeção periódica das bobinas de RF; • Evitar os enrolamentos dos cabos das bobinas de RF; • Evitar o contacto pele com pele no doente, usando, se for necessário, as esponjas e materiais de apoio fornecidos pelo fabricante; • Utilização de material de monitorização devidamente compatível no interior da sala de exames (Zona IV); • Explicar ao doente que ao longo do exame pode sentir um pouco mais de calor, especialmente em exames mais longos e em equipamentos de RM com intensidade de campo mais elevada (por exemplo, 3T); • Ter uma maior vigilância em doentes sedados, inconscientes, não responsivos e/ou com falta de sensibilidade em determinada região do corpo; • Conhecer que existem limitações em termos de SAR para o modo normal e para o primeiro nível controlado; • Saber quais os tipos de sequências de pulso que podem causar maior deposição de RF ao longo de um exame; • Manipulação dos parâmetros de modo a se poder reduzir os níveis de SAR e de B1+rms, caso seja necessário, ao longo do exame; • Formação adequada e contínua dos profissionais de saúde.

6.10 Realização de uma RM a um doente com um dispositivo cardíaco implantável

Propósito	Assegurar que um doente com um dispositivo cardíaco implantável condicional à realização de um exame de RM o realize de forma segura.
Background	Cada vez mais os dispositivos cardíacos implantáveis, especialmente os mais recentes, são condicionais à realização de um exame de RM. Assim, o conhecimento das condições a que deve ser sujeito esse doente e os diferentes passos a tomar é essencial para se realizar o exame de forma segura.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	**Previamente à realização do exame:** • Avaliação da pertinência do exame (clínico); • Visualização da radiografia torácica poderá ser útil (pesquisa de fios abandonados, quebrados ou epicárdicos); • Saber o tipo de dispositivo cardíaco implantável e suas condições para realização do exame, colocadas na Gestão Documental no processo clínico eletrónico. • Doente tem de se descolar à unidade própria da Cardiologia, por forma a programar o dispositivo em modo próprio para realizar o exame, dependendo do fabricante (Anexo VII); • Já no departamento de RM, realização do questionário de segurança. **Durante o exame:** • Explicação do exame ao doente; • Monitorização do doente ao longo do exame (ECG); • Punção do doente; • Manter contacto visual e verbal com o doente, permanentemente; • Presença de desfibrilhador externo, na sala técnica adjacente à sala de exames; • Pessoal médico especializado em suporte avançado de vida na área adjacente à sala de exames, dependendo da situação clínica em questão; **Após o exame:** • Avaliação do bem-estar do doente; • Doente retorna à unidade própria da Cardiologia, de forma a reprogramar o dispositivo no modo normal de operação.

6.11 Realização de uma RM a um doente com um neuroestimulador cerebral

Propósito	Assegurar que um doente com um neuroestimulador cerebral condicional à realização de um exame de RM o realize de forma segura.
Background	Cada vez mais os neuroestimuladores cerebrais, especialmente os mais recentes, são condicionais à realização de um exame de RM. Assim, o conhecimento das condições a que deve ser sujeito esse doente e os diferentes passos a tomar é essencial para se realizar o exame de forma segura.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	**Previamente à realização do exame:** • Saber qual o tipo de neuroestimulador cerebral e suas condições para realização do exame, podendo ser colocadas na Gestão Documental no processo clínico eletrónico; • Doente tem de se descolar à unidade própria de Neurologia, por forma a programar o neuroestimulador em modo próprio para realizar o exame, dependendo do fabricante; • Já no departamento de RM, realização do questionário de segurança. **Durante o exame:** • Explicação do exame ao doente; • Monitorização do doente ao longo do exame (oximetria de pulso); • Punção do doente; • Manter contacto visual e verbal com o doente, permanentemente; • Proteção do neuroestimulador ao nível da região torácica, por causa das vibrações que pode sofrer ao longo do exame; • Discutir o protocolo com o médico neurorradiologista, uma vez que o exame tem restrições ao nível de tempo de permanência dentro da sala de exames, tempo total de exame e níveis de B1+rms; • Conhecimento sobre a manipulação dos valores de B1+rms. **Após o exame:** • Avaliação do bem-estar do doente; • Avaliação do potencial aquecimento do dispositivo • Doente retorna à unidade própria da Neurologia, de forma a reprogramar o dispositivo no modo normal de operação. **** O Departamento de RM do CHUSJ possui um documento interno que deve ser preenchido pelo Técnico de RD, servindo também como monitorização do doente ao longo do exame de RM (Anexo VIII).***

6.12 Situação de Emergência – Paragem Cardiorrespiratória

Propósito	Assegurar que um doente que seja acometido por uma paragem cardiorrespiratória durante a realização de um exame de RM é socorrido imediatamente.
Background	A qualquer momento, uma pessoa pode sofrer uma paragem cardiorrespiratória, sendo que aquando da realização de um exame de RM (Zona IV), essa situação pode ocorrer. Nestas ocasiões, o socorro imediato do doente é vital. A maior parte das vezes, o Técnico de RD encontra-se sozinho na sala técnica.

Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Pedir ajuda;
	• Retirar imediatamente o doente da sala de exames (Zona IV):
	  o Retirar o doente do interior do magnete;
	  o Utilizar a maca compatível com a RM, por forma a se tirar o doente de dentro da sala de exames;
	• Ligar para o número apropriado para estas situações;
	• Levar o doente para uma zona próxima e segura onde se possam iniciar as manobras de ressuscitação / reanimação;
	• Colocar alguém a controlar os acessos de entrada às Zonas III e IV, por forma evitar a entrada a pessoas não autorizadas.

6.13 Situação de Emergência – Incêndio

Propósito	Assegurar que aquando de um incêndio na sala de exames, sejam tomadas todas as medidas de segurança.
Background	A qualquer momento, pode ocorrer um incêndio no interior da sala de exames.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Pedir ajuda; • Retirar imediatamente o doente da sala de exames (Zona IV), caso esteja um doente no interior da mesma; • Ligar para o número indicado para estas situações; • Presença de um extintor compatível com a entrada na sala de exames; • No caso de um incêndio minor, esse extintor pode resolver a situação; • Em incêndios de maior dimensão, poderá ser necessário fazer o *quenching*, por forma aos bombeiros poderem entrar dentro da sala de exames, com todo o material necessário para extinguir o fogo.

6.14 Situação de Emergência – Polícia

Propósito	Assegurar que aquando de uma situação em que um elemento da polícia tem de entrar na sala de exames, o faço de forma perfeitamente segura.
Background	A qualquer momento, pode ocorrer uma situação em que um elemento da polícia tem de entrar dentro da sala de exames. Por vezes, existem doentes de estabelecimentos prisionais que requerem os serviços de um departamento de RM.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Explicar aos elementos da polícia dos locais onde o recluso vai permanecer, quer no vestiário, quer na sala de exames; • Explicar que a sala de exames tem apenas uma entrada/saída; • Caso tenha de entrar na sala de exames, explicar que tem de retirar todos os materiais ferromagnéticos, incluindo a arma de fogo.

6.15 Situação de Emergência – Efeito Míssil ou Projétil

Propósito	Assegurar as medidas de segurança aquando do acontecimento do efeito projétil ou míssil.
Background	A qualquer momento, pode ocorrer um incidente e/ou acidente associado à atração de um material ferromagnético, ocasionando o efeito projétil ou míssil.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Avaliar a situação de forma rápida; • Pedir ajuda, se necessário; • Caso não haja um sério risco de vida não se provoca o *quenching*; • Contactar o fabricante do equipamento de RM; • Realizar o *ramped down*, por forma a baixar a intensidade de campo, sem se efetuar o *quenching*, de modo a se retirar o material ferromagnético atraído de forma segura; • Restabelecer a intensidade de campo magnético do equipamento; • Realização dos testes de controlo de qualidade de modo a avaliar a performance do equipamento de RM.

6.16 Situação de Emergência – *Quenching*

Propósito	Assegurar as medidas de segurança aquando do *quenching*.
Background	A qualquer momento, pode ocorrer um acidente associado à atração de um material ferromagnético, havendo o sério risco de vida humana.
Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Avaliar a situação de forma rápida; • Pedir ajuda; • Provocar o *quenching*, premindo o botão correspondente; • Retirar todo o pessoal dentro da sala de exames, imediatamente: o Campo magnético colapsa ao fim de 20-30 segundos, onde um litro de hélio líquido tipicamente expande-se em 800 litros de gás; o Sistema de exaustão permite a saída desse gás da sala de exames; o Caso isso não ocorra, o gás começa a acumular-se na sala e tem de haver a evacuação imediata da sala de exames; o A evacuação deve ser imediata, uma vez que existem riscos criogénicos associados à libertação do gás e também em pessoas asmáticas existe o risco de asfixia. • Contactar o fabricante do equipamento de RM; • Restabelecer a intensidade de campo magnético do equipamento; • Realização dos testes de controlo de qualidade de modo a avaliar a performance do equipamento de RM; • Inspeção periódica do tubo de *quenching*, por forma a se saber se no caso da ocorrência de uma situação destas, a exaustão do gás é feita devidamente. ***De referir que um quenching traz custos significativos ao departamento de RM e pode trazer o risco de dano permanente no magnete, podendo até resultar na falência total do equipamento de RM.***

6.17 Plano de Formação num departamento de RM de diferentes profissionais

Propósito	Dotar todos os profissionais que trabalham num departamento de RM de conhecimentos relacionados com a segurança em RM, por forma trabalharem com a maior segurança possível, com o apoio das melhores práticas.
Background	É globalmente aceite que quanto melhores e mais conhecimentos sobre determinada área, melhores serão as práticas realizadas.

Medidas Preventivas / Boas Práticas	**Assistentes Operacionais / Pessoal da Limpeza:**
	• Design de um departamento de RM e respetivas zonas de segurança;
	• Materiais e equipamentos compatíveis com a RM;
	• Aspetos relacionados com a preparação dos doentes;
	• Riscos associados aos campos eletromagnéticos da RM.
	Enfermeiros:
	• Aspetos básicos sobre funcionamento da RM;
	• Constituição de um equipamento de RM;
	• Blindagem das salas de exames (Zona IV);
	• Preparação e triagem dos doentes em RM:
	  ○ Questionário de segurança;
	  ○ Doentes de consulta, internados (enfermaria geral e/ou cuidados intensivos);
	  ○ Exames realizados sob apoio anestésico;
	• Riscos associados aos campos magnéticos estáticos;
	• Riscos associados aos gradientes de campo:
	  ○ Riscos associados ao ruído acústico;
	• Riscos associados aos campos de RF;
	• Produtos de contraste em RM;
	• Gravidez e RM;
	• Dispositivos médicos implantáveis e RM:
	  ○ Dispositivos cardíacos implantáveis;
	  ○ Neuroestimuladores cerebrais;
	  ○ Outros materiais e dispositivos;
	• Recomendações para minimizar a exposição ocupacional;
	• Enquadramento Legal e Normativo.

Medidas Preventivas / Boas Práticas	**Médicos:**
	• Aspetos básicos sobre funcionamento da RM;
	• Constituição de um equipamento de RM;
	• Blindagem das salas de exames (Zona IV);
	• Preparação e triagem dos doentes em RM:
	  o Questionário de segurança;
	  o Doentes de consulta, internados (enfermaria geral e/ou cuidados intensivos);
	  o Exames realizados sob apoio anestésico;
	• Riscos associados aos campos magnéticos estáticos;
	• Riscos associados aos gradientes de campo:
	  o Riscos associados ao ruído acústico;
	• Riscos associados aos campos de RF;
	• Produtos de contraste em RM;
	• Gravidez e RM;
	• Dispositivos médicos implantáveis e RM:
	  o Dispositivos cardíacos implantáveis;
	  o Neuroestimuladores cerebrais;
	  o Outros materiais e dispositivos;
	• Recomendações para minimizar a exposição ocupacional;
	• Enquadramento Legal e Normativo.
	Técnicos de RD:
	• Aspetos básicos e avançados sobre o funcionamento da RM;
	• Constituição de um equipamento de RM;
	• Blindagem das salas de exames (Zona IV);
	• Preparação e triagem dos doentes em RM:
	  o Questionário de segurança;
	  o Doentes de consulta, internados (enfermaria geral e/ou cuidados intensivos);
	  o Exames realizados sob apoio anestésico;
	• Riscos associados aos campos magnéticos estáticos;
	• Riscos associados aos gradientes de campo:
	  o Riscos associados ao ruído acústico;
	• Riscos associados aos campos de RF;

Medidas Preventivas / Boas Práticas	• Produtos de contraste em RM;
	• Gravidez e RM;
	• Dispositivos médicos implantáveis e RM:
	  ○ Dispositivos cardíacos implantáveis;
	  ○ Neuroestimuladores cerebrais;
	  ○ Outros materiais e dispositivos;
	• Recomendações para minimizar a exposição ocupacional;
	• Aspetos relacionados com a manipulação de parâmetros:
	  ○ Que afetam a qualidade de imagem e interferem na exposição ao ruído acústico e aos campos eletromagnéticos;
	  ○ SAR;
	  ○ B1+rms;
	• Enquadramento Legal e Normativo.

7 Conclusões

O presente estudo foi realizado no Departamento de RM do CHUSJ, onde estão instalados dois equipamentos de RM com intensidades de campo diferentes. Num hospital de tão elevada dimensão no território nacional, tornou-se importante a realização deste estudo devido ao elevado fluxo de doentes e de profissionais de saúde no dia a dia laboral.

Pela fundamentação e enquadramento teóricos, foi possível percecionar que a RM é um método de Imagem Médica aceite no seio da comunidade médica, sendo uma técnica de imagem que não usa radiação ionizante no seu processo de aquisição de imagem. No entanto, acarreta outros efeitos e riscos para os trabalhadores e para os doentes que são diferentes dos de outras técnicas de imagem, tais como TC e RG. Através do seu funcionamento, a RM utiliza três CEM, sendo que cada um deles possui riscos e efeitos associados e o seu entendimento, por parte de quem trabalho em ambientes relacionados com RM, é fulcral para que ocorram as melhores práticas laborais.

Assim, com as duas fases experimentais do presente estudo, pretendeu-se medir, analisar e avaliar a exposição, em primeiro lugar ao ruído acústico produzido pelo equipamento de RM pelas diferentes sequências e em diferentes localizações e, posteriormente, a exposição aos CEM induzidos pelo campo magnético estático e pelos campos magnéticos dependentes do tempo, por forma, a no final, se implementarem Boas Práticas no departamento de RM.

Quanto à exposição ao ruído acústico, numa primeira parte deste estudo, foi realizada a medição e avaliação dos valores de exposição ao ruído nas duas salas técnicas da RM, onde, normalmente, ficam posicionados os trabalhadores, aquando da aquisição das imagens nos exames. Antes de se passar às conclusões desta fase experimental, tem de se realçar que o presente estudo seguiu uma metodologia devidamente aprovada internacionalmente pela ISO, que garante a otimização e normalização de processos (*International Standard ISO 9612:2009 – Acoustics – Determination of occupational noise exposure – Engineering method*), por forma a que a qualidade da medição seja melhorada e o mais fiável possível, fazendo com que os dados medidos e avaliados sejam mais claros. Outras metodologias prévias de outros estudos seguiram metodologias menos precisas, podendo existir maiores incertezas nos seus resultados.

Assim, como principais conclusões desta parte da fase experimental relacionada com a exposição ao ruído acústico em RM, temos:

- Os valores de exposição ao ruído acústico ($L_{Ex,8h}$ e L_{Cpico}) avaliados nas duas salas técnicas de RM não ultrapassam os valores limite preconizados na legislação nacional;
- No entanto, o nível sonoro contínuo equivalente (L_{Aeq}) ultrapassa os limites preconizados na norma norte-americana S12.2 da ANSI, pela qual o SSO do CHUSJ se rege nas suas avaliações.

Os valores de exposição atingidos no presente estudo podem acarretar uma maior ansiedade e irritabilidade aos profissionais de saúde, por exemplo, assim como dificuldades na comunicação;

- A localização da porta da sala de exames, assim como a sua tipologia podem influenciar diretamente os valores de exposição quando se analisa unicamente o ruído acústico originário da fonte principal emissora de ruído, que é o equipamento de RM;
- Outras fontes de ruído acústico podem influir nos valores de exposição obtidos, tais como, sistemas de ventilação, conversações próprias do dia a dia de trabalho, telefones e telemóveis, rádio, sistemas de alarme, entre outros.

Com base na análise das conclusões acima mencionadas, medidas preventivas e corretivas podem ser tomadas, de modo a se implementarem Boas Práticas, tais como:

- Melhorar o isolamento acústico da sala de exames por parte do fabricante do equipamento de RM, o que poderia acarretar mais custos e paragem no funcionamento do equipamento de RM;
- Reduzir volumes dos telefones, telemóveis e rádios existentes próximos das salas técnicas, diminuindo também o número desse tipo de dispositivos nessas salas;
- Colaboração ativa de todos os profissionais por forma a se minimizar os níveis de ruído acústico;
- Sensibilização de todos os profissionais da real exposição ao ruído acústico, de modo a se poder reduzir os níveis de ruído acústico.

Numa segunda fase da parte experimental da avaliação e medição do ruído acústico em RM, todas as sequências de diferentes protocolos clínicos de RM foram avaliadas, por forma a se ter a noção das diferentes exposições a que os doentes e, por vezes, os profissionais poderão estar sujeitos ao longo dos exames de RM. De realçar, que nesta investigação estudou-se todo o tipo de sequências de pulso a que se pode estar sujeito ao longo de uma RM, separando-as, também, por área anatómica. Outros aspetos em que o presente estudo foi inovador reside no facto de ter avaliado como o pulso de saturação de gordura poderá ter um impacto na exposição ao ruído acústico, assim como a manipulação de determinados parâmetros que influenciam a RSR e a RCR podem também influenciar essa avaliação.

