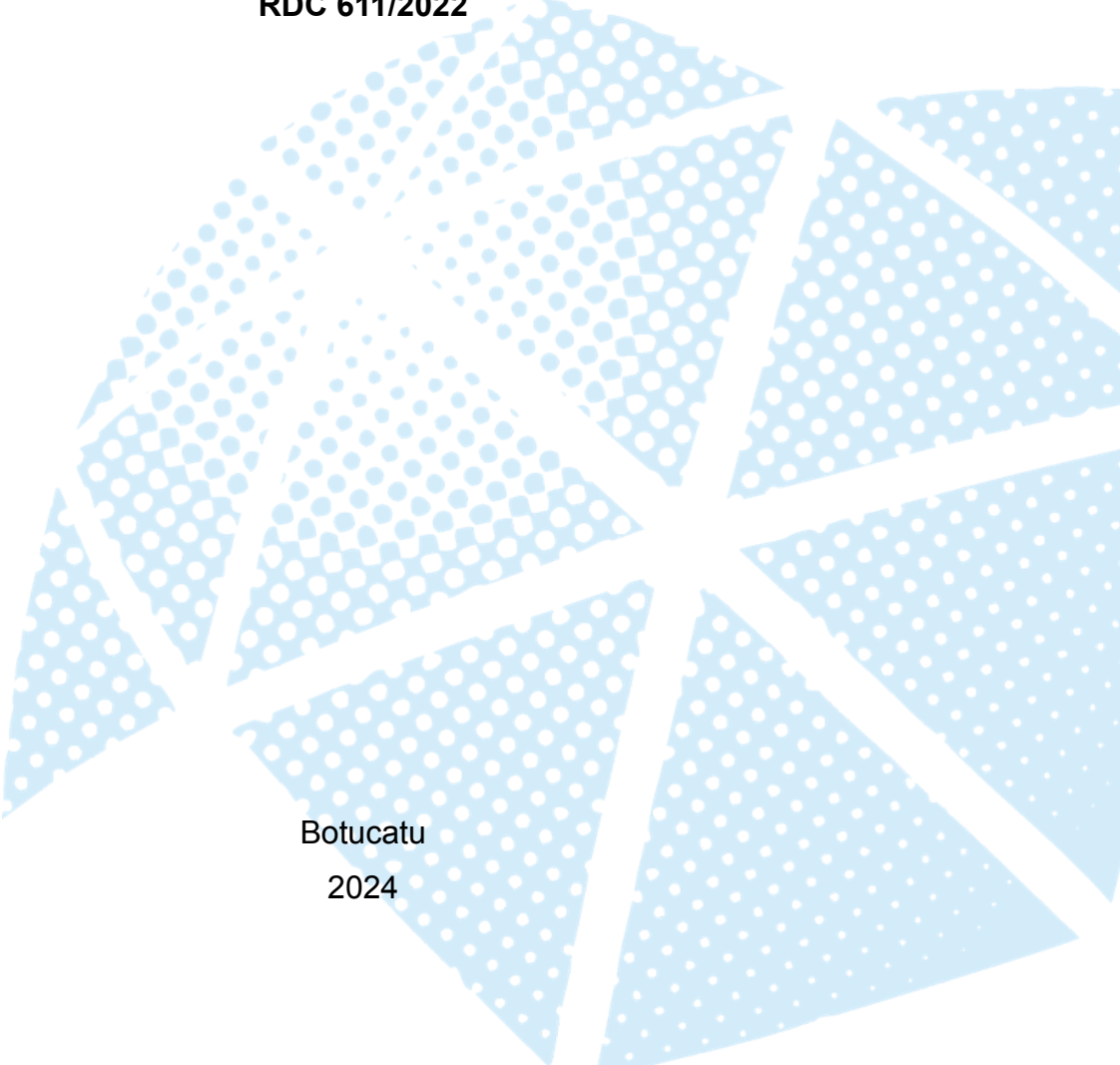


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA – UNESP
Faculdade de Medicina de Botucatu - FMB - Campus de Botucatu

HIRES DE CARVALHO LEITE

**IMPLEMENTAÇÃO DE UMA METODOLOGIA DE ACEITAÇÃO E CONTROLE DE
QUALIDADE EM IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE ACORDO COM A
RDC 611/2022**

Botucatu
2024



HIRES DE CARVALHO LEITE

**IMPLEMENTAÇÃO DE UMA METODOLOGIA DE ACEITAÇÃO E CONTROLE DE
QUALIDADE EM IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE ACORDO COM A
RDC 611/2022**

Trabalho de Conclusão de Residência
(TCR) apresentado à Universidade
Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de
Medicina de Botucatu, para obtenção do
título de Especialista em Física Médica do
Radiodiagnóstico.

Física Médica

Orientador: Dr. Matheus Alvarez (HCFMB)

Botucatu

2024

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSANGELA APARECIDA LOBO-CRB 8/7500

Leite, Hires de Carvalho.

Implementação de uma metodologia de aceitação e controle de qualidade em imagem de ressonância magnética de acordo com a RDC 611/2022 / Hires de Carvalho Leite. - Botucatu, 2024

Trabalho acadêmico (residência - Física Médica - Radiodiagnóstico) - Universidade Estadual Paulista (UNESP), Faculdade de Medicina, Botucatu

Orientador: Matheus Alvarez

Capes: 10507140

1. Imagem de ressonância magnética. 2. Controle de qualidade. 3. Garantia de qualidade. 4. Ressonância magnética.

Palavras-chave: Controle de qualidade; Garantia da qualidade; Ressonância magnética.

IMPACTO POTENCIAL DESTA PESQUISA

A implementação de uma metodologia estruturada, tem como objetivo trazer dados técnicos e informativos para fortalecer a garantia de qualidade nas Imagens de Ressonância Magnética (IRM), essenciais para diagnósticos precisos e seguros. Trazendo benefícios essenciais para a conformidade regulatória tanto quanto para o aprimoramento contínuo da qualidade das imagens, favorecendo a confiabilidade dos equipamentos de IRM.

POTENTIAL IMPACT OF THIS RESEARCH

The implementation of a structured methodology aims to provide technical and informative data to strengthen quality assurance in Magnetic Resonance Imaging (MRI), which is essential for accurate and safe diagnostics. This approach brings critical benefits for regulatory compliance as well as for the continuous improvement of image quality, enhancing the reliability of MRI equipment.

HIRES DE CARVALHO LEITE

IMPLEMENTAÇÃO DE UMA METODOLOGIA DE ACEITAÇÃO E CONTROLE DE QUALIDADE EM IMAGEM DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA DE ACORDO COM A RDC 611/2022

Trabalho de Conclusão de Residência (TCR) apresentado à Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” (UNESP), Faculdade de Medicina, Botucatu, para obtenção do título de Especialista em Física Médica do Radiodiagnóstico.

Física Médica

Data da defesa: 03/12/2024

Horário: 09:00

Banca Examinadora:

Dr. Matheus Alvarez
Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu -UNESP

Prof. Dr. Assistente Guilherme Augusto Soares
Instituto de Biociências de Botucatu - UNESP

Esp. Túlio Guilherme Soares Marques
Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu -UNESP

Dedico este trabalho a minha família e aos amigos que estiveram sempre ao meu lado, dando apoio e incentivos para continuar em frente.

AGRADECIMENTOS

O presente trabalho foi realizado com apoio da equipe do Setor de Ressonância, do Núcleo de Física e do Hospital das Clínicas da Faculdade de medicina de Botucatu (HCFMB) - Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho”. Expresso minha gratidão a todos, pela vasta aprendizagem e pelos bons momentos ao longo desta jornada.

Ao Ministério da Educação (MEC), pelo apoio financeiro, que, por meio de bolsas, possibilitou a mim e a tantos outros residentes na área da Saúde essa experiência enriquecedora.

