

# Estabelecimento de um protocolo atualizado para Controlo da Qualidade em scanners de Ressonância Magnética em Portugal

Fábio Neves Azevedo

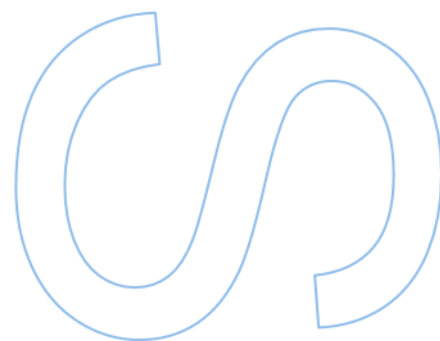
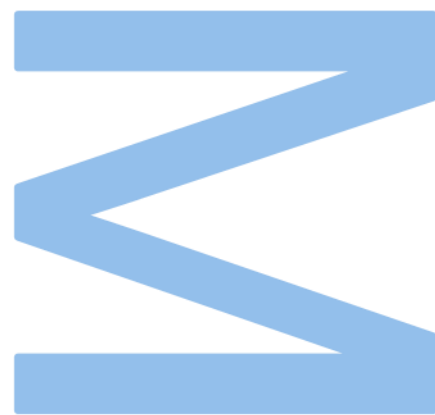
Mestrado em Física Médica  
Departamento de Física e Astronomia  
2023

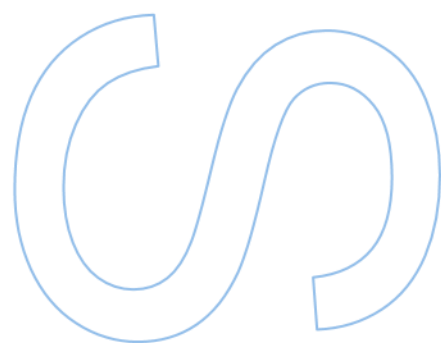
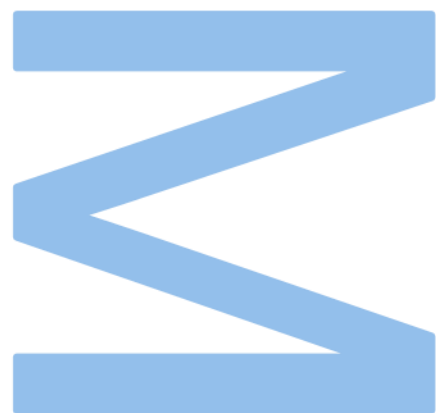
## **Orientador**

João António Miranda dos Santos, PhD,  
Assessor de Saúde (Física Médica), Instituto Português de  
Oncologia Francisco Gentil, EPE; Professor Afiliado da  
Universidade do Porto (ICBAS)

## **Coorientador**

Sara Patrícia de Almeida Pinto,  
Física Médica, Instituto Português de Oncologia Francisco Gentil,  
EPE.





“Devemos acreditar que temos vocação  
para alguma coisa, e que essa coisa deve,  
a qualquer custo ser alcançada.”

- Marie Curie



## Agradecimentos

A todas as pessoas que fazem parte da minha vida e que estiveram diretamente implicadas na realização desta dissertação. Esta é uma conquista de todos. Como disse Clarice Lispector: “Quem caminha sozinho pode até chegar mais rápido, mas aquele que vai acompanhado, com certeza vai mais longe.” Felizmente tenho a sorte de o meu caminho estar repleto de pessoas que querem caminhar comigo, a todas o meu obrigado.

A toda a equipa do IPO-Porto que me acompanhou estes meses, Prof. Dr. João Santos, Dr.<sup>a</sup> Sara Pinto e Dr.<sup>a</sup> Sofia Silva, sem a vossa ajuda esta dissertação não seria possível e, por isso, quero agradecer-vos por todas as horas dispensadas. Quero também agradecer à equipa de técnicos de radiologia, Pedro Conde, Emanuel Machado e Joel Sousa que estiveram presentes nos momentos experimentais e contribuíram para a elaboração do protocolo. Obrigado a todos.

À equipa da GyRad e da Ecosonda, pelo vosso contributo e apoio. O destino fez com que os nossos caminhos se cruzassem e eu estou muito grato por todos os ensinamentos que me proporcionam. Espero um dia encontrar-me à altura do vosso conhecimento e da vossa experiência nesta e em todas as outras áreas de intervenção. São a minha referência, obrigado.

Aos meus pais, ao meu irmão e cunhada, que tiveram a difícil tarefa de ouvir os meus desabafos e me motivaram todos os dias para que eu cumprisse com os meus objetivos, o meu muito obrigado pela força... isto é tão meu quanto vosso.

Aos meus amigos, que me apoiaram, que me incentivaram e que fizeram com que nunca desistisse, obrigado.

À Maria Machado, pela amizade e pela ótima surpresa que se revelou ao longo deste mestrado. Por todas as nossas tardes de estudo, todos os nossos momentos de distração e apoio quando as tarefas se observavam difíceis, por fazeres com que nada parecesse tão complicado, quando realmente o era. Obrigado. Este momento é nosso e vamos celebrá-lo como combinamos desde o início desta aventura.

Ao Valter Ribeiro, que foi a pessoa que mais me apoiou, independentemente de todos os obstáculos que foram surgindo. Assistiu a todo este esforço, que só foi possível porque esteve sempre presente quando precisava. Obrigado por tudo.



## Resumo

Esta dissertação surgiu com o intuito de criar um protocolo de controlo da qualidade nos scanners de ressonância magnética (RM), tendo como base o protocolo de controlo da qualidade (CQ) 2015 da *American College of Radiology* (ACR) e os relatórios 100 e 284 publicados pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM). O interesse em realizar este trabalho surge porque, em Portugal, um físico médico que pretenda iniciar a prática de CQ em RM não tem legislação nacional para se guiar, nem informação suficientemente detalhada sobre os parâmetros que devem ser avaliados.

Para tal, foi utilizado o fantoma "ACR Large MRI Accreditation", e respetivas informações do seu manual, e criado um protocolo de CQ específico para alguns scanners RM da GE, Siemens e Philips existentes em Portugal.

Os parâmetros de CQ avaliados em 3 instalações de RM mostraram ser relevantes e suficientes para garantir o correto funcionamento dos equipamentos, a qualidade da imagem clínica obtida, e a segurança dos utilizadores das instalações RM, fornecendo assim uma base sólida que permite ao físico médico ponderar sobre a necessidade de intervenção nos scanners RM, ou calibração de algum elemento específico do equipamento.

**Palavras-chave:** Controlo da qualidade RM, Segurança em RM, decreto-lei radiações não ionizantes e campos eletromagnéticos.





## Abstract

This dissertation aims to create a quality control protocol for magnetic resonance imaging (MRI) scanners, based on the 2015 Quality Control (QC) protocol from the American College of Radiology (ACR) and reports 100 and 284 published by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM). The motivation behind this work arises from the fact that in Portugal, a medical physicist who wishes to perform QC in MRI lacks national legislation to guide them, as well as sufficiently detailed information regarding the parameters that should be evaluated.

To accomplish this, the "ACR Large MRI Accreditation" phantom and its corresponding manual were utilized, and a specific QC protocol was developed for certain GE, Siemens, and Philips MRI scanners existing in Portugal.

The QC parameters evaluated in three MRI facilities proved to be relevant and sufficient to ensure the proper functioning of the equipment, the quality of the obtained clinical image, and the safety of the users of the MRI facilities. This provides a solid foundation that allows the medical physicist to consider the need for intervention in the MRI scanners or calibration of specific equipment elements.

**Keywords:** Quality control in MRI, MRI Safety, non-ionizing radiation decree-law and magnetic fields.



# Índice

Lista de Tabelas .....	x
Lista de Gráficos.....	xii
Lista de Figuras .....	xiii
Lista de Abreviaturas e Símbolos.....	xvii
1. Introdução.....	1
2. Princípios físicos da ressonância magnética.....	3
3. Segurança em RM.....	12
3.1. Classificação de zonas de segurança em RM .....	15
4. Legislação em Portugal .....	19
5. Parâmetros de controlo da qualidade analisados.....	22
5.1. Execução dos testes de CQ .....	25
5.2. Fantoma <i>ACR Large MRI Accreditation Phantom</i> .....	27
5.3. Parâmetros avaliados .....	29
5.3.1. Precisão geométrica .....	29
5.3.2. Resolução espacial de alto contraste .....	30
5.3.3. Precisão da espessura de corte .....	32
5.3.4. Uniformidade da intensidade de imagem .....	34
5.3.5. Percentagem do sinal fantasma .....	36
5.3.6. Detetabilidade de objetos de baixo contraste .....	38
5.3.7. Precisão da posição do corte .....	40
5.3.8. Precisão da posição da mesa .....	42
5.3.9. Frequência central .....	44
5.3.10. Ganho ou transmissão da atenuação .....	47
5.3.11. Avaliação de artefactos .....	49
5.3.12. Homogeneidade do campo magnético.....	53
5.3.13. Razão Sinal-Ruído.....	56
5.4. Checklist de inspeção visual.....	59

5.5. Monitores.....	60
5.6. Conformidade das linhas de isocampo .....	63
6. Metodologia .....	64
7. Resultados.....	67
7.1. Testes de CQ realizados com o fantoma .....	67
7.2. Testes de CQ de segurança .....	85
7.2.1. Philips Achieva .....	85
7.2.2. GE Signa .....	87
8. Discussão dos resultados .....	89
9. Conclusões e perspetivas futuras .....	95
Referências Bibliográficas .....	97
Anexo 1 .....	100
Controlo da qualidade semanal com fantoma ACR .....	101
Anexo 2 .....	102
Controlo da qualidade anual com fantoma ACR.....	103
Anexo 3 .....	105
Controlo da qualidade anual da segurança em RM.....	106
Anexo 4 .....	107
Checklist de inspeção visual .....	108

## Lista de Tabelas

Tabela 1 - Lista organizada dos parâmetros das sequências realizadas para a análise de todos os parâmetros de CQ, adaptada de Large and Medium Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program – table2. ....	26
Tabela 2 - Resultados do parâmetro precisão geométrica .....	68
Tabela 3 - Resultados do parâmetro resolução espacial de alto contraste.....	69
Tabela 4 - Resultados do parâmetro precisão da espessura de corte.....	70
Tabela 5 - Resultados do parâmetro precisão da posição de corte.....	71
Tabela 6 - Resultados do parâmetro uniformidade da intensidade de imagem .....	72
Tabela 7 - Resultados do parâmetro percentagem de sinal fantasma.....	73
Tabela 8 - Resultados do parâmetro detetabilidade de objetos de baixo contraste.....	74
Tabela 9 - Resultados do parâmetro frequência central.....	75
Tabela 10 - Desvio da frequência central em relação à média dos valores obtidos nos momentos experimentais.....	76
Tabela 11 - Desvio da média da frequência central obtida em relação ao valor nominal calculado .....	76
Tabela 12 - Desvio da frequência central obtida em relação ao valor nominal calculado .....	76
Tabela 13 - Resultados do parâmetro ganho ou transmissão da atenuação.....	78
Tabela 14 - Desvio em dB da média dos valores obtidos.....	78
Tabela 15 - Resultados do parâmetro precisão da posição da mesa (método 1) .....	79
Tabela 16 - Resultados do parâmetro precisão da posição da mesa (método 2) .....	80
Tabela 17 - Resultados do parâmetro RSR (método 1) .....	81
Tabela 18 – Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 1) relativamente à sua média.....	81
Tabela 19 - Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 1) relativamente à sua média .....	81
Tabela 20 - Resultados do parâmetro RSR (método 2) pela fórmula da ACR.....	82
Tabela 21 - Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 2) relativamente à sua média. Valores da tabela abaixo foram obtidos pela fórmula ACR .....	82
Tabela 22 –Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 2) relativamente à sua média, mas removido o valor da medida obtida com um mau posicionamento do fantoma. Valores da tabela foram obtidos pela fórmula da ACR. ....	83
Tabela 23 - Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 2) relativamente à sua média. Valores da tabela foram obtidos pela fórmula ACR.....	83

Tabela 24 - Resultados do parâmetro homogeneidade de campo .....	84
Tabela 25 - Classificação das zonas adjacentes à sala e respetiva medição do isocampo .....	85
Tabela 26 - Classificação das zonas adjacentes à sala e respetiva medição do isocampo .....	87

## Lista de Gráficos

Gráfico 1 - Dispersão dos valores de frequência central ao longo dos períodos experimentais e a linha verde corresponde à média desses valores.....	77
Gráfico 2 - Dispersão dos valores de frequência central ao longo dos períodos experimentais e a linha verde corresponde à média desses valores.....	77

## Lista de Figuras

Figura 1 – Imagem A demonstra o alinhamento aleatório dos prótons dos núcleos de hidrogénio quando em ambientes não magnéticos e a imagem B demonstra o alinhamento dos prótons de hidrogénio quando submetidos a um campo $B_0$ [30].	5
Figura 2 - Curvas de relaxação T1 e T2, em que $M_L$ corresponde a $M_z$ e $M_Q$ corresponde a $M_x, y$ [28].	7
Figura 3 - Desfasamento de vários núcleos [31].	8
Figura 4 - Apresentação dos três diferentes gradientes integrados no magneto [29].	9
Figura 5 - Esquema das diferentes zonas de segurança associadas às diferentes áreas ocupadas.	16
Figura 6 - Exemplo de dísticos de aviso para as diferentes zonas baseadas nos dísticos elaborados pela ACR (elaboração própria).	17
Figura 7 - Demonstração do fantoma “ACR Large MRI Accreditation Phantom” (fantoma GyRad).	23
Figura 8 - Esquema dos diferentes cortes adquiridos com o fantoma. A primeira imagem trata-se da série ACR - Localizer sagital e as imagens seguintes são os cortes do 1 ao 11. Contagem da esquerda para a direita, de cima para baixo.	28
Figura 9 - A imagem apresenta o corte 1. Assinalado a vermelho estão representadas as duas barras superiores para o teste precisão da posição do corte, a verde está representado o padrão com duas rampas para o teste espessura de corte e a azul está representado o padrão de resolução espacial de alto contraste.	28
Figura 10 – Demonstração (linhas vermelhas) de como realizar as medições de precisão geométrica no fantoma para o Localizer Sagital, Corte 1 e Corte 5, respetivamente, da esquerda para a direita.	29
Figura 11 - Imagem da esquerda demonstra o corte 1. O padrão de alta resolução está rodeado a vermelho, a seta azul aponta para o espaçamento de 1,1 mm entre furos, a seta verde aponta para o padrão de 1,0 mm e a seta cinza aponta o padrão de 0,9 mm. A imagem da direita é retirada do manual do fantoma e demonstra como se deve fazer a análise.	30
Figura 12 - Padrão da resolução espacial de alto contraste no corte 1. A imagem da esquerda representa a imagem sem qualquer ampliação e a imagem da direita apresenta a imagem com a ampliação e janela de visualização ajustada para análise do teste.	31



Figura 13 - Demonstração de como realizar as medições na primeira fase para a precisão da espessura de corte. A seta vermelha aponta para a localização das duas rampas..... 33

Figura 14 - Medição da distância entre cada rampa para calcular a espessura de corte. .... 33

Figura 15 – Diferentes imagens do corte 7. A primeira imagem é a imagem com a janela ajustava ao volume e denota-se a ROI central, a imagem do meio demonstra uma ROI mais pequena no local onde a intensidade de sinal média é menor e a imagem da direita, demonstra uma ROI no local onde a intensidade de sinal média é mais elevada. Para obter estes valores será necessário ajustar a largura da janela para o mínimo e ajustar apenas o centro da janela de visualização para o máximo (tudo preto) ou para o mínimo (momento em que a imagem aparece toda branca)..... 35

Figura 16 – Imagem da esquerda demonstra a ROI central na janela de visualização adequada ao volume, a imagem da direita demonstra a colocação das 4 ROI’s na janela de visualização adequada para a visualização do ar em todo do fantoma de forma a garantir que as ROI’s são colocadas dentro do FOV da imagem. .... 37

Figura 17 - Demonstração do padrão de baixo contraste no corte 11 e no corte 8. .... 39

Figura 18 - Demonstração das barras superiores no Corte 1 e no Corte 11. No primeiro conjunto de 2 imagens visualiza-se a barra da direita maior e no segundo conjunto de duas imagens visualiza-se a barra da esquerda maior do que a direita. .... 41

Figura 19 - Demonstração do caso de a barra da esquerda ser maior do que da direita. .... 41

Figura 20 - Visualização da coordenada z, seta vermelha, no equipamento GE..... 43

Figura 21 - Utilização da grelha fantasma para medição da posição da mesa, no equipamento Philips. A imagem da esquerda representa como deve aparecer a grelha fantasma. Na imagem da direita a seta vermelha aponta para a linha vermelha que é a distância que se deve medir. .... 43

Figura 22 - Visualização da frequência central no equipamento GE ..... 45

Figura 23 - Visualização da frequência central no equipamento Siemens. Imagem da esquerda denota-se o pop-up que aparece quando selecionado o “manual pre-scan” e a imagem da direita o valor que aparece enquanto se programa a aquisição. .... 45

Figura 24 - Visualização da frequência central, seta vermelha, no equipamento Philips ..... 46

Figura 25 - Demonstração do ganho de transmissão (TG) no equipamento GE ..... 48

Figura 26 - Demonstração do ganho de transmissão (Ref. Amplitude 1H) no equipamento Siemens ..... 48

Figura 27 – Exemplo de artefacto aliasing numa imagem RM cerebral. Fonte: Radiopaedia.org. .... 50

Figura 28 – Exemplo de artefacto fantasma. Fonte: AAPM..... 50

Figura 29 – Exemplo de artefacto de desvio químico numa sequência EPI. Fonte: MRI\_Course\_Artifacts – Artifacts in MRI by S. I. Gonçalves. .... 50

Figura 30 - Seta vermelha a apontar para o artefacto "Zipper". Fonte: AAPM..... 51

Figura 31 – Exemplo de artefacto de "Gibbs". Fonte: ACR. .... 51

Figura 32 - Exemplo do artefacto zebra. Fonte: MRI\_Course\_Artifacts – Artifacts in MRI by S. I. Gonçalves..... 51

Figura 33 – Exemplo de artefacto de suscetibilidade magnética provocada por um metal. Fonte: Radiopaedia.org. .... 52

Figura 34 – Exemplo de artefacto de distorção. Pode-se visualizar para onde a seta vermelha aponta que a imagem está a fazer uma concavidade onde devia ser reta. Fonte: próprio. .... 52

Figura 35 - Demonstração da medição dos diâmetros (ou distâncias) d1 e d2 com BW diferentes (método 2), no corte 5, para conseguir a mesma referência nas duas imagens. Imagem da esquerda BW baixa e imagem da direita BW elevada. .... 55

Figura 36 - Demonstração da análise da RSR pelo método 1. Imagem da esquerda apresenta uma ROI na imagem adquirida, no corte 7. A imagem da direita é o resultado da subtração das duas imagens do corte 7 e apresenta também uma ROI central para calcular o valor de desvio padrão..... 57

Figura 37 - Demonstração da análise da RSR pelo método 2. Imagem apresenta a imagem do corte 7 com a ROI central para o valor da intensidade de sinal média e um outro ROI no canto superior esquerdo para apresentar o valor de desvio padrão no ar. .... 58

Figura 38 - Tabela constante no documento *ASSESSMENT OF DISPLAY PERFORMANCE FOR MEDICAL IMAGING SYSTEMS* da *AAPM ON-LINE REPORT NO. 03* que descreve as imagens a usar para os diferentes testes aos monitores. .... 62

Figura 39 - Padrão "SMPTE", imagem referenciada no documento *ASSESSMENT OF DISPLAY PERFORMANCE FOR MEDICAL IMAGING SYSTEMS* da *AAPM ON-LINE REPORT NO. 03* para análise de diferentes testes ..... 62

Figura 40 - Antena de RF do scanner Philips, utilizada para a aquisição das imagens. .... 64

Figura 41 - Antena de RF do scanner GE, utilizada para a aquisição das imagens. .... 65

Figura 42 - As imagens mostram o gaussímetro utilizado ..... 66

Figura 43 - Detalhe da planta do piso de instalação do equipamento Philips..... 85

Figura 44 – Na imagem da esquerda visualiza-se o interior da sala do scanner da Philips e na imagem da direita visualiza-se a simbologia presente na porta de acesso à sala 86

Figura 45 - Simbologia presente na zona representada pelo número 4 na planta do scanner Philips. É possível denotar que na imagem central e da direita, no interior da caixa a vermelho, sinalética, muito provavelmente, igual à que se pode encontrar na figura 44 na imagem da esquerda..... 86

Figura 46 - Simbologia presente na zona adjacente ao teto da sala do scanner Philips ..... 86

Figura 47 – A imagem da esquerda está detalhada a planta do piso de instalação do equipamento GE. Na imagem da direita está detalhada a planta do piso superior à instalação do equipamento GE ..... 87

Figura 48 - Simbologia na porta de acesso à sala do scanner GE Signa. .... 88

Figura 49 - Simbologia na parede adjacente à sala de controlo do scanner GE Signa. .... 88

Figura 50 - Linhas de isocampo da sala do scanner GE Signa (setas a vermelho)..... 88

## Lista de Abreviaturas e Símbolos

AAPM	AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE
ACR	AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY
$B_0$	CAMPO MAGNÉTICO ESTÁTICO
$B_1$	CAMPO MAGNÉTICO EXTERNO
BW	BANDWIDTH
C / NC	CONFORME / NÃO CONFORME
CQ	CONTROLO DA QUALIDADE
DAG	DESLOCAMENTO DA ÁGUA-GORDURA
DFAG	DIFERENÇA DE FREQUÊNCIA ENTRE A ÁGUA E A GORDURA
DL	DECRETO-LEI
ENP	ESTIMULAÇÃO NERVOSA PERIFÉRICA
EPI	IMAGEM ECO PLANAR
FA	FLIP ANGLE
FOV	FIELD OF VIEW
GRE	GRADIENTE ECO
$M_0$	MAGNETIZAÇÃO EFETIVA
NEX	NUMBER OF EXCITATIONS
NSA	NUMER OF ACQUISITIONS
PPM	PARTES POR MILHÃO
PUI	PERCENTAGEM DE UNIFORMIDADE INTEGRAL
RF	RADIOFREQUÊNCIA
RM	RESSONÂNCIA MAGNÉTICA
ROI	REGION OF INTEREST
RCR	RAZÃO CONTRASTE-RUÍDO
RSR	RAZÃO SINAL/RUÍDO
SE	SPIN ECO
TE	TEMPO DE ECO
TR	TEMPO DE REPETIÇÃO

# 1. Introdução

A Ressonância Magnética (RM), em poucos anos, tornou-se num exame clínico bastante requisitado para a caracterização ou diagnóstico de várias patologias. Isto deve-se ao facto de que existem muitas vantagens no uso desta modalidade de imagem comparativamente a outros tipos de exames de diagnóstico, como por exemplo, a não utilização de radiação ionizante e o detalhe anatómico obtido com esta técnica. Por este motivo, a aquisição de novos equipamentos em Portugal está a aumentar, havendo hospitais públicos e privados com mais do que um equipamento por instalação. Por outro lado, a grande desvantagem desta modalidade de imagem médica é o elevado custo associado a este tipo de exames, visto que ainda não é comparticipado pelo Sistema Nacional de Saúde (SNS), facto que está a ser contornado pelo aumento do número de seguradoras que prestam serviço na área da saúde.

Atualmente, em Portugal, existem orientações para auxiliar na construção das salas de exames para equipamentos de RM. As empresas que instalam os equipamentos devem realizar vários testes à área onde vai ser instalado o equipamento de RM, de modo a garantir a proteção de todos os profissionais e membros do público. Porém, não há nenhuma entidade hospitalar devidamente identificada que controle se as imagens adquiridas nestes equipamentos foram obtidas com todos os parâmetros de aquisição otimizados, ou se, eventualmente, ocultam parâmetros clínicos importantes devido ao funcionamento não otimizado do equipamento de RM, o que pode afetar a realização de um diagnóstico correto. O que acontece, mais recorrentemente, é a equipa de manutenção do equipamento ser alertada quando o técnico de radiologia ou o médico radiologista detetam alguma alteração na imagem.

A proposta da realização desta dissertação surge para colmatar a falta de leis sobre o CQ obrigatório nestes equipamentos, em Portugal, e fazer com que os físicos médicos da área de radiodiagnóstico, os inspetores de proteção radiológica e os técnicos de radiologia tenham um papel mais interventivo nesta modalidade radiológica.

A RM é um equipamento maioritariamente usado para diagnóstico ou reavaliação de patologias, no entanto, no IPO-Porto é também usado no planeamento do tratamento de Radioterapia. Por isso, os físicos médicos da área da radioterapia devem também ter um papel ativo nos testes de aceitação e controlo da qualidade do equipamento para que não hajam erros no tratamento.

Neste enquadramento, esta dissertação tem como objetivo a criação de um protocolo de controlo da qualidade para o equipamento de RM, abrangendo o máximo de testes possíveis para cada equipamento diferenciado.

Esta dissertação está dividida em três partes. A primeira parte consiste no enquadramento teórico do tema fazendo uma pequena abordagem aos princípios físicos da RM, da legislação em Portugal e da segurança em RM. A segunda parte expõe os parâmetros estudados e os resultados das medições efetuadas em diferentes equipamentos, de diferentes marcas. A terceira parte consiste na discussão dos resultados e conclusão.

## 2. Princípios físicos da ressonância magnética

Um sistema de Ressonância Magnética possui três grandes componentes: um ímã supercondutor, três bobinas de gradientes de campos magnéticos e uma antena de Radiofrequência (RF) recetora / transmissora.

Atualmente, em ambiente clínico e hospitalar, encontramos habitualmente ímãs supercondutores com campos magnéticos até 3 T, embora esteja já em investigação estudos cerebrais adquiridos com intensidades de 14 T.