Então, com a avaliação da exposição ao ruído acústico nas diferentes sequências de pulso em RM, destacam-se as seguintes conclusões:

- As inovações do *hardware* dos equipamentos, relacionadas com a tentativa de minimizar a exposição ao ruído acústico, traz resultados bastante satisfatórios nesse propósito, havendo reduções de pressão sonora que podem atingir os 94.1%, quando passamos da RM 1.5T para a RM 3T, na sequência T1 SE no plano axial do protocolo de RM do joelho;
- O tempo de aquisição das sequências influencia diretamente os valores de exposição ao ruído;
- Os valores do nível de exposição pessoal ao ruído ($L_{Ex,8h}$) e nível de pressão sonora de pico (L_{Cpico}) estão diretamente relacionados, ou seja, possuem correlações positivas bastante fortes;

- Os valores de exposição em duas sequências ultrapassam o valor limite inferior preconizado na legislação nacional, nomeadamente na sequência do tipo GE TOF 2D da RM crânio-encefálica e na sequência de difusão do tipo EPI da RM abdominal;
- Pela análise de diferentes protocolos, pode-se ter uma melhor perceção da real exposição ao ruído acústico em cada doente, pela patologia que se está a investigar, uma vez que se estudaram todas as sequências de pulso em cada estudo anatómico;
- A forma como o doente colabora ao longo de um exame pode influenciar diretamente na exposição ao ruído acústico, sendo esta maior, quanto menor for a colaboração por parte do doente;
- Existem diferenças estatisticamente significativas entre os valores de exposição das sequências do tipo EPI, relativamente às restantes, em especial às SE e IR, derivado do próprio funcionamento das sequências EPI. Isto significa que o próprio funcionamento físico da sequência influencia diretamente no modo de produção de ruído acústico ao longo da aquisição da sequência;
- As sequências 3D possuem valores de exposição ao ruído acústico mais elevados relativamente às sequências 2D. O funcionamento da sequência, em termos dos processos de codificações de fase e forma como os gradientes de campo se movem ao longo da sequência também influenciam diretamente a forma como se produz o ruído acústico;
- A introdução do pulso de saturação de gordura, na maioria das medições efetuadas, permitiu diminuir a exposição ao ruído acústico;
- A diminuição da espessura de corte da sequência aumenta os valores de exposição ao ruído acústico;
- Aquando da alteração dos planos de corte, verificou-se que os planos axiais ou transversais são aqueles onde a exposição ao ruído acústico é menor. Uma conclusão bastante importante a reter nesta fase do estudo experimental é que na RM 1.5T, na sequência T2 FLAIR, quando se passa para o plano coronal existe um aumento da pressão sonora de cerca de 34.9% e quando se passa para o plano sagital esse aumento é de cerca de 71.2%;
- Os parâmetros que afetam a RSR e a RCR podem afetar o tempo de aquisição e, como mencionado anteriormente, este tem uma relação diretamente proporcional à exposição do ruído acústico. Desta forma, o entendimento da forma como determinados parâmetros influem as RSR e RCR é bastante importante para se executarem as melhores práticas;
- Na RM, através da análise das diferentes sequências de pulso, verificou-se que existem ruídos do tipo flutuante ou contínuo, intermitente e impulsivo, de acordo com a própria física inerente à tipologia da sequência que se está a utilizar.

Assim, e com base na figura 175, verificou-se que apesar dos valores de exposição ao ruído acústico não ultrapassarem, na sua maioria, os valores legais preconizados, deverão ser tomadas medidas preventivas e corretivas, para se implementarem Boas Práticas em relação à exposição ao ruído acústico. A formação e

informação dos profissionais é fulcral para essa implementação. Na figura 175, visualiza-se um equipamento de RM na transição entre o valor limite inferior de $L_{Ex,8h}$ e os valores considerados normais, devido às duas sequências onde o limite inferior legal poderia ser atingido.

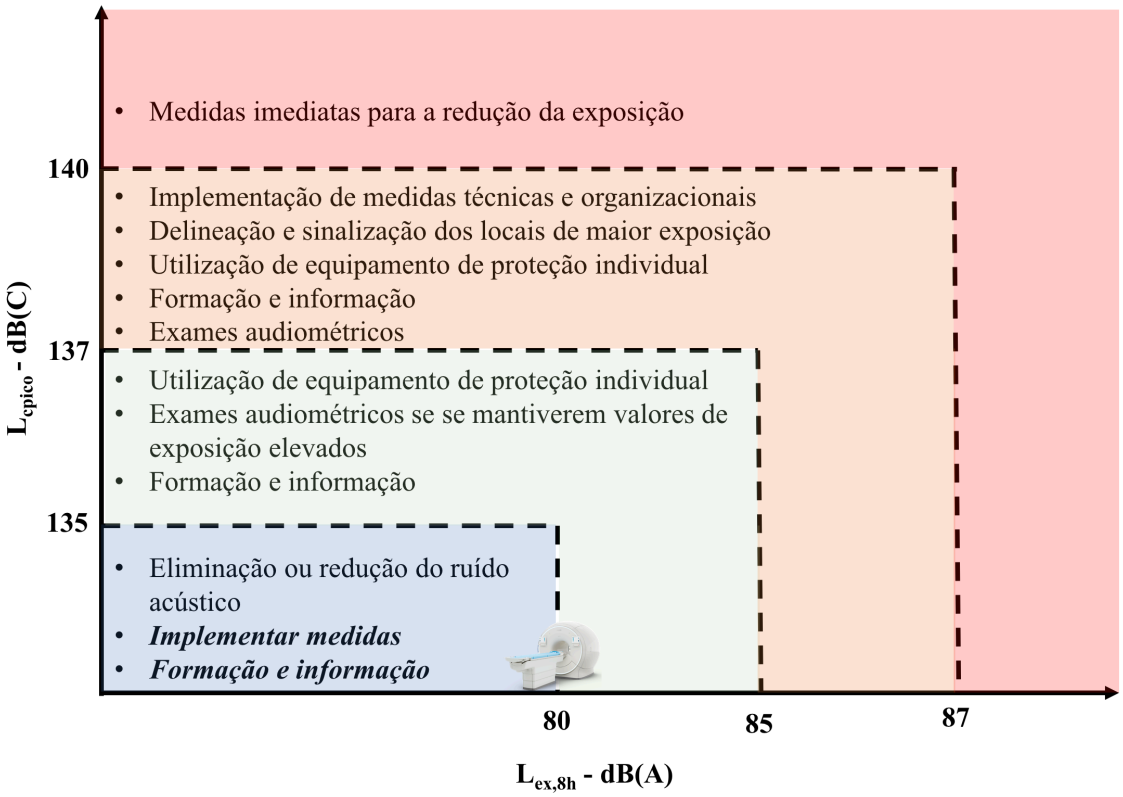


Figura 175 – Medidas preventivas e corretivas a ter em conta quanto à exposição ao ruído acústico.

Assim, como medidas preventivas e corretivas para se executarem as melhores práticas em RM, em relação à exposição ao ruído acústico, destacam-se:

- Uso mandatório de proteção auditiva, tanto de tampões auditivos e abafadores. A sua utilização simultânea seria ideal, salvo raras exceções;
- A utilização da proteção auditiva deve ser encorajada pelo Técnico de RD, especialmente nos doentes mais vulneráveis, tendo de explicar ao doente a importância do seu uso;
- Instrução adequada do modo de utilização da proteção auditiva ao longo do exame;
- Conhecimento por parte do Técnico de RD de quais as sequências de pulso que poderão emitir maior exposição de ruído acústico e em que protocolos isso pode ser acometido, por forma a alertar o doente do facto de haver partes do exame mais ruidosas que outras, explicando que isso é a normalidade do exame;
- Entendimento e conhecimento da física inerente à RM e manipulação dos parâmetros que podem influenciar diretamente o tempo de aquisição das sequências, sem haver afeção da RSR e RCR que prejudiquem a avaliação final das imagens, afetando a acuidade diagnóstica.

Quanto aos CEM em RM, primeiramente, nesta segunda fase do estudo experimental, foram avaliados os níveis de exposição ao campo magnético estático em diferentes localizações onde os profissionais poderão estar posicionados aquando da realização de determinadas tarefas. Os valores de exposição, percecionados através dos mapas de instalação dos dois equipamentos e respetivas linhas de isocampo não ultrapassam os valores preconizados na legislação e linhas de orientação nacionais e internacionais. No entanto, foram sugeridas medidas preventivas e/ou corretivas para se implementarem Boas Práticas, tais como:

- Maior controlo de acessos a áreas onde determinadas linhas de isocampo se estendem, especialmente a linha de 0.5 mT ou 5G;
- Presença de painéis informativos nas áreas onde essas linhas de isocampo se estendem;
- Triagem correta de todos os doentes, profissionais e possíveis acompanhantes dos doentes aquando do acesso a localizações onde as linhas de isocampo se estendem;
- Conhecimento por parte dos profissionais de saúde que trabalham no departamento de RM dos efeitos e riscos (quer biológicos, quer mecânicos) que o campo magnético estático tem associados, por forma a saber que comportamentos adotar em torno destes campos magnéticos, tais como movimentar-se de forma lenta, evitando movimentos bruscos, em especial da cabeça, em pontos onde se poderá estar mais exposto;
- Necessidade de formação contínua e atualizada.

Quanto à exposição da f.e.m. induzida pela sequência de GE usada no estudo, não se mediram diretamente os valores de campo magnético gerado pelos campos magnéticos dependentes do tempo, mas sim uma f.e.m., que caracterizou os campos magnéticos através da indução magnética, onde nas localizações em que a amplitude de sinal da f.e.m. era maior, a exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo também seria maior. Através desta tese foi possível estudar a exposição em diferentes posições dentro da sala de exames, de forma a mapear os locais onde o profissional e/ou os acompanhantes dos doentes poderiam estar mais expostos aquando da sua permanência dentro da sala de exames.

Assim, como principais conclusões desta fase do estudo, temos:

- Os valores de exposição da f.e.m. induzida são mais elevados na RM 3T, comparativamente à RM 1.5T, demonstrando que quanto maior a intensidade de campo magnético estático, maior será a exposição aos gradientes de campo;
- Quanto maior a amplitude dos gradientes de campo e a sua *slew rate* maior será a exposição dos profissionais de saúde aquando da sua permanência dentro da sala de exames e dos doentes;
- Os valores de exposição mais elevados e mais baixos localizam-se em pontos diferentes, quer se trate do equipamento de RM 3T, quer se trate da RM 1.5T;

- Na RM 3T, os valores mais baixos de exposição atingiram-se à entrada do equipamento sensivelmente a meia distância no sentido Z, enquanto que os valores mais elevados se atingiram em localizações mais próximas da parede da sala, sendo esta um importante ponto de reflexão das ondas eletromagnéticas;
- Na RM 1.5T, os valores mais baixos foram atingidos sensivelmente a meia distância no sentido Z e em localizações mais próximas da parede, enquanto que os valores mais elevados foram atingidos à entrada do magnete;
- Existem maiores interferências nas medições na RM 1.5T;
- Na RM 3T, em determinadas localizações e no seguimento dessas linhas em direção ao lado da porta de exames, verificou-se uma maior exposição junto à parede exterior. Já no sentido da parede interior, os valores vão diminuindo;
- As condições de medição do estudo foram as mais básicas possíveis. No entanto, revelaram-se de uma excelente repetibilidade de resultados, uma vez que, em cada equipamento, de medição para medição não foram encontradas diferenças de valores estatisticamente significativas em cada posição medida. Todas as medições ou varrimentos possuem, portanto, medidas concordantes. Os erros de padrão da média também permitiram concluir que o grau de incerteza é bastante reduzido, demonstrando o grau de certeza do estudo e nos valores de exposição obtidos em cada equipamento.

Com base nestas conclusões, podem-se tomar as seguintes atitudes/medidas preventivas e corretivas, para implementar Boas Práticas, no que diz respeito à exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo:

- Colocação dos possíveis acompanhantes dos doentes nas localizações onde estarão menos expostos aos campos magnéticos dependentes do tempo. Caso um acompanhante tenha sintomatologia associada aos campos magnéticos estáticos, poder-se-á afastar do equipamento para localizações onde ficará menos exposto aos campos dependentes do tempo e também ao campo magnético estático;
- Colocação da máquina injetora automática, na RM 3T, noutra localização onde a exposição aos gradientes de campo é muito menor do que a localização inicial (redução de 81.3%-82.8%);
- Mudança de localização do ponto de permanência do médico neurorradiologista aquando da sua presença dentro da sala de exames na realização de uma RM funcional crânio-encefálica;
- O Técnico de RD deverá ter a noção de como se comporta a exposição aos gradientes de campo, por forma a alertar o doente da possibilidade de uma maior estimulação por parte de certas sequências ao longo de um exame;
- O profissional de saúde deverá ter de realizar movimentações mais lentas, evitando movimentos repentinos e mais acelerados, especialmente da cabeça, em posições onde poderá estar mais exposto, por exemplo, na parte posterior dos equipamentos de RM;

- Mapeamento e marcação de diferentes localizações de onde se está mais e menos exposto, por forma a minimizar a exposição aos campos magnéticos dependentes do tempo;
- Necessidade de formação contínua e atualizada.

Para que todas estas medidas preventivas e corretivas, tanto da exposição ao ruído acústico, como da exposição aos CEM, por forma a se implementarem Boas Práticas quanto à segurança em RM, é necessário que os profissionais que laborem num departamento de RM tenham a devida informação e formação quanto a essa temática.

O estabelecimento e preconização de aspetos e regras organizacionais para proteção da saúde dos trabalhadores, assim como dos doentes a quem se prestam cuidados de saúde são um ponto fulcral e decisivo, sendo pontos e tarefas fundamentais de uma organização responsável. Essas tarefas incluem uma formação adequada de todos os profissionais de saúde que prestam cuidados no departamento, independentemente da classe profissional a que pertencem. Dependendo desta, os níveis de formação serão diferentes, com conhecimentos mais aprofundados se se tratar do Técnico de RD ou médico radiologista ou neurorradiologista, por exemplo.

Cada departamento deverá ter as suas Boas Práticas relacionadas com a segurança em RM, de acordo com o seu contexto clínico, especialmente aquando de um departamento com mais que um equipamento de RM, como é o caso do departamento de RM do CHUSJ. As Boas Práticas de um Departamento de RM deverão ter em conta:

- Estabelecimento, implementação e manutenção de políticas e normas acerca da segurança em RM;
- Zonas de segurança em RM e respetiva sinalização;
- Triagem dos doentes e possíveis acompanhantes dos mesmos;
- Riscos associados aos campos magnéticos estáticos;
- Riscos associados aos gradientes de campo ou campos magnéticos variáveis no tempo;
    - Riscos associados à exposição ao ruído acústico em RM;
- Riscos associados aos campos de RF;
- Realização de exames em doentes com materiais e dispositivos condicionados à RM, como dispositivos cardíacos implantáveis e neuroestimuladores cerebrais;
- Situações de emergência.

Esta implementação de Boas Práticas, associada à formação contínua e devidamente atualizada, são fulcrais, pois novas aplicações estão sempre a ser desenvolvidas na área da RM, instalando-se cada vez mais equipamentos a nível mundial, sendo estes com intensidades de campo mais potentes. Para se evitarem incidentes, acidentes e erros associados à sua utilização e manuseamento é muito importante manter os *standards* de segurança ao mais alto nível e sempre atualizados, onde o conhecimento e

experiência dos profissionais de saúde que trabalham num departamento de RM, em especial dos Técnicos de RD, são indispensáveis para se adotarem as melhores práticas.

7.1 Trabalho Futuro

Ao longo da realização deste trabalho de investigação foram encontradas algumas lacunas que poderão ser ultrapassadas com a realização de trabalhos futuros neste âmbito da segurança em RM, nomeadamente:

- Desenvolvimento de um dispositivo de proteção auditiva mais eficiente para as frequências dos diferentes tipos de ruído acústico existentes na RM;
- Estudo de como outros parâmetros que influenciam a qualidade de imagem em RM, como o TR, o TE, os campos de visão, entre outros, poderão ter impacto na exposição ao ruído acústico;
- Mapeamento de mais posições e/ou localizações dentro das salas de exames;
- Estudo da exposição aos campos de RF ao longo dos exames de RM, em termos da sua deposição e aquecimento dos tecidos.

Alguns destes pontos não foram realizados, uma vez que as recolhas foram realizadas fora do horário laboral, limitando bastante o tempo para recolha dos dados.

Ainda a realçar, que o departamento de RM do CHUSJ instalou, recentemente (março de 2021), outro equipamento de RM, com intensidade de campo de 3T, podendo-se aplicar a mesma metodologia, por forma a se poder fazer uma comparação com os dois equipamentos estudados.

7.2 Considerações Finais

Os desenvolvimentos tecnológicos dentro da área da RM são contínuos, assim como o desenvolvimento de novos materiais e dispositivos condicionais à realização dos exames em RM. A inteligência artificial veio acelerar o surgimento de novas tecnologias em RM para aperfeiçoar e melhorar a técnica, quer ao nível da aquisição das imagens, quer ao nível de facilitação do diagnóstico, por meio de algoritmos próprios.

A RM, através das suas imagens com excelente qualidade e detalhe anatómico e fisiológico e pelas suas técnicas avançadas de imagem, faz com que haja uma maior solicitação deste exame por parte dos clínicos.

Assim, com o aumento do número de solicitações de exames de RM, faz com que novos equipamentos sejam instalados, aumentando a pressão por parte das organizações em aumentar a produtividade. Mas, nunca se devem descurar as Boas Práticas, implementando-as de forma consistente. Para tal e para que se mantenham sempre atualizadas, por causa dos desenvolvimentos sucessivos na área da RM, a formação

dos profissionais que laborem nestes departamentos é fundamental, por forma às medidas preventivas, corretivas e das melhores práticas sejam executadas eficientemente.