Ao Núcleo de Física Médica do HCFMB, sou eternamente grato pela experiência de vida e formação prática. A todos os profissionais dos setores de Radiologia, Hemodinâmica, Tomografia, Ressonância, Ultrassom e Centro Cirúrgico, por fazerem o Radiodiagnóstico existir; e também à equipe da Radioterapia e da Medicina Nuclear, que desempenham papéis fundamentais no hospital e para o SUS, contribuindo para formação de todos os residentes, meu eterno agradecimento.

Aos meus preceptores, coordenadores e colegas dos setores envolvidos ao Radiodiagnóstico, agradeço pela formação profissional. A Profa. Diana e ao Matheus, obrigado pelos puxões de orelha. E ao Caio, obrigado por ajudar nesse fim de jornada de trabalho. Aos muitos que, direta e indiretamente, contribuíram para eu chegar até aqui - Marcos, Túlio, Amanda, Raíssa, Seu Mário, Lucas, Carolina, Vinicius, Rafael, Ana, Vitória, Tiago, Marcelo, alunos de ICs, entre tantos outros que fizeram parte dessa trajetória - também expresso meu agradecimento e desejo muitas conquistas e tudo de bom.

As mulheres da minha vida: D. Maria, Gilsa, Gilcele, Melina e minhas sobrinhas, e aos meus irmãos Hives e Janielson, obrigado por serem meu porto seguro e serem tão importantes para mim. A minha família paterna e materna, por me darem educação e forças para seguir em frente.

Por fim, aos meus eternos amigos e irmãos que continuam pertinho, e aos que ultrapassaram fronteiras, mas que estão ao meu lado para o que der e vier, muito obrigado por existirem. Não posso deixar de agradecer as consultorias em RM dadas pelo meu casal de amigos Hohana e Fábio, muito obrigado pela ajuda.

“A educação tem sentido porque mulheres e homens aprenderam que é aprendendo que se fazem e se refazem, porque mulheres e homens se puderam assumir como seres capazes de saber, de saber que sabem, de saber que não sabem.”

(Paulo Freire, São Paulo: Editora UNESP, 2000, p. 20).

RESUMO

Diante da crescente necessidade de Garantia de Qualidade (GQ) das Imagens de Ressonância Magnética (IRM) e das dificuldades encontradas nos serviços para o atendimento às normativas sanitárias vigentes, este trabalho tem como objetivo implementar uma metodologia abrangente para testes de aceitação e controle de qualidade (CQ) de IRM. Por meio de revisão teórica de relatórios técnicos e normativas internacionais, e em conformidade com a RDC 611/2022 da ANVISA, a viabilidade da implementação prática destas metodologias foi realizada em dois equipamentos do setor de IRM do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB). A proposta deste trabalho é oferecer diretrizes técnicas e operacionais para avaliação dos equipamentos de IRM, atendendo aos requisitos da Instrução Normativa (IN) nº 97/2021 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária. A metodologia implementada inclui ferramentas práticas e adaptáveis, utilizando fantasmas para avaliações contínuas e consolidadas internacionalmente. Isso contribui para melhoria dos processos de CQ, aprimora a avaliação das imagens e assegura a conformidade com os requisitos sanitários vigentes, além de propor padrões de qualidade mais sólidos, baseados na literatura científica. A pesquisa resultou na implementação de protocolos em ambos os equipamentos e foi concluída com resultados satisfatórios para uma avaliação abrangente dos diferentes critérios de desempenho em equipamentos de RM.

Palavras-chave: Controle de Qualidade; Ressonância Magnética; Garantia da Qualidade.

ABSTRACT

Given the growing need for Quality Assurance (QA) in Magnetic Resonance Imaging (MRI) and the challenges faced by healthcare services in meeting current regulatory standards, this work aims to implement a comprehensive methodology for acceptance and quality control (QC) tests in MRI. Through a theoretical review of technical reports and international standards, and in compliance with ANVISA's RDC 611/2022, the practical feasibility of implementing these methodologies was evaluated on two MRI devices at the Hospital das Clínicas of the Botucatu Medical School (HCFMB). The goal of this work is to provide technical and operational guidelines for evaluating MRI equipment, meeting the requirements of the National Health Surveillance Agency's Instruction (IN) No. 97/2021. The implemented methodology includes practical and adaptable tools, utilizing phantoms for continuous evaluations that are internationally validated. This approach contributes to improvements in QC processes, enhances image assessment, and ensures compliance with current sanitary regulations, while also proposing more robust quality standards based on scientific literature. The research resulted in the implementation of protocols on both devices, concluding with satisfactory results for a comprehensive evaluation of the different performance criteria in MRI equipment.

Keywords: Quality Control; Magnetic Resonance Imaging; Quality Assurance.

LISTA DE FIGURAS

Figura 2.1. Ilustração do "MRI Multipurpose Phantom" (76-903), sem solução aquosa.....	21
Figura 2.2. Ilustração do "MRI Surface Coin Phantom" (modelo 76-907), sem solução aquosa.....	21
Figura 2.3. Ilustração do "3D Slice Thickness/ High Contrast Resolution Phantom" (modelo 76-908), sem solução aquosa.....	22
Figura 2.4. Ilustração do fantoma da Siemens modelo "Spherical Phantom D170 Spectr. 1H 7576577 K2180".....	22
Figura 2.5. Ilustração do fantoma Siemens modelo "Spherical Phantom D170 4762311 K2200" de diâmetro de volume esférico (DVE) de 17 cm.....	23
Figura 2.6 - Posicionamento e alinhamento do fantoma modelo 76-903 na bobina de cabeça.	26
Figura 2.7 - Posicionamento e alinhamento do fantoma modelo 76-908 na bobina de cabeça.	27
Figura 2.8 - Posicionamento e alinhamento do fantoma modelo 76-907 na bobina de abdômen. (obs. no momento da foto o campo principal estava desligado).....	28
Figura 2.9 - Imagem ilustrativa de uma espectroscopia do fantoma "Spherical Phantom D170 Spectr. 1H 7576577 K2180".....	32
Figura 2.10 - Imagens de sequência gradiente-eco do fantoma esférico " Spherical Phantom D170 4762311 K2200" de 17 cm DVE para largura de banda máxima (A) e para largura de banda mínima (B) permitida pelo equipamento.....	33
Figura 2.11 - imagem ilustrativa de sequências de spin-eco do fantoma esférico "Spherical Phantom D170 4762311 K2200" de DVE de 17 cm, com largura de banda típicas da rotina....	33
Figura 2.12 - Imagens das estruturas em quatro fatias a serem adquiridas do fantoma 76-903 para avaliação de um sistema de RM. As seções estão divididas em: de uniformidade (A); dos anéis cônicos concêntricos (B); das quatro linhas de alinhamento (C); e das estruturas de rampas de degraus dobradas, padrão estrela e bloco de resolução espacial (D).....	34
Figura 2.13 - Imagens das estruturas em três fatias a serem adquiridas do fantoma 76-907 para avaliação de um sistema de RM. As seções estão divididas em: cilindro externo de uniformidade (A); de uniformidade (B); e da grade (C).....	35
Figura 2.14 - Imagens das estruturas em fatias representativas a serem adquiridas do fantoma 76-908 para avaliação de um sistema de RM. As seções estão divididas em: do centro do fantoma com o perfil central da rampa de 90°(A); da periferia do fantoma com o perfil da rampa de 90° e dos blocos de resolução espacial no plano axial nas duas direções de codificação, fase e frequência (B), e outra representativa do plano sagital (C).....	36
Figura 3.1 - Localização da frequência central no MicroDICOM de um equipamento de 1,5T..	40
Figura 3.2 - Localização da frequência central no ImageJ de um equipamento de 3T.....	40
Figura 3.3 - Diâmetro de inundação de 202 mm, 4 rampas a 45°	45
Figura 3.4 - Imagem do fantoma de modelo 76-907, para avaliação do sinal produzido pelo cilindro externo.....	46
Figura 3.5 - Imagens adquiridas do fantoma de modelo 76-903 na região de anéis cônicos concêntricos apresentando uma imagem normal e uma com erro de Aliasing ou dobradura. A imagem à esquerda (A) é uma imagem adquirida com um FOV muito maior que a seção do objeto. A imagem à direita (B) apresenta Aliasing por conta de um FOV menor que a seção do objeto.....	46