Uma das grandes vantagens do uso da RM em exames clínicos, é a não utilização de radiação ionizante, o que leva a que este tipo de exames seja mais requerido, uma vez que não apresenta tantos riscos para saúde do paciente comparativamente com outras modalidades de imagem, como o caso da radiologia convencional e a tomografia computadorizada, que utilizam radiação ionizante. Outra grande vantagem é o maior detalhe anatómico das partes moles neste tipo de exame, o que se traduz numa maior precisão diagnóstica.

A ressonância é um fenómeno físico que ocorre quando as frequências de oscilação da fonte e do recetor são aproximadamente iguais, ou seja, quando um sistema vibratório leva a que outro sistema comece a vibrar à mesma frequência. É este fenómeno que é utilizado para a realização dos exames de RM. Isto acontece quando a frequência do sinal de RF se aproxima da frequência característica de precessão dos núcleos dos átomos presentes no corpo do paciente, nomeadamente do átomo de hidrogénio.

O átomo de hidrogénio, núcleo composto apenas por um protão, é o elemento mais usado devido, essencialmente, à sua abundância no corpo humano, já que o corpo humano é constituído por cerca de 70 % de água. Além disto, apresenta uma elevada resposta ao campo magnético, uma vez que tem uma grande razão giromagnética. A razão giromagnética do hidrogénio é 42,57 MHz/T.

O núcleo de hidrogénio apresenta momento angular,  $\vec{J}$ , denominado de spin nuclear, sendo esta uma propriedade intrínseca dos núcleos [1]. Tendo em conta que este núcleo possui carga positiva, o spin faz com que haja uma circulação da carga, levando à produção de um campo magnético do próprio núcleo. Esta carga associada ao spin nuclear, vai conferir ao núcleo um momento magnético,  $\vec{\mu}$ .

Relevante para a RM, a magnitude do momento magnético do próton é proporcional à magnitude do momento angular, como se pode verificar pela seguinte equação (1):

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

em que  $\gamma$  é a razão giromagnética do hidrogénio que expressa a relação entre o momento angular e o momento magnético de cada núcleo ativo [1, 2].

Na ausência de campo magnético estático ( $B_0$ ), os momentos magnéticos dos prótons têm uma orientação aleatória, no entanto, quando submetidos a um forte  $B_0$ , alguns dos prótons irão alinhar-se paralelamente (*spin up*) à direção do campo magnético, enquanto outros irão alinhar-se antiparalelamente (*spin down*) (Figura 1). As equações 2 e 3 demonstram os estados de maior e menor energia dos prótons, quando submetidos a um forte  $B_0$ , em que  $\hbar = \frac{h}{2\pi}$  e  $h$  é a constante de Plack [1].

$$E \uparrow (\textit{spin up}) = -\frac{1}{2} \gamma \hbar B_0 \quad (2)$$

$$E \downarrow (\textit{spin down}) = \frac{1}{2} \gamma \hbar B_0 \quad (3)$$

Em equilíbrio térmico, os prótons apresentam um excesso de spins alinhados em paralelo.

A soma vetorial de todos momentos magnéticos dos spins dos prótons irá resultar num vetor de magnetização macroscópica ( $\vec{M}$ ), também conhecido como o vetor de magnetização efetiva, com direção de  $B_0$ . Este excesso de prótons alinhados paralelamente é que vai produzir o sinal em RM. A evolução temporal da magnetização pode ser representada através da equação de Bloch (equação 4): [1]

$$\frac{d\vec{M}}{dt} = \gamma \vec{M} \times \vec{B}_0 - \frac{M_x \vec{i} + M_y \vec{j}}{T_2} - \frac{(M_z - M_z^0) \vec{k}}{T_1} \quad (4)$$

onde  $M_z^0$  é a intensidade da magnetização em equilíbrio térmico para  $\vec{M}$  e  $T_1$  e  $T_2$  são constantes de tempo que caracterizam o processo de relaxação do sistema de spins depois de existir um distúrbio no estado de equilíbrio térmico.



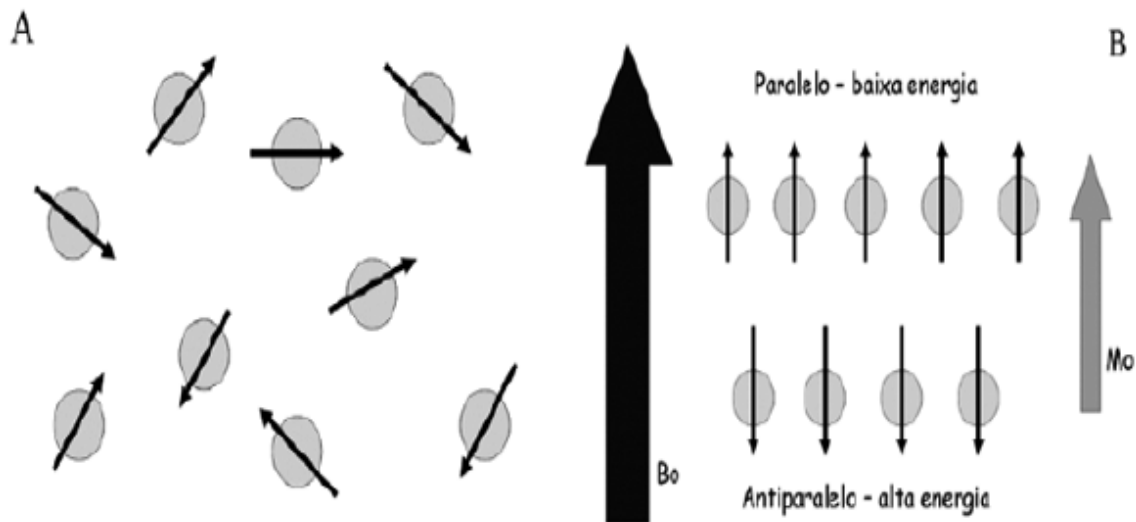


Figura 1 – Imagem A demonstra o alinhamento aleatório dos prótons dos núcleos de hidrogénio quando em ambientes não magnéticos e a imagem B demonstra o alinhamento dos prótons de hidrogénio quando submetidos a um campo  $B_0$  [30].

O valor da frequência de precessão do núcleo de hidrogénio ( $\omega_0$ ) é dado pela equação de Larmor (equação 5):

$$\omega_0 = B_0 \gamma \quad (5)$$

onde  $B_0$  é a intensidade do campo magnético, em que a unidade é tesla ou gauss (1 T = 10 000 G) e  $\gamma$  é a razão giromagnética.

Como descrito anteriormente, os prótons devem ser submetidos a uma perturbação exterior oscilatória com a mesma frequência de precessão do hidrogénio. Isso é conseguido através da aplicação de pulsos eletromagnéticos finitos de radiofrequências (RF), denominado de pulso de excitação, numa direção perpendicular ao campo magnético  $B_0$ . Estes pulsos de RF, emitidos por uma antena de RF, irão criar um campo magnético externo ( $B_1$ ).

Considerando que a direção de  $B_0$  corresponde ao eixo z (longitudinal), quando um pulso de RF é emitido, o  $\vec{M}$  que estava alinhado com  $B_0$  aproxima-se do plano xOy (transversal). Quando o pulso de RF termina, a magnetização total do sistema passa novamente a estar apenas sob a influência de  $B_0$  e o sistema tem de libertar a energia depositada pelo pulso de RF. O processo pelo qual o sistema de prótons liberta essa energia é designado relaxamento. Ao ocorrer o relaxamento, o  $\vec{M}$  volta a realinhar-se

com  $B_0$ , a componente  $M_z$  do vetor magnetização no eixo longitudinal aumenta gradualmente (num processo chamado de recuperação) e simultaneamente, a componente  $M_{xy}$  do vetor de magnetização no plano transversal diminui gradualmente (num processo chamado declínio). A evolução temporal das componentes de magnetização é descrita na equação 6 [1]:

$$\begin{cases} \frac{dM_{z'}}{dt} = -\frac{M_{z'} - M_z^0}{T_1} \\ \frac{dM_{x'y'}}{dt} = -\frac{M_{x'y'}}{T_2} \end{cases} \quad (6)$$

Resolvendo a equação 6, obtém-se uma expressão que demonstra a evolução temporal dos componentes das magnetizações transversa e longitudinal após a aplicação do pulso de RF (equação 7):

$$\begin{cases} M_{z'}(t) = M_z^0 \left(1 - e^{-\frac{t}{T_1}}\right) + M_{z'}(0_+) e^{-\frac{t}{T_1}} \\ M_{x'y'}(t) = M_{x'y'}(0_+) e^{-\frac{t}{T_2}} \end{cases} \quad (7)$$

Onde  $M_{z'}(0_+)$  e  $M_{x'y'}(0_+)$  são as magnetizações dos planos transversa e longitudinal após o pulso de RF.

A constante temporal  $T_1$ , dependente do tecido em estudo, é o tempo necessário para a recuperação de, aproximadamente, 63% da magnetização longitudinal dos prótons deste tecido ( $M_{z'}(T_1) \approx 63\% M_z^0$ ) [3, 2, 4].

Durante a aplicação do pulso RF, a amplitude da magnetização transversa é máxima, não permitindo uma grande distinção (contraste) entre os diferentes tecidos biológicos. No entanto, devido às diferentes ligações dos átomos de hidrogénio com os componentes dos tecidos biológicos, os spins excitados vão perder a coerência de fase ao longo do tempo, levando a uma redução diferencial na amplitude do vetor de magnetização transversa e permitindo que o contraste entre os tecidos biológicos seja mais evidente. Nestas condições é possível a aquisição de imagens RM com contraste dependente da taxa de relaxação transversa, denominadas imagens ponderadas em  $T_2$ . Considera-se o  $T_2$  de um tecido, o tempo necessário para o decaimento de, aproximadamente, 37% da magnetização transversa dos prótons deste tecido

$(M_{x'y'}(T_2) \approx 37\%M_{x'y'}(0_+))$ . A evolução temporal de T1 e T2 pode ser visualizada na Figura 2.

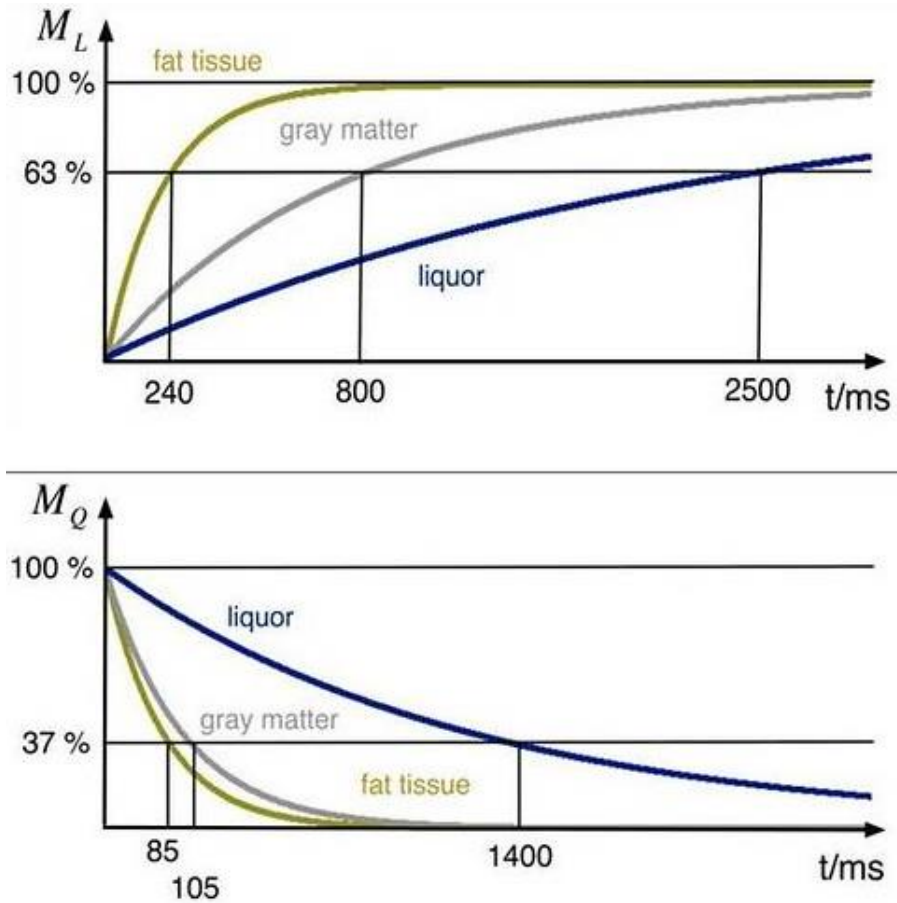


Figura 2 - Curvas de relaxação T1 e T2, em que  $M_L$  corresponde a  $M_z$  e  $M_Q$  corresponde a  $M_{x,y}$  [28].

Nos tecidos biológicos, o decaimento da magnetização transversal também vai ser influenciado pelas não homogeneidades do campo magnético, fazendo com que o declínio dos spins nos diferentes tecidos seja mais rápido do que o tempo T2. Temos assim um novo tempo de relaxação transversal T2\* ( $T2^* < T2$ ) [3].

Para melhor explicar o comportamento dos prótons nos diferentes tecidos biológicos, vamos usar o exemplo da aplicação de 2 pulsos RF de angulações diferentes ( $90^\circ$  e  $180^\circ$ ), intervalados por um período de tempo  $\tau$ .

Quando o pulso de  $90^\circ$  ( $x'$ ) é aplicado, o vetor de magnetização desloca-se para o plano transverso. Como os núcleos estão a precessar a velocidades diferentes (característica das diferentes ligações do átomo de hidrogénio com os componentes biológicos, exemplo da ligação do hidrogénio nas moléculas de água e nas moléculas de gordura), os vetores perdem a sua coerência de fase. Após o período de tempo  $\tau$ , é emitido o pulso de  $180^\circ$  ( $y'$ ), que faz com que os vetores se desloquem para o lado oposto no plano transverso. Assim, o vetor que estava a precessar mais rápido permanece agora atrasado em relação aos restantes e assim sucessivamente. Após um novo período  $\tau$ , um refasamento dos spins é conseguido,  $t=2\tau=TE$  (tempo de eco) (Figura 3).

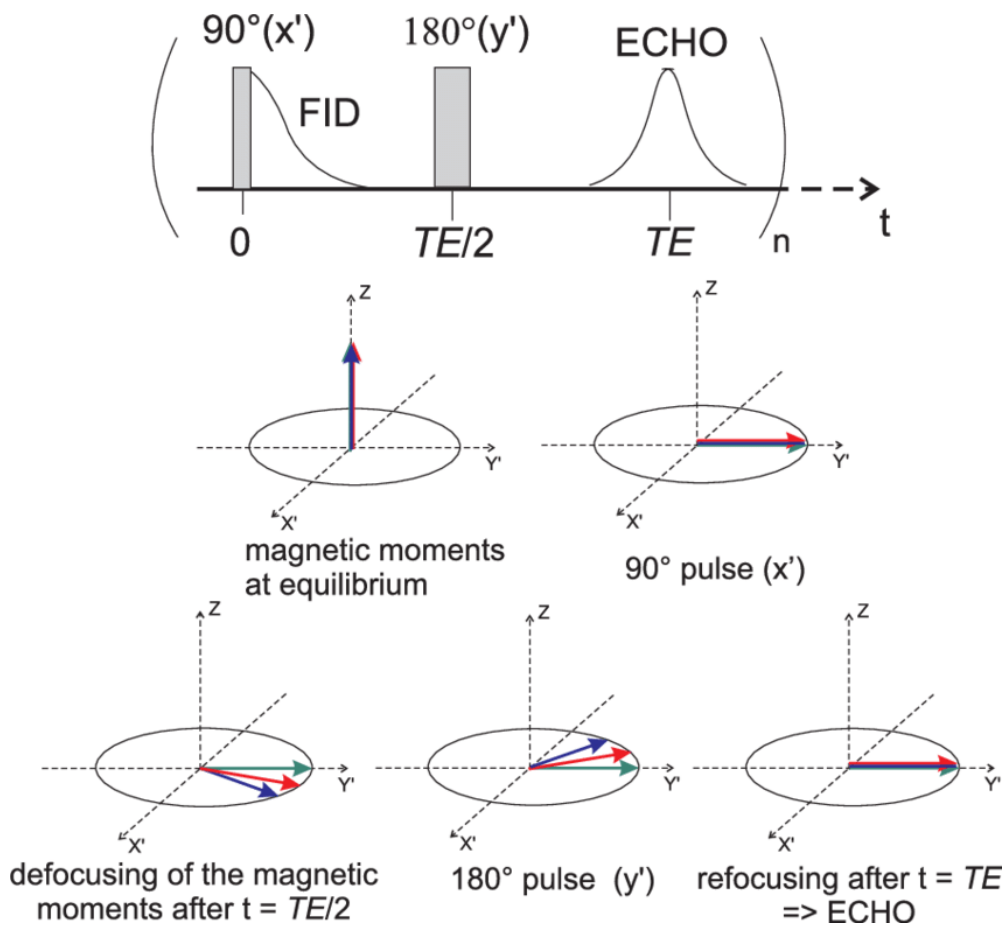


Figura 3 - Desfasamento de vários núcleos [31].

Na aquisição de imagens, para além dos pulsos de RF, é necessário conseguir localizar a região em estudo e o plano de corte. Por essa razão, na RM utilizam-se 3 gradientes de campo magnético de localização (Figura 4). Os gradientes estão no interior do

magneto e vão permitir que a intensidade do campo magnético varie linearmente (pode aumentar ou diminuir) relativamente ao isocentro e na direção do eixo do gradiente.

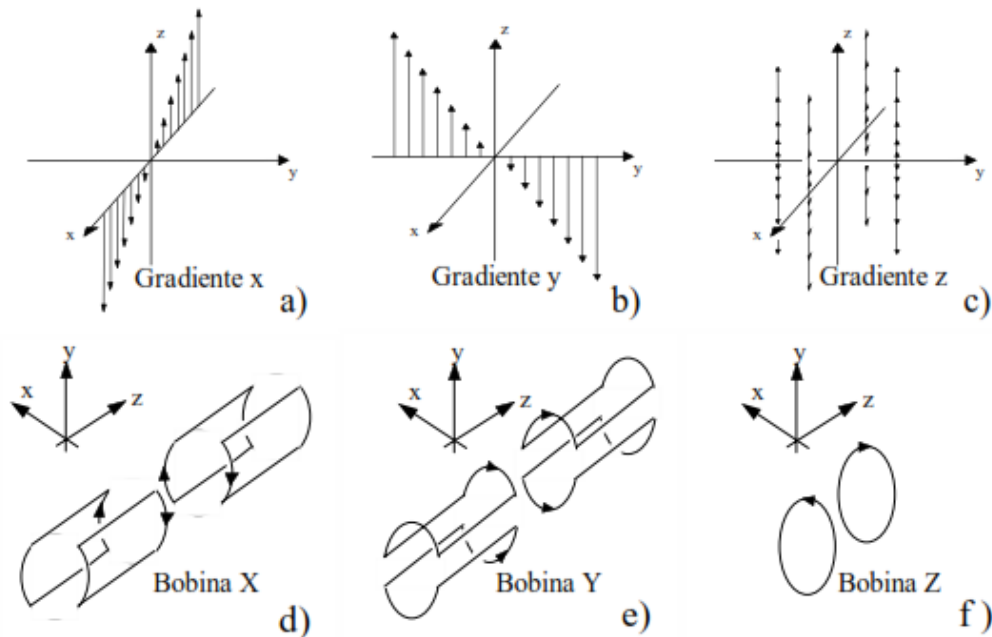


Figura 4 - Apresentação dos três diferentes gradientes integrados no magneto [29].

Para localizar o sinal são utilizados dois métodos: a excitação seletiva e a codificação espacial.

A primeira fase de localização do sinal é excitação seletiva, conhecida como a seleção de corte e necessita de um campo gradiente e pulsos de RF para que ocorra. Um gradiente de campo é aplicado no eixo z, sobreposto a  $B_0$  (equação 8), fazendo com que os prótons se desloquem para o plano transversal, passando a existir uma faixa com uma espessura de corte,  $\Delta_z$ , em que a frequência de precessão é definida através da equação 9:

$$G_{SS} = (G_x G_y G_z) = G_{SS} \mu_G \quad (8)$$

$$\Delta f = \gamma G_z \Delta_z \quad (9)$$

onde  $G_{ss}$  é o gradiente de seleção do corte,  $G_x$  é o gradiente no eixo do x,  $G_y$  é o gradiente no eixo do y,  $G_z$  é o gradiente no eixo z,  $\mu_G$  é direção da seleção do corte,  $\Delta f$  é a frequência de precessão em função de  $B_1$  e  $\Delta z$  é a espessura de corte.

A segunda fase é a codificação espacial e nesta será realizada a codificação de fase e da frequência do sinal.

A codificação de fase ocorre com a aplicação de um gradiente de codificação de fase  $G_y$  antes da leitura do sinal, que levará a um desfasamento dos spins, levando a uma modificação das frequências.

A codificação de frequência ocorre no momento da leitura do sinal. É aplicado um gradiente de codificação de frequência  $G_x$ , que irá variar a frequência de precessão dos spins e consequentemente localizar a posição dos prótons.

Todas as leituras realizadas farão com que o espaço k, transformada de Fourier multidimensional, seja preenchido e posteriormente possa ser possível transformar o sinal adquirido em imagem [1, 2].

Uma sequência de aquisição de imagem (sequência temporal de campos RF e gradientes de campo) depende dos tempos de relaxação dos tecidos ( $T_1$  e  $T_2$ ) e de outros parâmetros que vão influenciar o contraste final das imagens. Esses parâmetros são:

- Tempo de Eco (TE) é o tempo entre a aplicação do pulso de excitação até à amplitude máxima do sinal, medido em milissegundos (ms). O TE está associado ao declínio de magnetização transversa, controlando dessa forma o relaxamento  $T_2$ ;
- Tempo de Repetição (TR) é o tempo medido entre dois pulsos de excitação iguais, medido em ms. O TR está associado à relaxação longitudinal, controlando desta forma o relaxamento  $T_1$ ;
- Flip Angle (FA) é o ângulo de rotação de  $M_0$  em relação ao eixo inicial (z), e depende da magnitude e duração do pulso de RF (normalmente é de  $90^\circ$ ).
- Largura de banda (BW) dos pulsos de RF, medida em Hz.

São três as famílias de sequências da aquisição de imagem [2]:

- Spin Eco (SE) é uma sequência que se inicia com um pulso RF de  $90^\circ$  seguido de um pulso de RF de  $180^\circ$ ;
- Gradiente Eco (GRE) é uma sequência que utiliza um pulso de excitação RF de ângulo variável que permite inclinar o  $M_0$  por qualquer ângulo (não apenas de 90 graus), sendo por isso uma sequência mais rápida do que a sequência SE;
- Imagem Eco-Planar (EPI) é uma sequência caracterizada pela rapidez dos gradientes de fase e frequência. São produzidos vários ecos com a aplicação do gradiente de fase e cada eco será armazenado numa linha do espaço k, preenchendo, desta forma, o espaço k mais rapidamente.

### 3. Segurança em RM

A RM é considerada uma técnica clinicamente segura, ou seja, que não apresenta perigo para a saúde humana. No entanto, existem riscos de segurança associados ao ambiente RM. Dessa forma, a sala e os scanners são construídos com dois tipos de blindagens: RF e magnética.

A blindagem de RF é conseguida através de uma gaiola de Faraday que funciona como uma blindagem eletrostática. Este fenómeno acontece em materiais condutores, onde as cargas elétricas são distribuídas por toda a superfície do material, fazendo com que se iguale o valor de tensão elétrica e se anule o campo elétrico no interior dos materiais condutores. Desta forma, o interior da sala do scanner passa a estar blindado a perturbações de campos elétricos externos.

A blindagem magnética é conseguida pelo uso do chamado *shielding*, que pode ser ativo ou passivo. O *shielding* passivo consiste na aplicação de placas de alumínio, cobre, aço-silício ou aço-carbono, entre o magneto e a área que se quer restringir. O *shielding* ativo consiste na combinação de uma série de campos magnéticos secundários que irão contrariar a propagação do campo magnético, fazendo assim com que se consiga limitar a extensão das linhas de campo.

Embora a RM não utilize radiação ionizante, quando os tecidos biológicos e materiais ferromagnéticos interagem com  $B_0$  existem vários riscos e efeitos biológicos que podem comprometer a segurança da técnica.

- Riscos mecânicos:
  - Linha de 5 gauss, “linha de pacemaker” ou “zona de exclusão”: Extensão da linha de isocampo, que varia consoante a intensidade de  $B_0$ . Só pessoal devidamente autorizado poderá transpor esta linha e deverá controlar a passagem de materiais ferromagnéticos;
    - Considerações:
      - O campo magnético estático é tridimensional, ou seja, pode-se projetar para além da sala onde está o equipamento. A linha de 5 gauss ou 0,5 mT tem sido usada como o limite para o risco, normalmente chamada da linha do “pacemaker”, de acordo com o IEC 60601-2-33:2002. Atualmente, a IEC 60601-2-33:2022, baseada pela ISO 14117:2019, refere que os fabricantes são



obrigados a demonstrar que os dispositivos médicos são seguros até um campo magnético estático de 10 gauss ou 1,0 mT e a ACR fez uma revisão de forma a que o limite da linha do “pacemaker” fosse aumentado para os 9 G ou 0,9 mT [5];

- No interior da sala onde está o equipamento é comum falar-se do efeito projétil. A Diretiva 2013/35/EU refere um limiar para o risco de projeção (materiais ferromagnéticos podem-se tornar projéteis em campos magnéticos estáticos). A linha de isocampo que limita a área onde o efeito projétil é normalmente mais forte é a de 30 G ou 3 mT [6];
- Torque ou torção: Quando um objeto ferromagnético é exposto a um campo magnético, irá tendencialmente a alinhar-se com a direção desse campo. A geometria do objeto será relevante para este efeito, sendo que um objeto mais alongado sofrerá um efeito máximo e um objeto esférico sofrerá um efeito mínimo;
- Atração magnética: A força de atração é inversamente proporcional ao quadrado da distância do isocentro, e pode provocar um:
  - Efeito míssil ou projétil: Objetos ferromagnéticos (exemplo das canetas, moedas, clips) podem atingir grandes velocidades. Se um projétil for "capturado" pelo campo  $B_0$ , ficando agarrado ao scanner, pode ser necessário efetuar o quench, no caso de existir risco para o paciente ou profissional. O quench consiste na libertação do hélio e do azoto, para eliminar o campo  $B_0$  (por destruição do efeito de supercondutividade no magneto).
- Efeito de Lenz: Quando um material condutor está exposto a um campo magnético, irá criar-se uma corrente que será oposta à variação do campo magnético que lhe deu origem. Este efeito pode não ser muito significativo para campos de 1,5 T mas pode ser significativo para 3T, dependendo da geometria do condutor.
- Riscos biológicos:
  - Efeitos da interação do campo magnético com os tecidos biológicos: Os tecidos possuem correntes iónicas e serão expostos a uma força sobre

esses iões em movimento, de forma a ocorrem forças magneto-hidrodinâmicas (sangue, conteúdo endolinfático e retina). Este efeito é maior quando o fluxo é perpendicular à direção do campo magnético;

- Náuseas, vertigens, cefaleias, magnetofosfenos, gosto metálico na boca, distúrbios visuais e efeitos motores e cognitivos a curto prazo, são alguns dos exemplos de efeitos biológicos relatados.