Neste âmbito, este estudo permitiu uma avaliação da real exposição ao ruído acústico produzido pelos equipamentos de RM, assim como da real exposição aos CEM (campos estáticos e campos dependentes do tempo). Através dessa avaliação, novas medidas preventivas e corretivas poderão ser implementadas não só no departamento de RM do CHUSJ, mas também noutros departamentos que tenham equipamentos de RM com as mesmas características.

Este estudo, através da metodologia utilizada, também poderá ajudar, no futuro, outros investigadores que pretendam estudar a exposição aos fatores supracitados, já que a segurança em RM começa a ser uma temática de grande interesse e emergente na área da Imagem Médica.

Por fim, este estudo, com todas as suas limitações, foi inovador em determinadas áreas da segurança em RM, podendo ser utilizado para avaliar o risco ocupacional a determinados fatores, como o ruído acústico e os CEM em RM.

Existe ainda uma grande necessidade de investigação nesta área, pois várias dificuldades são encontradas durante a estimação da exposição ocupacional aos CEM em RM, uma vez que vários sinais e modulações de sinais poderão estar presentes. Também a existência a várias sequências diferentes, equipamentos também eles diferentes, com instalações díspares por parte dos fabricantes (com sistemas de blindagem diferentes) e práticas clínicas também diferentes de departamento para departamento contribuem para essas dificuldades na avaliação da exposição ocupacional aos CEM em RM.

A necessidade de formação contínua, assim como da existência de um responsável de segurança num departamento de RM, neste âmbito da segurança em RM, são também fundamentais para que as Boas Práticas sejam implementadas.

O autor desta tese foi recentemente nomeado como Responsável Técnico da Segurança em RM do Departamento de RM do CHUSJ, local de realização do estudo de investigação. É responsável, entre outras coisas, pela implementação de Boas Práticas relacionadas com segurança em RM, assim como da formação obrigatória de todos os profissionais que fazem parte do Departamento de RM. No final de cada formação, criar-se-á um certificado para todos os funcionários, tendo a formação de ser atualizada a cada dois anos.

7.3 Publicações

Ao longo deste trabalho foram feitas várias publicações, sob a forma de artigo curto e/ou longo, comunicações orais, pósteres, entre outras. Dessas publicações destacam-se:

- **Artigos:**

  - Silva, V., Ramos, I., Moreira, J., Marques, M. Safety Zones and Standards in Magnetic Resonance Imaging. Sci J Research & Rev.3(1):2021. DOI:10.33552/SJRR.2021.03.000552;
  - Silva, V., Segurança em Ressonância Magnética. Revista Radiações, Número 02, 24-42, ATARP, ISSN 2184-769X;
  - Silva, V., Moreira, J., Marques, M., Ramos, I. Comparison of MRI acoustic noise levels in different types of sequences, Insights Imaging (2019) 10 (Suppl 1):S273, DOI 10.1007/s13244-019-0713-y;
  - Silva, V. MRI, the image modality for the future: hybrid, diagnostic and therapeutic, Insights Imaging (2018) 9 (Suppl 1):S96, DOI 10.1007/s13244-018-0603-8;
  - Silva, V., Moreira, J., Marques, M., Ramos, I. Exposure to electromagnetic fields during gradient echo sequence in a 3T scanner along z-axis, Insights Imaging (2018) 9 (Suppl 1):S460, DOI 10.1007/s13244-018-0603-8;
  - Silva, V., Moreira, J., Marques, M., Ramos, I. Patients' MRI acoustic noise exposure in different protocol exams, Insights Imaging (2017) 8 (Suppl 1):S250, DOI 10.1007/s13244-017-0546-5;
  - Silva, V., Moreira, J., Marques, M., Ramos, I. Evaluation of magnetic resonance acoustic noise in 1.5 and 3 Tesla scanners, Insights Imaging (2016) 7 (Suppl 1):S379, DOI 10.1007/s13244-016-0475-8;
  - Silva, V., Marques, M., Moreira, J. Ramos, I, Effects of radiofrequencies in Magnetic Resonance Imaging, International Symposium Occupational Safety and Hygiene, SHO 2015, Proceedings Book, 365-367, ISBN 978-98998203-3-3;
  - Silva, V., Ramos, I., Moreira, J.A., Marques, M., Magnetic resonance occupational safety zones and standards, Proceedings Book of the 3rd International Congress on Environmental Health, 2014, Porto, Portugal, 185-187, ISBN 978-989-20-5086-7;
  - Silva, V., Ramos, I., Moreira, J.A., Marques, M., Hazards and effects of time-varying gradient fields in magnetic resonance imaging – a short review, Proceedings Book of the 3rd International Congress on Environmental Health, 2014, Porto, Portugal, 224-226, ISBN 978-989-20-5086-7;
  - Silva, V., Ramos, I, A review of effects from exposure to static magnetic fields in magnetic resonance imaging, Occupational Safety and Hygiene II - Selected Extended and Revised Contributions from the International Symposium Occupational Safety and Hygiene, SHO 2014, 627-631, Taylor & Francis Group, London. ISBN 978-1-138-00144-2; DOI 10.1201/b16490-111;
  - Silva, V., Análise da exposição do ruído ocupacional em ressonância magnética. Proceedings CICOT 2013 – Working Conditions International Congress, 2013, Porto, Portugal, 168-174.

- **Comunicações Orais:**
  - "Assessment of MRI safety knowledge and concepts in radiographers and other medical staff", no European Congress of Radiology 2020, realizado em julho de 2020;
  - "What is new in MRI Safety?", no European Congress of Radiology 2020, realizado em julho de 2020;
  - "Hazards and Effetcs from Electromagnetic Fields in Magnetic Resonance", no curso "Experimental Radiobiology and Radioprotection" ministrado pelo CIMAGO, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, no Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra, no dia 29 de março de 2019;
  - "Radiação Não Ionizante – RM", no curso online "Segurança e Riscos Ocupacionais" no dia 21 de março de 2019, organizado pela ATARP;
  - "Comparison of MRI Acoustic Noise Levels in different types of sequences", no European Congress of Radiology 2019, em fevereiro de 2019;
  - "Induced Voltage by a MRI sequence in a 3T scanner in different points along Z-axis", no MIRCO (Medical Imaging and Radiotherapy Congress), realizado em novembro de 2018, em Coimbra – VENCEDOR DE MELHOR APRESENTAÇÃO ORAL DO CONGRESSO;
  - Orador convidado no Workshop P3STROKE 2018, com o tema "What are the risks with MRI?", no Workshop do Projeto Europeu P3STROKE 2018, realizado em Bordéus, França, no dia 5 de novembro de 2018;
  - "Controlo de Qualidade em RM", no Curso "Controlo de Qualidade", realizado em Coimbra, no dia 9 de junho de 2018, organizado pela ATARP;
  - "Beyong MRI Safety: New Trends and Concepts", no "I International Meeting of Medical Technology and Healthcare Business" na Escola Superior de Saúde do Porto, em março de 2018;
  - "Exposure to time varying gradient fields during a gradient echo sequence in a 3T scanner along z-axis", no European Congress of Radiology 2018, realizado em Viena em março de 2018;
  - "MRI, the image modality of the future: hybrid, diagnostic and therapeutic", no European Congress of Radiology 2018, realizado em Viena em março de 2018;
  - "MRI Safety", inserido no âmbito do projeto europeu P3STROKE, no dia 6 de novembro de 2017;
  - "Produtos de Contraste em Ressonância Magnética", no XVII Congresso Nacional da ATARP, realizado em Braga, nos dias 3 e 4 de novembro de 2017;

- Organizador e palestrante do curso pré-congresso "Segurança em Ressonância Magnética", ministrado no XVII Congresso Nacional da ATARP, realizado em Braga, nos dias3 e 4 de novembro de 2017;
- "Segurança em Ressonância Magnética", no Simpósio Ressonância Magnética Crânio-Encefálica no dia 26 de maio de 2017, ministrado pela Escola Superior de Tecnologia de Saúde de Coimbra.
- "Compatibilidade dos dispositivos cardíacos implantáveis em Ressonância Magnética" no Congresso Português de Cardiologia 2017 (CPC 2017), realizado em Albufeira, em abril de 2017;
- "Hazards and Effects from Electromagnetic Fields in Magnetic Resonance", na Faculdade de Medicina na Universidade de Coimbra, no dia 27 de janeiro de 2017;
- "Proteção contra radiação ionizante e não ionizante", no 4rd Annual Meeting Coimbra Health School, realizadas em 4 de abril de 2016, pela Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra;
- "Patients' MRI acoustic noise exposure in different protocol exams", no European Congress of Radiology, realizado em Viena, de 1 a 5 de março de 2017
- "Hazards and Bioeffects of Magnetic Resonance – from patients to workers", no Medical Imaging and Radiotherapy Congress, na Escola Superior de Tecnologia de Saúde de Coimbra, em novembro de 2016;
- "Novos Procedimentos em Ressonância Magnética", nas Jornadas Científicas de Imagem Médica e Radioterapia, inseridas no 3rd Annual Meeting Coimbra Health School, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Coimbra, 9 de Abril de 2016;
- "Evaluation of magnetic resonance acoustic noise in 1.5 and 3 Tesla scanners", no European Congress of Radiology – ECR 2016, Vienna, Austria, 2-6 Março 2016;
- "Magnetic resonance occupational safety zones and standards", no International Symposium on Occupational Safety and Hygiene, 3rd International Congress on Environmental Health, realizado no Porto, nos dias 24, 25 e 26 de Setembro de 2014;
- "A review of effects from exposure to static magnetic fields in magnetic resonance imaging", no International Symposium on Occupational Safety and Hygiene, em Guimarães, nos dias 13 e 14 de Fevereiro de 2014;
- "Análise da exposição do ruído ocupacional em ressonância magnética", no 2º Congresso Internacional sobre Condições de Trabalho, realizado no Porto em 5 e 6 de Setembro de 2013.

- **Pósteres:**
  - "Induced voltage by a MRI sequence in a 3T scanner in different points along Z-axis", no MIRCO (Medical Imaging and Radiotherapy Congress 2018);
  - "Magnetic resonance safety: are there new paradigms?" (European Congress of radiology 2018) – doi: 10.1594/ecr2018/C-2090;
  - "Patients' MRI acoustic noise exposure in different protocol exams" (European Congress of Radiology 2017) – doi: 10.1594/ecr2017/B-0322
  - "Hazards and Bioeffects of Magnetic Resonance – from patients to workers" (Medical Imaging and Radiotherapy Congress 2016);
  - "Evaluation of magnetic resonance acoustic noise in 1.5 and 3 Tesla scanners" (European Congress of Radiology – ECR 2016) – doi: 10.1594/ecr2016/B-1014;
  - "Hazards and effects of time-varying gradient fields in magnetic resonance imaging – a short review" (3rd International Congress on Environmental Health, 24-26 Setembro 2014).

- **Outras Atividades Relevantes:**
  - Nomeado Responsável pela Segurança em Ressonância Magnética no Departamento de RM do CHUSJ, local de realização da parte experimental da tese, sendo responsável pela formação contínua em serviço da temática relacionada com Segurança em RM (Anexos IX e X);
  - Nomeado Expert em Ressonância Magnética na *European Federation of Radiographers Society* (EFRS);
  - Membro do Grupo de Trabalho *"Magnetic Resonance Safety Officer"*, da EFRS;
  - Revisor de trabalhos relacionados com Segurança em RM no Congresso Europeu da *European Society of Magnetic Resonance in Medicine and Biology* (ESMRMB) 2020;
  - Moderador da sessão "Improving Clinical Research care in MRI" no ESMRMB 2020;
  - Membro do Comité de Planeamento do Congresso ESMRMB 2021.

8 Referências Bibliográficas

- ABNT. (2020). Acústica – Medição e avaliação de níveis de pressão sonora em áreas habitadas – Aplicação de uso geral, ABNT NBR10151:2019 Versão Corrigida:2020.
- ACR. (2019). ACR Appropriateness Criteria - The List. Acedido a 26 de agosto de 2019, de https://acsearch.acr.org/list;
- Acri, G., Inferrera, P., Denaro, L., Sansotta, C., Id, E., Anfuso, C. Testagrossa, B. (2018). dB / dt Evaluation in MRI Sites : Is ICNIRP Threshold Limit (for Workers) Exceeded? *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *15*, 1298.;
- Acri, G., Testagrossa, B., Causa, F., Tripepi, M., Vermiglio, G., Novario, R. Quadrelli, G. (2014). Evaluation of occupational exposure in magnetic resonance sites. *Radiologia Medica*, *119*(3), 208–213.;
- Adapa, R. M., Axell, R. G., Mangat, J. S., Carpenter, T., Absalom, A. (2012). Safety and performance of TCI pumps in a magnetic resonance imaging environment. *Anaesthesia*, *67*, 33–39;
- Aldokhail, A. (2017). Automated signal to noise ratio analysis for magnetic resonance imaging using a noise distribution model. *Theses and Dissertations*, *2144*;
- Alibek, S., Vogel, M., Sun, W., Winkler, D., Baker, C., Burke, M., Gloger, H. (2014). Acoustic noise reduction in MRI using Silent Scan: An initial experience. *Diagnostic and Interventional Radiology*, *20*(4), 360–363;
- Antunes, A., Glover, P. M., Li, Y., Mian, O. S., & Day, B. L. (2012). Magnetic field effects on the vestibular system : calculation of the pressure on the cupula due to ionic current-induced Lorentz force. *Physics in Medicine and Biology*, *57*, 4477–4487;
- Arezes, P. (2002). *Percepção do Risco de Exposição Ocupacional ao Ruído*. Escola de Engenharia da Universidade do Minho;
- Arezes, P. M., Barbosa, S., & Miguel, A. S. (2010). Noise as a cognitive impairment factor : a case study amongst teachers. In *Proceedings of 20th International Congress on Acoustics, ICA 2010* (pp. 1–5);
- Arezes, P. M., Bernardo, C. A., & Mateus, O. A. (2012). Measurement strategies for occupational noise exposure assessment : A comparison study in different industrial environments. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *42*(1), 172–177;
- Assembleia da República. (2006). Decreto-Lei No. 182/2006. *Diário Da República / Official Journal of the Portuguese Republic*, *1*(172), 6584–6593;
- Assembleia da República. (2009a). Lei n.º 102/2009, de 10 de Setembro: Regime jurídico da promoção da segurança e saúde no trabalho. *Diário Da República*, *176*(1ª Série), 6167–6192;
- Assembleia da República. (2009b). Portaria nº 977/2009, de 1 de setembro. *Diário Da República / Official Journal of the Portuguese Republic*, (169), 5802–5804;

- Assembleia da República. (2010). Lei nº30/2010 de 2 de setembro: Proteção contra a exposição aos campos elétricos e magnéticos derivados de linhas, de instalações e de equipamentos elétricos. *Diário Da República*, *171*(1ª Série), 3846–3848;
- Assembleia da República. (2017). Lei nº64/2017 de 7 de agosto. *Diário Da República*, *1º Série*(151), 4511–4520;
- Asuero, A. G., Sayago, A., & González, A. G. (2006). The correlation coefficient: An overview. *Critical Reviews in Analytical Chemistry*, *36*(1), 41–59;
- Atkinson, I. C., Renteria, L., Burd, H., Pliskin, N. H., & Thulborn, K. R. (2007). Safety of human MRI at static fields above the FDA 8T guideline: Sodium imaging at 9.4T does not affect vital signs or cognitive ability. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *26*(5), 1222–1227;
- Baker, M. A. (2013). Reduction of MRI acoustic noise achieved by manipulation of scan parameters - A study using veterinary MR sequences. *Radiography*, *19*(1), 11–16;
- Bao, H., Panahi, I., & Briggs, R. (2010). Blind Dereverberation for MRI Acoustic Noise. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *2*(1), 21–33;
- Barnagarwala, T. (2018). Story of an extraordinary death: How MRI machines work, and can (in rare cases) kill. *The Indian Express*;
- Berglund, B., Lindvall, T., & Schwela, D. H. (1999). *Guidelines for Community Noise - WHO*. Geneva.;
- Bertrand, A., Brunel, S., Habert, M.-O., Soret, M., Jaffre, S., Capeau, N., Dormont, D. (2017). A New Fire Hazard for MR Imaging Systems: Blankets-Case Report. *Radiology*, *000*(0), 162921;
- Bhandiwad, A. R., Cummings, K. W., Crowley, M., & Woodard, P. K. (2013). Cardiovascular magnetic resonance with an MR compatible pacemaker. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, *15*(18);
- Bock, M., Umathum, R., Sikora, J., Brenner, S., E, A., & Semmler, W. (2006). A Faraday effect position sensor for interventional magnetic resonance imaging. *Physics in Medicine and Biology*, *51*, 999–1009;
- Bongers, S., Slottje, P., & Kromhout, H. (2017). Hearing loss associated with repeated MRI acquisition procedure-related acoustic noise exposure : an occupational cohort study. *Occupational and Environmental Medicine*, *0*, 1–9;
- Borrelli, P., Cavaliere, C., Basso, L., Soricelli, A., Salvatore, M., & Aiello, M. (2019). Diffusion Tensor Imaging of the Kidney : Design and Evaluation of a Reliable Processing Pipeline. *Scientific Reports*, *9*, 1–10;
- Bradley, J. K., Nyekiova, M., Price, D. L., Lopez, L. D. jo., & Crawley, T. (2007). Occupational exposure to static and time-varying gradient magnetic fields in MR units. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *26*(5), 1204–1209;
- Brady, A. P. (2017). Error and discrepancy in radiology : inevitable or avoidable ? *Insights into*

Imaging, *8*, 171–182;