Figura 3.6 - Ilustração da seção da grade do fantoma modelo 76-907 que pode ser usado para avaliar a linearidade geométrica (distorção) e artefatos ao longo do FOV.....	47
Figura 3.7 - esquematização para realização das medidas dos sinais na direção de codificação da frequência (SFE1 e SFE2), da direção de fase (SPE1 e SPE2) e do sinal médio (S) para um fantoma homogêneo esférico.....	50
Figura 3.8 - Imagens ilustrativas das espectroscopias realizadas com um fantoma esférico de espectroscopia de um dos fabricantes do sistema de RM disponível no setor de ressonância do hospital. Espectroscopias realizadas em um equipamento de 3 T com os localizadores nos três planos (lado direito) (A) e de 1,5 T (B) do fantoma, Modelo D170 Spherical Phantom Closed MRI. As espectroscopias foram obtidas em escalas de pixels e calibradas utilizando a escala do eixo x em ppm. As medidas do FWHM (ppm) ficaram próximas de 0,03 ppm.....	55
Figura 3.9 - Imagens de um fantoma esférico de uniformidade, adquiridas em um equipamento de 1,5 T, com matriz 256 x 256, com larguras de banda de 138 Hz/pixel (esquerda) e 498 Hz/pixel (direita) e FOV de 25 cm. A avaliação da homogeneidade pelo método de diferença de largura de banda se dá por meio da diferença da distorção encontrada em um objeto esférico na maior largura de banda (BW1), à direita, e pela menor largura de banda (BW2), à esquerda. A avaliação se dá aplicando a diferença das medidas dos diâmetros encontrados na direção do espaço de frequência. As larguras de banda estão em Hz/pixel e deve ser calculado Hz.....	58
Figura 3.10 - Medidas realizadas pelo programa ImageJ para os diâmetros na horizontal, na vertical e na diagonal.....	61
Figura 3.11 - Representação de um corte de um fantoma quadrado para avaliação de exatidão geométrica. As dimensões das linhas mostram as diferentes possibilidades para avaliação do teste.....	62
Figura 3.12 - Representação de um corte circular de um fantoma esférico ou cilíndrico para avaliação de exatidão geométrica. As dimensões das linhas mostram diferentes possibilidades para avaliação do teste.....	63
Figura 3.13 - Cortes contendo o padrão estrela do fantoma 76-903 e a inserção de resolução espacial (A) e corte do fantoma modelo 76-908 contendo as inserções de resolução espacial em duas direções (B).....	66
Figura 3.14 - Figura ilustrativa do conjunto de linhas imageados para análise de resolução espacial.....	67
Figura 3.15 - Ilustração das rampas de acrílico inseridas no fantoma de modelo 76-903 da Fluke, rampa com degraus de 1 mm de altura.....	71
Figura 3.16 - Imagens adquiridas com o fantoma de modelo 76-903 para duas espessuras de corte. Do lado esquerdo, uma aquisição com corte de 3mm e na imagem encontra-se aproximadamente 3 passos de contraste de 1 mm em dois lados, mostrado por setas e numerados em vermelho (A). E no lado direito, uma aquisição com corte de 5 mm e aproximadamente 5 passos de 1 mm sinalizados por setas e numerados em vermelho.....	71
Figura 3.17 - Ilustração de uma fatia do fantoma modelo 76-908 com quatro pares de perfis de um corte axial das rampas laterais ao fantoma, onde foram feitos 4 traçados sobre os perfis das rampas e numerados de 1 a 4.....	72
Figura 3.18 - Esquema ilustrativo da disposição das rampas laterais do fantoma modelo 76-908.....	76
Figura 3.19 - Esquema ilustrativo dos cortes a 45° das rampas do phantom 76-908 para avaliação das posições de cortes. DM é a distância medida entre os perfis na imagem de um corte periférico da rampa a uma distância DM/2 do corte central.....	77
Figura 3.20 - Posição do corte no centro do fantoma modelo 76-908, corte central.....	78
Figura 3.21 - Imagem do corte onde as rampas de 45° estão afastadas do centro da rampa para o perfil de rampa, corte periférico.....	78

Figura 3.22 - Gráfico do perfil de intensidade das rampas cruzadas. FW1 e FW2 são as larguras a meia altura dos perfis da rampa em 45°. EC é o espaço central entre FW1 e FW2 e DM é a distância entre os centros dos perfis 1 e 2.....	79
Figura 3.23 - Esquematização para realização das medidas dos sinais para Porcentagem de Uniformidade da Imagem (PIU) em um fantoma esférico de uniformidade, a imagem foi adquirida em uma bobina de crânio e foi janelada para aquisição o sinal máximo dentro do fantoma e sinal mínimo da imagem.....	82
Figura 3.24 - Esquematização para realização das medidas dos sinais para Porcentagem de Uniformidade da Imagem (PIU) em um fantoma modelo 76-908 de uniformidade, a imagem foi adquirida em uma bobina de abdome, a imagem foi janelada para aquisição o sinal máximo dentro do fantoma e sinal mínimo da imagem.....	83
Figura 3.25 - Ilustração para delimitação e determinação das ROIs para as medidas do Sinal Médio (S) e dos desvios padrões no ar (ar).....	88
Figura 3.26 - Ilustração para delimitação e determinação das ROIs para a medida do Sinal Médio (S) e do desvio padrão () da imagem resultante.....	89

LISTA DE TABELAS

Tabela 2.1. Modelos de Fantomas para Controle de Qualidade de Ressonância Magnética da Fluke e os respectivos parâmetros que podem ser testados.....	24
Tabela 2.2. Modelos de Fantomas para Controle de Qualidade de Ressonância Magnética da Siemens e os respectivos parâmetros que podem ser testados.....	24
Tabela 2.3 - Protocolos adotados para as aquisições das imagens em equipamentos de Ressonância Magnética. Protocolos sugeridos pela ACR e protocolos da rotina, usados para obtenção das imagens dos testes.....	31
Tabela 3.1 - Testes de aceitação e de controle de qualidade para serviços de ressonância magnética.....	37
Tabela 3.2 - Tabela ilustrativa para avaliação da exatidão geométrica.....	62

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

2DTF	Transformada de Fourier Bidimensionais
AAPM	American Association of Physicists in Medicine
ACR	American College of Radiology
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
BW	Bandwidth (Largura de Banda)
CNES	Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde
CQ	Controle de Qualidade
DC	Corrente Contínua
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVE	Diâmetro Volumétrico Esférico
<i>EC</i>	Espessura de corte
EFOMP	European Federation of Organisations For Medical Physics
EG	Exatidão Geométrica
ERM	Espectroscopia de Ressonância Magnética
FD	Fat and water (gordura e água)
FOV	Field of View (Campo de Visão)
FWHM	Full-Width Half-Maximum (Largura Total na Metade do Máximo)
FWS	Fat-water-shift (deslocamento de água-gordura)
GQ	Garantia de Qualidade
GRE	Gradient-Echo
HCFMB	Hospital das Clínica da Faculdade de Medicina de Botucatu