Existem também riscos associados ao uso de gradientes de campo magnético e pulsos de RF.

Gradientes de campo magnético:

- Gradientes: [7]
  - Probabilidade de estimulação nervosa periférica (ENP) aumenta com a taxa de aceleração, que corresponde à taxa de velocidade de subida e descida de um gradiente desde zero até à sua amplitude máxima;
  - Pela lei de Faraday, que refere que os campos magnéticos alternados induzem correntes elétricas em qualquer meio condutor, haverá despolarização das membranas celulares, e como consequência haverá uma excitação nervosa;
  - Efeitos não térmicos: ENP da pele e gordura subcutânea (formigueiros, queimaduras e por vezes podem sentir dor), estimulação muscular (espasmos), cefaleias, arritmias (indução de fibrilação auricular) e magnetofosfenos.
- Temperatura: [7]
  - Efeitos térmicos: devido à energia depositada pelas correntes induzidas, são negligenciáveis;
- Riscos mecânicos: [7]
  - Pacientes podem sentir sensações de vibração devido às correntes alternadas. Implantes metálicos grandes podem sofrer vibrações mecânicas, como por exemplo, uma prótese total da anca;
  - Ruído acústico: maioritariamente devido aos gradientes, mas podem advir de correntes de Eddy (ou corrente parasita, que é uma corrente elétrica induzida no interior de um material condutor, quando submetido a um campo magnético), ondas de RF e ruído ambiente. Dependendo dos níveis de ruído pode acontecer:
    - Zumbidos, acufenos;

- Deterioração auditiva;
- Surdez temporária;
- Ansiedade.

Pulsos de RF: [7]

- os pulsos de RF irão depositar calor nos tecidos biológicos, aumentando a sua temperatura e pode provocar:
  - Sudorese;
  - Queimaduras, que podem ser evitadas com os devidos cuidados.

Todos os riscos apresentados anteriormente ocorrem ou devido ao mau funcionamento do equipamento ou posicionamento. Para assegurar o maior cuidado para o doente, deve corrigir-se todos os elementos que possam estar danificados, minimizar o contacto direto do doente com a antena de RF e em nenhum caso o doente pode entrelaçar as mãos e/ou os pés, de forma a evitar a circulação de correntes parasitas.

### 3.1. Classificação de zonas de segurança em RM

As diferentes zonas que fazem parte de um serviço de RM devem ser controladas e classificadas, tendo em conta os riscos a que o pessoal médico e não médico possa estar exposto. A divisão de classificação compreende quatro zonas, estando estas de seguida apresentadas de forma crescente, consoante o aumento do risco (Figura 5): [8]

- Zona I: área em que os membros do público e pessoal clínico podem circular livremente. Corresponde à entrada para o serviço de RM;
- Zona II: área que faz a divisória entre a zona I e a zona III. A partir desta zona o pessoal não médico deve estar supervisionado, por isso, deve estar nesta região uma receção local. É nesta zona que se devem realizar os questionários aos pacientes, para despiste de materiais ferromagnéticos, e a mudança de macas ou cadeiras de rodas para material disponível no serviço que seja compatível com o campo magnético.
- Zona III: área a que só deve aceder pessoal médico autorizado e não médico após o controlo realizado pelo pessoal na receção e, pelo médico ou técnico de radiologia que irá realizar o exame. Costuma corresponder à área de comando, dos vestiários e recobro. Esta zona deve conter barreiras físicas de forma a

impedir a circulação de pessoal não autorizado. Nesta zona há um potencial risco de exposição a linhas de isocampo de maior intensidade, que podem representar um risco para pessoal com dispositivos médicos implantados.

- Zona IV: área onde está localizado o magneto. Dentro desta sala existe um campo magnético estático, sempre ligado, onde as linhas de força são mais fortes do que as linhas de força fora da sala de exames. Para corroborar com as zonas anteriormente descritas e com a dinâmica do serviço, a zona IV deve estar dentro da zona III.

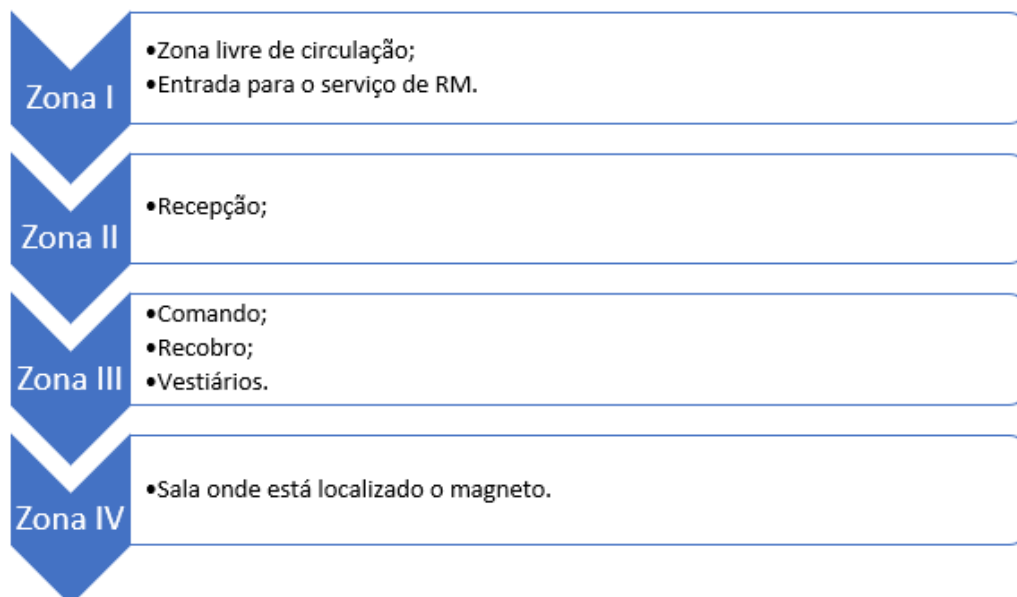


Figura 5 - Esquema das diferentes zonas de segurança associadas às diferentes áreas ocupadas

Em termos de segurança, as zonas III e IV devem estar identificadas com simbologia adequada. Não há qualquer simbologia específica em Portugal para a classificação das zonas, no entanto existe o símbolo para “radiação não ionizante”, para “fortes campos magnéticos” e para a “proibida a entrada a pessoas não autorizadas” (Figura 6). Todos os acessos à zona IV também deverão estar devidamente identificados com os símbolos da proibição da entrada de pacemakers e de materiais ferromagnéticos.



Figura 6 - Exemplo de dísticos de aviso para as diferentes zonas baseadas nos dísticos elaborados pela ACR (elaboração própria)

### 3.2. Classificação de profissionais

Dentro dos profissionais há uma divisão de pessoal RM e pessoal não RM. O pessoal RM trabalha até pelo menos a zona III e são sujeitos a formações periódicas sobre a segurança em RM. Há dois níveis de diferenciação do pessoal RM:

- Nível 1: aqueles cuja formação permite a sua proteção enquanto trabalham na zona III;
- Nível 2: aqueles cuja formação foi mais rigorosa, e que foram treinados para proteger os demais dos diferentes riscos de exposição à radiação eletromagnética.

Todos os restantes profissionais que não tiveram formação sobre a segurança em RM devem ser considerados pessoal não RM e devem respeitar as indicações do pessoal RM de nível 2.

Para reduzir ao máximo os incidentes que possam acontecer devido à exposição ao campo magnético estático, é necessário que a triagem na Zona II seja bem realizada.

Para determinar a compatibilidade dos dispositivos médicos implantados ou externos, uma boa referência online é o site *mrifafety.com*, criada pelo Dr. Frank Shellock's e os seus colegas. Caso não seja apresentado o modelo específico do dispositivo, todos os corpos estranhos exteriores ou implantados nos pacientes devem ser considerados de risco.

## 4. Legislação em Portugal

A legislação em Portugal para a utilização de técnicas de imagem com radiações não ionizantes não é muito clara. A RM é regularizada pela Direção Geral de Saúde (DGS) e muitas informações acerca da exposição a campos magnéticos são disponibilizadas pela ANACOM.

Atualmente, alguns centros clínicos médicos, hospitais públicos e privados possuem pelo menos um equipamento de RM, ficando todo o processo de avaliação do equipamento à responsabilidade da empresa de manutenção. O titular destes equipamentos não tem qualquer obrigação de realizar um controlo da qualidade específico do equipamento, nem a obrigação de contratualização de físicos médicos especializados, visto que as radiações não ionizantes não apresentam um risco associado à saúde do utente. Resumimos abaixo por ordem cronológica a regulamentação de Portugal nesta matéria:

- 1999: Decreto-Lei (DL) n.º 492/99, de 17 de novembro:
  - “Aprova o regime jurídico do licenciamento e da fiscalização do exercício das atividades desenvolvidas em unidades de saúde privadas que utilizem, com fins de diagnóstico, terapêutica e de prevenção, radiações ionizantes, ultra-sons ou campos magnéticos”;
  - Art. 7.º alínea 4 – “a) Qualidade dos equipamentos e respectivo software;”
- 2000: DL n.º 240/2000 de 26 de setembro – revoga o DL n.º 492/99, de 17 de novembro:
  - Art. 7.º alínea 3 – “a) Qualidade dos equipamentos e respectivo software;”
- 2002: Circular Normativa n.º 15/DAA, de 30 de outubro:
  - “A isolinha de 5 Gauss deve estar confinada à sala do magnete, através de sistema de blindagem activa. Caso as dimensões da sala não o permitam deverá ainda ser adicionado sistema de blindagem passiva nas paredes da mesma.”
- 2003: Despacho n.º 258/2003 (2.ª série) de 8 de janeiro:
  - Este despacho apresenta um manual de boas práticas de radiologia;
  - “A linha de 5 Gauss deve estar confinada à sala do magnete, através de sistema de blindagem ativa. Caso as dimensões da sala não o permitam, deverá ainda ser adicionado sistema de blindagem passiva nas paredes da mesma.”

- “Na saúde, e como tal em radiologia, os sistemas de controlo de qualidade, de avaliação e de aperfeiçoamento contínuo são indiscutivelmente objetivos a prazo e estão já em início de implementação quer em serviços hospitalares, quer em unidades privadas de radiologia ambulatória.”;
- Testes de aceitação de equipamentos;
- 2009: DL n.º 279/2009 de 6 de outubro – revoga o DL n.º 240/2000 de 26 de setembro:
  - Refere que as unidades privadas de saúde continuam a ser alvo de vistoria e controlo, mas deixou de haver referência à qualidade dos equipamentos;
- 2014: Portaria n.º 35/2014, de 12 de fevereiro:
  - Art. 4.º alínea 1 - “Para efeito da promoção e garantia de 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.”
  - Art. 10.º alínea 2 - “A execução das técnicas radiológicas e de Ressonância Magnética deve ser da competência dos técnicos de radiologia habilitados com cédula profissional, ao abrigo da legislação em vigor, sob orientação do médico radiologista responsável pelo exame.”
- 2017: Lei n.º 64/2017, de 7 de agosto:
  - “A presente lei 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.”

Como analisado anteriormente, o DL n.º 279/2009 de 6 de outubro, também já revogado, revoga os DL que mencionavam algum tipo de controlo aos equipamentos por parte da entidade. Apenas o despacho n.º 258/2003 (2.ª série) de 8 de janeiro, menciona o controlo da qualidade contínuo para a radiologia, onde pode estar subentendido o equipamento de RM.



Relativamente à segurança em RM a legislação não vai muito além da obrigatoriedade do confinamento da linha de 5 G ao interior da sala do magnete. Não existe legislação de controlo por zonas ou verificação periódica da integridade das blindagens.

A *American College of Radiology (ACR)* é uma associação constituída por profissionais de várias especialidades médicas e físicos médicos, que faculta material de legislação e regulamentação das práticas clínicas radiológicas.

Em Portugal não há uma associação que se assemelhe ao ACR. Existe a Associação Portuguesa dos Físicos Médicos, a Sociedade Portuguesa de Física – Divisão de Física Médica e a Sociedade Portuguesa de Radiologia e Medicina Nuclear, mas nenhuma das associações engloba uma equipa multidisciplinar como a ACR.

Desta forma, com todos estes dados, é necessário estabelecer com urgência um protocolo de CQ em RM, porque não há entidade portuguesa que o faça, embora seja reconhecido internacionalmente que deveria ser estabelecido.

## 5. Parâmetros de controlo da qualidade analisados

A questão que pretendemos responder neste trabalho é a seguinte: Quais devem ser os parâmetros medidos num CQ em RM para a área do radiodiagnóstico, e qual o melhor método de realização e análise dos testes?

A aquisição de um fantoma específico para realizar o CQ em RM deve ser um assunto discutido por toda a equipa multidisciplinar que trabalhe com um equipamento (médicos radiologistas, os técnicos de radiologia e os físicos médicos).

Existem inúmeros fantasmas capazes de medir diversos parâmetros de CQ, mas neste estudo será usado o fantoma “*ACR Large MRI Accreditation Phantom*” (Figura 7), a partir deste ponto na tese, por uma questão de simplicidade, referido como “fantoma ACR”, que faz parte do programa de acreditação da ACR de equipamentos de RM e que permite uma avaliação bastante completa da qualidade de imagem/sinal, através da avaliação dos seguintes parâmetros:

- Precisão geométrica;
- Resolução espacial de alto contraste;
- Precisão da espessura do corte;
- Uniformidade da intensidade de imagem;
- Percentagem de sinal fantasma;
- Detetabilidade de objetos de baixo contraste;
- Precisão da posição do corte.

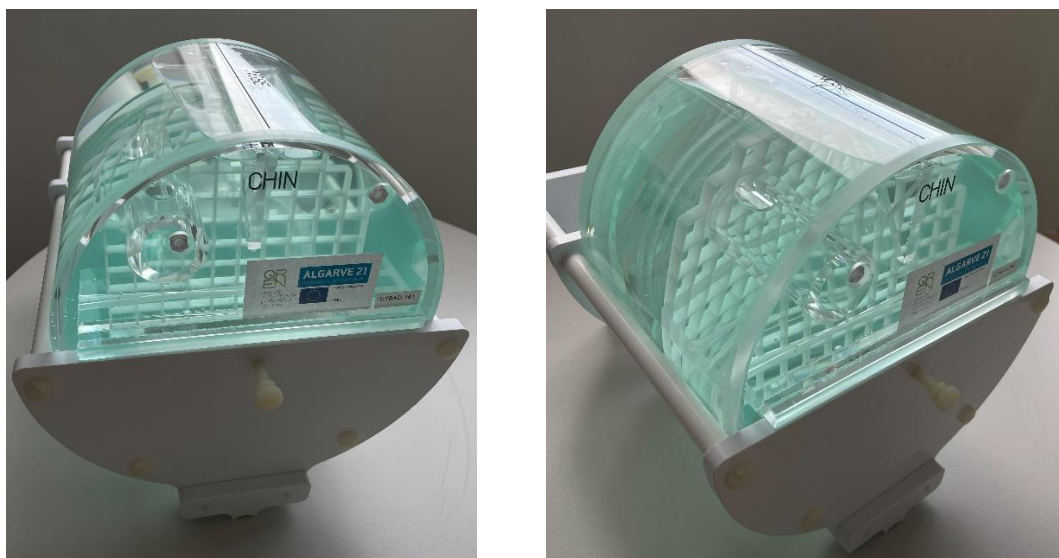


Figura 7 - Demonstração do fantoma “ACR Large MRI Accreditation Phantom” (fantoma GyRad)

Há outros parâmetros igualmente importantes que não estão referenciados no programa de acreditação da ACR e que devem ser analisados num controlo da qualidade. Os documentos *Magnetic Resonance Imaging – Quality Control Manual* elaborado pela ACR (*American College of Radiology*) [9], em 2015, e o *Report* número 100, do AAPM [10], mencionam outros testes que podem ser realizados com este fantoma, mesmo que por vezes não seja a melhor opção, e que permitem obter informações relevantes, tais como:

- Precisão da posição da mesa;
- Frequência central;
- Ganho ou transmissão da atenuação;
- Avaliação de artefactos;
- Razão Sinal-Ruído (RSR);
- Homogeneidade do campo magnético.

Outros elementos devem ser estudados, sem que seja necessário o fantoma da ACR:

- Checklist de inspeção visual;
- Controlo dos monitores;
- Verificação das linhas de isocampo (segurança em RM).

Reuniu-se assim um conjunto de parâmetros baseados nestes documentos, de modo a criar bom protocolo de controlo da qualidade para o equipamento de RM.

## 5.1. Execução dos testes de CQ

Em Portugal, as marcas que representam mais equipamentos de RM em departamentos de radiologia clínica: GE, Siemens, Philips e Canon. Neste capítulo serão apresentados os procedimentos para a realização dos diferentes testes de CQ, consoante a marca do scanner RM. Devido à dificuldade em recolher informações acerca do equipamento Canon, não serão apresentados os procedimentos para essa marca.

À exceção dos testes já referidos anteriormente que não necessitam da utilização de um fantoma, todos os testes foram executados com o fantoma ACR. As primeiras informações a definir nas consolas dos diferentes aparelhos antes da realização das medições, foram:

- Peso do paciente teste deve ser 91kg ou 200 pounds;
- Orientação do paciente teste deve ser *Head First*.

O manual da ACR apresenta a maioria dos parâmetros de aquisição obrigatórios das sequências de imagem usadas na realização dos diferentes testes, mas não apresenta um valor para a BW. Por esse motivo, foram acrescentados ao protocolo valores típicos da BW usados regularmente na prática clínica, diferenciados para cada marca. Os parâmetros finais usados em cada sequência de imagem usada no CQ estão listados na Tabela 1.

Os equipamentos Siemens permitem selecionar uma correção da distorção, aplicada às sequências de imagem adquiridas. Caso esta correção não esteja ativa, poderá haver alterações significativas na medição da precisão geométrica. Para ativar esta correção, basta aceder a “*Resolution*” – “*Filter*” – “*Distortion Correction – 2D*”. Outro parâmetro que os equipamentos Siemens permitem selecionar é a interpolação de imagens, com a qual o software cria pixéis extra entre os cortes já definidos, e cuja intensidade é definida pela média da intensidade dos pixéis adjacentes. Esta interpolação deve estar desativada antes da aquisição das diferentes sequências de imagem. Para desativar esta interpolação é necessário aceder a “*Resolution*” – “*Common*”.

Tabela 1 - Lista organizada dos parâmetros das sequências realizadas para a análise de todos os parâmetros de CQ, adaptada de Large and Medium Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program – table2.

Nome da sequência	Tipo de sequência	TR (ms)	TE (ms)	FOV (cm)	Número de cortes	Espessura de corte (mm)	NEX / NSA* <sup>1</sup>	Matriz	Flip angle (FA)	Largura de Banda (BW)				Tempo de aquisição (min:seg)
										GE (KHz)	Siemens (Hz/pixel)	Philips		
												WFS (Pixéis)* <sup>2</sup>	BW (Hz)	
ACR - Localizer Sagital	SE	200	20	25	1	10	1	256 x 256	90	31,25	300	1	218	00:56
ACR - T1 axial	SE	500	20	25	11	5	1	256 x 256	90	31,25	300	0,8	272,8	02:16
ACR - T2 axial	SE	2000	80	25	11	5	1	256 x 256	90	31,25	300	0,8	272,8	08:56
ACR - T1 axial	SE	500	20	25	11	5	1	256 x 256	90	31,25	300	0,8	272,8	02:16
ACR - T1 axial (baixa BW)	SE	500	20	25	11	5	1	256 x 256	90	5	44	3,2	68	02:16
ACR - T1 axial (alta BW)	SE	500	20	25	11	5	1	256 x 256	90	62,50	399	0,5	436	02:16

\*<sup>1</sup> - Number of Excitations (NEX) e Number of Acquisitions (NSA);

\*<sup>2</sup> - Water Fat Shift, valor a ser alterado para alterar a BW.

## 5.2. Fantoma ACR Large MRI Accreditation Phantom

O fantoma ACR é um objeto cilíndrico revestido de plástico acrílico, com comprimento de 148 mm e diâmetro de 190 mm, cujo interior é preenchido com Cloreto de Níquel e Cloreto de Sódio e contém várias estruturas específicas para realizar os testes de CQ.

A Figura 8 mostra as imagens adquiridas com o fantoma, a começar pelo corte sagital obtido com a série ACR – Localizer Sagital, seguida dos 11 cortes axiais obtidos com as restantes séries:

- O corte 1 contém um padrão para analisar a resolução espacial de alto contraste, um padrão para analisar a espessura de corte (duas rampas) e duas barras superiores para analisar a precisão da posição do corte (Figura 9);
- O corte 5 contém uma estrutura para analisar a distorção na imagem;
- O corte 7 contém uma região uniforme apenas com líquido;
- Os cortes 8, 9, 10 e 11 contêm um padrão para analisar a detetabilidade de objetos de baixo contraste;
- O corte 11 contém duas barras idênticas ao corte 1 para analisar a precisão da posição da mesa.

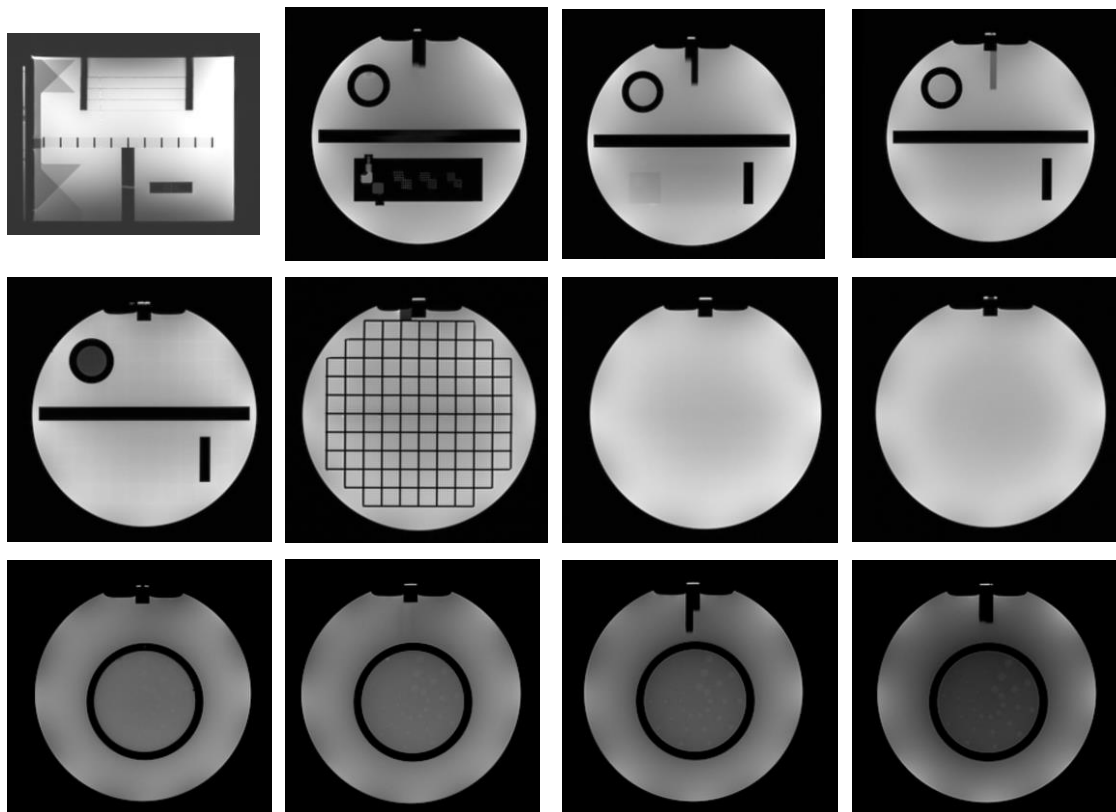


Figura 8 - Esquema dos diferentes cortes adquiridos com o fantoma. A primeira imagem trata-se da série ACR - Localizer sagital e as imagens seguintes são os cortes do 1 ao 11. Contagem da esquerda para a direita, de cima para baixo.