- Brennan, P. C., Ryan, J., Evanoff, M., Toomey, R., Beirne, A. O., Manning, D., Mcentee, M. (2008). The Impact of Acoustic Noise Found Within Clinical Departments on Radiology Performance. *Academic Radiology*, *15*, 472–476;
- Brix, G. (2008a). Physical Basics. In M. Reiser, W. Semmler, & H. Hricak (Eds.), *Magnetic Resonance Tomography* (3rd. Ed., pp. 8–35). Berlin, Germany: Springer-Verlag;
- Brix, G. (2008b). Risks and Safety Issues Related to MR Examinations. In M. Reiser, W. Semmler, & H. Hricak (Eds.), *Magnetic Resonance Tomography* (3rd editio, p. pp.153-167). Verlag Berlin Heidelberg: Springer;
- Brown, M., & Semelka, R. (2003). *MRI - Basic Principles and Applications* (3rd Editio). New Jersey: Wiley-LISS;
- Bryjová, I., Kubicek, J., & Skutova, H. (2016). Comparison and Classification of Acoustic Levels of MRI Sequences. *Springer International Publishing Switzerland 2016 77 4 E. Kyriacou et Al. (Eds.), XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016, IFMBE Proceedings*, *57*;
- Busch-Vishniac, I. J., West, J. E., Barnhill, C., Hunter, T., Orellana, D., & Chivukula, R. (2005). Noise levels in Johns Hopkins Hospital, *118*(6), 3629–3645;
- Bushong, S., & Clarke, G. (2015). *Magnetic Resonance Imaging - Physical and Biological Principles* (Fourth Edi). St. Louis, Missouri: Elsevier, Mosby;
- Calamante, F., Ittermann, B., Kanal, E., & Norris, D. (2016). Recommended responsibilities for management of MR safety. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *44*(5), 1067–1069;
- Camacho, J. C., Moreno, C. C., Shah, A., Mittal, P. K., Mengitsu, A., Lloyd, M., … Saindane, A. (2016). Safety and Quality of 1.5-T MRI in Patients With Conventional and MRI-Conditional Cardiac Implantable Electronic Devices After Implementation of a Standardized Protocol. *AJR2016*;
- Canon. (2019). Vantage Titan 3T - Transforming The Patient Experience. Acedido a 2 de março de 2019, de https://eu.medical.canon/product-solutions/magnetic-resonance-imaging/vantage-titan-3t/;
- Cavin, I. D., Glover, P. M., Bowtell, R. W., & Gowland, P. A. (2007). Thresholds for perceiving metallic taste at high magnetic field. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *26*(5), 1357–1361;
- Chakeres, D. W., & De Vocht, F. (2005). Static magnetic field effects on human subjects related to magnetic resonance imaging systems. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, *87*(2–3 SPEC. ISS.), 255–265;
- Challis, L. J. (2005). Mechanisms for interaction between RF fields and biological tissue. *Bioelectromagnetics*, *26*(SUPPL. 7), 98–106;
- Chambers, J., Bullock, D., Kahana, Y., Kots, A., & Palmer, A. (2007). Developments in active noise control sound systems for magnetic resonance imaging, *68*, 281–295;
- Chang, K., Kamel, I., Macura, K., & Bluemke, D. (2008). 3.0T MR Imaging of the Abdomen :

Comparison with 1.5T. *RadioGraphics*, *28*(7), 1983–1998.

- Chavhan, G., Babyn, P., & Bhavin, J. (2008). Steady-State MR Imaging Sequences : Physics , Classification , and Clinical Applications. *RadioGraphics*, *8*, 1147–1161;
- Chen, D. W. (2001). Boy, 6, Dies of Skull Injury During M.R.I. https://doi.org/http://www.nytimes.com/2001/07/31/nyregion/boy-6-dies-of-skull-injury-during-mri.html;
- Chu, R., Tauhid, S., Glanz, B. I., Healy, B. C., Kim, G., Oommen, V. V, … Bakshi, R. (2016). Whole Brain Volume Measured from 1 . 5T versus 3T MRI in Healthy Subjects and Patients with Multiple Sclerosis. *Journal of Neuroimaging*, *26*(1), 62–67.;
- CISCA. (2010). *Acoustics in Healthcare Environments*. Acedido a 14 março de 2018 de http://www.cisca.org/files/public/Acoustics in Healthcare Environments_CISCA.pdf;
- Coelho, F. (2016). *Controlador para bobinas de shimming via HTTP*. Universidade de São Paulo, Brasil;
- Comissão Europeia. (2004). Directiva 2004/40/CE do Parlamento Europeu e do Conselho de 29 de Abril de 2004. *Jornal Oficial Da União Europeia*, L184/1-L184/9;
- Comissão Europeia. (2013). DIRETIVA 2013/35/UE DO PARLAMENTO EUROPEU E DO CONSELHO de 26 de junho de 2013. *Jornal Oficial Da União Europeia*, *2013*(L 179), 1–21;
- Corcuera-Solano, I., Doshi, A., Pawha, P. S., Gui, D., Gaddipati, A., & Tanenbaum, L. (2015). Quiet PROPELLER MRI Techniques Match the Quality of Conventional PROPELLER Brain Imaging Techniques. *American Journal of Neuroradiology*, *36*(6), 1124–1127;
- Coskun, O. (2011). Magnetic resonance imaging and safety aspects. *Toxicology and Industrial Health*, *27*(4), 307–313;
- Costagli, M., Symms, M. R., Angeli, L., Kelley, D. A. C., Biagi, L., Farnetani, A., … Donatelli, G. (2015). Assessment of Silent T1-weighted head imaging at 7 T;
- Counter, S. A., Olofsson, Å., Borg, E., Bjelke, B., Häggström, A., & Grahn, H. F. (2000). Analysis of magnetic resonance imaging acoustic noise generated by a 4.7 T experimental system. *Acta Oto-Laryngologica*, *120*(6), 739–743.;
- Counter, S. A., Olofsson, A., Grahn, E. E. H. F., & Borg, E. (1997). MRI Acoustic Noise : Sound Pressure and Frequency Analysis I with Acoustic Dampers. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *7*(3), 606–611;
- Couto, N. (2013). *Caraterização da variável ruído e hierarquização de medidas de proteção numa indústria metalomecânica*. Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto;
- Cowan, B. (1997). *Nuclear Magnetic Resonance and Relaxation*. (C. U. Press, Ed.). Cambridge;
- Crook, N., & Robinson, L. (2009). A review of the safety implications of magnetic resonance imaging at field strengths of 3 Tesla and above. *Radiography*, *15*(4), 351–356;
- Crozier, S., & Liu, F. (2005). Numerical evaluation of the fields induced by body motion in or near

high-field MRI scanners. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, *87*(2–3 SPEC. ISS.), 267–278;

- Crozier, S., Wang, H., Trakic, A., & Liu, F. (2007). Exposure of workers to pulsed gradients in MRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *26*(5), 1236–1254;
- Currie, S., Hoggard, N., Craven, I. J., Hadjivassiliou, M., & Wilkinson, I. D. (2013). Understanding MRI : basic MR physics for physicians. *Postgrad Med J*, *89*, 209–223;
- Darbyshire, J. L., Muller-Trapet, M., Cheer, J., Fazi, F. M., & Young, J. D. (2019). Mapping sources of noise in an intensive care unit. *Anaesthesia*, *74*, 1018–1025;
- De Vocht, F., Stevens, T., Van Wendel-De-Joode, B., Engels, H., & Kromhout, H. (2006). Acute neurobehavioral effects of exposure to static magnetic fields? Analyses of exposure-response relations. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *23*(3), 291–297;
- De Wilde, J. P., Grainger, D., Price, D. L., & Renaud, C. (2007). Magnetic resonance imaging safety issues including an analysis of recorded incidents within the UK. *Progress in Nuclear Magnetic Resonance Spectroscopy*, *51*(1), 37–48;
- Departamento de Radiologia CHUSJ. (2019). Aplicação Siima. Porto;
- Derbyshire, J., Herzka, D., McVeigh, E., & Lederman, R. (2012). Efficient Implementation of Hardware-Optimized Gradient Sequences for Real-Time Imaging. *Magnetic Resonance in Medicine*, *64*(6), 1814–1820;
- Diário da República. (2014). Portaria n.º 35/2014, de 12 de fevereiro. *Diário Da República*, *1ª série*(30), 1355–1364;
- Elster, A. D. (2016a). Acoustic Noise - What's all that noise that scanner is making? Acedido a 10 de novembro de 2018, de https://mriquestions.com/acoustic-noise.html;
- Elster, A. D. (2016b). Active shimming:How does active shimming work? Acedido a 4 de setembro de 2017 de http://mriquestions.com/active-shimming.html;
- Elster, A. D. (2016c). Magnetic Shielding. Acedido a 4 de setembro de 2017, de http://mriquestions.com/magnetic-shielding.html%0D;
- Elster, A. D. (2017). B0 effect on EKG. Acedido a 10 de setembro de 2017, de http://mriquestions.com/magnet-changes-ekg.html;
- Elster, A. D. (2018). Radiofrequency (RF) - Shielding.Acedido a 4 de setembro de 2017, de http://mriquestions.com/why-rf-shielding.html;
- Elster, A. D. (2019). Flip (or Tip) Angle. Acedido a 28 de setembro de 2019, de http://mriquestions.com/what-is-flip-angle.html;
- ESCO. (2009). MRI Shielding. Acedido a 13 de janeiro de 2018, de https://pdf.medicalexpo.com/pdf/ets-lindgren/mri-shielding/78058-157983.html;
- ESR. (2004). *Risk Management in Radiology Risk Management in Radiology in Europe*. European Society of Radiology;

- ESR. (2013). Alliance for MRI. Acedido a 18 de março de 2018, de https://www.myesr.org/article/514;
- ETS Lindgren. (2015). *RF Shielded Doors - Evo MRI Door*;
- EU-OSHA. (2005). *European Agency for Safety and Health at Work: Reducing the risks from occupational noise*. European Agency for Safety and Health at Work;
- European Commission. (2000). *Radiation Protection 118 - Referral guidelines for imaging*;
- European Union. (2020). *Health at a Glance: Europe 2020: State of Health in the EU Cycle*. Paris: OECD Publishing;
- FDA. (1997). *A Primer on Medical Device Interactions with Magnetic Resonance Imaging Systems*;
- Fernandes, J. C. (2004). Avaliação do Conforto Acústico em uma Residência Localizada na Região Urbana de Bauru/SP. In *XI SIMPEP*. São Paulo;
- Feychting, M. (2005). Health effects of static magnetic fields - A review of the epidemiological evidence. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, *87*(2–3 SPEC. ISS.), 241–246;
- Fiechter, M., Stehli, J., Fuchs, T. A., Dougoud, S., Gaemperli, O., & Kaufmann, P. A. (2013). Impact of cardiac magnetic resonance imaging on human lymphocyte DNA integrity. *European Heart Journal*, *34*, 2340–2345;
- Flux Medical. (2020). Faraday Cages. Acedido a 10 de novembro de 2020, de http://flux-medical.pl/en/offer/faraday-cages/#contact;
- Fonar. (2011). Major Diagnostic Breakthrough in Multiple Sclerosis Achieved With Advanced UPRIGHT® MRI. *The Inventor of MR Scanning*;
- Fontana, E. (2011). Ondas Eletromagnéticas. Acedido a 10 de junho de 2020, de http://lsi.fotonica.ufpe.br/fontana/Eletromagnetismo2/EletromagnetismoWebParte02/mag2cap7.htm;
- Formica, D., & Silvestri, S. (2004). Biological effects of exposure to magnetic resonance imaging : an overview. *BioMedical Engineering OnLine*, *3*(11);
- Forrest, W. (2011). FDA workshop eyes solutions for improving MRI safety;
- Forrest, W. (2019). Hospital staff injured in MRI accident in Sweden. Acedido a 30 de outubro de 2019, de https://www.auntminnie.com/index.aspx?sec=sup&sub=mri&pag=dis&ItemID=126925;
- Foster, J., Hall, D., Summerfield, A., Palmer, A., & Bowtell, R. (2000). Sound-level measurements and calculations of safe noise dosage during EPI at 3 T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *12*(1), 157–163;
- Freitas, L. C. (2016). *Manual de Segurança e Saúde do Trabalho* (3ª edição). Lisboa: Edições Sílabo, Lda;
- Fuentes, M. A., Trakic, A., Wilson, S. J., & Crozier, S. (2008). Analysis and measurements of magnetic field exposures for healthcare workers in selected MR environments. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, *55*(4), 1355–1364;
- Gaudiano, C., Clementi, V., Fabbri, E., Berardi, P., Santoro, A., & Golfieri, R. (2013). Diffusion

tensor imaging and tractography of the kidneys : assessment of chronic parenchymal diseases. *European Radiology*, *23*, 1678–1685;

- Gibby, W. A. (2005). Basic principles of magnetic resonance imaging. *Neurosurgery Clinics of North America*, *16*, 1–64;
- Glover, P. (2009). Interaction of MRI field gradients with the human body. *Physics in Medicine and Biology*, *54*(21), R99–R115;
- Glover, P. M., Cavin, I., Qian, W., Bowtell, R., & Gowland, P. A. (2007). Magnetic-field-induced vertigo: A theoretical and experimental investigation. *Bioelectromagnetics*, *28*(5), 349–361;
- Goldberg, S. (2007). MRIs and the perception of risk. *American Journal of Law and Medicine*, *33*(2–3), 229–237;
- Gonçalves, L. N. (2014). Acerca das Bobinas de Helmoltz. *Newsletter DEEC*, 18;
- Gorlin, A., Hoxworth, J. M., Pavlicek, W., Thunberg, C. A., & Seamans, D. (2015). Acute vertigo in an anesthesia provider during exposure to a 3T MRI scanner. *Medical Devices: Evidence and Research*, *8*, 161–166;
- Gourzoulidis, G., Karabetsos, E., Skamnakis, N., Xrtistodoulou, A., & Kappas, C. (2015). Electromagnetic Fields exposure in Magnetic Resonance Imaging systems - Preliminary results for the RF harmonic content. *Physica Medica*, *31*(7), 757–762;
- Gowland, P. A. (2005). Present and future magnetic resonance sources of exposure to static fields. *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, *87*(2–3 SPEC. ISS.), 175–183;
- Grand View Research. (2018). Magnetic Resonance Imaging Market Size, Share and Trends Analysis Report. Acedido a 10 de março de 2019, de https://www.grandviewresearch.com/industry-analysis/magnetic-resonance-imaging-market;
- Greenberg, K. L. Z., Weinreb, J., & Shellock, F. G. (2011). "MR conditional" respiratory ventilator system incident in a 3-T MRI environment. *Magnetic Resonance Imaging*, *29*(8), 1150–1154;
- Groebner, J., Umathum, R., Bock, M., Krafft, A. J., Semmler, W., & Rauschenberg, J. (2011). MR safety : simultaneous B 0 , d Φ / d t , and dB/dt measurements on MR-workers up to 7 T. *Magnetic Resonance Materials in Physics*, (24), 315–322;
- Hagberg, G., & Tuzzi, E. (2014). Phase Variations in fMRI Time Series Analysis: Friend or Foe? In *Advanced Brain Neuroimaging Topics in Health and Disease - Methods and Applications*. InTech;
- Haik, J., Daniel, S., Tessone, A., Orenstein, A., & Winkler, E. (2009). MRI induced fourth-degree burn in an extremity, leading to amputation. *Burns*, *35*(2), 294–296;
- Hall, D. A., Summerfield, A. Q., Gonçalves, M. S., Foster, J. R., Palmer, A. R., & Bowtell, R. W. (2000). Time-course of the auditory BOLD response to scanner noise. *Magnetic Resonance in Medicine*, *43*(4), 601–606;
- Hamilton, G., Middleton, M. S., Bydder, M., Yokoo, T., Schwimmer, J. B., Kono, Y., … Sirlin, C. B. (2009). Effect of PRESS and STEAM Sequences on Magnetic Resonance Spectrocopic Liver Fat

Quantification. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *152*, 145–152;

- Hammer, M. (2014). MRI Physics: Pulse Sequences. Acedido from http://xrayphysics.com/sequences.html;
- Hand, J., Bosmans, H., Caruana, C., Keevil, S., Norris, D. G., Padovani, R., & Speck, O. (2013). The European Federation of Organisations for Medical Physics Policy Statement No 14: The role of the Medical Physicist in the management of safety within the magnetic resonance imaging environment: EFOMP recommendations. *Physica Medica*, *29*(2), 122–125.;
- Hanson, L. G. (2016). Risks related to static magnetic fields. *Physica Medica*, *32*, 172;
- Hartwig, V. (2015). Engineering for safety assurance in MRI : analytical , numerical and experimental dosimetry. *Magnetic Resonance Imaging*, 1–9;
- Hartwig, V., Giovannetti, G., Vanello, N., Lombardi, M., Landini, L., & Simi, S. (2009). Biological effects and safety in magnetic resonance imaging: A review. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, *6*(6), 1778–1798;
- Hartwig, V., Vanello, N., Giovannetti, G., Lombardi, M., Landini, L., & Santarelli, M. F. (2011). A novel tool for estimation of magnetic resonance occupational exposure to spatially varying magnetic fields. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, *24*(6), 323–330;
- Hasfeldt, D., & Laerkner, E. (2010). Noise in the Operating Room — What Do We Know ? A Review of the Literature. *Journal of PeriAnesthesia Nursing*, *25*(6), 380–386;
- Hattori, Y., Fukatsu, H., & Ishigaki, T. (2007). Measurement and Evaluation of the Acoustic Noise of a 3 Tesla MR Scanner. *Nagoya J. Med. Sci.*, *69*, 23–28;
- Hidalgo-Tobon, S. (2010). Theory of Gradient Coil Design Methods for Magnetic Resonance Imaging. *Concepts in Magnetic Resonance Part A*, *36A*(4), 223–242;
- Hoff, M. N., McKinney, A., Shellock, F., Rassner, U., Gilk, T., Watson, R., … Kanal, E. (2019). Safety Considerations of 7-T MRI in Clinical Practice. *Radiology*, *00*(0), 1–10;
- Hoiting, G. J. (2005). *Measuring MRI noise*. University of Groningen;
- Holanda, L. M., Ramos, I. R. O., Lima, A. P., Braga, J. P. M., & Souza, H. T. C. M. (2020). Comportamento magnético de materiais por meio da mecânica estatística. *Revista Brasileira de ENsino de Física*, *42*(e20190196);
- Holsbach, L. R., Conto, J. A., & Godoy, P. C. C. (2001). Avaliação dos Níveis de Ruído Ocupacinal em Unidades de Tratamento Intensivo. In *Congreso Latinoamericano de Ingenieria Biomédica* (pp. 23–26). La Habana, Cuba;
- Houpt, T. A., Cassell, J., Carella, L., Neth, B., & Smith, J. C. (2012). Head tilt in rats during exposure to a high magnetic fi eld. *Physiology & Behavior*, *105*(2), 388–393;
- ICNIRP. (2004). ICNIRP Guidelines on Limits of Exposure to Ultraviolet Radiaton of Wavelengths between 180 nm and 400 nm (incoherent optical radiation). *Health Physics*, *87*(2), 171–186;
- ICNIRP. (2009a). Guidelines on Limits of Exposure To Static Magnetic Fields. *Health Physics*, *96*(4),