Hz	Hertz
IN	Instrução Normativa
IPEM	Institute of Physics and Engineering in Medicine
IRM	Imagem por Ressonância Magnética
MEC	Ministério da Educação
MTF	Modulation Transfer Function (Função de Transferência de Modulação)
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
NEX	Number of Excitations (Número de Excitações)
NFMRp	Núcleo de Física Médica e Radioproteção
OMS	Organização Mundial da Saúde
PAF	Porcentagem de Artefato Fantasma
PD	Densidade de Prótons
PIU	Porcentagem de Uniformidade de Imagem
ppm	Partes por Milhão
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
RF	Radiofrequência
RM	Ressonância Magnética
ROI	Região de Interesse
RSR	Relação Sinal-Ruído
SE	Spin-eco
SUS	Sistema Único de Saúde
TE	Tempo de Eco
TF	Transformada de Fourier
TR	Tempo de Repetição
UI	Uniformidade da Imagem

LISTA DE SÍMBOLOS

DP	Densidade de Prótons
T1	Tempo de Relaxamento Spin-Rede
T2	Tempo de Relaxamento Spin-Spin
B_0	Campo Magnético Principal
T	Tesla (unidade de campo magnético)
M	Mega
$f_{central}$	Frequência Central
γ	Razão giro-magnético
ω_0	Frequência Angular
E	Erro de codificação
G	Valor médio da ROI do sinal do artefato fantasma
T	Valor médio da ROI do sinal sem o artefato
%	Porcentagem
H_B	Homogeneidade do campo magnético principal
Δ	Diferença
ϕ (rad)	Fase em radianos
m	mili
s	segundo
d_n	Distância
G_x	gradiente de codificação de frequência em x
f_{B0}	Fator de conversão proporcional a diferença de frequência entre FD para um campo B_0
°C	Graus Celsius

E_{EC}	Exatidão da espessura de corte
D_{obtido}	Distância entre as posições de duas fatias
E_{pos}	Diferença de distância entre dois valores obtidos das fatias de corte
S_{loc}	Valor obtidos da subtração da localização das duas fatias
$\bar{S}_{max}$	Valor médio do sinal de máxima intensidade dos pixels em uma ROI
$\bar{S}_{min}$	Valor médio do sinal de mínima intensidade dos pixels em uma ROI
$f(QF)$	Função de fator de qualidade da bobina
$f(B)$	Função da intensidade do campo magnético principal
$f(gf)$	Função do gap entre as fatias
$f(reconstrução)$	Função do algoritmo de reconstrução
$\bar{S}$	Sinal médio dos pixels em um ROI
σ	Desvio padrão
dB	decibéis
H	Hidrogênio
k	kilo
$\bar{S}$	Sinal Médio

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO.....	16
2. DESENVOLVIMENTO.....	20
2.1. Proposição de estudo.....	20
2.2. Descrição dos Instrumentos.....	20
2.3. Segurança e posicionamento dos fantomas.....	24
2.3.1. Segurança.....	24
2.3.2. Posicionamento e alinhamento do fantoma.....	25
2.4. Procedimentos de aquisição de imagem.....	29
2.4.1. Protocolos Adotados.....	29
2.4.2. Instruções para aquisição das imagens.....	30
2.5. Imagens Sugeridas.....	32
3. RESULTADOS.....	37
3.1. Testes de aceitação e de controle de qualidade exigidos pela IN N°97.....	37
3.1.1. Teste de Frequência Central.....	38
3.1.2. Visualização de Artefatos.....	42
3.1.3. Análise de imagem residual (“ghosting analysis”).....	48
3.1.4. Homogeneidade do Campo Estático.....	51
3.1.5. Exatidão geométrica.....	59
3.1.6. Resolução espacial de alto contraste.....	66
3.1.7. exatidão da espessura de corte.....	70
3.1.8. Exatidão da posição de corte.....	76
3.1.9. Uniformidade da Imagem.....	82
3.1.10. Razão Sinal-Ruído (RSR).....	86
3.1.11. Teste de Verificação da Blindagem de radiofrequência.....	93
4. DISCUSSÃO.....	96
5. CONCLUSÃO.....	98
REFERÊNCIAS.....	99

1. INTRODUÇÃO

A Ressonância Magnética (RM) consiste em experimentos espectroscópicos das propriedades magnéticas do núcleo do átomo. Os estudos de detecção e análise de sinais de RM são realizados desde a década de 1940 para análise de pesquisas químicas e bioquímicas. Isso é realizado por meio de um método de espectroscopia de uma amostra, em um volume pequeno, colocada em um dispositivo magnético submetido a um alto campo magnético [1].

A ressonância acontece quando é enviado um pulso eletromagnético de frequência de acoplamento de energia com núcleos individuais, quando os mesmos núcleos são colocados em um forte campo, absorvendo seletivamente e depois liberando energia exclusiva desses núcleos e do ambiente circulante [2].

Por volta de 1970, foram realizados os primeiros estudos usando gradientes de campo magnéticos, podendo assim fazer o mapeamento da localização dos sinais de RM e por fim gerando imagens [1].

A imagem é uma função de várias características intrínsecas de RM do tecido que está sendo visualizado. As três características mais importantes do tecido são a densidade de prótons (PD), o tempo de relaxamento spin-rede (T_1) e o tempo de relaxamento spin-spin (T_2). As características secundárias incluem fluxo, suscetibilidade magnética, paramagnetismo e mudança química [3].

Nas RMs devem ser selecionados diferentes parâmetros para produção de imagens. A sequência de pulsos de Radiofrequência (RF) e dos campos de gradiente determinam a resolução do contraste. Dado que as principais sequências de pulso são saturação, recuperação de inversão, spin eco, gradiente eco e eco planar [3].

Com o enorme investimento, a ampla pesquisa e as vastas tecnologias empregadas, a Imagem por Ressonância Magnética (IRM) tem se tornado, atualmente, um método de imagem de grande relevância e muito útil para diversas especialidades da saúde [4]. Assim como equipamentos emissores de raios X, de ultrassom, ou de medicina nuclear devem seguir protocolos de Garantia de Qualidade (GQ), as RMs devem seguir a mesma lógica, permitindo garantir a obtenção do potencial do equipamento. Para isso, diferentes associações e entidades como a *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), a *American College of Radiology* (ACR), a *National Electrical Manufacturers*

Association (NEMA), o *Institute of Physics and Engineering in Medicine* do Reino Unido (IPEM) e a *European Federation of Organisations For Medical Physics* (EFOMP), entre outras, procuraram preparar documentos norteadores que auxiliem o físico médico e/ou profissionais da área para testes de aceitação e procedimentos de GQ em IRM. De modo que, a própria ACR (ACR, 2015) e outras, promovem a ideia de contínua melhoria da qualidade por meio de um programa de Controle de Qualidade (CQ) vigoroso e adaptativo ao longo do tempo, e da importância do físico médico especialista em RM nesses controles [4].

As primeiras concepções e construção de protótipos de objetos de testes de CQ em IRM deram-se entre 1985 e 1986, no *Hammersmith Hospital*, em Londres e na Universidade de *Rennes* [5]. Em 1990, a primeira aplicação foi o desenvolvimento de um programa concreto de medição do tempo de relaxamento no cérebro, músculos e fígado, envolvendo 15 equipamentos em quase todos os países europeus [5]. No período citado, tiveram participação de diferentes empresas europeias (*Bruker, Siemens, Philips, Esaote Biomédica, Picker, CGR, Magnetech, M&D*), incluindo colaboração de representantes da ACR-NEMA sobre definições e protocolos [5].

Em 1997, a ACR traz um dos primeiros documentos de construção de fantasmas, protocolos e normativas para acreditação em IRM [6]. Em 1998, a ACR publica o primeiro guia de acreditação ("*Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program*") [7].

Esses fantasmas, ou objetos simuladores, são objetos físicos capazes de simular condições de corpos ou órgãos humanos, usados para controle de qualidade e calibração de equipamentos médicos. Os fantasmas de RM são usados para aferir as diferentes condições de precisão e consistências nas IRM [1].