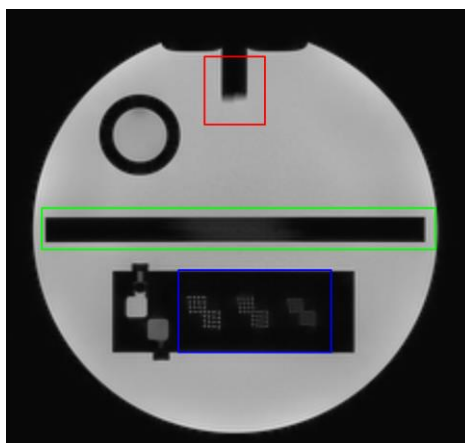


Figura 9 - A imagem apresenta o corte 1. Assinalado a vermelho estão representadas as duas barras superiores para o teste precisão da posição do corte, a verde está representado o padrão com duas rampas para o teste espessura de corte e a azul está representado o padrão de resolução espacial de alto contraste.



### 5.3. Parâmetros avaliados

#### 5.3.1. Precisão geométrica

**Objetivo:** Este teste compara as dimensões medidas na imagem com as dimensões reais do fantoma.

**Procedimento:** Este parâmetro deve ser analisado na imagem ACR – Localizer Sagital e nos cortes 1 e 5, da série ACR – T1 axial. A janela de visualização deve ser ajustada para que as margens do fantoma estejam bem definidas.

Na imagem ACR – Localizer sagital deve medir-se a dimensão vertical do fantoma.

Na imagem do corte 1 deve medir-se a dimensão vertical e horizontal do fantoma.

Na imagem do corte 5 deve medir-se a dimensão horizontal, vertical e duas diagonais do fantoma. (Figura 10)

**Tolerância:** A tolerância para todas as medições é  $\pm 2$  mm.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia o correto funcionamento dos gradientes de localização (x, y e z), o uso de uma largura de banda adequada na aquisição das imagens e a homogeneidade de  $B_0$ .

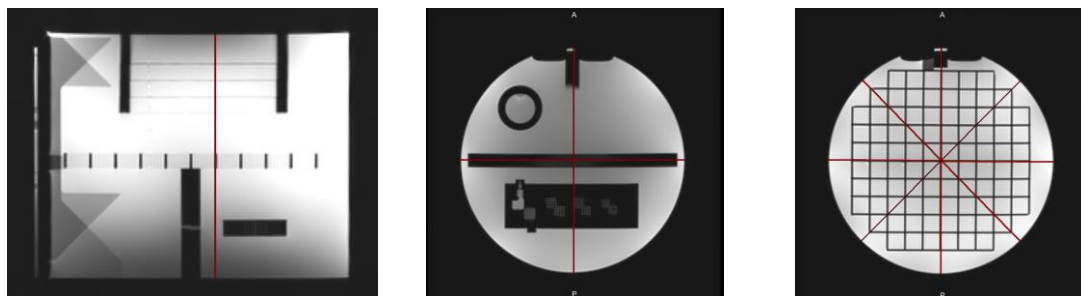


Figura 10 – Demonstração (linhas vermelhas) de como realizar as medições de precisão geométrica no fantoma para o Localizer Sagital, Corte 1 e Corte 5, respetivamente, da esquerda para a direita.

### 5.3.2. Resolução espacial de alto contraste

**Descrição:** No padrão de resolução de alto contraste existem 3 conjuntos de furos dispostos em forma de pares de quadrados. Cada par de quadrados (composto por 8 linhas de furos) representa uma resolução em que, da direita para a esquerda visualiza-se, 1,1 mm, 1,0 mm e 0,9 mm, consecutivamente.

Deve avaliar-se uma sequência de furos com diferentes resoluções. O quadrado superior esquerdo de cada par serve para avaliar os furos por linhas e o quadrado inferior direito serve para avaliar os furos por colunas (Figura 11).

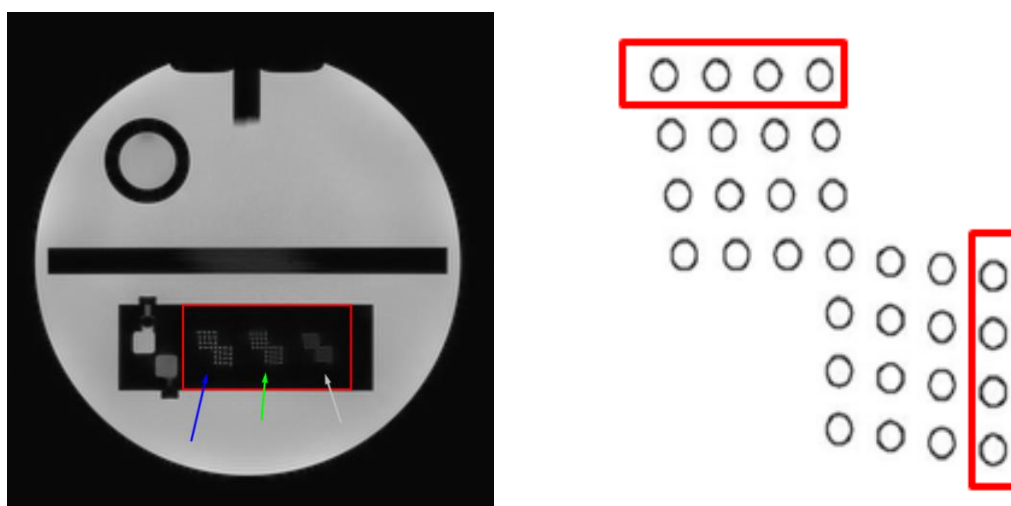


Figura 11 - Imagem da esquerda demonstra o corte 1. O padrão de alta resolução está rodeado a vermelho, a seta azul aponta para o espaçamento de 1,1 mm entre furos, a seta verde aponta para o padrão de 1,0 mm e a seta cinza aponta para o padrão de 0,9 mm. A imagem da direita é retirada do manual do fantoma e demonstra como se deve fazer a análise.

**Objetivo:** Este teste avalia a capacidade do equipamento distinguir com toda a clareza, objetos com tamanho muito reduzido quando a Razão Contraste-Ruído (RCR) é elevada.

**Procedimento:** Este parâmetro deve ser analisado no corte 1 nas séries ACR – T1 axial e ACR – T2 axial.

Ampliar a imagem e ajustar a janela de visualização de forma a que todo o padrão da resolução espacial seja visível (fator de 2 a 4) (Figura 12).

**Tolerância:** Deve conseguir-se distinguir linhas e colunas completas de furos de diâmetro de 1,0 mm até 0,9 m, nas duas direções.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia a estabilidade da força do campo de gradiente, as correntes de eddy e a homogeneidade de  $B_0$ .

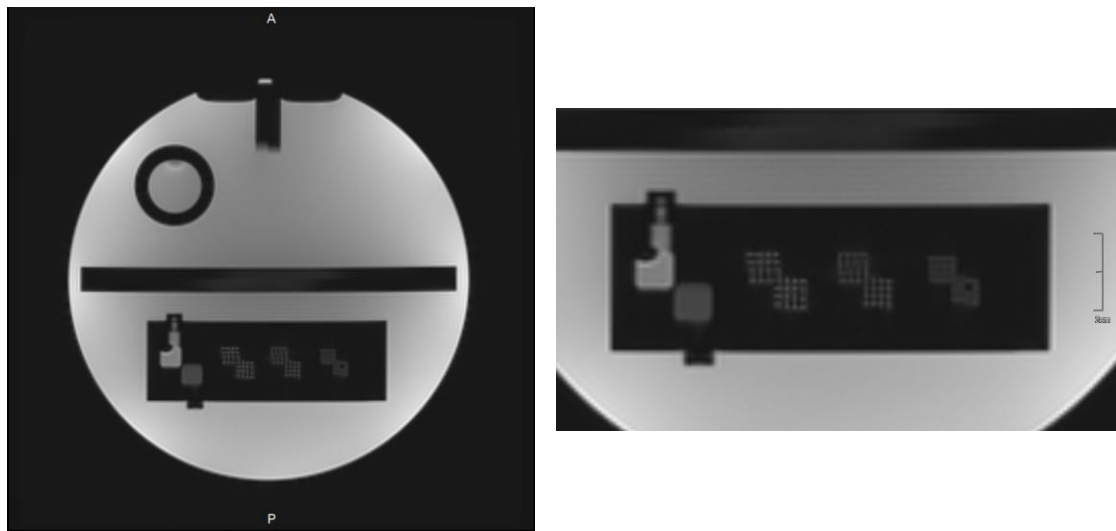


Figura 12 - Padrão da resolução espacial de alto contraste no corte 1. A imagem da esquerda representa a imagem sem qualquer ampliação e a imagem da direita apresenta a imagem com a ampliação e janela de visualização ajustada para análise do teste.

### 5.3.3. Precisão da espessura de corte

**Objetivo:** Este teste avalia se a espessura de corte nominal é igual à espessura de corte medida.

**Procedimento:** Este parâmetro é avaliado em duas fases. Numa primeira fase deve analisar-se as duas rampas inseridas no padrão da espessura do corte, no corte 1. O valor resultante desta primeira análise será usado para a segunda análise. As séries usadas são ACR – T1 axial e ACR – T2 axial.

Ampliar a imagem de forma a que todo o padrão da espessura de corte seja visível (fator de 2 a 4). Ajustar a janela de visualização de forma a que sejam visíveis 2 rampas (Figura 13). Colocar uma *region of interest* (ROI) retangular em cada rampa (se a ROI retangular não estiver disponível usar a elíptica) e medir a intensidade média de sinal em cada uma. Os valores resultantes desta primeira análise devem dividir-se por 2 para encontrar o valor médio das 2 rampas.

O valor que foi obtido na primeira fase serve para ajustar a janela de visualização, fazendo com que a largura da janela seja reduzida para o mínimo (0 ou 1) e o centro da janela deve ser ajustado para o valor obtido na primeira análise. Deve medir-se a distância entre as duas barras superiores e as duas barras inferiores (Figura 14).

A fórmula usada para calcular este parâmetro é (equação 10):

$$Espessura\ de\ corte = 0,2 \frac{(cima * baixo)}{(cima + baixo)} \quad (10)$$

cima: sinal médio da ROI da rampa superior;

baixo: sinal médio da ROI da rampa inferior.

**Tolerância:** A tolerância para este teste é de  $\pm 0,7$  mm.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia a não linearidade do amplificador de RF, o mau funcionamento da RF de alta potência do equipamento e os gradientes de localização.

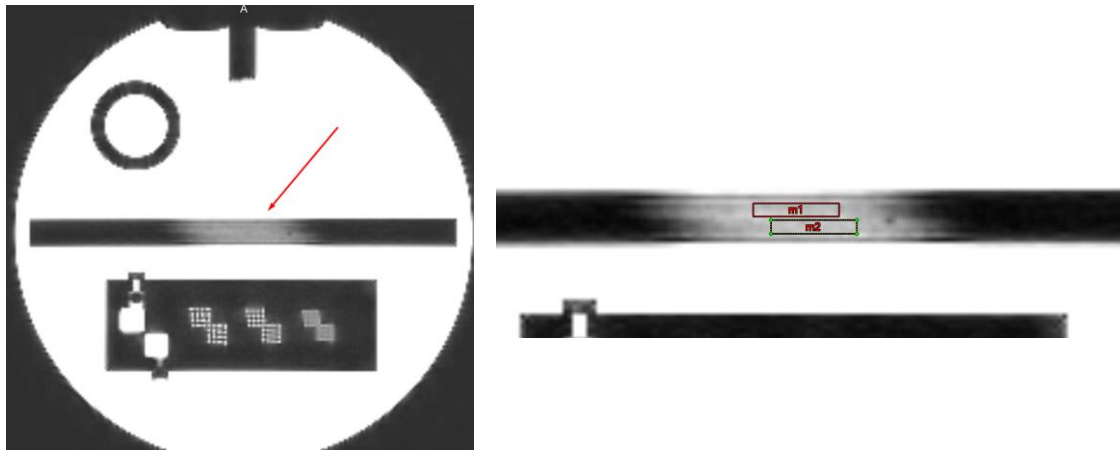


Figura 13 - Demonstração de como realizar as medições na primeira fase para a precisão da espessura de corte. A seta vermelha aponta para a localização das duas rampas.



Figura 14 - Medição da distância entre cada rampa para calcular a espessura de corte.

### 5.3.4. Uniformidade da intensidade de imagem

**Objetivo:** Este teste avalia a capacidade do equipamento em apresentar regiões com a mesma intensidade num volume homogéneo.

**Procedimento:** A análise é realizada no corte 7 nas séries ACR – T1 axial e ACR – T2 axial.

No corte 7 deve desenhar-se uma ROI com área entre 195 cm<sup>2</sup> e 205 cm<sup>2</sup>. Ajustar essa ROI para ficar localizada no centro do fantoma com margens idênticas em torno do fantoma.

Ajustar a janela de visualização para o máximo e para o mínimo de forma a que surja dentro da ROI maior os pontos com maior intensidade de sinal e com menor intensidade sinal. Deve colocar-se nessas regiões uma outra ROI com 1 cm<sup>2</sup> (Figura 15)

Se a antena usada na aquisição das imagens for do tipo *phased array* devem ser aplicadas calibrações na antena, visto que estes tipos de antenas produzem imagens com menor uniformidade. Estas correções devem ser ativadas no momento da aquisição das imagens e, dependendo da marca, podem apresentar nomenclaturas como: SCIC, PURE, CLEAR, Normalize, Pre-scan normalize e B1 filter. O parâmetro que mede a uniformidade é a Percentagem de uniformidade de sinal, PUI (equação 11):

$$\text{Percentagem da Uniformidade Integral (PUI)} = 100 \left( 1 - \frac{(\text{alto sinal} * \text{baixo sinal})}{(\text{alto sinal} + \text{baixo sinal})} \right) \quad (11)$$

alto sinal: maior sinal médio no interior da ROI central;

baixo sinal: menor sinal médio no interior da ROI central.

**Tolerância:** Para campos maiores ou iguais a 3T a PUI deve ser maior ou igual a 82,0 %. Para campos menores de 3T a PUI deve ser maior ou igual a 87,5 %.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia o correto posicionamento do fantoma, a existência do sinal fantasma e falhas nos componentes da própria antena.

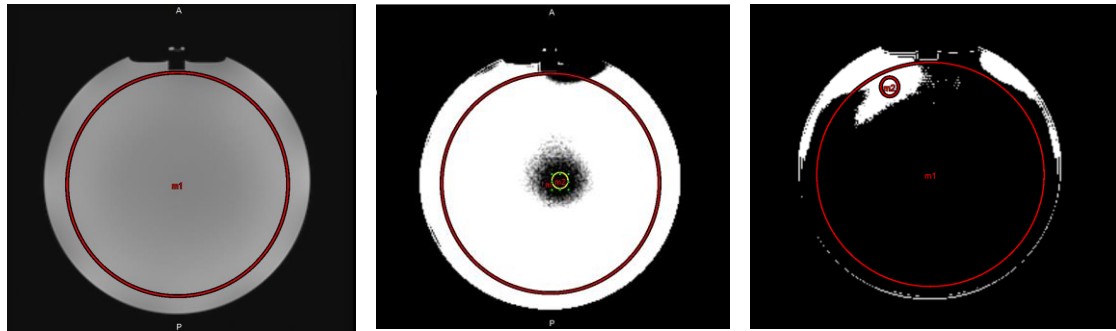


Figura 15 – Diferentes imagens do corte 7. A primeira imagem é a imagem com a janela ajustada ao volume e denota-se a ROI central, a imagem do meio demonstra uma ROI mais pequena no local onde a intensidade de sinal média é menor e a imagem da direita, demonstra uma ROI no local onde a intensidade de sinal média é mais elevada. Para obter estes valores será necessário ajustar a largura da janela para o mínimo e ajustar apenas o centro da janela de visualização para o máximo (tudo preto) ou para o mínimo (momento em que a imagem aparece toda branca)

### 5.3.5. Percentagem do sinal fantasma

**Descrição:** Sinal fantasma é um artefacto de imagem em que parte do objeto é duplicado e surge sobreposto, ou não, à imagem final. Este artefacto apresenta-se ao longo do eixo de codificação de fase com áreas com maior hiperssinal

**Objetivo:** Este teste avalia a percentagem de sinal fantasma existente na imagem.

**Procedimento:** A análise é realizada no corte 7 nas séries ACR – T1 axial e ACR – T2 axial.

Deve desenhar-se uma ROI com área entre 195 cm<sup>2</sup> e 205 cm<sup>2</sup>. Ajustar essa ROI para ficar localizada no centro do fantoma com margens idênticas em torno do mesmo (Figura 16). Ajustar a janela de visualização de forma a visualizar o ar em torno do fantoma (caracterizado por imagem com hipossinal e ruidosa).

Deve desenhar-se mais 4 ROI's de área 10cm<sup>2</sup>, colocadas em cima, baixo, esquerda e direita, exterior ao fantoma, mas ainda dentro do FOV selecionado (Figura 16).

A fórmula para calcular este valor é (equação 12):

$$\text{Razão do sinal fantasma} = \frac{|(\text{Cima} + \text{baixo}) - (\text{esquerdo} + \text{direito})|}{(2 * \text{ROI grande})} \quad (12)$$

Cima: sinal médio da ROI posicionada acima do fantoma;

Baixo: sinal médio da ROI posicionada abaixo do fantoma;

Esquerdo: sinal médio da ROI posicionada à esquerda do fantoma;

Direito: sinal médio da ROI posicionada à direita do fantoma;

ROI grande: sinal médio da ROI posicionada no centro do fantoma.

**Tolerância:** A razão de sinal fantasma deve ser menor ou igual a 0,030 (ou seja, 3 %).



**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia se há instabilidade do sinal medido em cada pulso, cuja origem pode estar relacionada com deficiências da antena de aquisição. Este parâmetro pode também ser provocado por problemas de hardware.

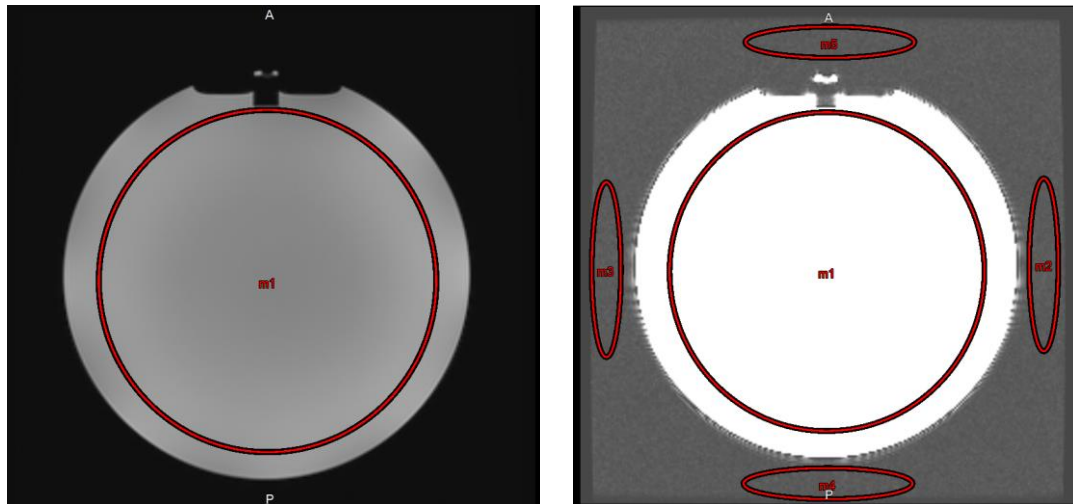


Figura 16 – Imagem da esquerda demonstra a ROI central na janela de visualização adequada ao volume, a imagem da direita demonstra a colocação das 4 ROI's na janela de visualização adequada para a visualização do ar em todo do fantoma de forma a garantir que as ROI's são colocadas dentro do FOV da imagem.

### 5.3.6. Detetabilidade de objetos de baixo contraste

**Descrição:** O padrão para este teste está distribuído por 4 cortes diferentes 8, 9, 10 e 11. O padrão de baixo contraste em cada corte é constituído por 10 raios (Figura 17). Cada raio é constituído por 3 círculos de diferentes tamanhos.

**Objetivo:** Este parâmetro avalia a capacidade do equipamento diferenciar objetos com diferentes tamanhos e com baixo contraste. Esta capacidade é influenciada pela RSR.

**Procedimento:** Deve ser contabilizado nos 4 cortes tanto na série ACR – T1 axial como na série ACR – T2 axial.

Deve ajustar-se a janela de visualização de forma a ver-se todos os raios com um bom contraste entre si, ampliar a imagem e contabilizar o número de raios em que todos os círculos sejam visíveis. A contagem inicia-se pelo raio de maior diâmetro e que se encontra na posição das 12h.

**Tolerância:** Para campos maiores ou iguais a 3 T o número de raios contabilizados deve ser maior ou igual a 37. Para campos menores que 3 T o número de raios contabilizados deve ser maior ou igual a 9.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia o posicionamento do fantoma e o estado da antena.

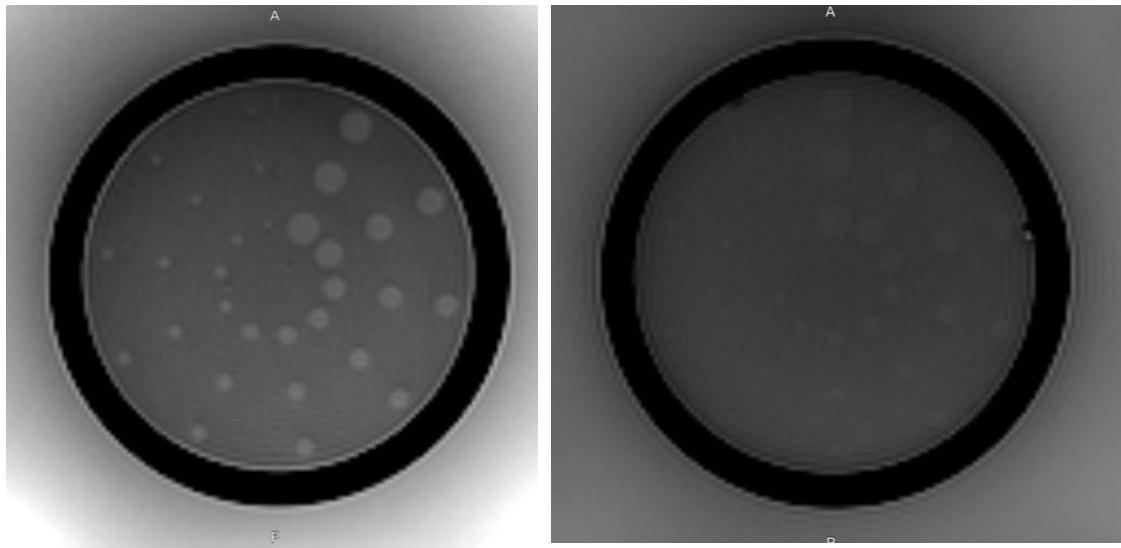


Figura 17 - Demonstração do padrão de baixo contraste no corte 11 e no corte 8.

### 5.3.7. Precisão da posição do corte

**Descrição:** O fantoma possui em ambas as extremidades duas estruturas (barras) inclinadas que formam um ângulo de 45° entre elas. Essas estruturas servem de auxílio para posicionar as aquisições no corte 1 e no corte 11 (Figura 18).

**Objetivo:** Este teste serve para avaliar se os cortes foram bem posicionados tendo em conta o posicionamento do fantoma. Se os cortes estiverem bem alinhados pelo vértice do ângulo formado as barras também aparecerão alinhadas. No entanto, se a barra da direita aparecer maior significa que os cortes estão posicionados superiormente e vice-versa.

**Procedimento:** Devem ser analisados o corte 1 e o corte 11, tanto na série ACR – T1 axial como na série ACR – T2 axial.

Deve ampliar-se a imagem para um fator de 2. A janela de visualização deve ser ajustada de forma a que a extremidade de cada barra seja bem definida, ou seja, uma largura de janela muito estreita.

Deve desenhar-se 2 linhas nas extremidades de cada barra e medir a distância entre essas linhas (Figura 19). Se a barra esquerda aparecer maior do que a direita considera-se que a diferença é negativa (exemplo: -2,28 mm).

**Tolerância:** A diferença de comprimentos nos 2 cortes avaliados deve ser menor ou igual a 4,0 mm.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia se há problemas com a posição da mesa, os gradientes de campo e a homogeneidade de  $B_0$ .

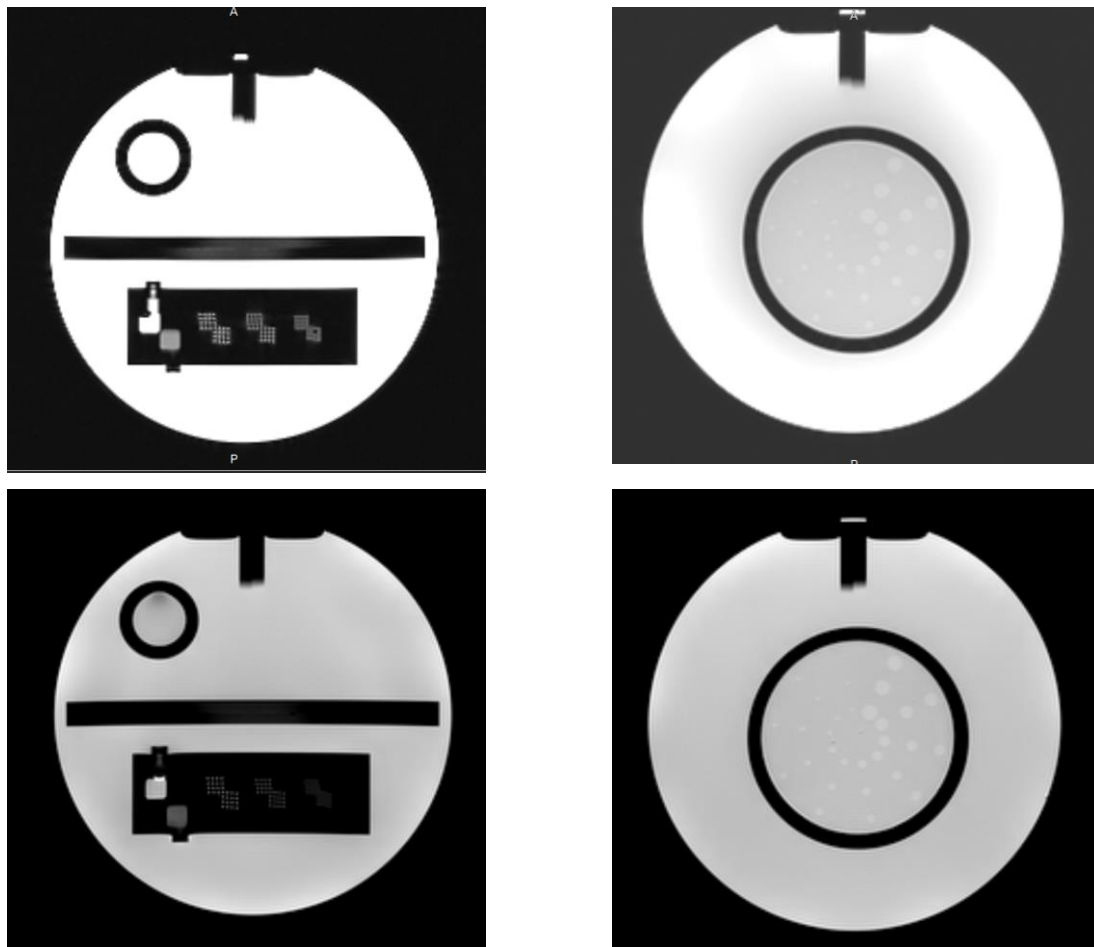


Figura 18 - Demonstração das barras superiores no Corte 1 e no Corte 11. No primeiro conjunto de 2 imagens visualiza-se a barra da direita maior e no segundo conjunto de duas imagens visualiza-se a barra da esquerda maior do que a direita.