504–514;

- ICNIRP. (2009b). ICNIRP statement on the "Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (Up to 300 GHz)". *Health Physics*, *97*(3), 257–258;
- IMEDCO. (2018). *SilentSHIELD: Acoustic and RF Shielding for Magnetic Resonance Imaging*. Hagendorf, Suiça;
- International Electrotechnical Comission. (2015). *IEC 60601-2-33 Medical electrical equipment - Part 2-33: Particular requirements for the basic safety and essential performance of magnetic resonance equipment for medical diagnosis* (Vol. Ed. 3.2);
- International Organization for Standardization. (2009). *ISO 9612:2009 - Acoustics - Determination of occupational noise exposure - Engineering method*. Geneva;
- IPEM. (2013). *IPEM POLICY STATEMENT : Scientific Safety Advice to Magnetic Resonance Imaging Units that Undertake Human Imaging*;
- James, C. A., Karacozoff, A., & Shellock, F. G. (2013). Undisclosed and undetected foreign bodies during MRI screening resulting in a potentially serious outcome. *Magnetic Resonance Imaging*, *31*(4), 630–633;
- Jekic, M., Ding, Y., Dzwonczyk, R., Burns, P., Raman, S. V., & Simonetti, O. P. (2010). Magnetic field threshold for accurate electrocardiography in the MRI environment. *Magnetic Resonance in Medicine*, *64*(6), 1586–1591;
- Jeurissen, B., Descoteaux, M., & Leemans, A. (2017). Diffusion MRI fiber tractography of the brain. *NMR in Biomedicine*, e3785;
- Jin, C., Li, H., Li, X., Wang, M., Liu, C., Guo, J., & Yang, J. (2017). Temporary Hearing Threshold Shift in Healthy Volunteers with Hearing Protection Caused by Acoustic Noise Exposure during 3T Multisequence MR Neuroimaging, *286*(2), 602–608;
- Johnson, A. N. (2003). Adapting the Neonatal Intensive Care Environment to Decrease Noise. *J Perinat Neonat Nurs*, *17*(4), 280–288;
- Kaiser, W. (2007). Magnetic Resonance. In W. Andra & H. Nowak (Eds.), *Magnetism in Medicine - A Handbook* (2nd Editio, pp. 291–342). Weinheim: Wiley-VCH;
- Kanal, E., Barkovich, A. J., Bell, C., Borgstede, J. P., Bradley, W. G., Froelich, J. W., … Hernandez, D. (2013). ACR guidance document on MR safe practices: 2013. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *37*(3), 501–530;
- Kangarlu, A., & Robitaille, P.-M. (2000). Biological Effects and Health Implications in Magnetic Resonance. *Concepts in Magnetic Resonance*, *12*(5), 321–359;
- Kangarlu, A., & Schenck, J. (2014). Bioeffects of Static Magnetic Fields. In F. Shellock & J. Crues (Eds.), *MRI Bioeffects, Safety and Patient Management* (pp. 29–63). Los Angeles, CA: Biomedical Research Publishing Group;
- Kannala, S., Toivo, T., Alanko, T., & Jokela, K. (2009). Occupational exposure measurements of

static and pulsed gradient magnetic fields in the Occupational exposure measurements of static and pulsed gradient magnetic fields in the vicinity of MRI scanners. *Physics in Medicine and Biology*, *54*, 2243–2257;

- Karpowicz, J., & Gryz, K. (2006). Health risk assessment of occupational exposure to a magnetic field from magnetic resonance imaging devices. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, *12*(2), 155–167;
- Karpowicz, J., & Gryz, K. (2013). The pattern of exposure to static magnetic field of nurses involved in activities related to contrast administration into patients diagnosed in 1.5 T MRI scanners. *Electromagnetic Biology and Medicine*, *32*(2), 182–191;
- Karpowicz, J., Hietanen, M., & Gryz, K. (2007). Occupational risk from static magnetic fields of MRI scanners. *Environmentalist*, *27*(4), 533–538;
- Katsunuma, A., Takamori, H., Sakakura, Y., Hamamura, Y., & Ogo, Y. (2002). Quiet MRI with novel acoustic noise reduction, *13*, 139–144;
- Keevil, S. (2016). Safety In Magnetic Resonance Imaging. *Medical Physics International Journal*, *4*(1), 26–34;
- Kolipaka, A. (2015). Signal Generation. In M. Syed, O. Simonetti, & S. Raman (Eds.), *Badic Principles of Cardiovascular MRI* (1st Ed., p. pp.3-11). Springer;
- Konkani, A., & Oakley, B. (2012). Noise in hospital intensive care units — a critical review of a critical topic. *Journal of Critical Care*, *27*(5), 522.e1-522.e9;
- Kopp Development. (2018). MRI Safety;
- Kubala, E., Muñoz-álvarez, K. A., Topping, G., Hundshammer, C., Feuerecker, B., Gómez, P. A., … Schwaiger, M. (2016). Hyperpolarized 13C Metabolic Magnetic Resonance Spectroscopy and Imaging. *Journal of Visualized Experiments*, *118*(e54751), 1–16;
- Kugel, H., Bremer, C., Püschel, M., Fischbach, R., Lenzen, H., Tombach, B., … Heindel, W. (2003). Hazardous situation in the MR bore: induction in ECG leads causes fire. *European Radiology*, *13*(4), 690–694. https://doi.org/10.1007/s00330-003-1841-8
- Kumar, R., Lerski, R. A., Gandy, S., Clift, B. A., & Abboud, R. J. (2006). Safety of Orthopedic Implants in Magnetic Resonance Imaging : An Experimental Verification. *Journal of Orthopedic Research*, 1799–1802;
- Lee, B. J., Watkins, R. D., Chang, C., & Levin, C. S. (2019). Low eddy current RF shielding enclosure designs for 3T MR applications, *79*(3), 1745–1752;
- Lee, L., Kim, J., Kim, B., & Kim, J. (2012). Analysis of occupational noise for the healthy life according to the job characteristics. *Health*, *4*(10), 897–903;
- Lee, N., Park, Y., & Woo, G. (2017). Frequency-domain active noise control for magnetic resonance imaging acoustic noise. *Applied Acoustics*, *118*, 30–38.;
- Lepsien, J., Müller, K., Von Cramon, D. Y., & Möller, H. E. (2012). Investigation of higher-order

cognitive functions during exposure to a high static magnetic field. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *36*(4), 835–840;

- Lim, E., Tang, I., Peyman, M., Ramli, N., Narayanan, P., & Rajagopalan, R. (2015). 3 Tesla magnetic resonance imaging noise in standard head and neck sequence does not cause temporary threshold shift in high frequency. *European Archives of Otorhinolaryngology*, *272*(11), 3109–3113;
- Liney, G. (2006). *MRI in Clinical Practice*. London: Springer-Verlag;
- Lipton, A. (2013). *Safety in Magnetic Resonance Imaging*. London. Acedido from https://www.sor.org/learning/document-library/safety-magnetic-resonance-imaging-0;
- Liu, Y., Gu, Y., & Yu, X. (2017). Assessing tissue metabolism by phosphorous-31 magnetic resonance spectroscopy and imaging: a methodology review. *Quant Imaging Med Surg*, *7*(6), 707–726;
- Lufkin, R. (1999). *Manual de Ressonância Magnética* (2ª Edição). Rio de Janeiro: Editora Guanabara Koogan S.A;
- Magnotta, V., & Friedman, L. (2006). Measurement of signal-to-noise and contrast-to-noise in the fBIRN multicenter imaging study. *Journal of Digital Imaging*, *19*(2), 140–147;
- Mansfield, P., Glover, P., & Beaumont, J. (1998). Sound generation in gradient coil structures for MRI. *Magnetic Resonance in Medicine*, *39*(4), 539–550;
- Mardor, Y., Roth, Y., Ocherashvilli, A., Spiegelmann, R., Tichler, T., Daniels, D., … Orenstein, A. (2004). Pretreatment Prediction of Brain Tumors' Response to Radiation Therapy Using High b - Value Diffusion-Weighted MRI. *Neoplasia*, *6*(2), 136–142;
- Marshall, J., Martin, T., Downie, J., & Malisza, K. (2007). A Comprehensive Analysis of MRI Research Risks: In Support of Full Disclosure. *The Canadian Journal of Neurological Sciences*, *34*(1), 11–17;
- Martin, V., Drochon, A., Fokapu, O., & Gerbeau, J. (2012). MagnetoHemoDynamics in the Aorta and Electrocardiograms. *Inria*, (2), 1–18;
- Matos, J., Fradique, J., Tavares, L., Guedes, M., & Leite, M. J. (2011). *Guia Prático para Medições de Ruído Ambiente - no contexto do Regulamento Geral do Ruído tendo em conta a NP ISO 1996*. *Agência Portuguesa do Ambiente*;
- Mazzola, A. a. (2009). Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. *Revista Brasileira de Física Médica*, *3*(1), 117–129;
- Mccomb, C., Allan, D., & Condon, B. (2009). Evaluation of the Translational and Rotational Forces Acting on a Highly Ferromagnetic Orthopedic Spinal Implant in Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *29*, 449–453;
- McJury, M., Blug, A., Joerger, C., Condon, B., & Wyper, D. (1994). Short communication: Acoustic noise levels during magnetic resonance imaging scanning at 1 . 5 T. *The British Journal of Radiology*, *67*, 413–415;

- Mcnulty, J. P., & Mcnulty, S. (2009). Acoustic noise in magnetic resonance imaging : An ongoing issue. *Radiography*, *15*(4), 320–326;
- McRobbie, D., Moore, E., Graves, M., Prince, M. (2006). *MRI: From Picture to Proton*. *Cambridge University Press* (Vol. Second Edi);
- McRobbie, D. (2012). Occupational exposure in MRI. *British Journal of Radiology*, *85*(1012), 293–312;
- McRobbie, D. (2020). *Essentials of MRI Safety*. (Wiley, Ed.). Oxford, UK;
- Mekkaoui, C., Jackowski, M. P., Kostis, W. J., Stoeck, C. T., Thiagalingam, A., Reese, T. G., … Sosnovik, D. E. (2018). Myocardial Scar Delineation Using Diffusion Tensor Magnetic Resonance Tractography. *Journal of American Heart Association*, *7*, e007834;
- MHRA. (2015). *Safety Guidelines for Magnetic Resonance Imaging Equipment in Clinical Use*. *Health Physics*;
- Miguel, S. (2014). *Manual de Higiene e Segurança do Trabalho*. (P. Editora, Ed.) (13ª Edição). Porto;
- Ministério da Saúde. (2003). Despacho nº 258/2003. *Diário Da República*, (6), 259–267;
- Mishra, L. (2014). Two stuck to MRI machine for 4 hrs. *Mumbai Mirror*;
- Mittal, G., & Basir, O. (2009). Online Detection of Contaminants in Packaged Foods with Ultrasound using Signal and Image Processing and Soft Computing. *ENewsletter IEEE - Systems, Man and CyberneticsSociety*, Issue 29;
- Miyakoshi, J. (2006). The review of cellular effects of a static magnetic field. *Science and Technology of Advanced Materials*, *7*, 305–307;
- Moelker, A., Maas, R., & Pattynama, P. (2004). Verbal communication in MR environments: effect of MR system acoustic noise on speech understanding. *Radiology*, *232*(1), 107–113;
- Moelker, A., Vogel, M., & Pattynama, P. (2003). Efficacy of passive acoustic screening: Implications for the design of imager and MR-suite. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *17*(2), 270–275;
- Moelker, A., Wielopolski, P., & Pattynama, P. (2001). Acoustic Noise and Related Safety Considerations in MR Imaging Environments. *RSNA Special Cross-Specialty Categorical Course in Diagnostic Radiology: Practical MR Safety Considerations for Physicians, Physicists and Technologists*, 123–137;
- Moelker, A., Wielopolski, P., & Pattynama, P. (2003). Relationship between magnetic field strength and magnetic-resonance-related acoustic noise levels. *MAGMA Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, *16*(1), 52–55;
- Mollasadeghi, A., Mehrparvar, A. H., Atighechi, S., Davari, M. H., Shokouh, P., Mostaghaci, M., … Presentation, C. (2013). Case Report Sensorineural Hearing Loss after Magnetic Resonance Imaging. *Case Reports in Radiology*, *510258*, 10–13;
- Möller, H. E., & Von Cramon, D. Y. (2008). Bestandsaufnahme zu Risiken durch statische Magnetfelder im Zusammenhang mit der ultrahochfeld-MRT. *Fortschr Röntgenstr*, *180*(4), 293–301;

- More, S., Lim, T., Li, M., Holland, C., Boyce, S., & Lee, J. (2006). Acoustic noise characteristics of a 4 Tesla MRI scanner. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *23*(3), 388–397;
- Munn, Z., Pearson, A., Jordan, Z., Murphy, F., Pilkington, D., & Anderson, A. (2015). Patient anxiety and satisfaction in a magnetic resonance imaging department: Initial results from an action research study. *Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences*, *46*(1), 23–29;
- Nan, J., Zong, N., Chen, Q., Zhang, L., Zheng, Q., & Xia, Y. (2017). A Structure Design Method for Reduction of MRI Acoustic Noise. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, *Article ID*, 12;
- Nijm, G. M., Swiryn, S., Larson, A. C., & Sahakian, A. V. (2008). Extraction of the magnetohydrodynamic blood flow potential from the surface electrocardiogram in magnetic resonance imaging. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *46*(7), 729–733;
- Nordell, A., Lundh, M., Horsch, S., Hallberg, B., Åden, U., Nordell, B., & Blennow, M. (2009). The acoustic hood : a patient-independent device improving acoustic noise protection during neonatal magnetic resonance imaging. *Acta Paediatrica*, *98*, 1278–1283;
- OECD. (2019a). Magnetic resonance imaging (MRI) exams (indicator). Acedido a 10 de setembro de 2020, de https://doi.org/10.1787/1d89353f-en;
- OECD. (2019b). Magnetic resonance imaging (MRI) units (indicator). Acedido a 10 de setembro de 2020, de https://doi.org/10.1787/1a72e7d1-en;
- Okazaki, R., Ootsuyama, A., & Uchida, S. (2001). Effects of a 4.7T Static Magnetic Field on Fetal Development in ICR Mice. *J. Radiot. Res.*, *42*, 273–283;
- Orchard, L. J. (2015). Radiography Implementation of a ferromagnetic detection system in a clinical MRI setting. *Radiography*, *21*(3), 248–253;
- Orellana, D., Busch-vishniac, I. J., & West, J. E. (2007). Noise in the adult emergency department of Johns Hopkins Hospital. *J. Acoust. Soc. Am.*, *121*(4), 1996–1999;
- Otenio, M. H., Cremer, E., & Claro, M. T. (2007). Noise level in a 222 bed hospital in the 18th health region - PR. *Rev Bras Otorrinolaringol*, *73*(2), 245–250;
- Panych, L. P., & Madore, B. (2018). The physics of MRI Safety. *J Magn Reson Imaging*, *47*(1), 28–43;
- Parajuli, K. (2015). Medical Imaging Technology - Acoustic Noise in MRI. Acedido a 2 de dezembro de 2019, de http://suren634634.blogspot.com/2015/01/acoustic-noise-in-mri.html;
- Patricio, E., & Miranda, M. (2005). *Serviço de Imagiologia*. *Ministério da Saúde*;
- Peixoto, N. H., & Ferreira, L. S. (2013). *Higiene Ocupacional II*. (C. T. I. de S. M. Santa Maria: Universidade Federal de Santa Maria, Ed.). Santa Maria - RS: Rede e-Tec Brasil;
- Phalke, V. V, Gujar, S., & Quint, D. J. (2006). Comparison of 3 . 0 T versus 1 . 5 T MR : Imaging of the Spine. *Neuroimaging Clinics of North America*, *16*, 241–248;
- Pierre, E. Y., Grodzki, D., Aandal, Þ. G., Heismann, B., Badve, C., Gulani, V., … Griswold, M. A.