Com a Portaria 453/1998, o Brasil definiu o primeiro programa de testes de controle de qualidade dos equipamentos radiológicos, que permaneceu em vigor por 21 anos, não havendo a necessidade, no contexto da época, de realizar o controle de qualidade de equipamentos de Ressonância e Ultrassom. Isso também acontece pelo fato de ainda não haver disponibilidades de muitos equipamentos desse tipo no Brasil nesta época. A mesma portaria foi revogada pela Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) 330/2019 e depois atualizada pela RDC 611/2022, trazendo, assim, a necessidade de uma maior abrangência em processos, Garantia de

Qualidade (GQ) do diagnóstico e segurança em equipamentos de imagens médicas [8].

Dessa forma, apenas com a RDC nº 611 de 2022, deu-se o primeiro passo para a existência do Controle de Qualidade em RM, definindo periodicidades e limites de tolerância. Porém, essa RDC não incluiu metodologias para a realização dos testes de controle de qualidade, como também não exigiu a utilização de fantasmas [8].

Há um grande aumento de utilização de RM no Brasil, segundo o Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES) existem 3.466 equipamentos de Diagnóstico por Imagem de Ressonância Magnética no Brasil, sendo que apenas 3.392 estão em uso. Desses equipamentos, 1.679 (49% de todos cadastrados no CNES) estão na rede do Sistema Único de Saúde (SUS), com 1.648 em uso [9].

Com isso, o objetivo deste trabalho foi a implementação de uma metodologia para realização de testes de controle de qualidade em Imagens de Ressonância Magnética (IRM) aplicáveis a rotina do setor de Ressonância Magnética do Hospital das Clínicas de Botucatu (HCBot), de modo a seguir requisitos sanitários vigentes para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de RM. Facilitando, com isso, a padronização na maneira de realizar o controle de qualidade dentro desta instituição.

Esta metodologia abrange os procedimentos para os seguintes testes: frequência central; visualização de artefatos; análise de imagem residual (“ghosting analysis”); homogeneidade do campo estático; exatidão geométrica; resolução espacial de alto contraste; exatidão da espessura de corte, exatidão da posição de corte; uniformidade da imagem; percentual de artefato fantasma; e verificação da blindagem de Radiofrequência (RF).

O estudo realizado para definir a metodologia dos testes segue também os manuais dos fantasmas de RM disponíveis no HCBot. Os fantasmas disponíveis são: *Nuclear Associates 76-903, 76-907 and 76-908 AAPM MRI Phantoms*. As metodologias dos testes em questão seguiram as principais referências internacionais como *American Association of Physicists in Medicine (AAPM)*, *American College of Radiology (ACR)*, *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)*, *Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM)* e *European Federation of Organisations For Medical Physics (EFOMP)*. Dessa forma, ao seguir as referências citadas, os processos se tornarão adequados a Instrução Normativa

(IN) nº 97 de 2021 da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), que dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de RM.

2. DESENVOLVIMENTO

2.1. PROPOSIÇÃO DE ESTUDO

O presente trabalho propõe auxiliar o processo de crescimento da cultura de segurança e reforçar ainda mais o programa de GQ já implementado no serviço da instituição pelas equipes envolvidas. Para isso, as periodicidades dos testes e os limites de tolerância seguem a IN nº 97 de 2021 da ANVISA que foi adotada pela RDC nº 611 de 2022 [8] e traz sugestões de limites de tolerância de outros protocolos de referência. Como nesta RDC não estão incluídas metodologias para a realização dos testes de controle de qualidade, e também não exigem a utilização de um fantoma, foram seguidos protocolos internacionais, desses protocolos adotados pela ACR, AAPM e NEMA.

Visto que diferentes órgãos internacionais propõem estratégias de testes de aceitação e procedimentos de garantia de qualidade para serviços de IRM e que existe uma grande quantidade de equipamentos de IRM, temos sempre que buscar diretrizes sobre a realidade do serviço no qual se está inserido. Sabe-se da importância de CQ em IRM e da importância do Físico Médico, mas poucos documentos brasileiros são encontrados na literatura e, os poucos que existem, são baseados em documentos internacionais.

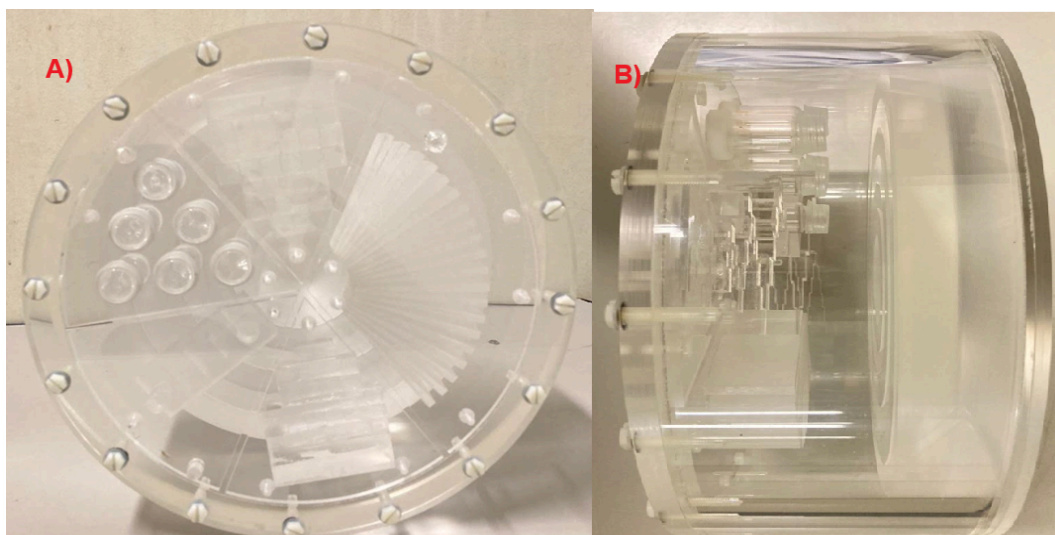
2.2. DESCRIÇÃO DOS INSTRUMENTOS

Para a realização dos testes de Controle de Qualidade em Sistemas de Ressonância Magnética é necessária a utilização de dispositivos de testes específicos para essa modalidade (fantomas). Eles são objetos simuladores que permitem avaliar os parâmetros essenciais de imagens de ressonância magnética (IRM). Os fantomas utilizados foram: Da Fluke Biomedical (Modelos 76-903, 76-907 e 76-908); e da Siemens (“Spherical Phantom D170 Spectr. 1H 7576577 K2180” e “Spherical Phantom D170 4762311 K2200”), pertencentes ao Núcleo de Física Médica e Radioproteção (NFMRp) e do setor de RM do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB).

As Figuras 2.1, 2.2 e 2.3 apresentam uma visão dos fantomas “*MRI Multipose Phantom (modelo 76-903)*”, “*Uniformity/Linearity Phantom*” (modelo 76-907) e “*3D*

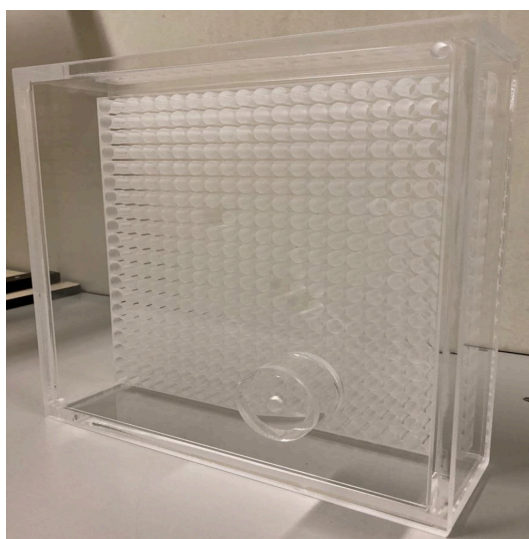
"Slice Thickness/High Contrast Resolution Phantom" (modelo 76-908), e mostram as representações das estruturas internas presentes nesses mesmos fantasmas.