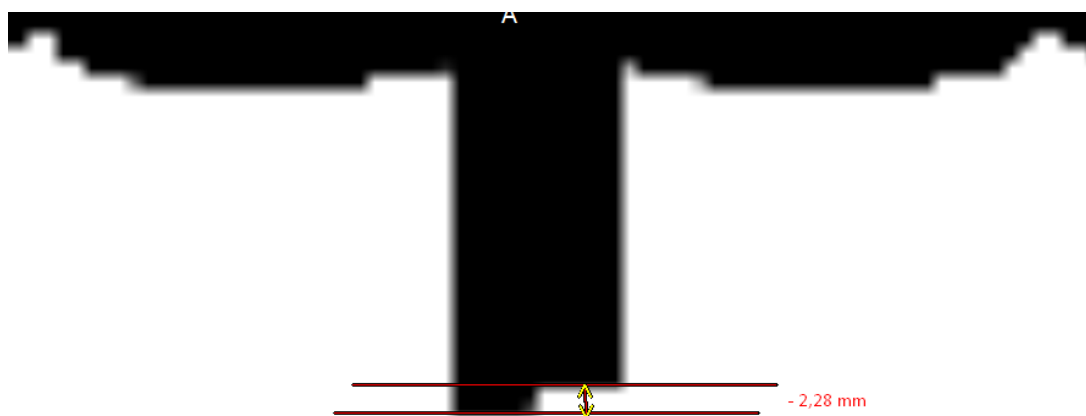


Figura 19 - Demonstração do caso de a barra da esquerda ser maior do que da direita.

### 5.3.8. Precisão da posição da mesa

**Objetivo:** Este teste avalia o posicionamento da mesa em relação ao isocentro do equipamento.

**Procedimento:** Existem duas formas de verificar este parâmetro, sendo elas 1) através da medição da coordenada Z da imagem em relação ao isocentro do equipamento, ou 2) através da ativação da grelha (função "grid") na própria consola do equipamento, quando possível.

#### Método 1: medição da coordenada Z

- **GE:** Após a aquisição da imagem ACR - Localizer Sagital, na região para digitar os comandos deve escrever-se os seguintes comandos para visualizar a tabela representada na Figura 20:
  - "?" e procurar por "texto\_page\_roi";
  - "TPR".
- **Siemens:** Sem informação.
- **Philips:** Sem informação.

#### Método 2: ativação da grelha fantasma

- Após a aquisição da imagem ACR - Localizer Sagital, deve ativar-se a opção "grelha fantasma" no software de medição, se este o permitir. As linhas apresentadas corresponderão ao eixo dos X e dos Y. Após a ativação deve medir-se a distância entre o topo das 11 grelhas (linhas verticais) que aparecem na imagem até ao limite superior dessa grelha fantasma (Figura 21).

#### **Tolerância:**

- **Método 1:** o eixo do Z deve estar entre  $\pm 2$  mm.
- **Método 2:** A distância entre o limite superior das linhas verticais e da grelha fantasma deve ser  $\pm 5$  mm.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia a correta posição da antena RF em relação ao isocentro. Uma vez que a antena está acoplada à mesa, este parâmetro permite-nos indiretamente avaliar a correta calibração de posicionamento da mesa.

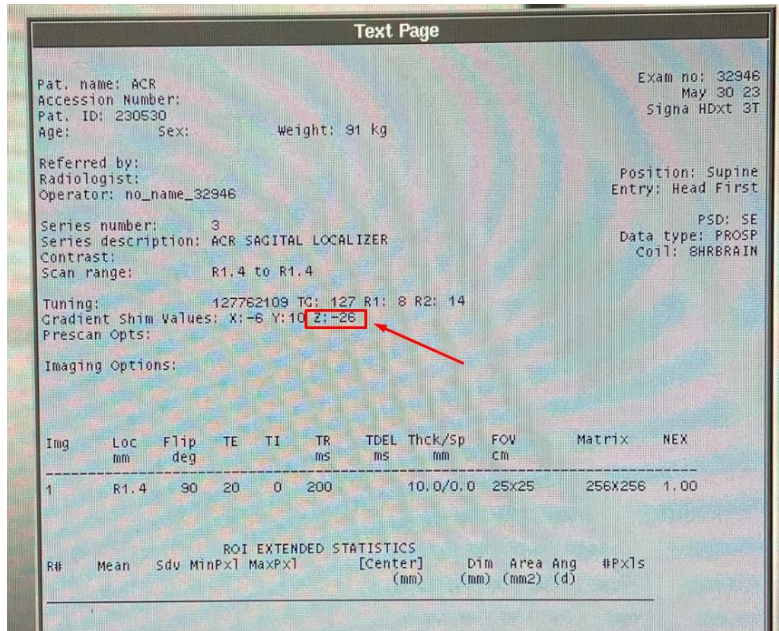


Figura 20 - Visualização da coordenada z, seta vermelha, no equipamento GE

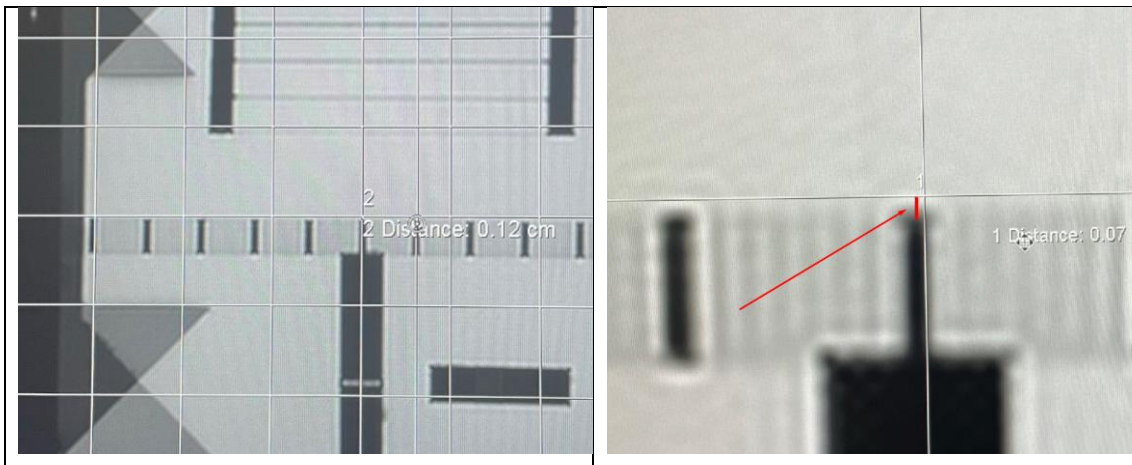


Figura 21 - Utilização da grelha fantasma para medição da posição da mesa, no equipamento Philips. A imagem da esquerda representa como deve aparecer a grelha fantasma. Na imagem da direita a seta vermelha aponta para a linha vermelha que é a distância que se deve medir.

### 5.3.9. Frequência central

**Descrição:** A frequência central do pulso de RF (Hz) está normalmente ajustada para frequência de precessão do núcleo de hidrogénio. O valor é proporcional à intensidade magnética do campo. No caso de o valor estar desajustado pode ocorrer uma saturação deficiente dos tecidos e outros artefactos.

Valor de referência:

- **1,5 T:**  $1,5 \text{ T} * 42,58 \text{ MHz/T} = 63,86 \text{ MHz}$ ;
- **3 T:**  $3 \text{ T} * 42,58 \text{ MHz/T} = 127,74 \text{ MHz}$ .

**Objetivo:** Medir o desvio da frequência central em relação ao valor de referência.

**Procedimento:** O valor diário da frequência central deve ser visualizado na consola do equipamento antes da aquisição da imagem ACR - Localizer Sagital.

- **GE:** “Manual Pré scan” (Figura 22);
- **Siemens:** “System” – “Adjustmens” – “Manual adjustmens” (Figura 23);
- **Philips:** “Data Monitoring” e verificar a “res.freq.” (Figura 24).

**Tolerância:** Para magnetos supercondutores, a variação semanal deve ser definida pelo físico médico, mas deverá ser sempre inferior a 1,5 partes por milhão (ppm):

- **1,5T:**
  - 1 ppm =  $\pm 64 \text{ Hz/semana}$ ;
  - 2 ppm =  $\pm 128 \text{ Hz/semana}$ .
- **3T:**
  - 1 ppm =  $\pm 128 \text{ Hz/semana}$ ;
  - 2 ppm =  $\pm 256 \text{ Hz/semana}$ .

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia desvios da frequência magnética e a estabilidade do sintetizador de RF (ajuste automático na pré-aquisição).



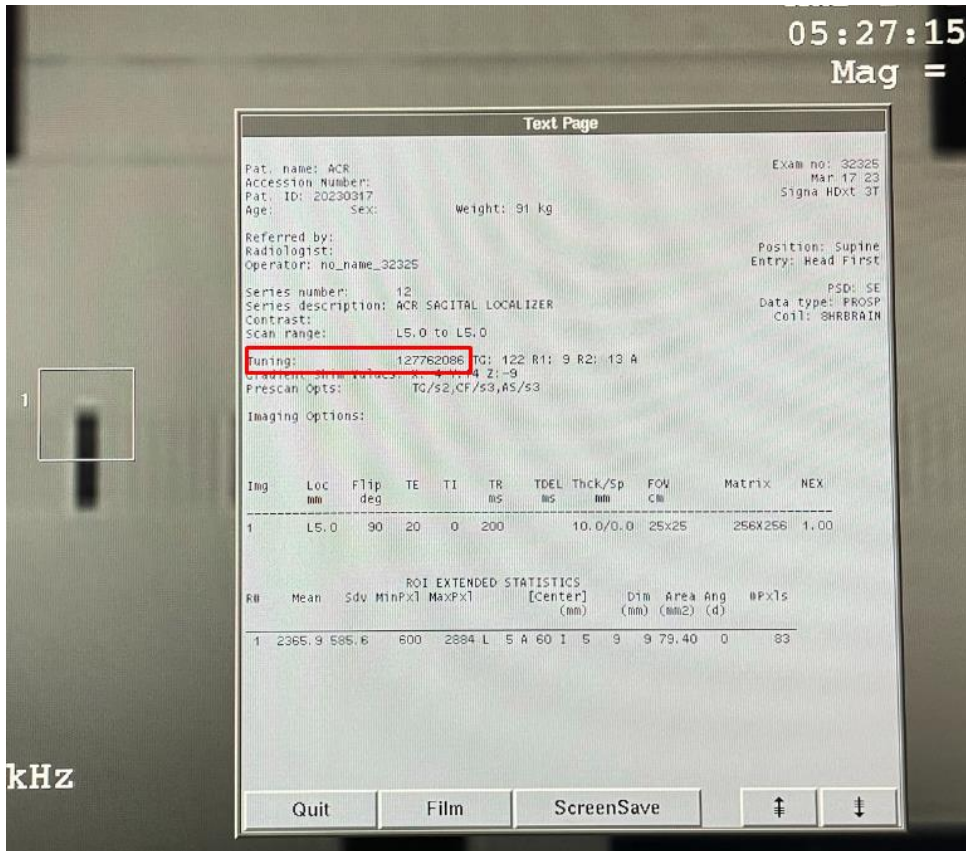


Figura 22 - Visualização da frequência central no equipamento GE

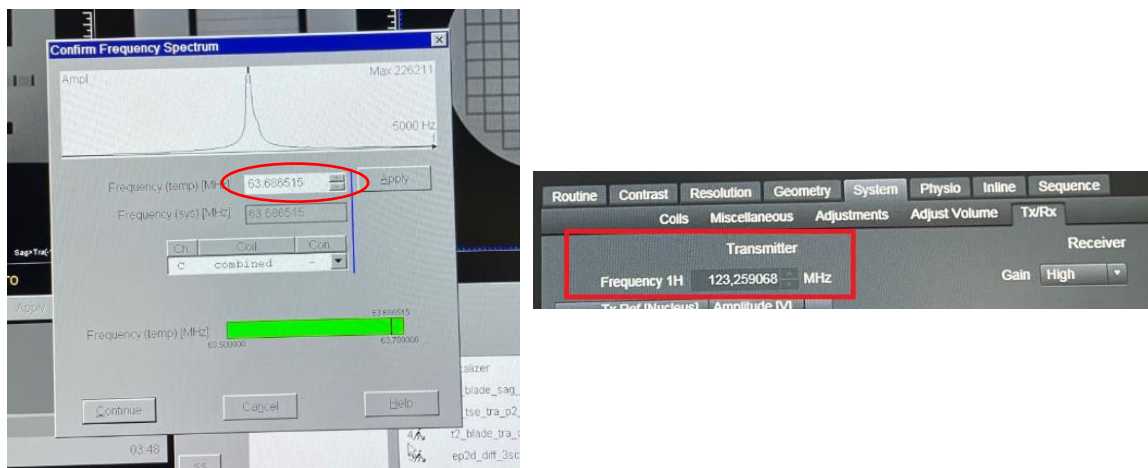


Figura 23 - Visualização da frequência central no equipamento Siemens. Imagem da esquerda denota-se o pop-up que aparece quando selecionado o "manual pre-scan" e a imagem da direita o valor que aparece enquanto se programa a aquisição.

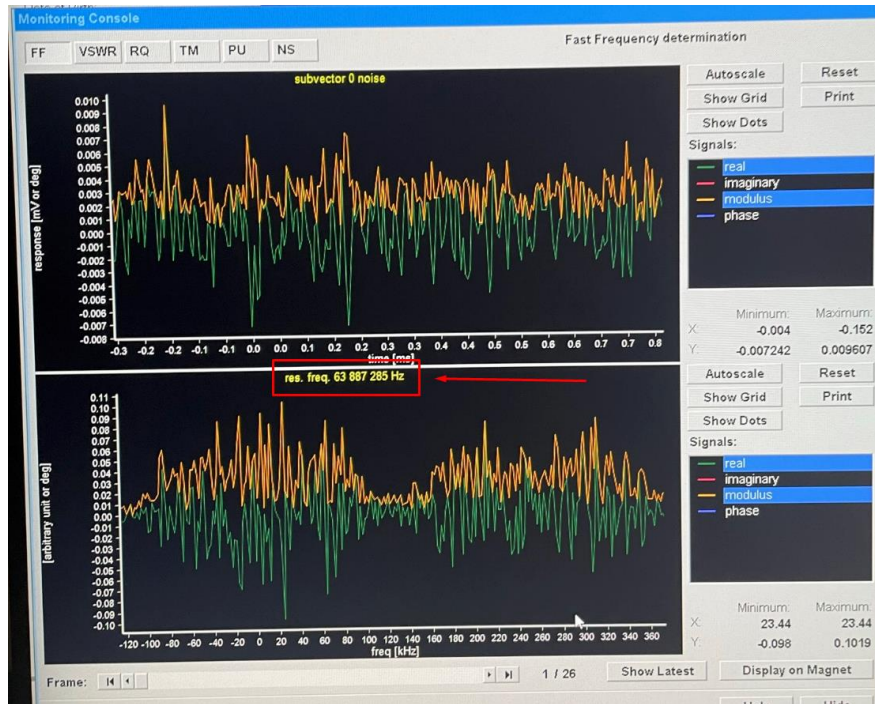


Figura 24 - Visualização da frequência central, seta vermelha, no equipamento Philips

### 5.3.10. Ganho ou transmissão da atenuação

**Descrição:** O ganho ou transmissão da atenuação representa a energia necessária para otimizar a sequência de pulsos após estabelecer a frequência de ressonância do sistema. Fornece informação sobre os ângulos de inclinação adequados para que haja uma precisão na consistência de contraste nas imagens e no cálculo do SAR, do inglês, *Specific Absorption Rate*, que é uma medida da quantidade de energia depositada por um campo de RF numa determinada massa de tecido, em W/kg.

As unidades de medição e a própria terminologia podem variar consoante as marcas:

- **GE:** “TG” (transmission gain), sem unidade;
- **Siemens:** “Ref.amplitude [1H]”, valor em Volts;
- **Philips:** “SP\_act\_fr\_drive\_scale”, sem unidade;

**Objetivo:** Este teste avalia indiretamente o aumento de ruído nas imagens e a diminuição da RSR com a sua variação.

**Procedimento:** O ganho deve ser visualizado na consola do equipamento, e comparado com o valor de referência fornecido pelo fabricante. Caso essa referência não exista, o físico médico deve criar uma baseline interna, com a realização de pelo menos 10 medições, obtidas semanalmente.

- GE (Figura 25): Para obter esta informação deve realizar-se primeiro o “ACR – Localizer Sagital”; de seguida, na região para digitar os comandos deve escrever-se:
  - “?” e procurar por “texto\_page\_roi”;
  - “TPR”.
- Siemens (Figura 26): Antes de realizar o “ACR – Localizer Sagital” deve seleccionar-se em “System” – “Tx/RX”.
- Philips: Sem informação.

**Tolerância:**  $\pm 20\%$  da *baseline*.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia a integridade da antena de RF de transmissão e estabilidade do amplificador de RF.

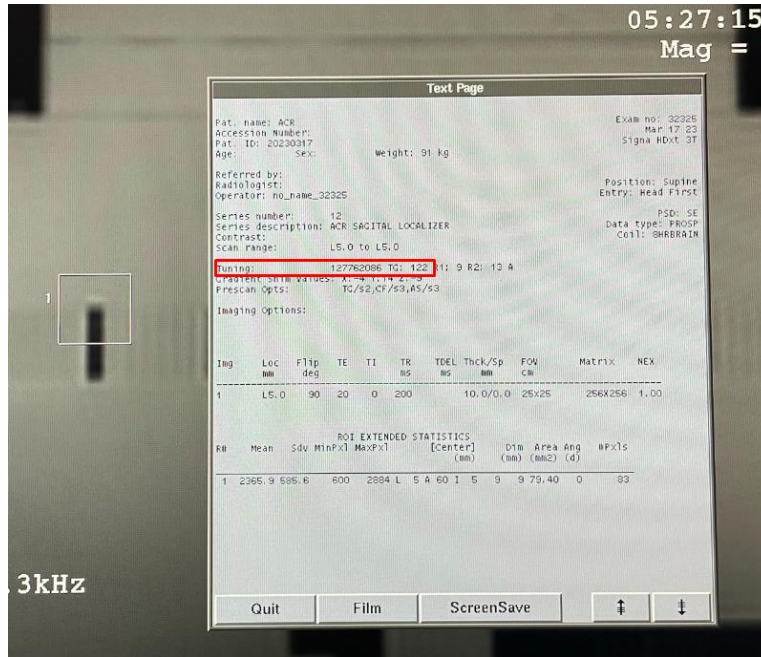


Figura 25 - Demonstração do ganho de transmissão (TG) no equipamento GE



Figura 26 - Demonstração do ganho de transmissão (Ref. Amplitude 1H) no equipamento Siemens

### 5.3.11. Avaliação de artefactos

**Descrição:** Os artefactos nas imagens podem ocorrer de várias formas. Parte dos artefactos podem facilmente ser visíveis nas imagens, no entanto, alguns artefactos podem passar despercebidos pelo operador ou pelo médico que irá relatar o exame. Por vezes, quando existe alguma falha em algum dos elementos do magneto ou antena de RF, podem aparecer artefactos nas imagens ou se existir movimento do doente ou até pela seleção errada dos parâmetros de aquisição. Os artefactos que podem ocorrer no doente, e que também se podem detetar com o fantoma ACR, são:

- Aliasing (Figura 27);
- Fantasma (Figura 28);
- Desvio químico (Figura 29);
- Fuga de FR ou “Zipper” (Figura 30);
- Truncamento ou Gibbs (Figura 31);
- Zebra (Figura 32);
- Suscetibilidade magnética (Figura 33);
- Distorção (Figura 34).

**Objetivo:** Esta avaliação serve para aferir se os restantes testes não apresentam informações erradas causadas pelos artefactos.

**Procedimento:** Em todas as séries adquiridas deve aumentar-se e diminuir a largura e o centro da janela de visualização e avaliar alguma anomalia.

**Tolerância:** Se alguma série apresentar artefactos deve verificar-se as causas, corrigir, se possível, e caso o artefacto persistir, chamar a equipa de manutenção do equipamento.



Figura 27 – Exemplo de artefacto aliasing numa imagem RM cerebral. Fonte: Radiopaedia.org.

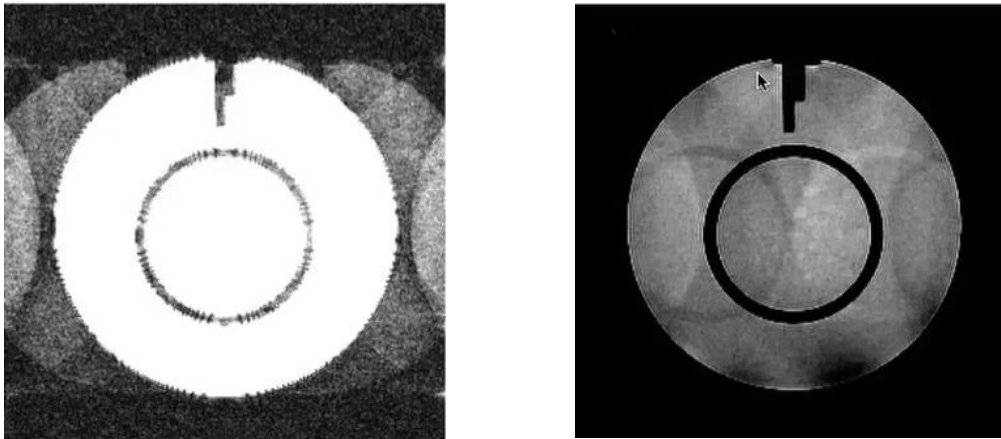


Figura 28 – Exemplo de artefacto fantasma. Fonte: AAPM.

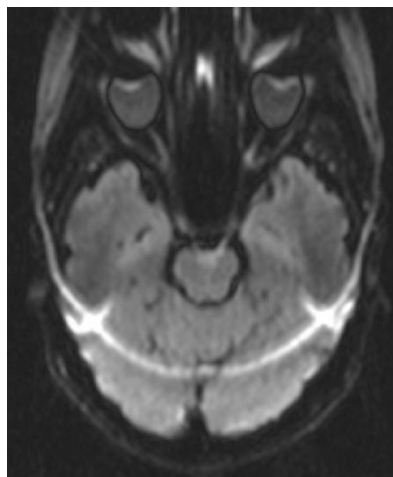


Figura 29 – Exemplo de artefacto de desvio químico numa sequência EPI. Fonte: MRI\_Course\_Artifacts – Artifacts in MRI by S. I. Gonçalves.

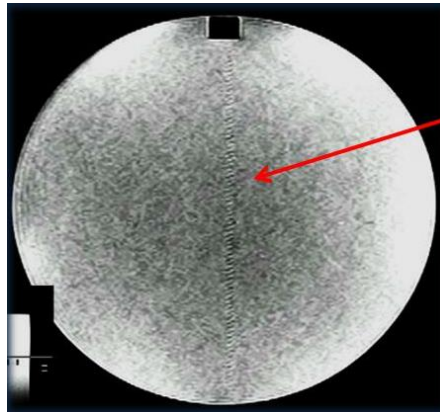


Figura 30 - Seta vermelha a apontar para o artefacto "Zipper". Fonte: AAPM.

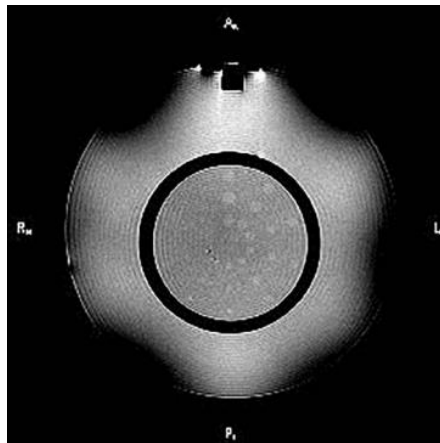


Figura 31 – Exemplo de artefacto de "Gibbs". Fonte: ACR.