(2014). Parallel Imaging-Based Reduction of Acoustic Noise for Clinical Magnetic Resonance Imaging. *Invest Radiol*, *49*(9), 620–626;

- Pietryga, J. A., Fonder, M. A., Rogg, J. M., North, D. L., & Bercovitch, L. G. (2013). Invisible metallic microfiber in clothing presents unrecognized MRI risk for cutaneous burn. *American Journal of Neuroradiology*, *34*(5), 10–12;
- Pinto, R. (2012). *Introdução à Análise de Dados* (2ª Edição). Lisboa: Edições Sílabo, Lda;
- Pirko, I., Fricke, S. T., Johnson, A. J., Rodriguez, M., & Macura, S. I. (2005). Magnetic Resonance Imaging , Microscopy , and Spectroscopy of the Central Nervous System in Experimental Animals. *The Journal of the American Society for Experimental NeuroTherapeutics*, *2*, 250–264;
- Plein, S., Greenwood, J., & Ridgway, J. P. (2011). *Cardiovascular MR Manual*. London: Springer;
- Pope, D. (2010). Decibel levels and noise generators on four medical / surgical nursing units, *19*, 2463–2470;
- Price, D., Wilde, J., Papadaki, A., Curran, J., & Kitney, R. (2001). Investigation of Acoustic Noise on 15 MRI Scanners from 0.2T to 3T. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *13*, 288–293;
- Price, R., Allison, J., Clarke, G., Dennis, M., Hendrick, R., Keener, C., … Reeve, D. (2015). *2015 Magnetic Resonance Imaging - Quality Control Manual*;
- Radomskij, P., Schmidt, M. A., Heron, C. W., & Prasher, D. (2002). Effect of MRI noise on cochlear function. *The Lancet*, *359*, 1485–1486;
- Ramin, S. L., Tognola, W. A., & Spotti, A. R. (2003). Proton magnetic resonance spectroscopy: clinical applications in patients with brain lesions. *São Paulo Medical Journal*, *121*(6), 254–259;
- Ramos, I., & Ventura, S. R. (2018). *Imagem em Oncologia Médica - Volume 2*. (Lidel, Ed.). Lisboa;
- RANZCR. (2017). *MRI Safety Guidelines, Version 2.0*;
- Ravicz, M., Melcher, J., & Kiang, N. (2000). Acoustic noise during functional magnetic resonance imaging. *The Journal of the Acoustical Society of America*, *108*(4), 1683–1696;
- Reeves, M. J., Brandreth, M., Dcr, R., Aud, M., Whitby, E. H., Rcsi, F. F. R., … Stevens, J. C. (2010). Neonatal Cochlear Function: Measurement after Exposure to Acoustic Noise during in Utero, *257*(3);
- Remedios, D., France, B., & Alexander, M. (2017). Making the best value of clinical radiology : iRefer Guidelines , 8th edition. *Clinical Radiology*, *72*(9), 705–707;
- Remedios, D., Hierath, M., Ashford, N., Bezzi, M., Cavanagh, P., Chateil, J., … Vilgrain, V. (2014). Imaging referral guidelines in Europe : now and in the future — EC Referral Guidelines Workshop Proceedings, (5), 9–13;
- Remedios, D., Hierath, M., Ashford, N., Cavanagh, P., Grenier, P. A., Lloyd, C. M., … Vilgrain, V. (2014). European survey on imaging referral guidelines, (5), 15–23;
- Ribeiro, M. M., O'Neill, J. G., & Maurício, J. C. (2013). *Caraterização da Tecnologia por Ressonância Magnética em Portugal*;
- Riches, S. F., Collins, D. J., Scuffham, J. W., & Leach, M. O. (2007). EU Directive 2004/40: Field

measurements of a 1.5 T clinical MR scanner. *British Journal of Radiology*, *80*(954), 483–487;

- Rijn, G. A. Van, Mourik, J. E. M., Teeuwisse, W. M., Luyten, G. P. M., & Webb, A. G. (2012). Magnetic Resonance Compatibility of Intraocular Lenses Measured at 7 Tesla. *Multidisciplinary Ophtalmic Imaging*, *53*(7), 3449–3453;
- Roberts, D. C., Marcelli, V., Gillen, J. S., Carey, J. P., Della Santina, C. C., & Zee, D. S. (2011). MRI magnetic field stimulates rotational sensors of the brain. *Current Biology*, *21*(19), 1635–1640;
- Roozen, N. B., Koevoets, A. H., & Hamer, A. J. Den. (2008). Active Vibration Control of Gradient Coils to Reduce Acoustic Noise of MRI Systems, *13*(3), 325–334;
- Rostamzadeh, A., Mohammadi, M., Ahmadi, R., Nazari, A., Ghaderi, O., Member, F., & Sciences, M. (2016). Evaluation of mouse embryos produced in vitro after electromagnetic waves exposure - Morphometric study. *Electronic Physician*, *8*(1), 1701–1710;
- Rumsey, F., & McCormickT. (2006). *Sound and Recording: An Introduction* (Fifth Edit). Oxford: Elsevier;
- Runyon, C. (2016). Understanding MRI Gradients & Slew Rates. Acedido a 15 de fevereiro de 2020, de https://www.amberusa.com/blog/understanding-mri-gradients-and-slew-rates;
- Sá, M. J. (2009). *Neurologia Clínica - Compreender as Doenças Neurológicas*. Porto: Edições Universidade Fernando Pessoa;
- SafetySign.com. (2018). Strong Magnetic Field Is In Place Sign;
- Saladin, K. (2014). *Human Anatomy* (Fourth Edi). New York: MCGraw Hill;
- SCENIHR. (2009). Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks, SCENIHR - Health Effects of Exposure to EMF;
- Schaap, K., Vries, Y. C., Crozier, S., Vocht, F. De, & Kromhout, H. (2014). Exposure to Static and Time-Varying Magnetic Fields From Working in the Static Magnetic Stray Fields of MRI Scanners : A Comprehensive Survey in the Netherlands. *Ann. Occup. Hyg.*, *58*(9), 1094–1110;
- Schaap, K., Vries, Y. C., Slottje, P., & Kromhout, H. (2013). Inventory of MRI applications and workers exposed to MRI-related electromagnetic fields in the Netherlands. *European Journal of Radiology*, *82*(12), 2279–2285;
- Schaefer, D. J., Bourland, J. D., & Nyenhuis, J. A. (2000). Review of patient safety in time-varying gradient fields. *J Magn Reson Imaging*, *12*(1), 20–29;
- Schell, J., Cuvillon, L., Gounot, D., Breton, E., Kammerer, J., Hébrard, L., & Mathelin, M. De. (2013). Hall-effect magnetic tracking device for Magnetic Resonance Imaging. In *SENSORS, 2013 IEEE* (pp. 1–4);
- Schell, J., Kammerer, J., Hébrard, L., Breton, E., Gounot, D., & Cuvillon, L. (2013). Towards a Hall effect magnetic tracking device for MRI. In *35th Annual International Conference of the IEEE EMBS* (pp. 2964–2967);
- Schenck, J. F. (2005). Physical interactions of static magnetic fields with living tissues. *Progress in*

Biophysics and Molecular Biology, *87*, 185–204;

- Schlamann, M., Voigt, M. A., Maderwald, S., Bitz, A. K., Kraff, O., Ladd, S. C., … Wilhelm, H. (2010). Exposure to high-field MRI does not affect cognitive function. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *31*(5), 1061–1066;
- Science Facts. (2017). Ionizing Radiation. Acedido August 18, 2020, from http://www.sciencefacts.net/ionizing-radiation.html;
- Setsompop, K., Feinberg, D. A., & Polimeni, J. R. (2016). Rapid brain MRI acquisition techniques at ultra-high fields. *NMR Biomed.*, *29*(9), 1198–1221;
- Shaw Communications. (2020). About: WiFi Interference;
- Shellock, F. (2017). *Reference Manual for Magnetic Resonance Safety, Implants and Devices: 2017 Edition*. Los Angeles, CA: Biomedical Research Publishing Group;
- Shellock, F., & Crues, J. (2014). *MRI Bioeffects, Safety, and Patient Management*. Los Angeles, CA: Biomedical Research Publishing Group;
- Short, A. E., Short, K. T., Phys, M., Holdgate, A., Ahern, N., & Morris, J. (2011). Noise levels in an Australian emergency department. *Australasian Emergency Nursing Journal*, *14*, 26–31;
- Siemens AG. (2007). *Siemens Magnetom Trio: I-class. Extraordinary 3T performance.* Munich, Germany;
- Siemens AG. (2019). Magnetic Resonance Imaging - Coils;
- Simi, S., Ballardin, M., Casella, M., Marchi, D. De, Hartwig, V., Giovannetti, G., … Lombardi, M. (2008). Mutation Research / Fundamental and Molecular Mechanisms of Mutagenesis Is the genotoxic effect of magnetic resonance negligible ? Low persistence of micronucleus frequency in lymphocytes of individuals after cardiac scan. *Mutation Research*, *645*, 39–43;
- Sirmatel, F., Sert, C., Yokus, B., & Selek, S. (2007). Total antioxidant capacity , total oxidant status and oxidative stress index in the men exposed to 1 . 5 T static magnetic field. *General Physiology and Biophysics*, *26*, 86–90;
- Sorland, G. (2014). *Dynamic Pulsed-Field-Gradient NMR*. Berlin, Germany: Springer-Verlag;
- Sosnovik, D. E., Wang, R., Dai, G., Reese, T. G., & Wedeen, V. J. (2009). Diffusion MR tractography of the heart. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, *11*, 1–15;
- Sousa, C. (2014). *Aços Inoxidáveis na Construção Civil - Aplicação em estruturas*. Instituto Superior Técnico de Lisboa;
- Souza, R. N., & Muhlen, S. S. (2013). Estudo comparativo da eficácia dos materiais metálicos utilizados para blindagens de salas de ressonância magnética no Brasil. *IFMBE Proceedings*, *33 IFMBE*, 256–259.;
- SPRMN. (2003). Manual de boas Práticas da Especialidade de Radiologia, Diário da República Portuguesa. *Diário Da República Portuguesa, Ministério Da Saúde*, 1–43;
- Stalker, F. (2018). The life-saving machine developed in Aberdeen. *BBC News*;

- Strizek, B., Jani, J. C., Keyzer, F. De, Pauwels, I., & Cos, T. (2015). Safety of MR Imaging at 1.5 T in Fetuses: A Retrospective Case- Control Study of Birth Weights and the Effects of Acoustic Noise, *275*(2);
- Swicord, M. L., Balzano, Q., & Sheppard, A. R. (2010). A review of physical mechanisms of radiofrequency interaction with biological systems. *2010 Asia-Pacific Symposium on Electromagnetic Compatibility, APEMC 2010*, 21–24;
- Tan, E. T., Lee, S., Weavers, P. T., Graziani, D., Piel, J. E., Shu, Y., … Clinic, M. (2017). High Slew-Rate Head-Only Gradient for Improving Distortion in Echo Planar Imaging: Preliminary Experience. *J Magn Reson Imaging*, *44*(3), 653–664;
- Tang, M. Y., Chen, T. W., Zhang, X. M., & Huang, X. H. (2014). GRE $T2^*$-Weighted MRI: Principles and Clinical Applications. *BioMed Research International*, *2014*(Article ID 312142);
- Thormann, M., Amthauer, H., Adolf, D., Wollrab, A., Ricke, J., & Speck, O. (2013). Efficacy of diphenhydramine in the prevention of vertigo and nausea at 7 T MRI. *European Journal of Radiology*, *82*(5), 768–772;
- Tischler, V., Calton, T., Williams, M., & Cheetham, A. (2008). Patient anxiety in magnetic resonance imaging centres: Is further intervention needed? *Radiography*, *14*(3), 265–266;
- TroykaMed. (2018). MRI Compatible Neonatal Noise Attenuators - Minimuffs. Acedido a 20 de outubro de 2020, de https://troykamed.com/en/urunler/mr-uyumlu-yenidogan-ses-yalitim-kulakligi/mr-uyumlu-yenidogan-kulakligi/;
- Tsai, L. L., Grant, A. K., Mortele, K. J., Kung, J. W., & Smith, M. P. (2015). A Practical Guide to MR Imaging Safety: What Radiologists Need to Know. *RadioGraphics*, *35*(6), 1722–1737;
- Tsao, C. (2008). Basic MRI Physics. Acedido a 20 de fevereiro de 2019, de https://www.wikidoc.org/index.php/Basic_MRI_Physics;
- Van Nierop, L. E., Slottje, P., Kingma, H., & Kromhout, H. (2013). MRI-related static magnetic stray fields and postural body sway: A double-blind randomized crossover study. *Magnetic Resonance in Medicine*, *70*(1), 232–240;
- van Nierop, L. E., Slottje, P., van Zandvoort, M. J. E., de Vocht, F., & Kromhout, H. (2012). Effects of magnetic stray fields from a 7 Tesla MRI scanner on neurocognition: a double-blind randomised crossover study. *Occupational and Environmental Medicine*, *69*(10), 759–766;
- Vocht, F. De, Muller, F., Engels, H., & Kromhout, H. (2009). Personal Exposure to Static and Time-Varying Magnetic Fields During MRI System Test Procedures. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *30*, 1223–1228;
- Wang, H., Trakic, A., Liu, F., & Crozier, S. (2008). Numerical field evaluation of healthcare workers when bending towards high-field MRI magnets. *Magnetic Resonance in Medicine*, *59*(2), 410–422;
- Wang, J., Mao, W., Qiu, M., Smith, M. B., & Constable, R. T. (2006). Factors Influencing Flip Angle Mapping in MRI: RF Pulse and B0 Inhomogeneities Measurement of Relative Flip Angles. *Magnetic*

Resonance in Medicine, *56*, 463–468;

- Wang, Y. (2017). *Gradient Coil Design and Acoustic Noise Control in Magnetic Resonance Imaging Systems*. University of Queensland, Australia;
- Wang, Y., Liu, F., Weber, E., Tang, F., Jin, J. I. N., Tesiram, Y. A. S., … Al, W. E. T. (2015). Acoustic Analysis for a Split MRI System Using FE Method, *45B*(2), 85–96;
- Weibler, J. (1993). Properties of Metals Used for RF Shielding. *EMC Test & Design*, 2–6;
- Weishaupt, D., & Köchli, V. D. (2006). *How Does MRI Work?* (Springer, Ed.) (1st Editio). Berlin, Germany: Springer-Verlag;
- Westbrook, C. (2002). *MRI at a Glance*. Blackwell Science;
- Westbrook, C., & Kaut, C. (1998). *MRI in Practice*. (B. Science, Ed.). Oxford;
- Westbrook, C., Roth, C. K., & Talbot, J. (2013). *Ressonância Magnética - Aplicações Práticas*. (E. Guanabara Koogan, Ed.) (Quarta Edi). Rio de Janeiro;
- WHO. (2015). *Hearing loss due to recreational exposure to loud sounds - a review*;
- WHO. (2016). *Comunicar os riscos da radiação em Imagiologia Pediátrica*;
- Wilen, J., & de Vocht, F. (2011). Health complaints among nurses working near MRI scanners--a descriptive pilot study. *European Journal of Radiology*, *80*(2), 510–513;
- Wolf, P. (2016). Epilepsy and the Sensory Systems. *Epilepsy Currents - Current Review in Clinical Science*, *16*(6), 369–372;
- Wong, S., Steinbach, L., Zhao, J., Stehling, C., Ma, C. B., & Link, T. M. (2009). Comparative study of imaging at 3.0 T versus 1.5 T of the knee. *Skeletal Radiol*, *38*, 761–769;
- Wood, R., Bassett, K., Foerster, V., Spry, C., & Tong, L. (2011). *1.5 Tesla Magnetic Resonance Imaging Scanners Compared with 3.0 Tesla Magnetic Resonance Imaging Scanners: Systematic Review of Clinical Effectiveness [Internet]. Ottawa: Canadian Agency for Drugs and Technologies in Health*;
- Woods, T. O. (2007). Standards for medical devices in MRI: Present and future. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *26*(5), 1186–1189;
- Xavier, G. (2014). 10 Dicas para Implementação de Ressonância Magnética (RM). Acedido a 22 de setembro de 2019, de http://equipacare.com.br/web/index.php/10-dicas-para-implantacao-de-ressonancia-magnetica-rm/;
- Yamaguchi-Sekino, S., Sekino, M., & Ueno, S. (2011). Biological effects of electromagnetic fields and recently updated safety guidelines for strong static magnetic fields. *Magnetic Resonance in Medical Sciences : MRMS : An Official Journal of Japan Society of Magnetic Resonance in Medicine*, *10*(1), 1–10;
- Yoshie, S., Ikehata, M., Hirota, N., Takemura, T., Minowa, T., Hanagata, N., & Hayakawa, T. (2012). Evaluation of Mutagenicity and Co-mutagenicity of Strong Static Magnetic Fields up to 13 Tesla in Escherichia coli Deficient in Superoxide Dismutase. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *35*,

731–736;

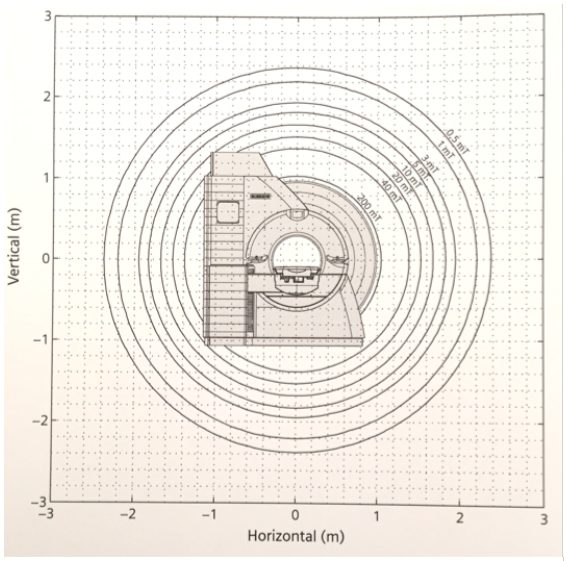
- Yurtseven, E., Bosat, M., Koksal, S., Vehid, S., & Yurtseven, C. (2017). Noise in Hospital : The Assessment of Noise Levels in the Different Outpatient Clinics. *International Journal of Sciences and Research*, *73*(2), 55–62;
- Zaccagnino, E., Devincent, C., Leelakanok, N., Phelps, A. S., Zapala, M., Wong, P., & Courtier, J. (2019). Assessment of quiet T2 weighted PROPELLER sequence in pediatric abdominal imaging. *Clinical Imaging*, *53*, 12–16;
- Zapp, J., Schmitter, S., & Schad, L. R. (2012). Sinusoidal Echo-Planar Imaging With Parallel Acquisition Technique for Reduced Acoustic Noise in Auditory fMRI. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, *000*, 000–000;
- Zhang, Q., Tokiwa, M., Doi, T., Nakahara, T., Chang, P., Hori, M., … Yonei, S. (2009). Strong static magnetic field and the induction of mutations through elevated production of reactive oxygen species in Escherichia coli soxR. *International Journal of Radiation Biology*, *79*(4), 281–286;
- Zou, K. H., Tuncali, K., & Silverman, S. G. (2003). Correlation and Simple Linear Regression. *Radiology*, *227*(3), 617–628;
- Zwart, J. A. De, Gelderen, P. Van, Kellman, P., & Duyn, J. H. (2002). Reduction of Gradient Acoustic Noise in MRI Using SENSE-EPI. *NeuroImage*, *16*, 1151–1155.