Figura 2.1. Ilustração do "MRI Multipurpose Phantom" (76-903), sem solução aquosa.



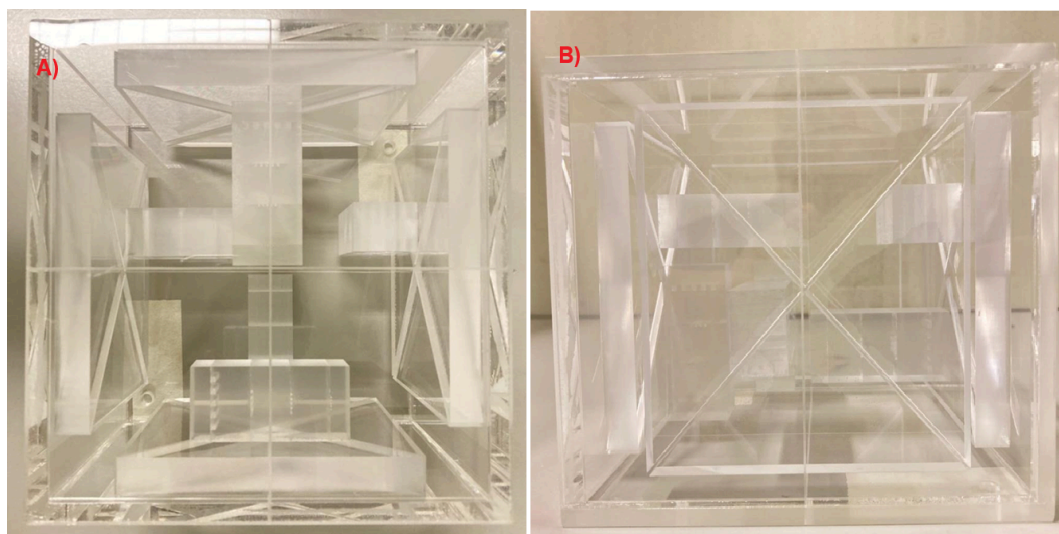
Fonte: NFMRp (2021)

Figura 2.2. Ilustração do "MRI Surface Coin Phantom" (modelo 76-907), sem solução aquosa.



Fonte: NFMRp (2021)

Figura 2.3. Ilustração do "3D Slice Thickness/ High Contrast Resolution Phantom" (modelo 76-908), sem solução aquosa.



Fonte: NFMRp (2021)

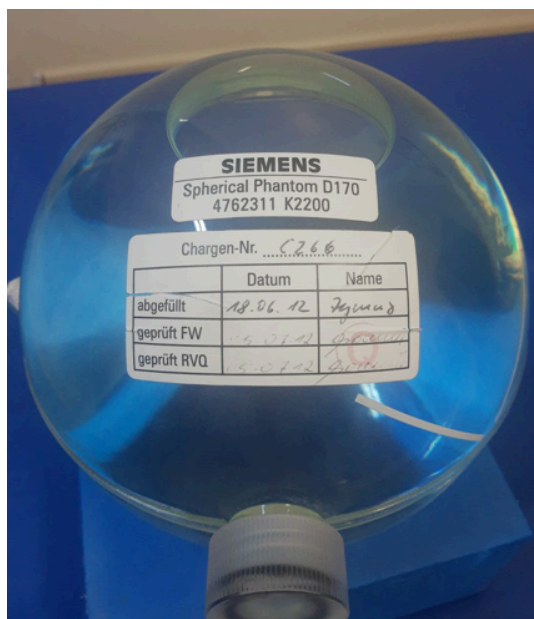
As Figuras 2.4 e 2.5 apresentam uma visão superior dos fantasmas esféricos “*Spherical Phantom D170 Spectr. 1H 7576577 K2180*” e “*Spherical Phantom D170 4762311 K2200*”.

Figura 2.4. Ilustração do fantoma da Siemens modelo “*Spherical Phantom D170 Spectr. 1H 7576577 K2180*”.



Fonte: Próprio autor (2024)

Figura 2.5. Ilustração do fantoma Siemens modelo “Spherical Phantom D170 4762311 K2200” de diâmetro de volume esférico (DVE) de 17 cm.



Fonte: Próprio autor (2024)

Os fantasmas são fabricados com base nas recomendações da AAPM (FLUKE, 2005) e são usados como ferramentas para medir o desempenho do sistema de RM. Esses fantasmas foram projetados para medidas absolutas e rápidas, podendo ser empregados para fins de calibração [12, 13].

Nas Tabelas 2.1 e 2.2 são apresentados os parâmetros nos quais os fantasmas mencionados podem avaliar.

Tabela 2.1. Modelos de Fantomas para Controle de Qualidade de Ressonância Magnética da Fluke e os respectivos parâmetros que podem ser testados.

Avaliações	Modelo 76-903	Modelo 76-907	Modelo 76-908
1	Espessura da fatia	Linearidade espacial	Resolução de alto contraste
2	Avaliação MTF	Artefatos de imagem	Espessura da fatia
3	Resolução de alto contraste	Razão Sinal-Ruído (RSR)	Estabilidade do gradiente de codificação
4	Uniformidade do sinal de Radiofrequência (RF)	Frequência de Ressonância	Posição/separação da fatia
5	Homogeneidade do campo magnético	Erro de quadratura	Frequência de ressonância

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

Tabela 2.2. Modelos de Fantomas para Controle de Qualidade de Ressonância Magnética da Siemens e os respectivos parâmetros que podem ser testados.

Avaliações	Modelos “Spherical Phantom D170 Spectr. 1H 7576577 K2180”	Modelos “Spherical Phantom D170 4762311 K2200”
1	Homogeneidade do campo magnético	Homogeneidade do campo magnético
2	Artefatos de imagem	Artefatos de imagem
3	Uniformidade	Uniformidade
4	Espectroscopia	Frequência de Ressonância
5	-	Razão Sinal-Ruído (RSR)
6	-	Erro de quadratura

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

2.3. SEGURANÇA E POSICIONAMENTO DOS FANTOMAS

2.3.1. SEGURANÇA

Dentro dos critérios de segurança, ao adentrar as áreas onde se encontram os equipamentos de IRM, o operador deve seguir alguns cuidados, como:

- Verificar se ninguém está portando qualquer material ferromagnético;
- Se os fantasmas estão em uma maca apropriada às condições da RM;
- Se os fantasmas estão de acordo com especificações do fabricante, com solução aquosa corretas para controle de qualidade de IRM;
- E, se os mesmos não estão trazendo qualquer tipo de contaminação ou dano a sala de exames;
- Entre outros critérios de segurança em RM seguidos pelo setor.

Os fantasmas devem ser manuseados com cuidado, para prevenir quedas, e devem estar sempre forrados com papel, ou algum material similar, de modo a prevenir que não sujem a mesa da ressonância.

2.3.2. POSICIONAMENTO E ALINHAMENTO DO FANTOMA

Deve-se sempre verificar o posicionamento do fantoma e o correto alinhamento do mesmo com o laser, além da utilização, se possuir, de um nível bolha de material adequado para a sala de RM. Ele deve estar com calços, de modo que também esteja fixo e não se movimente no momento da aquisição das imagens. Já para as bobinas de RF, deve-se atentar para que seja feita corretamente a colocação dos plugues das bobinas (Figura 2.6, 2.7 e 2.8). Dessa forma, é possível certificar que a aquisição da imagem não trará artefatos de movimento ou possíveis resultados indesejáveis por conta de um manuseio inadequado dos sistemas de testes.