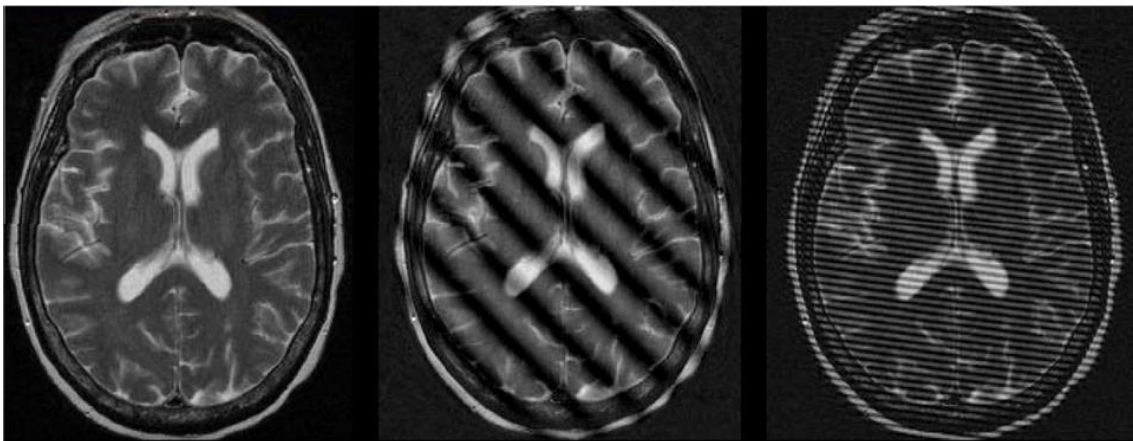


Figura 32 - Exemplo do artefacto zebra. Fonte: MRI\_Course\_Artifacts – Artifacts in MRI by S. I. Gonçalves.

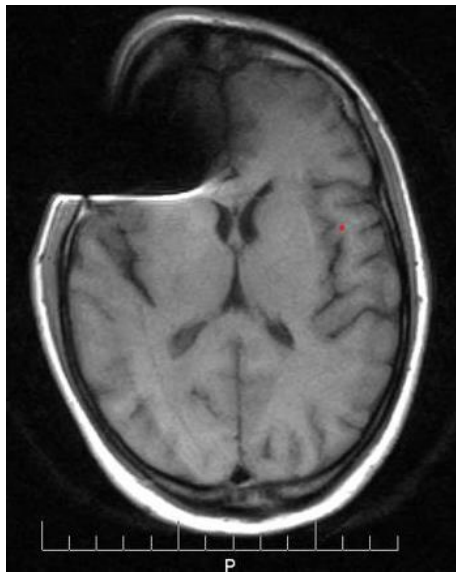


Figura 33 – Exemplo de artefacto de suscetibilidade magnética provocada por um metal. Fonte: Radiopaedia.org.

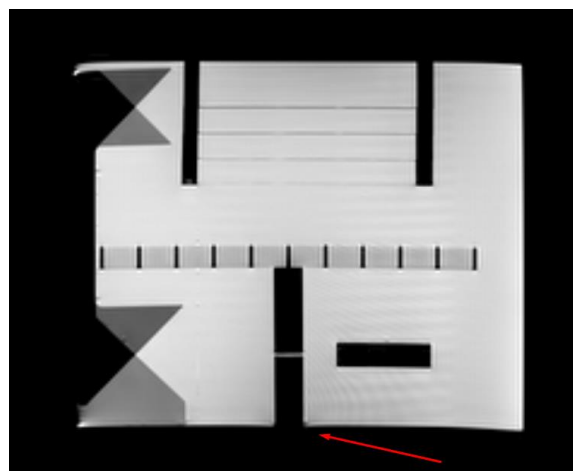


Figura 34 – Exemplo de artefacto de distorção. Pode-se visualizar para onde a seta vermelha aponta que a imagem está a fazer uma concavidade onde devia ser reta. Fonte: próprio.



### 5.3.12. Homogeneidade do campo magnético

**Descrição:** A homogeneidade do campo magnético demonstra a uniformidade da intensidade do campo magnético num volume. Por norma, é medida num objeto esférico e homogéneo com um determinado diâmetro e o resultado é expresso em ppm.

**Objetivo:** Avaliar num determinado volume a uniformidade da intensidade do campo magnético principal.

**Procedimento:** Existem duas formas de verificar este parâmetro:

- **Método 1 - medição do pico espectral:** No manual do equipamento devem constar as especificações quanto ao diâmetro do fantoma esférico usado para este teste, recomendado que o diâmetro do fantoma seja superior a 35 cm. Deve posicionar-se o fantoma no isocentro do magneto. Este valor obtém-se do espectro da amostra e, para isso, pode ser realizada uma espectroscopia ou num modo manual ou pré-scan. Medir a largura a meia altura (FWHM) do espectro de frequências e calcular a não homogeneidade do campo (dada pela FWHM em ppm) através da equação de Larmor (equação 13):

$$FWHM (ppm) = \left| \frac{FWHM(Hz)}{42,576 (MHz/T) * B_0(T)} \right| \quad (13)$$

- **Método 2 – medição da diferença de largura de banda:** Este método pode ser usado quando não é possível obter imagens de fase ou o espectro de frequências detalhado. Para um determinado campo de visão, no eixo de codificação da frequência (eixo dos x) a intensidade do gradiente é uma função da largura de banda nesse mesmo eixo de codificação. Desta forma é possível estimar a homogeneidade de campo através da seguinte fórmula (equação 14) (Figura 35):

$$\begin{aligned} & \text{Diferença de largura de banda (ppm)} \\ & = \frac{(BW_1 * BW_2)(Hz) * (d_1 - d_2)(mm)}{\frac{42,576 MHz}{T} * B_0(T) * FOVx(mm) * (BW_2 - BW_1)(Hz)} \quad (14) \end{aligned}$$

BW<sub>1</sub>- Largura de banda mais pequena possível;

BW<sub>2</sub>- Largura de banda maior possível;

d<sub>1</sub>- Distância entre dois pontos na imagem obtida com a BW<sub>1</sub>;

d<sub>2</sub>- Distância entre dois pontos na imagem obtida com a BW<sub>2</sub>.

Os equipamentos da GE permitem alterar a largura de banda em kHz. Relativamente aos equipamentos da Siemens e da Philips são necessários cálculos auxiliares para obter o mesmo valor.

- **Siemens:** No software da Siemens a largura de banda aparece como “*pixel bandwidth* (Hz/pixel). Dessa forma será necessário fazer uma conversão para Hz, usando a seguinte fórmula (equação 15):

$$BW(Hz) = X \left( \frac{\text{Hz}}{\text{pixel}} \right) * Y (\text{píxeis}) \quad (15)$$

X – Número de Hz/pixel usado para a aquisição;

Y – Número de píxeis no eixo da codificação de frequência da matriz usada para a realização da aquisição.

- **Philips:** Por defeito o software da Philips apresenta a largura de banda como *Fat-water-shift* (FWS). Para converter FWS para Hz será necessário realizar dois cálculos.
  - Em primeiro lugar é necessário aferir a diferença de frequência entre a água e a gordura (DFAG) para intensidade de campo estático em questão. A DFAG é, aproximadamente, 3,5 ppm e as frequências de ressonância são de 63 MHz e 127 MHz, para campos de 1,5 T (equação 16) e 3 T (equação 17) respetivamente;
  - Em segundo lugar, para calcular a largura de banda é necessário multiplicar a DFAG (Hz) pelo número de píxeis da imagem adquirida no eixo da codificação de frequência, dividindo pelo deslocamento da água-gordura (DAG) (píxeis) (equação 18).

$$1,5T: DFAG(Hz) = 3,5(ppm) * 63 \left( \frac{Hz}{pixel} \right) = 220 Hz \quad (16)$$

$$3T: DFAG(Hz) = 3,5(ppm) * 127 \left( \frac{Hz}{pixel} \right) = 440 Hz \quad (17)$$

$$BW(Hz) = \frac{220 Hz * X (píxeis)}{DAG (píxeis)} \quad (18)$$

**Tolerância:** Comparar com os valores do fabricante.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia se há contaminação do campo magnético por objetos ferromagnéticos externos ao magneto e se há desvios dos gradientes.

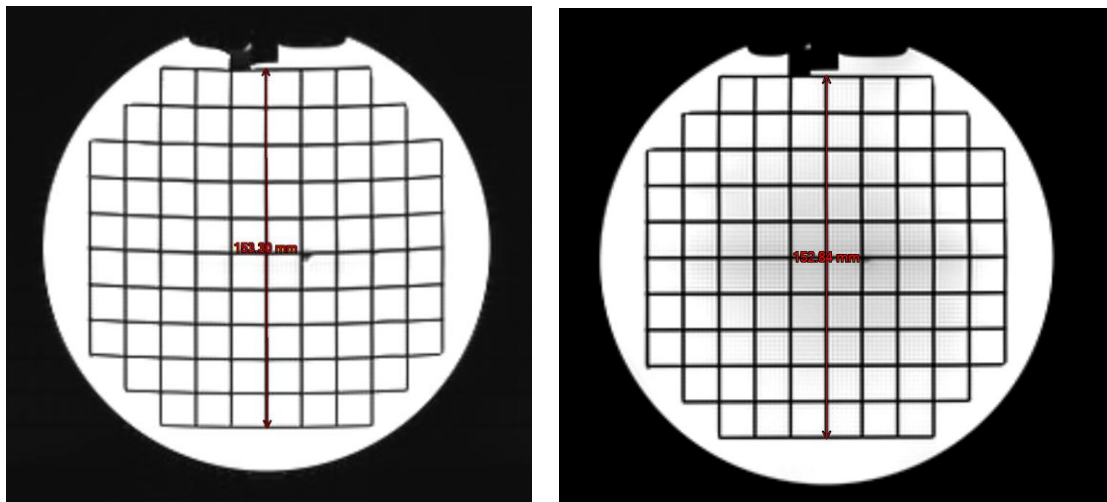


Figura 35 - Demonstração da medição dos diâmetros (ou distâncias) d1 e d2 com BW diferentes (método 2), no corte 5, para conseguir a mesma referência nas duas imagens. Imagem da esquerda BW baixa e imagem da direita BW elevada.

### 5.3.13. Razão Sinal-Ruído

**Descrição:** A Razão Sinal-Ruído (RSR) é um dos parâmetros que os operadores do equipamento têm em atenção para que as imagens adquiridas apresentem uma boa qualidade de imagem. Basicamente, o sinal é o valor médio dos pixéis do interior de uma ROI e o ruído são as variações da intensidade de sinal da mesma ROI, obtido pelo desvio-padrão. Toda a imagem que apresente ruído deve ser considerada ruído e, dessa forma, é possível obter um valor concreto deste parâmetro, geralmente medido em decibéis.

**Objetivo:** Avaliar o desempenho do equipamento.

**Procedimento:** A forma mais fidedigna de realizar esta medição é usando um fantoma esférico de diâmetro especificado pelo fabricante. Em alternativa, também será possível realizar este teste com o fantoma ACR sabendo, à partida, que o resultado será diferente quando comparado com o obtido com um fantoma de volume esférico.

Existem duas formas de verificar este parâmetro:

- **Método 1:** Devem ser realizadas duas aquisições exatamente iguais do protocolo da série ACR – T1 Axial. Através de ferramentas presentes no software, deve subtrair-se as imagens do corte 7 de ambas as aquisições (Figura 36). O resultado dessa subtração é imagem de background. Deve selecionar-se uma ROI que cubra pelo menos 75% da área total do fantoma, na imagem de background e numa das imagens originais adquiridas, e obter o sinal médio das ROI's. Aplicar a seguinte equação (19):

$$RSR = \sqrt{2} * \frac{\text{Sinal médio da imagem ACR T1}}{\text{Desvio padrão da imagem de background}} \quad (19)$$

Raiz de 2 é um fator que surge devido ao facto da imagem de background ser uma subtração e não uma imagem original.

- **Método 2:** No corte 7 da série ACR – T1 Axial, deve criar-se uma ROI que cubra pelo menos 75% do fantoma (Figura 37). Desenhar uma ROI, de forma a conter

pelo menos 1000 pixéis ou então devem ser criadas várias ROI's até que somando o número de pixéis das várias ROI's devemos obter 1000 pixéis e posicionadas em torno do fantoma, no ar (equação 20). Para determinar a RSR pelo método 2 é utilizada a fórmula da ACR (equação 21):

$$\text{Desvio padrão para várias ROI's no ar} = \sqrt{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \dots + \sigma_n^2)/n} \quad (20)$$

$$RSR_{ACR} = \frac{\text{Sinal médio da imagem ACR T1}}{\text{Desvio padrão da ROI no ar}} \quad (21)$$

**Tolerância:** Comparar com os valores do fabricante.

**Elementos avaliados:** Este parâmetro avalia as antenas de RF.

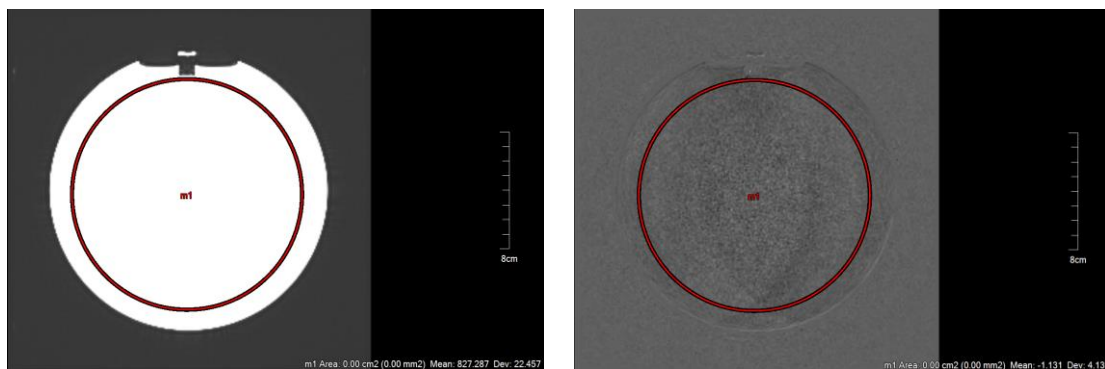


Figura 36 - Demonstração da análise da RSR pelo método 1. Imagem da esquerda apresenta uma ROI na imagem adquirida, no corte 7. A imagem da direita é o resultado da subtração das duas imagens do corte 7 e apresenta também uma ROI central para calcular o valor de desvio padrão.



Figura 37 - Demonstração da análise da RSR pelo método 2. Imagem apresenta a imagem do corte 7 com a ROI central para o valor da intensidade de sinal média e um outro ROI no canto superior esquerdo para apresentar o valor de desvio padrão no ar.

## 5.4. Checklist de inspeção visual

**Objetivo:** Numa checklist de inspeção visual devem ser avaliados elementos práticos que se devem verificar diariamente:

- Scanner:
  - Correto funcionamento da mesa;
  - Alinhamento dos lasers;
  - Funcionamento de todos os botões do scanner (movimento da mesa, luz, ventilação, campainha, etc).
- Integridade RF:
  - Verificação da porta da sala;
  - Verificação dos canais de cada antena de RF.
- Sala de comando:
  - Funcionamento dos comandos (Luz, movimento da mesa, intercomunicador; etc);
  - Sinais de aviso.
- Material:
  - Verificar o carro de emergência.
- Segurança:
  - Nível de Hélio;
  - Temperatura da sala;
  - Verificar se a proteção do quench está fechada e se a chave está disponível.

**Tolerância:** Verificar se está conforme ou não conforme.

## 5.5. Monitores

Para o controlo dos monitores para o diagnóstico ou para a aquisição das imagens RM devem realizar-se diferentes testes da luminância.

Estes testes necessitam de imagens DICOM específicas e os testes são baseados no AAPM TG 18: *report* n.º 3. [11]

Existem 4 testes a realizar para o correto controlo dos monitores (Figura 38):

- Máximo e mínimo da luminância:
  - Medir a luminância do monitor com um dispositivo específico e preciso;
  - Ajustar a largura de janela do monitor para o nível de brilho máximo e realizar as medições, fazer o mesmo para os níveis de brilho mínimos;
  - Medir no centro e em cada um dos quatro cantos da imagem.
  
- Luminância uniforme:
  - Calcular a diferença percentual dos valores de luminância apresentados na imagem disponível (equação 22):

$$Diferença\ percentual = 200 * \frac{L_{máx} - L_{min}}{L_{máx} + L_{min}} \quad (22)$$

$L_{máx}$  e  $L_{min}$  são os valores de luminância medidos no monitor no nível de brilho máximo

- Resolução, Linearidade, Contraste e Distorção:
  - Físico médico deve posicionar-se a 50 cm do monitor para efetuar a inspeção visual do mesmo;
  - Usar o padrão “SMPTE” (Figura 39);
  - Forma de avaliar:
    - Os padrões de contraste de 0–5 % e de 95-100 % devem estar visíveis;
    - Cada quadrado de nível de cinza de 0 % a 100 % deve ser distinto;
    - As linhas internas e externas do padrão “SMPTE” devem ser retas;



- Não deve haver distorção na imagem ou desalinhamento, quando ativadas as grelhas fantasma;
  - Nitidez dos caracteres alfanuméricos (no foco);
  - No centro da imagem existem diversas imagens de pares de linhas de alto contraste (linhas verticais e horizontais); essas linhas devem ser distintas sem que se recorra a ampliação;
  - Dentro dos retângulos brancos e pretos deve haver ausência de linhas.
- Precisão espacial
    - O padrão “SMPTE” apresenta uma grelha retangular que com um fator de magnificação preenche todo o ecrã. É sobreposto um padrão de grelha similar e ambas as imagens são comparadas.

#### **Tolerância:**

- Máximo e mínimo de luminância: os valores máximos devem ultrapassar os 90 Cd/m<sup>2</sup> e os valores mínimos devem ser inferiores a 1,2 Cd/m<sup>2</sup>;
- Luminância uniforme: O valor deve ser menor ou igual a 30 %;
- Resolução, Linearidade, Contraste e Distorção: Sem informação;
- Precisão espacial: O valor deve ser menor ou igual a 2 %.

**Table 2.** Test patterns recommended for display quality evaluation. The patterns are divided into six sets. Most patterns are available in 1024 × 1024 size and in either DICOM or TIF format. Some patterns are available in 2048 × 2048 size.

Set	Series	Type	Images	Description
Multi Purpose (1k & 2k)	TG18-QC	Vis./Qnt.	1	Resolution, luminance, distortion, artifacts
	TG18-BR	Visual	1	Briggs pattern, low-contrast detail vs. luminance
	TG18-PQC	Vis./Qnt.	1	Resolution, luminance, contrast transfer for prints
Luminance (1k only)	TG18-CT	Visual	1	Luminance response
	TG18-LN	Quant.	18	DICOM grayscale calibration series
	TG18-UN	Visual	2	Luminance and color uniformity, and angular response
	TG18-UNL	Quant.	2	Same as above with defining lines
	TG18-AD	Visual	1	Contrast threshold at low luminance for evaluating display reflection
Resolution (1k and 2k)	TG18-MP	Visual	1	Luminance response (bit-depth resolution)
	TG18-RH	Quant.	3	5 horizontal lines at 3 luminance levels for LSF evaluation
	TG18-RV	Quant.	3	5 vertical lines at 3 luminance levels for LSF evaluation
	TG18-PX	Quant.	1	Array of single pixels for spot size
	TG18-CX	Visual	1	Array of Cx patterns and a scoring reference for resolution uniformity
	TG18-LPH	Visual	3	Horizontal bars at 1 pixel width, 1/16 modulation, 3 luminance levels
	TG18-LPV	Visual	3	Vertical bars at 1 pixel width, 1/16 modulation, 3 luminance levels
Noise (1k only)	TG18-AFC	Visual	1	4AFC contrast-detail pattern, 4 CD values
	TG18-NS	Quant.	3	Similar to RV/RH, 5 uniform regions for noise evaluation
Glare (1k only)	TG18-GV	Visual	2	Dark-spot pattern with low-contrast object
	TG18-GQ	Quant.	3	Dark-spot pattern for glare ratio measurement
	TG18-GA	Quant.	8	Variable size dark-spot patterns
Anatomical (2k only)	TG18-CH	Visual	1	Reference anatomical PA chest pattern
	TG18-KN	Visual	1	Reference anatomical knee pattern
	TG18-MM	Visual	2	Reference anatomical mammogram pattern

Additionally, TG18-PQC contains elements useful for the evaluation of printed film displays, and the TG18-BR, Briggs pattern, is useful for evaluating the display of low-contrast, fine-detail structures.

Figura 38 - Tabela constante no documento *ASSESSMENT OF DISPLAY PERFORMANCE FOR MEDICAL IMAGING SYSTEMS* da *AAPM ON-LINE REPORT NO. 03* que descreve as imagens a usar para os diferentes testes aos monitores.

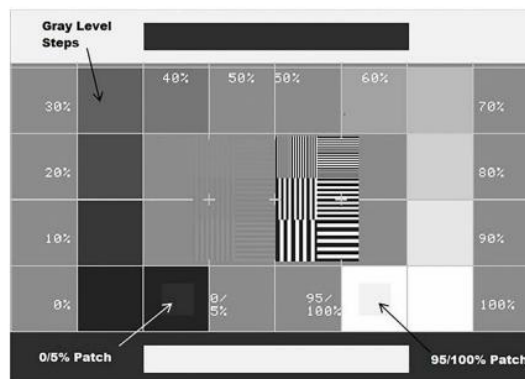


Figura 39 - Padrão "SMPTE", imagem referenciada no documento *ASSESSMENT OF DISPLAY PERFORMANCE FOR MEDICAL IMAGING SYSTEMS* da *AAPM ON-LINE REPORT NO. 03* para análise de diferentes testes

## 5.6. Conformidade das linhas de isocampo

**Objetivo:** Avaliar a extensão das linhas de isocampo em torno da sala de exames.

**Procedimento:** Classificação das zonas em torno da sala, consoante o estabelecido na Figura 5.

Realizar medições com o gaussímetro em torno de toda a sala de exames, paredes laterais, no piso superior à sala de exames e no piso inferior à sala de exames e verificar se as linhas de isocampo delimitadas no interior da sala estão no local correto.

**Tolerância:** Verificar se a linha de 5 G se estende para zonas não controladas.

## 6. Metodologia

Para a execução desta dissertação foi efetuado um estudo prospetivo realizado com o apoio do Instituto Português de Oncologia do Porto (IPO-Porto) e da GyRad – entidade prestadora de serviços no âmbito da proteção radiológica, reconhecida pela Agência Portuguesa do Ambiente. A recolha dos dados iniciou-se em outubro de 2022 e terminou em junho de 2023.

Foram obtidos dados no IPO-Porto e em dois hospitais nacionais (aqui referidos por hospitais A e B). O IPO-Porto dispõe de um modelo RM Philips Achieva de 1,5 T e um modelo General Electric (GE) Signa de 3 T, o hospital A dispõe de um scanner Siemens Magnetom Essenza 1,5 T e o hospital B dispõe de um scanner Siemens Spectra 3 T. Houve uma grande vantagem em testar o protocolo em equipamentos com campos magnéticos com intensidade de campo diferentes e marcas diferentes porque as tolerâncias e a manipulação dos parâmetros de aquisição são diferentes. As antenas usadas nos testes foram as antenas cerebrais de uso clínico habitual em cada equipamento. No equipamento da Philips a antena é *phased array* com 16 canais (Figura 40), no equipamento GE a antena é *phased array* com 8 canais (Figura 41) e nos equipamentos da Siemens a antena usada é *phased array*.



Figura 40 - Antena de RF do scanner Philips, utilizada para a aquisição das imagens.



Figura 41 - Antena de RF do scanner GE, utilizada para a aquisição das imagens.

O fantoma “Large ACR MRI” disponibilizado pela GyRad é o modelo ACR-PH1 e possui o número de série J10639.

O software mais usado para a análise das imagens foi o “Onis 2.5 Free Edition” e/ou o próprio software do equipamento. No cálculo da precisão da posição da mesa (método 2) foi usado o software imageJ 1.52a, devido à impossibilidade do software Onis 2.5 criar grelhas fantasma.

A recolha de dados foi dividida em 4 momentos:

1. Realização dos testes de CQ descritos no manual ACR com o fantoma ACR;
2. Realização dos testes de CQ "extra-manual ACR", com ou sem o fantoma ACR;
3. Realização de todos os testes de CQ e de testes de segurança;
4. Otimização dos procedimentos para cada teste, especificamente para cada marca de RM e testes de segurança.

Nas medidas das linhas de isocampo, foi usado o gaussímetro HIRST GM 08 com o número de série GM08-2668 calibrado a 13 de setembro de 2021, pelo “*LABORATORIO DE MEDIDAS MAGNÉTICAS “José Palacios Bregel”*” (Figura 42).



Figura 42 - As imagens mostram o gaussímetro utilizado

## 7. Resultados

Os testes de CQ foram efetuados, pelo menos, em duas datas distintas para os equipamentos em estudo do IPO-Porto, tendo a maioria dos testes sido repetido em quatro datas. Para os restantes equipamentos os testes CQ foram realizados em apenas uma data.

A repetição dos testes permitiu-nos ter uma noção do nível de reprodutibilidade destes (alguns resultados foram obtidos sem o posicionamento ideal do fantoma, ou com diferentes parâmetros de aquisição de imagem), e também da estabilidade do funcionamento dos equipamentos.

### 7.1. Testes de CQ realizados com o fantoma

Foram analisados todos os testes individualmente, de forma a facilitar a interpretação. Na análise estão apresentadas várias tabelas com o equipamento em estudo, a tolerância do teste e o maior valor obtido, de acordo com a tolerância. Alguns testes não apresentam tolerância devido à falta de informação e outros não apresentam tolerância para fantoma ACR. A análise dos testes foi realizada pela seguinte ordem:

- Precisão geométrica (Tabela 2);
- Resolução espacial de alto contraste (Tabela 3);
- Precisão da espessura de corte (Tabela 4);
- Precisão da posição de corte (Tabela 5);
- Uniformidade da intensidade de imagem (Tabela 6);
- Percentagem de sinal fantasma (Tabela 7);
- Detetabilidade de objetos de baixo contraste (Tabela 8);
- Frequência central (Tabela 9);
- Ganho ou transmissão da atenuação (Tabela 13);
- Precisão da posição da mesa (coordenada z – método 1) (Tabela 15);
- Precisão da posição da mesa (ativação da grelha fantasma – método 2) (Tabela 16);
- Razão Sinal-Ruído (2 imagens) – Método 1 (Tabela 17);
- Relação Sinal-Ruído (imagem única) – Método 2 (Tabela 20);
- Homogeneidade de B<sub>0</sub> (método 2) (Tabela 24).