Anexos

Deste trabalho de investigação, constam os seguintes anexos:

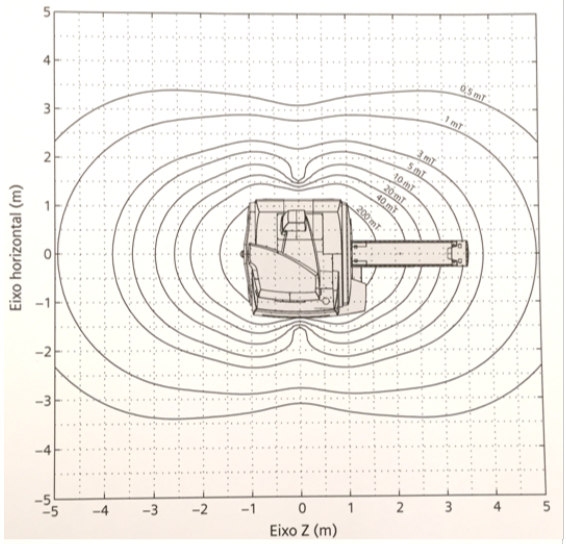
- **Anexo I** - Distribuição Espacial e Extensão das linhas de isocampo do equipamento de RM 1.5T do Departamento de RM do CHUSJ;
- **Anexo II** - Distribuição Espacial e Extensão das linhas de isocampo do equipamento de RM de 3T do Departamento de RM do CHUSJ;
- **Anexo III** - Certificado de verificação do Sonómetro Brüel & Kjær, modelo 2250 (SSO do CHUSJ);
- **Anexo IV** - Questionário de Segurança utilizado anteriormente a este estudo nos doentes do Departamento de RM do CHUSJ;
- **Anexo V** - Proposta de novo Questionário de Segurança para realização aos doentes para o Departamento de RM do CHUSJ – aceite e atualmente em uso;
- **Anexo VI** - Proposta de Questionário de Segurança para realização aos acompanhantes dos doentes para o Departamento de RM do CHUSJ – aceite e atualmente em uso;
- **Anexo VII** - Exemplos de Modos de Segurança para realização dos exames de RM em doentes com dispositivos cardíacos implantáveis condicionados;
- **Anexo VIII** - Documento interno para monitorização de um doente com um neuroestimulador cerebral ao longo de um exame de RM, por parte do Técnico de Radiologia;
- **Anexo IX** - Declaração de Responsável Técnico da Segurança em Ressonância Magnética do Departamento de RM do CHUSJ – Diretor de Serviço de Radiologia do CHUSJ;
- **Anexo X** - Declaração de Responsável Técnico da Segurança em Ressonância Magnética do Departamento de RM do CHUSJ – Técnico Coordenador de Serviço de Radiologia do CHUSJ.

Anexo I - Distribuição Espacial e Extensão das linhas de isocampo do equipamento de RM de 1.5T do Departamento de RM do CHUSJ

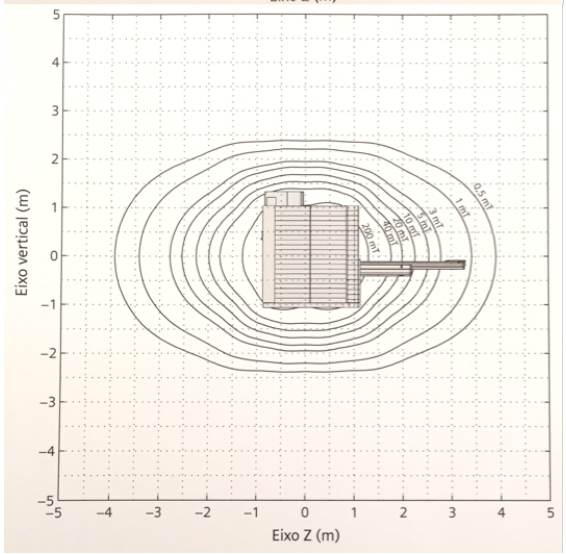


Vista na direção do eixo do campo magnético

Gráfico refere-se ao eixo Z = 0

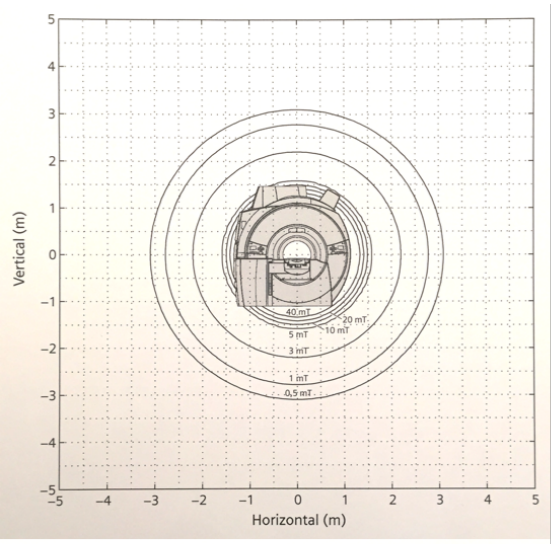


Vista de cima do magnete



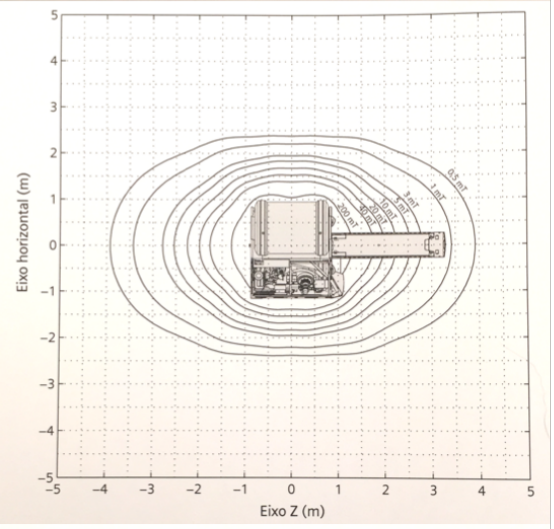
Vista lateral do magnete

Anexo II - Distribuição Espacial e Extensão das linhas de isocampo do equipamento de RM de 3 T do Departamento de RM do CHUSJ

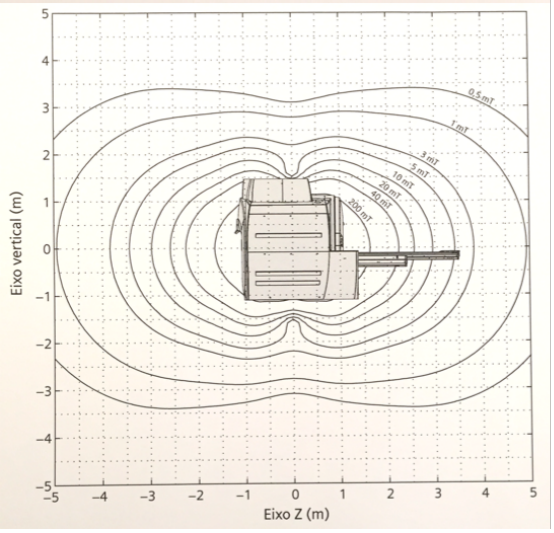


Vista na direção do eixo do campo magnético

Gráfico refere-se ao eixo Z = 0



Vista de cima do magnete



Vista lateral do magnete

Anexo III – Certificado de verificação do Sonómetro Brüel & Kjær, modelo 2250 (SSO do CHUSJ)

CERTIFICADO DE VERIFICAÇÃO

NÚMERO 245.70 / 15.34641

PÁGINA 1 de 2

ENTIDADE:

Nome	Centro Hospitalar de São João, EPE.
Endereço	Alameda Prof. Hernâni Monteiro - Porto - 4202-451 Porto

INSTRUMENTO DE MEDIÇÃO:

Desp. Aprov. Modelo n.º 245.70.05.3.16

Sonómetro	Marca / Modelo / Nº de série / Selo Nº	Brüel & Kjær / 2250 / 2567801 / 34641
Microfone	Marca / Modelo / Nº de série	Brüel & Kjær / 4189 / 2566349
Pré-amplificador	Marca / Modelo / Nº de série	Brüel & Kjær / ZC 0032 / 3147
Calibrador	Marca / Modelo / Nº de série / Selo Nº	Brüel & Kjær / 4231 / 2567427 / 34642

CARACTERÍSTICAS METROLÓGICAS:

Classe	1

OPERAÇÃO EFECTUADA:

Tipo / Data	Verificação Periódica / 14/08/2015
Rastreabilidade	Tensão contínua e alternada - Lab. Metrol. Eléct. ISQ (Portugal) Frequência - IPQ (Portugal) Nível de pressão sonora - Danak (Dinamarca)
Documentos de referência	Portaria 977/09 de 1 de Setembro de 2009 Proc. Interno PO.M-DM/ACUS 02 (Ed. C - Rev. 00) tendo por base os documentos de referência Norma IEC 61672-3: 2006-10
Condições ambientais	Temp.: 23,6 ºC Hum. Rel.: 53,0 % Pressão atmosf.: 100,1 kPa
RESULTADO	**Em conformidade com os valores regulamentares** **O Valor do erro de cada uma das medições efectuadas são inferiores aos valores dos erros máximos admissíveis para a classe do equipamento de medição**

Local / Data

Grijó, 14 de agosto de 2015

O presente Boletim de Verificação só pode ser reproduzido no seu todo e apenas se refere ao(s) item(s) ensaiado(s).
O equipamento é selado como consta no Despacho de aprovação de modelo respectivo.
A operação de controlo metrológico efectuada é evidenciada apenas pela aposição no instrumento do símbolo respectivo como consta dos anexos da Portaria n.º 962/90 de 9 de Setembro

CERTIFICADO DE VERIFICAÇÃO - cont.

NÚMERO 245.70 / 15.34641

PÁGINA 2 de 2

Características Acústicas

Calibrador acústico	CONFORME
Condições de referência	CONFORME
Ponderação em frequência	CONFORME
Ruído inerente	CONFORME

Características Eléctricas

Ruído inerente	CONFORME
Ponderação em frequência	CONFORME
Ponderação no tempo	CONFORME
Linearidade escala de referência/escalas	CONFORME
Resposta a sinais de curta duração	CONFORME
Indicação de sinais de pico em ponderação C	CONFORME
Indicação de sobrecarga	CONFORME

Anexo IV – Questionário de Segurança utilizado anteriormente a este estudo nos doentes do Departamento de RM do CHUSJ

O exame de Ressonância Magnética

1. A R.M. é uma técnica que permite estudar o corpo humano sem o uso de radiação ionizante.
2. É um exame indolor, pelo que pode realizá-lo confortavelmente deitado.
3. Durante a realização do exame irá ouvir ruídos, que correspondem à aquisição das imagens.
4. O exame tem a duração aproximada de 40 minutos, pelo que deverá manter-se calmo e imóvel, podendo contudo contactar o Técnico de Radiologia a qualquer altura, tocando a campainha que lhe será dada.
5. Deverá manter-se em **jejum 3 horas** antes de realizar a RM; este procedimento é pedido porque, para ajudar a esclarecer as imagens poderá ser necessário administrar por via endovenosa um produto de contraste.
6. Se o seu exame foi previsto com **Anestesia** deverá ter **6 horas de jejum** e vir acompanhado, pois não poderá conduzir de seguida.

Leia atentamente e responda a este QUESTIONÁRIO:

É a primeira vez que realiza um exame de **RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**?

Informe-nos se é portador de:

- ☐ *Pacemaker;*
- ☐ *Válvulas cardíacas;*
- ☐ *Clipes cerebrais;*
- ☐ *Próteses metálicas.*

Já fez alguma cirurgia?

SIM ☐ NÃO ☐

A quê? _____

Quando? _____

É serralheiro ou soldador, como profissão ou nos tempos livres?

SIM ☐ NÃO ☐

Tem alguma alergia?

SIM ☐ NÃO ☐

A quê? _____

Está grávida?

SIM ☐ NÃO ☐

TEM DÚVIDAS? NÃO HESITE, PERGUNTE!

Data: ☐☐ – ☐☐ – ☐☐☐☐

Assinatura do próprio ou do representante legal: _____

Assinatura do(a) Enf.(a) responsável: _____

O uso de PACEMAKER é uma CONTRA-INDICAÇÃO para realizar a RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Anexo V – Proposta de novo Questionário de Segurança para realização aos doentes para o Departamento de RM do CHUSJ – aceite e atualmente em uso

UNIDADE DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA CHUSJ

NOME COMPLETO: _____

DATA NASCIMENTO: ___/___/____ **PESO:** _____ (Kg) **ALTURA:** _____ (cm)

O EXAME DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

1. A Ressonância Magnética é uma técnica que permite estudar o corpo humano sem utilização de radiações ionizantes (raios X);
2. É um exame indolor, pelo que pode realizá-lo confortavelmente deitado;
3. Durante a realização do exame irá ouvir ruídos, semelhantes a "martelos", que correspondem à aquisição das imagens do seu exame. Poderá solicitar o uso de abafadores de som ou tampões auditivos;
4. O aparelho é um túnel aberto de ambos os lados, sendo o interior do mesmo iluminado e ventilado permanentemente, com circulação de ar;
5. O exame tem a duração aproximada de 20-30 minutos, pelo que deverá manter-se calmo e imóvel, podendo, contudo, contactar o técnico de Radiologia a qualquer altura, tocando na campainha que lhe será dada;
6. Para ajudar a esclarecer as imagens poderá ser necessário administrar, numa veia, uma pequena injeção de contraste (diferente do usado em TAC), daí a importância de se manter em jejum;
7. Antes e após a realização da RM, pode fazer uma vida normal.

LEIA ATENTAMENTE E RESPONDA AO SEGUINTE QUESTIONÁRIO

É a primeira vez que faz uma Ressonância Magnética? ..... Sim ☐ Não ☐

Já fez alguma cirurgia? ..... Sim ☐ Não ☐

A quê? _____

_____

Quando? _____

_____

Indique se possui algum:

Pacemaker (ou CDI) cardíaco? ..... Sim ☐ Não ☐

Clips de aneurisma (cranianos, aórticos)? . Sim ☐ Não ☐

Válvulas cardíacas mecânicas? ..... Sim ☐ Não ☐

Stent (prótese) em artérias ou veias? ..... Sim ☐ Não ☐

Implantes auditivos ou cocleares? ..... Sim ☐ Não ☐

Próteses auditivas? ..... Sim ☐ Não ☐

Shunt ou válvula espinhal ou ventricular? ... Sim ☐ Não ☐

Prótese/Implantes dentários? ..... Sim ☐ Não ☐

Neuro ou Bioestimulador? ..... Sim ☐ Não ☐

Próteses ortopédicas metálicas? ..... Sim ☐ Não ☐

Placas, parafusos e/ou cavilhas metálicas? .. Sim ☐ Não ☐

Bomba de infusão de medicamentos? ..... Sim ☐ Não ☐

Tatuagens e/ou piercings? ..... Sim ☐ Não ☐

Pensos dérmicos de medicação? ..... Sim ☐ Não ☐

Expansor mamário? ..... Sim ☐ Não ☐

Limalhas e/ou estilhaços no corpo? ..... Sim ☐ Não ☐

É serralheiro, soldado ou mecânico? ..... Sim ☐ Não ☐

Outros? _____ Quais? _____

Possui jejum de 3 horas (ou 6 no caso de anestesia)? ..... Sim ☐ Não ☐

Possui alergias? ..... Sim ☐ Não ☐

Se sim, quais? _____

_____

Já fez exames com contraste? ..... Sim ☐ Não ☐

Antecedentes de alergia ao contraste? .Sim ☐ Não ☐

Tem asma/bronquite? .....Sim ☐ Não ☐

Tem diabetes? .....Sim ☐ Não ☐

É insuficiente renal? .....Sim ☐ Não ☐

Realiza hemodiálise? .....Sim ☐ Não ☐

Quando realiza a próxima sessão de hemodiálise?