Para os fantasmas usados neste manual são sugeridos alguns critérios de posicionamento e alinhamento:

A) Posicionamento e alinhamento do fantoma modelo 76-903 na bobina de cabeça

As IRM bidimensionais com transformada de Fourier (2DTF) são adquiridas em duas direções: de codificação de fase e na direção de leitura de frequência. O fantoma 76-903 possui dimensões ajustadas para ser posicionado nos três planos: axial, coronal e sagital.

As sugestões para o posicionamento do fantoma 76-903 para aquisição da imagem são:

- Orientação: Posicione o padrão estrela em um dos quadrante da imagem, de modo que tenham cunhas do padrão estrela na direção da codificação de fase e na de frequência;
- Alinhamento: Utilize as linhas ou pontos de referência do fantoma;
- Planos: Alinhe o fantoma de acordo com o plano de interesse (axial, coronal ou sagital);
- Codificação: Deve-se garantir que os cortes a serem adquiridos estejam alinhados com a direção de codificação de fase e de frequência.

Exemplo: A Figura 2.6 ilustra o posicionamento para cortes axiais.

Observação: As fotos da Figuras 2.6, 2.7 e 2.8 foram tiradas com o campo magnético desligado.

Figura 2.6 - Posicionamento e alinhamento do fantoma modelo 76-903 na bobina de cabeça.



Fonte: Próprio autor

B) Posicionamento e alinhamento do fantoma modelo 76-908 na bobina de cabeça

O fantoma de modelo 76-908 foi projetado para bobinas de cabeça e bobinas de corpo. Seu cúbico permite a aquisição de imagens nas três dimensões

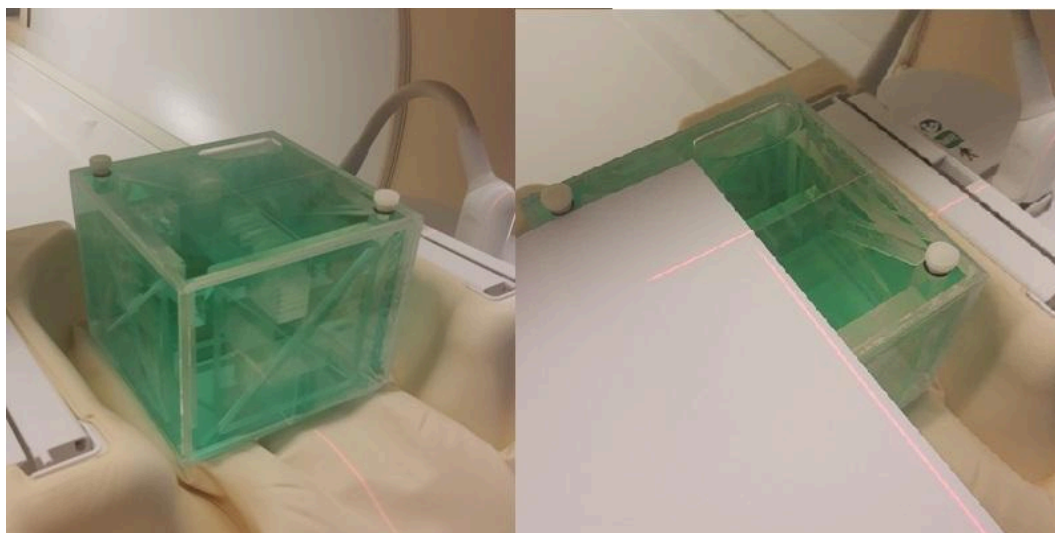
anatômicas (axial, coronal e sagital) sem necessidade de reposicionamento do fantoma.

Posicionamento:

- Centralização: Posicione o fantoma o mais próximo possível do centro da bobina de RF;
- Alinhamento das Luzes: Centralize as luzes de localização nas linhas de um dos quadrantes da fase superior do cubo. Essa referência visual deve garantir o alinhamento mais preciso do fantoma;
- Planos Anatômicos: O formato cúbico do fantoma permite a aquisição de imagens em qualquer plano anatômico, bastando redirecionar a orientação nos parâmetros de aquisição.

Exemplo: A Figura 2.7 ilustra uma sugestão para o posicionamento do fantoma em uma bobina de cabeça para a aquisição de cortes axiais, sagitais e coronais. As luzes de localização estão no centro de uma das faces do cubo, servindo como referência para o alinhamento.

Figura 2.7 - Posicionamento e alinhamento do fantoma modelo 76-908 na bobina de cabeça.



Fonte: Próprio autor (2024)

C) Posicionamento e alinhamento do fantoma modelo 76-907 na bobina de corpo

O fantoma de modelo 76-907, projetado para bobinas de corpo, exige um posicionamento preciso para garantir a qualidade dos dados obtidos.

Quanto ao posicionamento do fantoma 76-907:

- Centralização: Posicionar o fantoma no centro do magneto e da bobina de RF;
- Orientação: O cilindro externo deve estar voltado para cima;
- Alinhamento: Utilizar as luzes de localização como referência;
- Aquisição: Realizar aquisições em fatias coronais para visualizar as seções de inundação, da grade e do cilindro externo. Dado a geometria retangular do fantoma, para imagens sagitais e axiais, o fantoma deverá ser reposicionado.

Exemplo: A Figura 2.8 ilustra o posicionamento em uma bobina de abdomen.

Figura 2.8 - Posicionamento e alinhamento do fantoma modelo 76-907 na bobina de abdômen. (obs. no momento da foto o campo principal estava desligado)



Fonte: Próprio autor (2024)

D) Posicionamento e alinhamento dos fantasmas esféricos D170, “Spectr. 1h 7576577 K2180” e “4762311 K2200”, em bobinas de volume

Os fantasmas esféricos, por geometria, são ideais para CQ de IRM em diferentes sequências e bobinas de RM. Seu formato permite aquisições de imagens em qualquer plano, sem a necessidade de reposicionamento.

Posicionamento:

- Centralização: Posicione o fantoma o mais próximo possível do centro da bobina de RF;
- Alinhamento das Luzes: Centralize as luzes de localização nas linhas cruzadas localizadas na parte superior do fantoma. Essas referências do fantoma procuram uma melhor precisão em relação ao centro do campo magnético;
- Plano Anatômico: O formato esférico permite aquisições de imagens em qualquer plano anatômico (Axial, coronal ou sagital) sem necessidade de reposicionamento, bastando redirecionar a orientação nos parâmetros de aquisição.

Exemplo: Podemos tomar a Figura 2.7 como ilustração para o posicionamento em uma bobina de cabeça para aquisição de cortes axiais, sagitais ou coronais. Note que, embora a figura ilustra um fantoma cúbico, o princípio de alinhamento das luzes é o mesmo para o fantoma esférico: as luzes devem ser centralizadas nas linhas cruzadas.

2.4. PROCEDIMENTOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGEM

2.4.1. PROTOCOLOS ADOTADOS

Para garantir aquisições de imagens de alta qualidade e com melhores conformidades com os padrões internacionais, foram adotados protocolos com os padrões recomendados por entidades como ACR, a AAPM, a NEMA, entre outras organizações internacionais já citadas e protocolos de rotina da RM.

Protocolos de Referência: Foram adotados protocolos de aquisição padronizados, amplamente reconhecidos na literatura, e que atendem aos requisitos mínimos de RM.

Protocolos Institucionais: Além dos protocolos de referência, foram incluídos protocolos clínicos de rotina da instituição, como exames de crânio e abdome, para avaliar o desempenho do equipamento nas condições de uso diário.

A combinação de protocolos padronizados e institucionais permite uma avaliação mais ampla do desempenho do equipamento, garantindo boas

conformidades tanto em condições técnicas quanto em condições clínicas da instituição.

Os testes e os resultados neste documento procuram trazer níveis mínimos de desempenho esperado por um equipamento de RM em conformidade com a norma regulamentadora como a IN° 97.