Tabela 2 - Resultados do parâmetro precisão geométrica

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Tolerância	Notas
<b>Precisão geométrica</b>	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	Não conforme	± 2,0 mm	Não foi possível ter acesso à imagem ACR – Localizer Sagital. Restantes imagens com desvio máximo de 1,4 mm.
		Dezembro 2022	Conforme		Desvio máximo de 1,4 mm.
		Março 2023	Conforme		Desvio máximo de 1,1 mm.
		Junho 2023	Conforme		Desvio máximo de 0,7 mm
	GE Signa 3 T	Outubro 2022	Não conforme		Imagem ACR - Localizer Sagital com desvio máximo de 2,6 mm. Restantes imagens com desvio máximo de 2,0 mm.
		Dezembro 2022	Conforme		Desvio máximo de 1,3 mm.
		Março 2023	Conforme		Desvio máximo de 1,1 mm.
		Maio 2023	Conforme		Desvio máximo de 1,2 mm.
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	Conforme		Desvio máximo de 0,8 mm.
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	Conforme		Desvio máximo de 1,9 mm.



Tabela 3 - Resultados do parâmetro resolução espacial de alto contraste

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Tolerância	Notas
Resolução espacial de alto contraste	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	Conforme	Distinguir furos de diâmetro $\leq 1,0$ mm	Todas as matrizes visualizadas
		Dezembro 2022	Conforme		Não foi possível visualizar a matriz de 0,9 mm na imagem ACR T1.
		Março 2023	Conforme		Todas as matrizes visualizadas
		Junho 2023	Conforme		Não foi possível visualizar a matriz de 0,9 mm na imagem ACR T2.
	GE Signa 3 T	Outubro 2022	Conforme		Não foi possível visualizar a matriz de 0,9 mm na imagem ACR T2.
		Dezembro 2022	Conforme		Todas as matrizes visualizadas
		Março 2023	Conforme		Não foi possível visualizar a matriz de 0,9 mm nas imagens ACR T1 e ACR T2.
		Maio 2023	Conforme		Todas as matrizes visualizadas
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	Conforme		Não foi possível visualizar a matriz de 0,9 mm na imagem ACR T2.
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	Conforme		Não foi possível visualizar a matriz de 0,9 mm nas imagens ACR T1 e ACR T2.

Tabela 4 - Resultados do parâmetro precisão da espessura de corte

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Tolerância	Notas
Precisão da espessura de corte	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	Inconclusivo	± 0,7 mm	Erro na programação da orientação dos cortes impossibilitou a avaliação deste parâmetro.
		Dezembro 2022	Conforme		Desvio máximo de 0,34 mm.
		Março 2023	Conforme		Desvio máximo de 0,40 mm.
		Junho 2023	Conforme		Desvio máximo de 0,45 mm.
	GE Signa 3 T	Outubro 2022	Conforme		Desvio máximo de 0,38 mm.
		Dezembro 2022	Conforme		Desvio máximo de 0,66 mm.
		Março 2023	Conforme		Desvio máximo de 0,48 mm.
		Maio 2023	Conforme		Desvio máximo de 0,37 mm.
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	Conforme		Desvio máximo de 0,43 mm.
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	Conforme		Desvio máximo de 0,05 mm.

Tabela 5 - Resultados do parâmetro precisão da posição de corte

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Tolerância	Notas
<b>Precisão da posição de corte</b>	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	Inconclusivo	≤ 4,00 mm	Erro na programação da orientação dos cortes impossibilitou a avaliação deste parâmetro.
		Dezembro 2022	Conforme		Desvio máximo de 0,76 mm.
		Março 2023	Conforme		Desvio máximo de 2,72 mm.
		Junho 2023	Conforme		Desvio máximo de 1,87 mm.
	GE Signa 3 T	Outubro 2022	Conforme		Desvio máximo de 3,22 mm.
		Dezembro 2022	Conforme		Desvio máximo de 1,71 mm.
		Março 2023	Conforme		Desvio máximo de 1,88 mm.
		Maio 2023	Conforme		Desvio máximo de 2,08 mm
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	Conforme		Desvio máximo de 2,70 mm.
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	Conforme		Desvio máximo de 3,17 mm.

Tabela 6 - Resultados do parâmetro uniformidade da intensidade de imagem

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Tolerância	Notas
<b>Uniformidade da intensidade de imagem (Percentagem da uniformidade integral)</b>	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	Conforme	1,5 T: ≥ 87,50 % 3 T: ≥ 82,00 %	Percentagem mínima 95,69 %
		Dezembro 2022	Conforme		Percentagem mínima 96,22 %
		Março 2023	Conforme		Percentagem mínima 94,66 %
		Junho 2023	Conforme		Percentagem mínima 97,13 %
	GE Signa 3 T	Outubro 2022	Conforme		Percentagem mínima 94,75 %
		Dezembro 2022	Conforme		Percentagem mínima 87,86 %
		Março 2023	Conforme		Percentagem mínima 89,73 %
		Maio 2023	Conforme		Percentagem mínima 83,85 %
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	Conforme		Percentagem mínima 94,84 %
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	Conforme		Percentagem mínima 88,69 %

Tabela 7 - Resultados do parâmetro percentagem de sinal fantasma

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Tolerância	Notas
<b>Percentagem de sinal fantasma (Razão sinal fantasma)</b>	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	Conforme	≤ 0,0300	Razão mínima 0,0011
		Dezembro 2022	Conforme		Razão mínima 0,0012
		Março 2023	Conforme		Razão mínima 0,0004
		Junho 2023	Conforme		Razão mínima 0,0010
	GE Signa 3 T	Outubro 2022	Conforme		Razão mínima 0,0013
		Dezembro 2022	Conforme		Razão mínima 0,0003
		Março 2023	Conforme		Razão mínima 0,0003
		Maio 2023	Conforme		Razão mínima 0,0010
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	Conforme		Razão mínima 0,0003
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	Conforme		Razão mínima 0,0001

Tabela 8 - Resultados do parâmetro detetabilidade de objetos de baixo contraste

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Tolerância	Notas
<b>Detetabilidade de objetos de baixo contraste</b>	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	Conforme	1,5 T: ≥ 9 raios 3 T: ≥ 37 raios	Contagem mínima 27
		Dezembro 2022	Conforme		Contagem mínima 38
		Março 2023	Conforme		Contagem mínima 34
		Junho 2023	Conforme		Contagem mínima 32
	GE Signa 3 T	Outubro 2022	Conforme		Contagem mínima 40
		Dezembro 2022	Conforme		Contagem mínima 39
		Março 2023	Conforme		Contagem mínima 39
		Maio 2023	Conforme		Contagem mínima 39
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	Conforme		Contagem mínima 30
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	Conforme		Contagem mínima 39

Tabela 9 - Resultados do parâmetro frequência central

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Valor nominal	Notas
Frequência central	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	1,5 T – 63,864 MHz 3 T – 127,728 MHz (± 1,5 ppm)	63,887340 MHz
		Dezembro 2022		63,887396 MHz
		Março 2023		63,887393 MHz
		Junho 2023		63,887312 MHz
	GE Signa 3 T	Outubro 2022		127,762074 MHz
		Dezembro 2022		127,762109 MHz
		Março 2023		127,762086 MHz
		Maio 2023		127,762109 MHz
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023		63,676562 MHz
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023		123,259068 MHz

Tabela 10 - Desvio da frequência central em relação à média dos valores obtidos nos momentos experimentais

Philips Achieva 1,5 T					GE Signa 3 T				
Média (Hz)	Desvio em relação à média			C / NC	Média (Hz)	Desvio em relação à média			C / NC
	(Hz)	(%)	(ppm)			(Hz)	(%)	(ppm)	
63887360,25	-20,25	-0,00003	0,32	Conforme	127762095,50	-20,50	-0,00002	0,16	Conforme
	35,75	0,00006	0,56	Conforme		14,50	0,00001	0,11	Conforme
	32,75	0,00005	0,51	Conforme		-8,50	-0,00001	0,07	Conforme
	-48,25	-0,00008	0,75	Conforme		14,50	0,00001	0,11	Conforme

Tabela 11 - Desvio da média da frequência central obtida em relação ao valor nominal calculado

Philips Achieva 1,5 T				GE Signa 3 T			
Desvio da média em relação ao valor nominal			C / NC	Desvio da média em relação ao valor nominal			C / NC
(Hz)	(%)	(ppm)		(Hz)	(%)	(ppm)	
23 360,25	0,04	365,00	Não conforme	34 094,50	0,03	266,36	Não conforme

Tabela 12 - Desvio da frequência central obtida em relação ao valor nominal calculado

Siemens Magnetom Essenza 1,5 T				Siemens Spectra 3 T			
Desvio em relação ao valor nominal			C / NC	Desvio em relação ao valor nominal			C / NC
(Hz)	(%)	(ppm)		(Hz)	(%)	(ppm)	
-187 438,00	-0,29	2 928,72	Não conforme	-4 468 932	-3,50	34 913,53	Não conforme



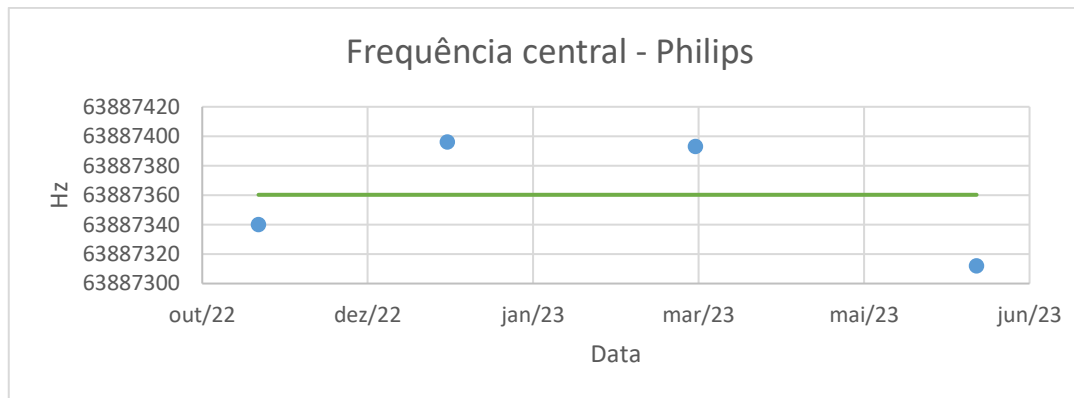


Gráfico 1 - Dispersão dos valores de frequência central ao longo dos períodos experimentais e a linha verde corresponde à média desses valores

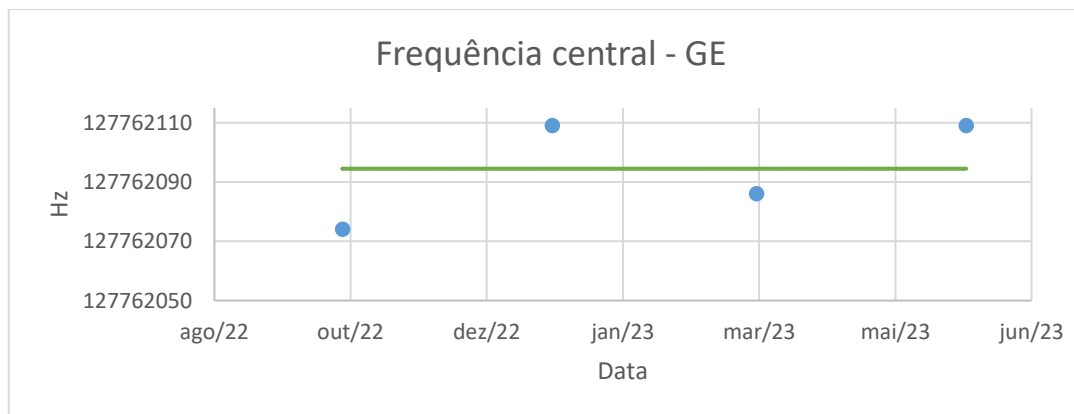


Gráfico 2 - Dispersão dos valores de frequência central ao longo dos períodos experimentais e a linha verde corresponde à média desses valores

Tabela 13 - Resultados do parâmetro ganho ou transmissão da atenuação

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado
Ganho ou transmissão da atenuação	GE Signa 3 T	Março 2023	122,0 dB
		Maio 2023	127,0 dB
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	192,8 V
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	310,9 V

Tabela 14 - Desvio em dB da média dos valores obtidos

GE Signa 3 T	
Média (dB)	Desvio em relação à média (dB)
124,50	-2,01
	2,01

Tabela 15 - Resultados do parâmetro precisão da posição da mesa (método 1)

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Notas
Precisão da posição da mesa (coordenada z – método 1)	GE Signa 3 T	Março 2023	Não conforme	Desvio máximo -9 mm
		Maio 2023	Não conforme	Desvio máximo -9 mm

Tabela 16 - Resultados do parâmetro precisão da posição da mesa (método 2)

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Tolerância	Notas
<b>Precisão da posição da mesa (ativação da grelha fantasma – método 2)</b>	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	Inconclusivo	± 5 mm	Erro na programação da orientação dos cortes impossibilitou a avaliação deste parâmetro.
		Dezembro 2022	Conforme		Desvio máximo 1,95 mm.
		Março 2023	Conforme		Desvio máximo 4,38 mm.
		Junho 2023	Conforme		Desvio máximo 4,63 mm.
	GE Signa 3 T	Outubro 2022	Não conforme		Desvio máximo 7,19 mm.
		Dezembro 2022	Não conforme		Desvio máximo 10,28 mm.
		Março 2023	Não conforme		Desvio máximo 13,10 mm.
		Maio 2023	Não conforme		Desvio máximo 8,52 mm.
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	Conforme		Desvio máximo 1,00 mm.
			Conforme		Desvio máximo 0,70 mm.
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	Conforme		Desvio máximo 0,18 mm.

Tabela 17 - Resultados do parâmetro RSR (método 1)

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado
<b>Razão Sinal-Ruído (2 imagens) – Método 1</b>	Philips Achieva 1,5 T	Março 2023	8,97
		Junho 2023	4,43
	GE Signa 3 T	Março 2023	154,79
		Maió 2023	211,97
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maió 2023	215,57
	Siemens Spectra 3 T	Maió 2023	691,52

Tabela 18 – Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 1) relativamente à sua média

<b>Philips Achieva 1,5 T</b>	
Média	Desvio percentual (%)
6,70	33,88
	-33,88

Tabela 19 - Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 1) relativamente à sua média

<b>GE Signa 3 T</b>	
Média	Desvio percentual (%)
183,38	-15,59
	15,59

Tabela 20 - Resultados do parâmetro RSR (método 2) pela fórmula da ACR

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado
Relação Sinal-Ruído (imagem única) – Método 2	Philips Achieva 1,5 T	Novembro 2022	342,07
		Dezembro 2022	711,99
		Março 2023	714,74
		Junho 2023	868,15
	GE Signa 3 T	Outubro 2022	548,27
		Dezembro 2022	617,24
		Março 2023	741,67
		Mai 203	678,21
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Mai 2023	503,67
	Siemens Spectra 3 T	Mai 2023	752,27

Tabela 21 - Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 2) relativamente à sua média. Valores da tabela abaixo foram obtidos pela fórmula ACR

Philips Achieva 1,5 T - ACR	
Média	Desvio percentual (%)
659,24	-48,11
	8,00
	8,42
	31,69

Tabela 22 –Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 2) relativamente à sua média, mas removido o valor da medida obtida com um mau posicionamento do fantoma. Valores da tabela foram obtidos pela fórmula da ACR.

<b>Philips Achieva 1,5 T - ACR</b>	
Média	Desvio percentual (%)
764,96	-6,92
	-6,57
	13,49

Tabela 23 - Desvio percentual dos valores analisados da RSR (método 2) relativamente à sua média. Valores da tabela foram obtidos pela fórmula ACR

<b>GE Signa 3 T - ACR</b>		
	Média	Desvio percentual (%)
548,27	646,35	-15,17
617,24		-4,50
741,67		14,75
678,21		4,93

Tabela 24 - Resultados do parâmetro homogeneidade de campo

Parâmetro	Equipamento	Data da avaliação	Resultado	Tolerância	Notas
<b>Homogeneidade de B<sub>0</sub> (método 2)</b>	Philips Achieva 1,5 T	Março 2023	Conforme	≤ 0,5 ppm	-0,08 ppm
		Junho 2023	Conforme		0,38 ppm
	GE Signa 3 T	Março 2023	Conforme		0,00 ppm
		Maio 2023	Conforme		0,08 ppm
	Siemens Magnetom Essenza 1,5 T	Maio 2023	Conforme		0,20 ppm
	Siemens Spectra 3 T	Maio 2023	Conforme		-0,14 ppm



## 7.2. Testes de CQ de segurança

### 7.2.1. Philips Achieva

Tabela 25 - Classificação das zonas adjacentes à sala e respetiva medição do isocampo

Philips Achieva 1,5 T				
N.º	Barreira	Área ocupada	Zona	Medição (gauss)
1	Janela de observação	Comando	III	3,50
2	Porta	Corredor	III	3,70
3	Parede	Área de trabalho	III	3,30
4	Parede	Exterior	I	7,00
5	Parede	Exterior	I	3,05
6	Parede (pisos superior)	Zona não ocupada	–	–
7	Solo	Zona não ocupada	–	–

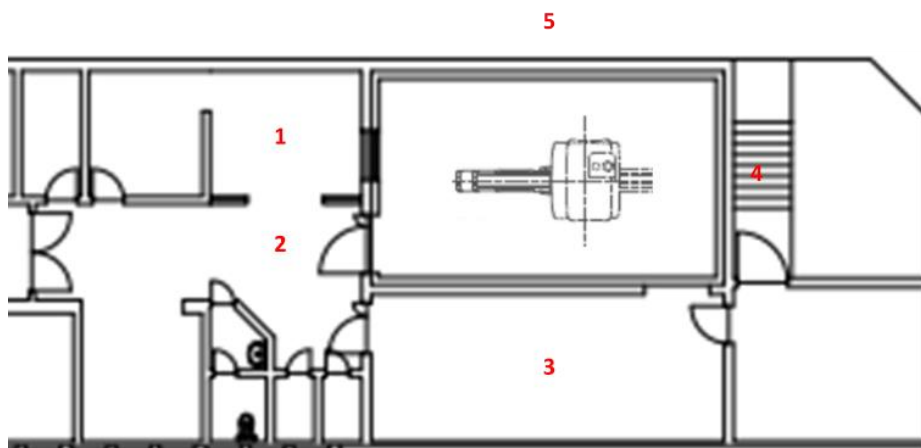


Figura 43 - Detalhe da planta do piso de instalação do equipamento Philips.



Figura 44 – Na imagem da esquerda visualiza-se o interior da sala do scanner da Philips e na imagem da direita visualiza-se a simbologia presente na porta de acesso à sala

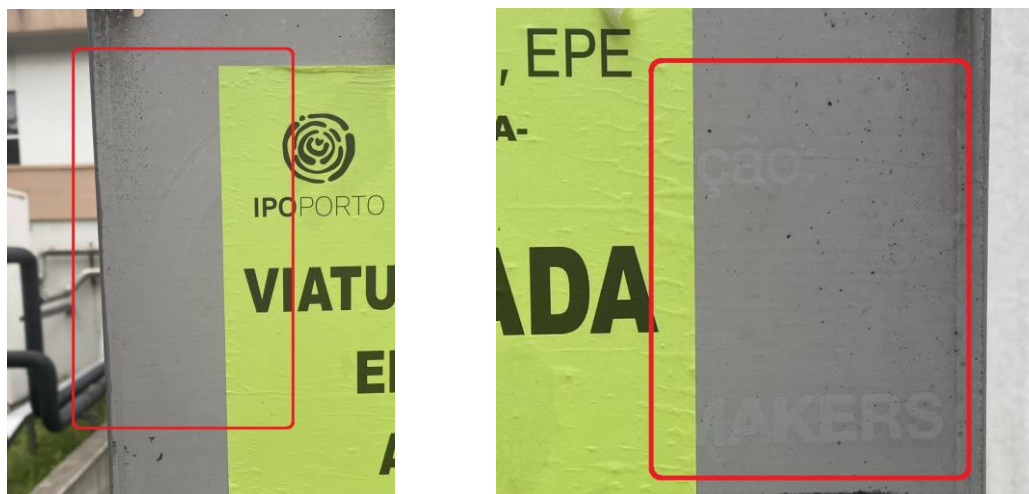


Figura 45 - Simbologia presente na zona representada pelo número 4 na planta do scanner Philips. É possível denotar que na imagem central e da direita, no interior da caixa a vermelho, sinalética, muito provavelmente, igual à que se pode encontrar na figura 44 na imagem da esquerda.



Figura 46 - Simbologia presente na zona adjacente ao teto da sala do scanner Philips

7.2.2. GE Signa

Tabela 26 - Classificação das zonas adjacentes à sala e respetiva medição do isocampo

GE Signa 3 T				
N.º	Barreira	Área ocupada	Zona	Medição (gauss)
1	Janela de observação	Comando	III	2,60
2	Porta	Corredor	III	3,04
3	Parede	WC	III	3,16
4	Parede	Sala das máquinas	III	10,09
5	Parede	Sala de espera	I	1,75
6	Nenhuma		IV	5,00
7	Nenhuma		IV	280,00
8	Parede (piso superior)	Zona não ocupada	–	–
9	Parede (piso superior - oblíquo)	Sala de espera	I	2,50
10	Parede (piso inferior)	Zona não ocupada	–	–

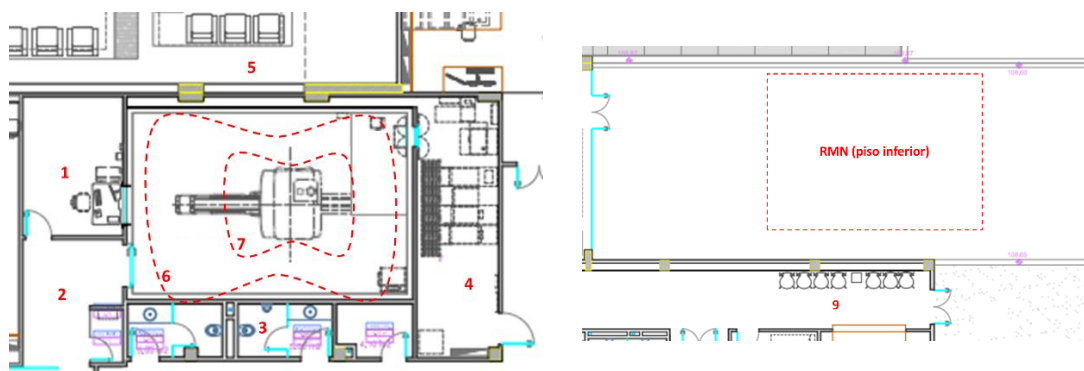


Figura 47 – A imagem da esquerda está detalhada a planta do piso de instalação do equipamento GE. Na imagem da direita está detalhada a planta do piso superior à instalação do equipamento GE



Figura 48 - Simbologia na porta de acesso à sala do scanner GE Signa.



Figura 49 - Simbologia na parede adjacente à sala de controlo do scanner GE Signa.

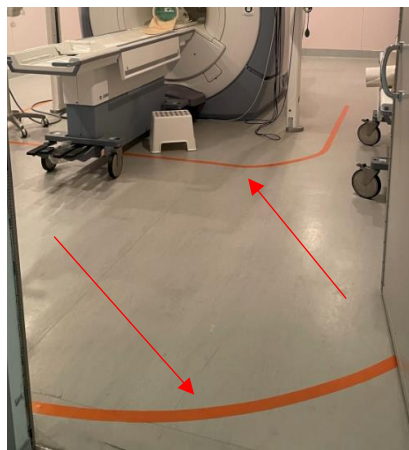


Figura 50 - Linhas de isocampo da sala do scanner GE Signa (setas a vermelho).

## 8. Discussão dos resultados

Antes de iniciar a discussão de todos os parâmetros avaliados é necessário enunciar alguns fatores que limitaram a execução otimizada dos testes e análise dos dados.

A primeira e segunda aquisição das imagens do fantoma foram realizadas com alguns parâmetros de aquisição de imagem diferentes dos definidos na Tabela 1. Tanto o manual do fantoma como o manual de controlo da qualidade da ACR não apresentavam valores pré-definidos para os parâmetros FA e BW, pelo que foram testadas algumas combinações de valores, e escolhidas aquelas que melhor se adaptaram ao restante protocolo e às restrições mecânicas e eletrónicas dos próprios equipamentos.

Devido ao tempo restrito para realizar os testes de CQ em cada um dos equipamentos testados, a análise dos resultados foi realizada maioritariamente fora da consola dos equipamentos, após exportação dos dados do sistema PACS para um software de análise de imagens gratuito. No entanto, é importante realçar que, sempre que possível, a análise dos testes deve ser realizada no próprio equipamento.

Por fim, a primeira aquisição das imagens do fantoma no equipamento da Philips foi feita com um protocolo de imagem de CQ (baseado nas *guidelines* da ACR) pré-definido na consola do equipamento. As imagens resultantes apresentaram um fantoma ligeiramente inclinado, devido ao mau posicionamento do fantoma (a Philips possui um apoio próprio, mas não estava disponível um nível sendo o fantoma apenas alinhado pelos lasers do scanner) ou ao protocolo automático não estar atualizado, impossibilitando a análise manual de alguns parâmetros. Por esse motivo, optou-se por criar um protocolo otimizado no equipamento, que foi usado nas aquisições seguintes. Na aquisição de imagem, os cortes podem ser alinhados paralelamente ao fantoma, reduzindo assim a inclinação ao mínimo. Outro motivo do não uso do protocolo pré-definido foi o facto de, no final da realização dos testes, o equipamento emitir um relatório que não era acessível ao pessoal do IPO.