_____

Medicação habitual? _____

_____

SÓ PACIENTES DO SEXO FEMININO:

Está grávida? ..... Sim ☐ (_____ semanas) Não ☐

Está a amamentar? ..... Sim ☐ Não ☐

Tem Dispositivo intra-uterino (DIU)? .... Sim ☐ Não ☐

Se sim, qual a marca? _____

Declaro ter lido e assumido as informações constantes deste folheto, consentindo a realização do exame:

_____

(Assinatura do próprio ou representante legal)

Centro Hospitalar Universitário São João, ___/___/___

CONFERIDO POR: _____ **(T.S.D.T.)** **CONFERIDO POR:** _____ **(ENFERMEIRO)**

Versão 3.0

Anexo VI – Proposta de Questionário de Segurança para realização aos acompanhantes dos doentes para o Departamento de RM do CHUSJ – aceite e atualmente em uso

UNIDADE DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DO CHUSJ

NOME DO DOENTE: _____

Processo: _____ **Data de Nascimento:** ___ / ___ / _____

QUESTIONÁRIO DE SEGURANÇA PARA ACOMPANHANTES DOS DOENTES

NOME DO ACOMPANHANTE: _____

GRAU DE PARENTESCO / OUTRO: _____

De forma a assegurar a sua segurança, leia atentamente e responda às seguintes questões:

Já fez alguma cirurgia? ..... Sim ☐ Não ☐

Indique se possui algum:

a) Pacemaker (ou CDI) cardíaco? ..... Sim ☐ Não ☐
b) Clips de aneurisma (cranianos, aórticos)? ..... Sim ☐ Não ☐
c) Válvulas cardíacas mecânicas? ..... Sim ☐ Não ☐
d) Stent (prótese) em artérias ou veias? ..... Sim ☐ Não ☐
e) Implantes auditivos ou cocleares? ..... Sim ☐ Não ☐
f) Próteses auditivas? ..... Sim ☐ Não ☐
g) Shunt (derivação ou válvula) espinhal ou ventricular? ..... Sim ☐ Não ☐
h) Neuro ou Bioestimulador? ..... Sim ☐ Não ☐
i) Próteses ortopédicas metálicas? ..... Sim ☐ Não ☐
j) Colocação de placas, parafusos e/ou cavilhas metálicas? ... Sim ☐ Não ☐
k) Bomba de infusão de medicamentos? ..... Sim ☐ Não ☐
l) Expansor mamário? ..... Sim ☐ Não ☐
m) Suspeita ter limalhas, estilhaços ou outros no corpo? ..... Sim ☐ Não ☐
n) Se sexo feminino: está ou suspeita estar grávida? ..... Sim ☐ Não ☐

Outros: _____

ANTES DE ENTRAR NA SALA DE RM, POR FAVOR RETIRE:

Aparelhos auditivos, óculos, ganchos de cabelo, chaves, relógio, telemóvel, carteira, cartões magnéticos, moedas ou quaisquer materiais metálicos.

NÃO ENTRE DENTRO DA SALA, NEM LEVE NADA PARA DENTRO DA SALA SEM PERGUNTAR AO TÉCNICO OU ENFERMEIRO E TER A DEVIDA AUTORIZAÇÃO!

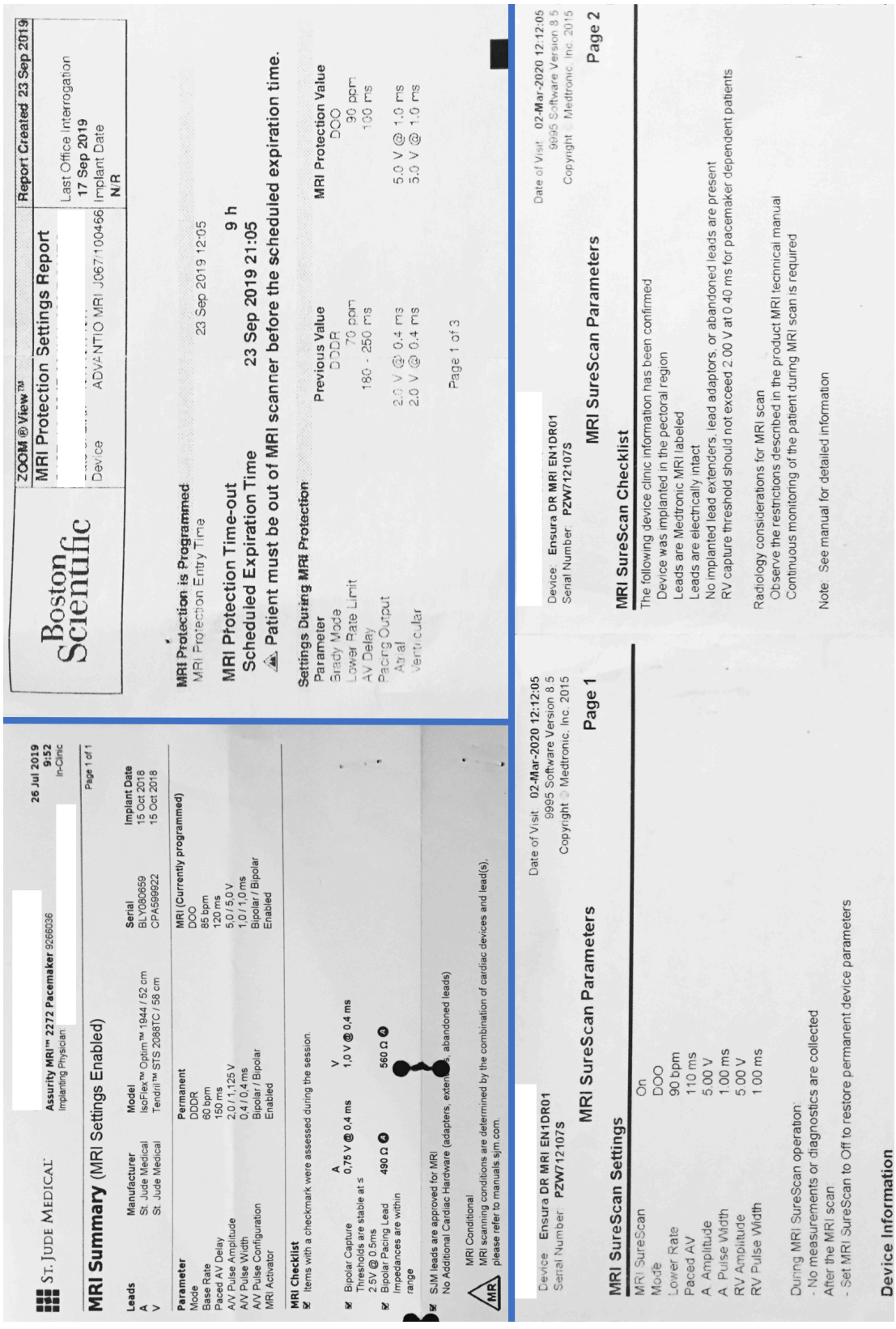
Assinatura: _____ DATA: ____ / ____ / _____

Conferido por: _____ N.º Mec.: _____ (T.S.D.T.)

Conferido por: _____ N.º Mec.: _____ (Enfermeiro)

Versão 2.0

Anexo VII – Exemplos de Modos de Segurança para realização dos exames de RM em doentes com dispositivos cardíacos implantáveis condicionais



ST. JUDE MEDICAL — Assurity MRI™ 2272 Pacemaker 9266036 — Implanting Physician: — 26 Jul 2019 9:52 In-Clinic — Page 1 of 1

MRI Summary (MRI Settings Enabled)

Leads	Manufacturer	Model	Serial	Implant Date
A	St. Jude Medical	IsoFlex™ Optim™ 1944 / 52 cm	BLY080659	15 Oct 2018
V	St. Jude Medical	Tendril™ STS 2088TC / 58 cm	CPA599922	15 Oct 2018

Parameter	Permanent	MRI (Currently programmed)
Mode	DDIR	DOO
Base Rate	60 bpm	85 bpm
Paced AV Delay	150 ms	120 ms
A/V Pulse Amplitude	2.0 / 1.125 V	5.0 / 5.0 V
A/V Pulse Width	0.4 / 0.4 ms	1.0 / 1.0 ms
A/V Pulse Configuration	Bipolar / Bipolar	Bipolar / Bipolar
MRI Activator	Enabled	Enabled

MRI Checklist

☑ Items with a checkmark were assessed during the session.

	A	V
☑ Bipolar Capture Thresholds are stable at ≤ 2.5V @ 0.5ms	0.75 V @ 0.4 ms	1.0 V @ 0.4 ms
☑ Bipolar Pacing Lead Impedances are within range	490 Ω ✓	560 Ω ✓

☑ SJM leads are approved for MRI
No Additional Cardiac Hardware (adapters, extenders, abandoned leads)

MRI Conditional
MRI scanning conditions are determined by the combination of cardiac devices and lead(s), please refer to manuals sjm.com.

Device: Ensura DR MRI EN1DR01
Serial Number: PZW712107S

Date of Visit: 02-Mar-2020 12:12:05
9995 Software Version 8.5
Copyright © Medtronic, Inc. 2015

MRI SureScan Parameters — Page 1

MRI SureScan Settings

MRI SureScan	On
Mode	DOO
Lower Rate	90 bpm
Paced AV	110 ms
A Amplitude	5.00 V
A Pulse Width	1.00 ms
RV Amplitude	5.00 V
RV Pulse Width	1.00 ms

During MRI SureScan operation:
- No measurements or diagnostics are collected

After the MRI scan:
- Set MRI SureScan to Off to restore permanent device parameters

Device Information

Boston Scientific — ZOOM ® View™ — Report Created 23 Sep 2019

MRI Protection Settings Report

Device: ADVANTIO MRI J067/100466 — Last Office Interrogation: 17 Sep 2019 — Implant Date: N/R

MRI Protection is Programmed
MRI Protection Entry Time: 23 Sep 2019 12:05

MRI Protection Time-out: 9 h
Scheduled Expiration Time: 23 Sep 2019 21:05
⚠ Patient must be out of MRI scanner before the scheduled expiration time.

Settings During MRI Protection

Parameter	Previous Value	MRI Protection Value
Brady Mode	DDIR	DOO
Lower Rate Limit	70 ppm	90 ppm
AV Delay	180 - 250 ms	100 ms
Pacing Output		
Atrial	2.0 V @ 0.4 ms	5.0 V @ 1.0 ms
Ventricular	2.0 V @ 0.4 ms	5.0 V @ 1.0 ms

Page 1 of 3

Device: Ensura DR MRI EN1DR01
Serial Number: PZW712107S

Date of Visit: 02-Mar-2020 12:12:05
9995 Software Version 8.5
Copyright © Medtronic, Inc. 2015

MRI SureScan Parameters — Page 2

MRI SureScan Checklist

The following device clinic information has been confirmed
- Device was implanted in the pectoral region
- Leads are Medtronic MRI labeled
- Leads are electrically intact
- No implanted lead extenders, lead adaptors, or abandoned leads are present
- RV capture threshold should not exceed 2.00 V at 0.40 ms for pacemaker dependent patients

Radiology considerations for MRI scan
- Observe the restrictions described in the product MRI technical manual
- Continuous monitoring of the patient during MRI scan is required

Note: See manual for detailed information

Anexo VIII – Documento interno para monitorização de um doente com um neuroestimulador cerebral ao longo de um exame de RM, por parte do Técnico de Radiologia

UNIDADE DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DO CHUSJ

MONITORIZAÇÃO DOS DOENTES SUBMETIDOS A DBS

NOME DO DOENTE: _____

NÚMERO DA REQUISIÇÃO: _____ **DATA:** ___ / ___ / _____ **EXAME:** _____

HORA DE ENTRADA NA SALA: ____ h ____ min

Realização da proteção do neuroestimulador? ..... Sim ☐ Não ☐

Houve necessidade de interrupção do exame devido à limitação de tempo pré-estabelecido? * ..... Sim ☐ Não ☐

Aquecimento da pele? ..... Sim ☐ Não ☐

Outras ocorrências? ..... Sim ☐ Não ☐

Se sim, quais? _____

_____

_____

HORA DE SAÍDA NA SALA: ____ h ____ min

PROTOCOLO DE EXAME:

SEQUÊNCIAS UTILIZADAS	TEMPO DE DURAÇÃO	VALOR DE B1+rms
∑ do tempo de exame		

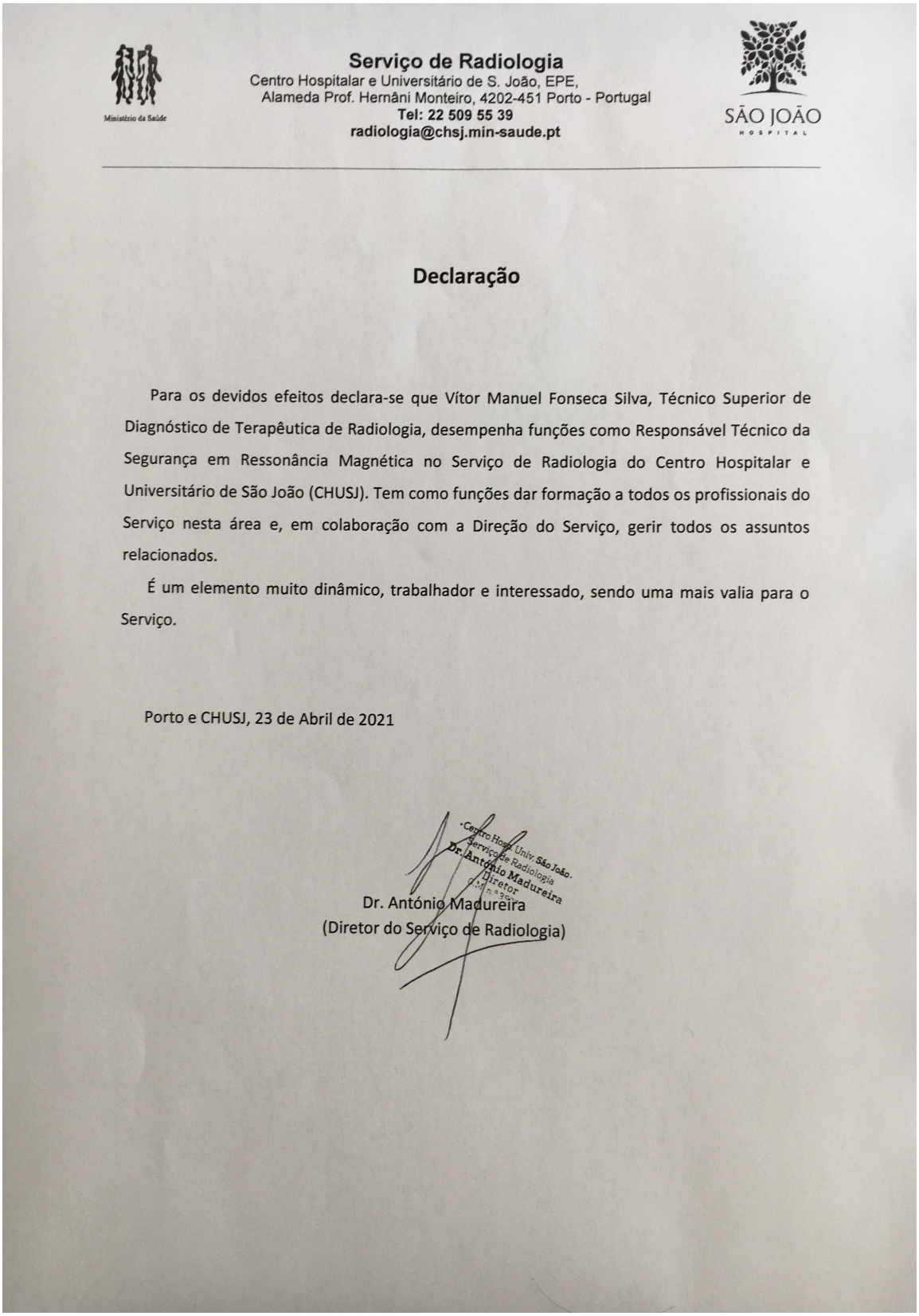
TÉCNICO: _____ N.º Mec.: _____

MÉDICO: _____ N.º Mec.: _____

Versão 2.0

* ∑ do tempo de duração das sequências ≤ 30 minutos.
Limite máximo de presença no interior da sala de exame é de 1h 30min.

Anexo IX - Declaração de Responsável Técnico da Segurança em Ressonância Magnética do Departamento de RM do CHUSJ – Diretor de Serviço de Radiologia do CHUSJ



Ministério da Saúde

Serviço de Radiologia
Centro Hospitalar e Universitário de S. João, EPE,
Alameda Prof. Hernâni Monteiro, 4202-451 Porto - Portugal
Tel: 22 509 55 39
radiologia@chsj.min-saude.pt

SÃO JOÃO HOSPITAL

Declaração

Para os devidos efeitos declara-se que Vítor Manuel Fonseca Silva, Técnico Superior de Diagnóstico de Terapêutica de Radiologia, desempenha funções como Responsável Técnico da Segurança em Ressonância Magnética no Serviço de Radiologia do Centro Hospitalar e Universitário de São João (CHUSJ). Tem como funções dar formação a todos os profissionais do Serviço nesta área e, em colaboração com a Direção do Serviço, gerir todos os assuntos relacionados.

É um elemento muito dinâmico, trabalhador e interessado, sendo uma mais valia para o Serviço.

Porto e CHUSJ, 23 de Abril de 2021

Centro Hosp. Univ. São João
Serviço de Radiologia
Dr. António Madureira
Diretor

Dr. António Madureira
(Diretor do Serviço de Radiologia)

Anexo X - Declaração de Responsável Técnico da Segurança em Ressonância Magnética do Departamento de RM do CHUSJ – Técnico Coordenador de Serviço de Radiologia do CHUSJ

Serviço de Radiologia

N.º

DECLARAÇÃO

SÃO JOÃO

Para os efeitos considerados necessários se declara que Vítor Manuel da Fonseca e Silva, Técnico Superior de Diagnóstico e Terapêutica, da Área de Radiologia, portador da Cédula Profissional nº C-025350145 desempenha funções como Responsável Técnico da Segurança em Ressonância Magnética no Serviço de Radiologia do Centro Hospitalar Universitário de São João, E.P.E.

Tem como funções realizar todas as diligências para a garantia da segurança no âmbito da área da Ressonância Magnética, assegurar a formação dos profissionais do Serviço no mesmo âmbito, assim como emitir pareceres relacionados com todos os procedimentos internos que decorram na Unidade de Ressonância Magnética, passíveis ter implicações na supra-mencionada Segurança.

Exerce as referidas funções em colaboração com o Técnico Coordenador e com o Diretor do Serviço de Radiologia.

Porto, 23 de Abril de 2021

O Técnico Superior de Diagnóstico e Terapêutica Coordenador

João Augusto Moniz Garrido Silva

João Augusto Moniz Garrido Silva

Elaborado por: João Garrido Verificado por: João Garrido Aprovado por: João Garrido Página 1 de 1

CENTRO HOSPITALAR UNIVERSITÁRIO DE SÃO JOÃO (Sede) Alameda Professor Hernâni Monteiro 4202-451 Porto T+351 225 512 100 E geral@chsj.min-saude.pt W www.chusj.pt