Relativamente à análise dos resultados, esta foi realizada apenas pelo orientando, após corroboração inicial pelas físicas médicas do IPO-Porto Sara Pinto e Sofia Silva, mantendo assim constante o método de análise durante todo o processo de construção do protocolo de CQ.

Os equipamentos da Siemens foram avaliados num único momento, maio de 2023, com o protocolo que foi utilizado para os equipamentos do IPO-Porto, impossibilitando uma análise estatística dos resultados obtidos nestes equipamentos

Nos parâmetros resolução espacial de alto contraste, uniformidade da intensidade de imagem, percentagem de sinal fantasma e detetabilidade de objetos de baixo contraste, os resultados obtidos foram sempre CONFORME em todas as repetições dos testes e em todos os equipamentos estudados, mostrando assim que a escolha dos valores dos parâmetros FA e BW teve um impacto diminuto nestes parâmetros de CQ.

No parâmetro precisão geométrica, os resultados obtidos só foram NÃO CONFORME na primeira execução dos testes. Isso deveu-se à falta de treino inicial por parte dos profissionais em posicionar e alinhar corretamente o fantoma no equipamento, bem como à escolha inicial dos parâmetros FA e BW.

Nos parâmetros precisão da espessura de corte e precisão da posição de corte, os resultados obtidos na primeira execução dos testes no equipamento da Philips foram inconclusivos devido, novamente, à inclinação do fantoma em relação ao sistema de coordenadas do equipamento. Nas restantes medições efetuadas neste equipamento, foi evidenciada a conformidade dos resultados para ambos os parâmetros.

No parâmetro frequência central, de acordo com os valores obtidos em todos os momentos experimentais nos equipamentos do IPO-Porto, os desvios da média em relação ao valor nominal são muito maiores do que 1 ppm (Tabela 11). No entanto, relativamente à média dos valores experimentais obtidos (Tabela 10), observou-se que são menores do que 1 ppm, para as duas intensidades de campo magnético alvo de estudo. Da análise dos resultados, é possível aplicar-se a tolerância de 1 ppm em todos os equipamentos estudados. Para os scanners da marca Siemens é apresentado apenas um valor por equipamento. Para o equipamento de 1,5 T o desvio percentual do valor obtido em relação ao valor nominal é de -0,29 % (Tabela 12). No equipamento 3 T o desvio percentual obtido foi de -3,5 % (Tabela 12). O desvio da frequência central no equipamento Siemens Spectra 3 T é considerável, uma vez que pode estar a afetar as imagens da entidade como, por exemplo, nas sequências com saturação da gordura. Este desvio pode significar que o equipamento necessita da realização de um estudo pela equipa da manutenção do fabricante.

No parâmetro ganho ou atenuação da transmissão, foram obtidos resultados para os equipamentos da GE e da Siemens, não tendo sido possível medir este parâmetro no outro equipamento, nem calcular um valor de *baseline* para aplicarmos a tolerância do

teste, devido ao número diminuto de medições realizadas. Tendo em conta a média dos resultados obtidos, podemos esperar que os valores para o ganho de transmissão no equipamento da GE oscilem entre os 99,60 dB e os 149,40 dB (Tabela 14), mas é necessária uma maior recolha de dados para a obtenção de um valor de *baseline* mais preciso.

No parâmetro precisão da posição da mesa calculado pelo método 1 (uso da coordenada z), só foram obtidos resultados para o equipamento da GE, não tendo sido possível medir este parâmetro com o método 1 nos outros equipamentos. Os valores obtidos pelo equipamento da GE apresentam-se como NÃO CONFORMES. Isto significa que o centro do fantoma ACR não está posicionado no isocentro, como deveria estar. De acordo com o valor apresentado deve-se elevar mais o fantoma no interior da antena de RF para coincidir o centro do fantoma ACR com o isocentro do magneto.

No parâmetro precisão da posição da mesa calculado pelo método 2 (ativação da grelha fantasma), os resultados obtidos na primeira aquisição de imagem no equipamento da Philips foram inconclusivos, devido a um erro na programação da orientação dos cortes. Nas restantes aquisições feitas neste equipamento, foi evidenciada a conformidade dos resultados. Para o equipamento da GE, as quatro aquisições de imagem apresentaram um resultado NÃO CONFORME, com desvios muito acima do valor esperado. Em ambos os equipamentos os valores foram obtidos com o software ImageJ. Quando analisamos os dados da quarta aquisição diretamente na consola do equipamento da GE (que permite ativar uma grelha fantasma), o resultado passou a CONFORME, por isso, deve questionar-se a própria marca sobre se a grelha disponível no software tem em conta a matriz utilizada ou se é apenas uma linha de referência para alinhamento ou medição de distâncias. Nos equipamentos da Siemens, foi ativado no próprio software a opção “*grid*”, e verificou-se a conformidade nos dois equipamentos. Conclui-se que este teste analisado pelo método 2 é mais fácil de aplicar comparativamente com o método 1.

No parâmetro RSR calculado pelo método 1 (subtração de imagens), não foi possível comparar os valores obtidos com o valor do fabricante, nem calcular um valor de *baseline*, devido ao número diminuto de medições realizadas (duas) em ambos os equipamentos do IPO-Porto e apenas uma medição para os equipamentos da Siemens. A grande diferença entre os valores obtidos para os equipamentos é devido aos campos magnéticos serem diferentes. Tendo em conta a média dos resultados obtidos, observamos que o desvio percentual para o equipamento da Philips (Tabela 18) foi mais do que o dobro do valor encontrado para o equipamento da GE (Tabela 19), mas deve

realizar-se mais medições para obter mais valores e conseguir aplicar uma tolerância fidedigna.

No parâmetro RSR (método 2) são apresentados vários valores pelo método da ACR. Os valores de aquisição do equipamento da GE foram constantes, no entanto, os valores de aquisição do equipamento da Philips variaram, mantendo-se os mesmos valores de aquisição nos dois últimos momentos experimentais (3 e 4). Os equipamentos da Siemens foram sujeitos a este teste apenas uma única vez, pelo que se torna impossível fazer qualquer análise a não ser a diferença esperada entre os valores obtidos em campo de 1,5 T e em 3 T. Pela análise da Tabela 20, para o equipamento da Philips verifica-se que o único valor com maior diferença é o primeiro e tem a ver com o facto de o fantoma estar inclinado nesta medição, alterando os valores por completo. A partir dos valores obtidos dos equipamentos do IPO-Porto, foi realizada a média e o desvio percentual em relação ao valor da média. Chegou-se à conclusão que no equipamento da Philips (Tabela 21 e Tabela 22), se o primeiro resultado fosse eliminado, poder-se-ia aplicar uma tolerância de  $\pm 20\%$  do valor da média e a mesma tolerância poder-se-ia aplicar ao equipamento da GE (Tabela 23). Assim, os valores poderão oscilar entre:

- Philips:
  - ACR: 611,97 e 917,95;
- GE:
  - ACR: 519,48 e 779,22;

No parâmetro Homogeneidade de  $B_0$ , apenas foram realizadas medições pelo método 2, devido à maior facilidade de cálculo. Baseando-se no AAPM Report n.º 100, para um fantoma de 35 centímetros e para sistemas usados em imagens de rotina, a tolerância deve ser inferior a 0,5 ppm. Tendo em conta que o fantoma ACR tem de diâmetro 19 centímetros, não se pode fazer uma comparação direta, mas até à obtenção de uma amostra de valores mais significativa, o valor de 0,5 ppm é uma boa referência. Todos os valores apresentados estão abaixo desse valor.

Foram surgindo algumas dificuldades no decorrer das análises e uma delas foi perceber algumas das tolerâncias a aplicar em cada parâmetro. As tolerâncias deveriam ser apresentadas pelas marcas, no entanto, mesmo que existam tolerâncias nenhuma é para o fantoma da ACR, mas sim para fantasmas da própria marca. A presença de um físico médico numa instalação que possua uma RM e a dedicação deste para o



equipamento levaria a um maior cuidado no que se trata dos testes de aceitação e controlo da qualidade. Haveria um maior acompanhamento e menos tendência a falhas.

Para garantir o correto funcionamento do equipamento não é necessário realizar todas as medições diariamente, semanalmente ou mensalmente. Há testes que devem ser realizados semanalmente e outros que devem ser realizados pelo menos uma vez a cada ano. A realização de testes mais simples, realizados semanalmente, podem ser realizados pelos técnicos de radiologia com a aprovação dos resultados pelo físico médico e todos os testes, realizados anualmente com a supervisão do físico médico. Os testes semanais e anuais estão descritos nos anexos 1 e 2.

Em Portugal, como não é obrigatório qualquer controlo ao equipamento de RM, as entidades não possuem o material necessário para o realizar, neste caso o fantoma da ACR. O ideal, no caso da instalação não possuir físicos médicos, será realizar todos os testes anualmente por uma entidade competente.

A realização dos testes com o fantoma requer treino por parte do técnico de radiologia e pelo físico médico, pelo que se recomenda que sejam profissionais fixos com experiência na área.

Relativamente à verificação das linhas de isocampo houve uma grande dificuldade inicial devido à inexperiência no funcionamento do gaussímetro. O manual do gaussímetro não era muito claro em relação ao correto posicionamento da sonda de medida (constituída por 2 polos), e o tempo de estabilização térmica do equipamento foi elevado.

No equipamento da Philips não existe nenhuma linha de isocampo representada, não sendo possível verificar a posição das linhas de isocampo. No equipamento da GE estão representadas as linhas de isocampo de 5 G e de 300 G e estes valores foram corroborados pelo gaussímetro.

Nos equipamentos da marca Siemens, os testes de segurança não foram realizados uma vez que o protocolo em vigor não contemplava, à data desta dissertação, a sua realização e respetiva avaliação.

No quarto momento experimental foram registados os valores do gaussímetro nas salas dos dois equipamentos, e nas áreas envolventes a cada equipamento. Na sala com campo magnético de 3 T (Figura 47) foi possível verificar que a linha de 5 G (Figura 50) correspondia à linha mais externa marcada no interior da sala, no entanto, foi possível evidenciar que esta linha ultrapassava a parede que dá acesso à sala das máquinas

(Tabela 26). Verificou-se que tanto o acesso à sala de exames como o acesso à sala das máquinas estão identificados com o símbolo de proibição para a entrada de pessoas com dispositivos cardíacos (Figura 48 e Figura 49). Na sala com campo magnético de 1,5 T (Figura 43) verificou-se que não havia nenhuma linha de isocampo delimitada no chão (Figura 44). A linha de 5 G ultrapassava a parede posterior da sala, que dá acesso ao exterior, medindo-se 7 G no exterior (Tabela 25). Este local tem um portão para bloquear o acesso, contudo não se encontra trancado a acessos exteriores não autorizados. O mesmo portão possuía simbologia que proibia o trespasso de pessoas com pacemakers, mas estava ocultada com um papel com outra informação de menor importância (Figura 45). Foi possível visualizar outra sinalética na região do teto da sala do scanner da Philips (Figura 46).

Por falta de material e desconhecimento de como realizar o procedimento, não foi realizada a verificação da blindagem de interferências RF externas. As marcas dos equipamentos garantem que a blindagem foi convenientemente testada aquando da instalação do equipamento, no entanto, é de realçar que, no passado, para o equipamento GE (3 T) do IPO-Porto, já foram adquiridas imagens com muito ruído, e quando esse facto foi relatado pelos técnicos de radiologia ao representante do aparelho, a origem da falha não foi de fácil compreensão. A resposta estava na perturbação criada pelos bancos ferromagnéticos adjacentes à sala de exames, numa sala de espera. Os bancos encontravam-se soltos e quando se moviam com as pessoas a sentar/levantar ou durante as limpezas provocavam os artefactos nas imagens. Isto indica que a blindagem de RF pode ter alguma deficiência.

Um dos objetivos iniciais deste estudo consistia em adicionar o CQ das antenas de RF ao protocolo. No entanto, foi referido por membros das marcas que as calibrações são realizadas apenas quando algum parâmetro apresenta valores fora do normal. Dessa forma, cabe ao físico médico, após avaliar todos os resultados dos parâmetros, decidir se as antenas necessitam de calibração ou não. A calibração requer fantasmas específicos e bastante tempo dispensado, pois são calibrados todos os canais da antena de RF individualmente. No equipamento da Philips, mesmo que o físico médico realize a calibração da antena de RF, não terá acesso ao relatório, estando apenas disponível para o pessoal técnico da própria marca.

Quanto aos testes dos monitores de trabalho e diagnóstico não foi possível realizar pela falta de material necessário para medir os valores necessários. Será necessário um dispositivo capaz de medir a luminância.

## 9. Conclusões e perspetivas futuras

Em Portugal, os equipamentos de imagiologia que utilizam radiação não ionizante, como o caso da RM, estão dispensados de um controlo da qualidade como os equipamentos que utilizam radiação ionizante. Um dos problemas associados ao não controlo é o desconhecimento do estado do equipamento, dos seus elementos, e da qualidade de imagem. Como visto anteriormente, a RM é um dos exames mais requisitados e com um valor diagnóstico muito elevado, o que requer que o equipamento esteja a funcionar dentro da conformidade para não existir erros no diagnóstico. Daí a necessidade de implementar um controlo da qualidade a este tipo de equipamentos.

A qualidade de imagem pode ser influenciada por todos os parâmetros estudados nesta dissertação, e ainda por outros fatores não referenciados. No entanto, em Portugal, há ainda um maior interesse em conseguir diminuir a duração das sequências de aquisição de imagem, do que em efetuar um CQ aos equipamentos de RM por um físico médico qualificado. Consequentemente, isso faz com que a qualidade de imagem e a avaliação de outros elementos do equipamento de RM sejam deixados a cargo da equipa de manutenção do próprio equipamento.

As dificuldades encontradas nos diferentes momentos experimentais surgiram também devido à falta de prática dos físicos médicos e técnicos de radiologia na medição e controlo dos diferentes parâmetros estudados. Essas dificuldades poderiam ter sido anuladas se houvesse uma equipa dedicada ao funcionamento dos equipamentos de RM.

Relativamente aos testes realizados com o fantoma, os parâmetros analisados são um bom ponto de partida para avaliar corretamente o funcionamento dos equipamentos de RM e dos vários elementos acoplados, permitindo alcançar uma maior acuidade de diagnóstico.

Como mencionado na discussão dos resultados, a análise dos monitores é um parâmetro importante, mas não foi possível a sua avaliação por falta de material.

Os testes de controlo da qualidade realizados com o fantoma, devem ter uma periodicidade semanal e anual, consoante o teste a realizar. No caso de a clínica ou hospital não adquirir o fantoma, este controlo da qualidade deve ser realizado pelo

menos com uma periodicidade anual, recorrendo a uma empresa que realize este serviço.

A adição de testes aos parâmetros de segurança em RM (nomeadamente, a verificação da conformidade das linhas de isocampo, Capítulo 5.3; a verificação da integridade da gaiola de Faraday e outros) ao programa de CQ sugerido nesta dissertação, advém da importância da verificação de fragilidades na blindagem do equipamento.

A realidade em Portugal não é a ideal, sendo que o mais frequente é o serviço da ressonância magnética estar integrado com as restantes áreas da radiologia. Isto significa que uma sala de RM pode estar localizada perto de salas de tomografia computadorizada, radiologia convencional, mamografia, entre outros. Este facto leva-nos a pensar que nem todos os pacientes passam por uma zona de preparação, que serve para preencher os questionários de despiste aos riscos associados à RM, e passam diretamente para uma área de zona II e III. É possível observar em algumas entidades que os vestiários para RM e Tomografia Computorizada são os mesmos, aumentando a necessidade de verificar as linhas de isocampo. No IPO-Porto, os serviços onde as RM estão instaladas, estão contruídos de forma a que somente pacientes devidamente triados utilizem os vestiários.

Por fim, pode concluir-se que com a aplicação destes diferentes testes num controlo da qualidade é possível avaliar o correto funcionamento do equipamento, a qualidade de imagem e a integridade das instalações de RM.

Como verificado, a existência de físicos médicos com experiência em ressonância magnética é uma mais valia para qualquer serviço uma vez que estes podem estudar de forma regular, o funcionamento do equipamento e apoiar, precocemente, na resolução de possíveis problemas.

Uma oportunidade de melhoria desta dissertação seria o uso de diversos fantasmas na realização dos testes, com comparação dos valores obtidos, de forma a melhorar a análise efetuada aos diferentes parâmetros estudados. Um outro estudo com interesse científico partiria da criação/utilização de um fantoma antropomórfico, que permitisse uma avaliação dedicada de todas as antenas de RF disponíveis nos serviços de RM.

## Referências Bibliográficas

- [1] P. C. L. Zhi-Pei Liang, Principles of Magnetic Resonance Imaging, Bellingham, Wash. : SPIE Optical Engineering Press ; New York : IEEE Press, 2000.
- [2] C. K. Catherine Westbrook, Ressonância Magnética Prática, 2000.
- [3] A. L. Horowitz, MRI Physics for Physicians, 1989.
- [4] B. R. T. M. V. R. HAACKE EM, Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design, 1999.
- [5] A. C. O. M. SAFETY, Draft ACR Manual on MR Safety, 2023.
- [6] Guia não vinculativo de boas práticas da Diretiva 2013/35/UE "Campos eletromagnéticos", 2014.
- [7] G. G. N. V. M. L. L. L. a. S. S. Valentina Hartwig, "Biological Effects and Safety in Magnetic Resonance Imaging: A Review," em *Int J Environ Res Public Health*, 2009, p. 1778–1798.
- [8] E. P. o. M. Safety, "ACR Guidance Document on MR Safe Practices: 2013," *JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING*, pp. 501-530, 2013.
- [9] A. -. A. C. o. Radiology, Magnetic Resonance Imaging QUALITY CONTROL MANUAL, 2015.
- [10] A. -. A. A. o. P. i. Medicine, "Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities - AAPM REPORT NO. 100," 2010.
- [11] NEMA, "CID 8301 Test Pattern Code," [Online]. Available: [https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/chtml/part16/sect\\_CID\\_8301.html](https://dicom.nema.org/medical/dicom/current/output/chtml/part16/sect_CID_8301.html).
- [12] H.-B. L. S.-Y. S. a. M.-A. J. Kwan-Woo Choi, "A Study on the Difference Method of Magnetic Resonance Signal Measurement when Using Multi-channel Coil and Parallel Imaging," *Journal of Magnetism*, pp. 220-226, 2017.

- [13] A. -. A. C. o. Radiology, Large and Medium Phantom Test Guidance for the MRI Accreditation Program.
- [14] E. corner, “ADDENDUM to EFOMP 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*, pp. 303-305, 2021.
- [15] I. A. T. a. K. K. D. Angeliki C. Epistatou, “An Automated Method for Quality Control in MRI Systems: Methods and Considerations,” *Journal of imaging*, 2020.
- [16] J. V. R. A. P. P. F. R. M. P. A. M. M. d. S. Briane E. S. Bandeira, “Comparação entre diferentes métodos de obtenção da razão sinal-ruído em imagens por ressonância magnética,” *Revista Brasileira de Física Médica*, pp. 25-28, 2016.
- [17] A. Fatemi, S. Taghizadeh, C. C. Yang, M. R. Kanakamedala, S. Vijayakumar, R. Rey-Dios, B. Morris, W. N. Duggar e E. Florez, “Machine-specific MRI quality control procedures for stereotactic radiosurgery treatment planning,” Siemens.
- [18] A. -. A. C. o. Radiology, “ACR–AAPM TECHNICAL STANDARD FOR DIAGNOSTIC MEDICAL PHYSICS PERFORMANCE MONITORING OF MAGNETIC RESONANCE (MR) IMAGING EQUIPMENT,” 2019.
- [19] S. J. C. R. Hospital, “How do you commission and implement an MRI system for radiation therapy planning?,” Memphis, Tennessee, USA, 2019.
- [20] P. AAPM - Dr. Jason Stafford, “AAPM VIRTUAL LIBRARY - Physics of MR Safety,” 2011. [Online]. Available: <https://www.aapm.org/education/VL/vl.asp?id=2722>.
- [21] G. M. C. AAPM - Joseph Och, “AAPM VIRTUAL LIBRARY - ACR Manual On MR Safety: Creation, Updates and New Information,” 2020. [Online]. Available: <https://www.aapm.org/education/VL/vl.asp?id=13999>.
- [22] P. V. M. C. N. T. U. S. AAPM - Ronald Price, “AAPM VIRTUAL LIBRARY - The Revised ACR MRI Quality Control Manual: Status Report,” 2014. [Online]. Available: <https://www.aapm.org/education/VL/vl.asp?id=3202>.
- [23] H. B. C. C. S. K. D. N. R. P. O. S. J. Hand, “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*, pp. 122-125, 2013.

- [24] I. ACSS - Administração Central do Sistema de Saúde, “Recomendações Técnicas para Serviços de Radiologia (RT 12/ 2017),” UIE/ACSS, 2016.
- [25] P. D. D. MARP - Carl R. Keener, “ACR MRI QC Program,” 2009.
- [26] W. S. H. H. Maximilian F. Reiser, *Magnetic Resonance Tomography*, 2008.
- [27] AAPM - American Association of Physicists in Medicine, “ASSESSMENT OF DISPLAY PERFORMANCE FOR MEDICAL IMAGING SYSTEMS - AAPM ONLINE REPORT NO. 03,” 2005.
- [28] [Online]. Available: <https://www.flickr.com/photos/phywe-systeme/7685025276>.
- [29] “Imagem por ressonância magnética,” 2018. [Online]. Available: [https://pt.wikipedia.org/wiki/Imagem\\_por\\_resson%C3%A2ncia\\_magn%C3%A9tica](https://pt.wikipedia.org/wiki/Imagem_por_resson%C3%A2ncia_magn%C3%A9tica).
- [30] M. C. F. N. S. Hage, “Magnetic resonance imaging: basics,” p. 39 (4), Julho 2009.
- [31] A. H. P. G. a. V. Q. L. Yves Gossuin, “Physics of magnetic resonance imaging: From spin to pixel,” *Journal of Physics D Applied Physics*, vol. 43, nº 21, 2010.

## Anexo 1



## Controlo da qualidade semanal com fantoma ACR

Identificação do equipamento: \_\_\_\_\_

Mês						
Semana		1	2	3	4	5
Frequência central (MHz)						
Ganho de transferência/atenuação						
Posição da mesa (mm)						
Precisão geométrica	Localizer Sagital (mm)					
	Corte 1	Horizontal (mm)				
		Vertical (mm)				
	Corte 7	Horizontal (mm)				
		Vertical (mm)				
		Diagonal 1 (mm)				
Diagonal 2(mm)						
Resolução Espacial de Alto Contraste	ACR – T1 axial (mm)					
	ACR – T2 axial(mm)					
Detetabilidade de Baixo Contraste	ACR – T1 axial (raios)					
	ACR – T2 axial (raios)					
Artefactos						
Resultado						
Notas						
Medições realizadas por						

Aprovado por (Físico Médico): \_\_\_\_\_

Data da aprovação: \_\_\_\_\_

## Anexo 2

## Controlo da qualidade anual com fantoma ACR

Identificação do equipamento: \_\_\_\_\_

<b>Mês</b>			
<b>Precisão da espessura de corte</b>	<b>ACR - T1 axial (mm)</b>		
	<b>ACR - T2 axial (mm)</b>		
<b>Uniformidade da intensidade de imagem</b>	<b>ACR - T1 axial (%)</b>		
	<b>ACR - T2 axial (%)</b>		
<b>Percentagem de sinal fantasma</b>			
<b>Precisão da posição do corte</b>	<b>ACR - T1 axial</b>	<b>Corte 1 (mm)</b>	
		<b>Corte 11 (mm)</b>	
	<b>ACR - T2 axial</b>	<b>Corte 1 (mm)</b>	
		<b>Corte 11 (mm)</b>	
<b>RSR (método 1)</b>			
<b>RSR (método 2)</b>			
<b>Homogeneidade do campo (método 1)</b>			
<b>Homogeneidade do campo (método 2)</b>			

<b>Monitores</b>	<b>Máximo de luminância (Cd/m<sup>2</sup>)</b>			
	<b>Mínimo de luminância (Cd/m<sup>2</sup>)</b>			
	<b>Luminância uniforme (%)</b>			
	<b>Resolução, Linearidade, Contraste e Distorção</b>	<b>Padrões de 0-5 % e 95-100 %</b>		
		<b>Quadrados distinguíveis</b>		
		<b>Linhas retas</b>		
		<b>Distorção</b>		
		<b>Nitidez</b>		
		<b>Linhas de alto contraste distinguíveis</b>		
	<b>Quadrados brancos e pretos sem linhas</b>			
<b>Precisão espacial</b>				
<b>Resultado</b>				
<b>Notas</b>				
<b>Medições realizadas por:</b>				

Aprovado por (Físico Médico): \_\_\_\_\_

Data da aprovação: \_\_\_\_\_

## Anexo 3

## Controlo da qualidade anual da segurança em RM

Identificação do equipamento: \_\_\_\_\_

Mês: _____				
Planta	N.º	Zona	Medição (gauss)	Conforme / Não conforme

Realizado por (Físico Médico): \_\_\_\_\_

Data da aprovação: \_\_\_\_\_

## Anexo 4

## Checklist de inspeção visual

Identificação do equipamento: \_\_\_\_\_

Mês						
Semana		1	2	3	4	5
Scanner	Correto funcionamento da mesa					
	Alinhamento dos lasers					
	Correto funcionamento dos botões					
Integridade RF	Porta da sala					
	Canais das antenas de RF					
Sala de comando	Correto funcionamento (luz, movimento da mesa, intercomunicador, etc.)					
	Sinais de aviso					
Material	Carro de emergência					
Segurança	Nível de Hélio					
	Temperatura e pressão da sala					
	Proteção do quench fechado e com chave					
Notas						
Medições realizadas por						