2.4.2. INSTRUÇÕES PARA AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

Para as aquisições das imagens, sugere-se seguir alguns padrões internacionais e condições específicas para cada teste e fantoma, garantindo a precisão e a reprodutibilidade dos resultados.

Recomenda-se utilizar um localizador nos três planos anatômicos, de modo que possa garantir o posicionamento correto do simulador. Por meio dos planos deve-se examinar: o plano coronal, para garantir que o fantoma não esteja rotacionado em torno do eixo antero posterior; o plano sagital, para garantir que o fantoma não esteja inclinado de frente para trás; e o plano axial, para garantir que a imagem esteja dentro do Campo de visão (*Field of view* - FOV).

As sequências sugeridas pela ACR estão definidas na Tabela 2.3, além de aquisição de imagens em sequência de gradiente-eco e, em aberto, sequências Spin-eco ponderadas em T1 e T2 de rotina.

Para espectroscopia é sugerido verificar os protocolos especificados pelo fabricante do equipamento e do fantoma.

Tabela 2.3 - Protocolos adotados para as aquisições das imagens em equipamentos de Ressonância Magnética. Protocolos sugeridos pela ACR (2015) e protocolos da rotina, usados para obtenção das imagens dos testes.

Séries	Localizador [4]	Axial T1 [4]	Axial T2 [4]	Axial T1	Rotina T1 crânio/abd	Rotina T2 crânio/abd
Sequência de pulso	Spin Eco	Spin Eco	Spin Eco	GRE	Spin Eco	Spin Eco
TR (ms)	200	500	2000	500	-	-
TE (ms)	20	20	80	20	-	-
FOV (mm)	250	250	250	250	-	-
Número de Fatias	1	-	-	1	-	-
Espessura da fatia (mm)	10	5	5	5	5	5
Gap entre as fatias (mm)	N/A	5	5	-	5	5
Avg (NEX)	1	1	1	-	-	-
Matrix	256	256	256	-	-	-
Matrix	256	256	256	-	-	-
Largura de Banda (Hz/pixel)	-	-	-	max/m in	-	-
Tempo de aquisição (min:seg)	-	-	-	-	-	-

Fonte: Elaborado pelo autor(2024).

Observações:

- Sabendo que a resolução espacial pode ser diferente nas direções de codificação de fase e de frequência, o posicionamento e orientação do fantoma é importante para aquisição das imagens [12].
- No fantoma 76-903, o padrão estrela nos permite verificar a assimetria da resolução espacial e procura mostrar visualmente a função de transferência de modulação (“*modulation transfer function*” - MTF). O fantoma foi projetado de modo que seja possível posicioná-lo na orientação correta do padrão estrela. As linhas ou pontos existentes no fantoma devem servir de orientação para o alinhamento na direção de fase e de frequência do sistema [12].
- FOV: Para os testes que envolvem a conformidade das bobinas de RF (de uniformidade, artefatos, RSR e porcentagem de imagem

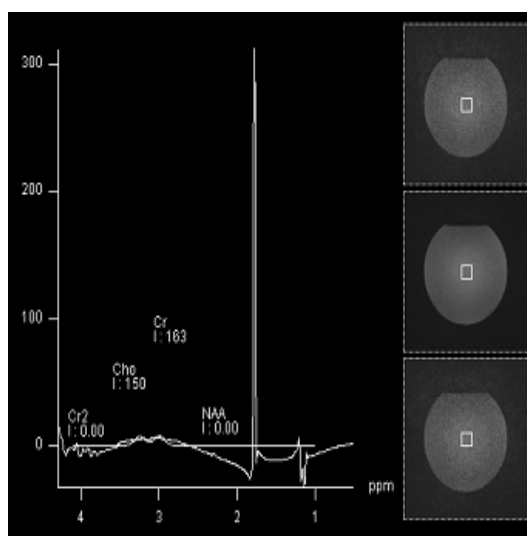
fantasmas) é preciso verificar o tamanho do FOV para cada bobina e fantoma.

2.5. IMAGENS SUGERIDAS

Para cada teste e fantoma, são recomendados tipos específicos de imagem, além de parâmetros específicos de aquisições, entre outros, de modo a se obter melhor acurácia nos resultados. Dessa forma, as imagens apresentadas nesta seção devem ser adquiridas conforme os protocolos e instruções descritas nas seções anteriores.

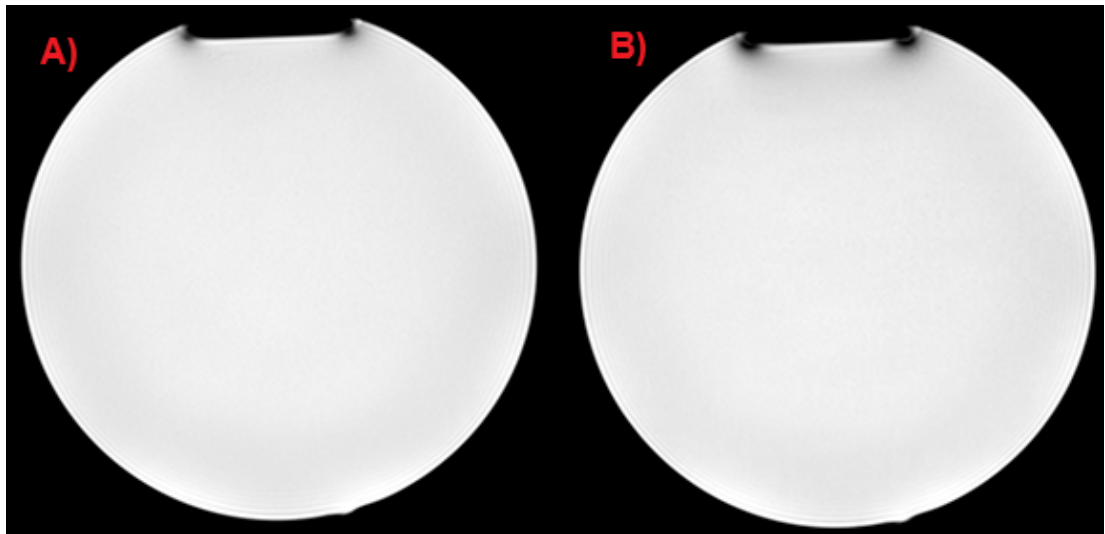
As imagens a seguir (Figuras 2.9 a 2.14), obtidas pelo operador ou avaliador, serão utilizadas logo depois para realização das avaliações quantitativas e qualitativas, nos diferentes testes propostos ao longo deste trabalho.

Figura 2.9 - Imagem ilustrativa de uma espectroscopia do fantoma “Spherical Phantom D170 Spectr. 1H 7576577 K2180”.



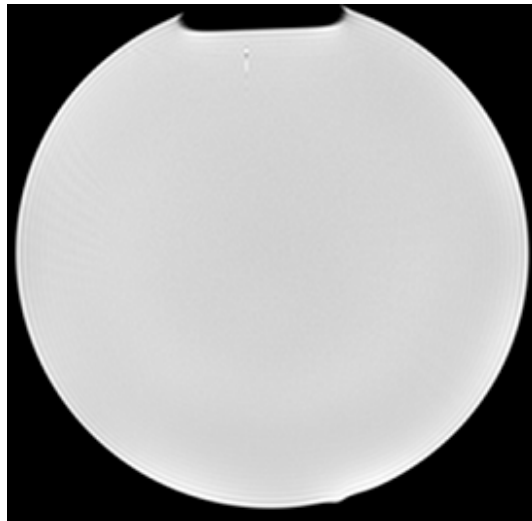
Fonte: Próprio autor (2024)

Figura 2.10 - Imagens de sequência gradiente-eco do fantoma esférico “*Spherical Phantom D170 4762311 K2200*” de 17 cm DVE para largura de banda máxima (A) e para largura de banda mínima (B) permitida pelo equipamento.



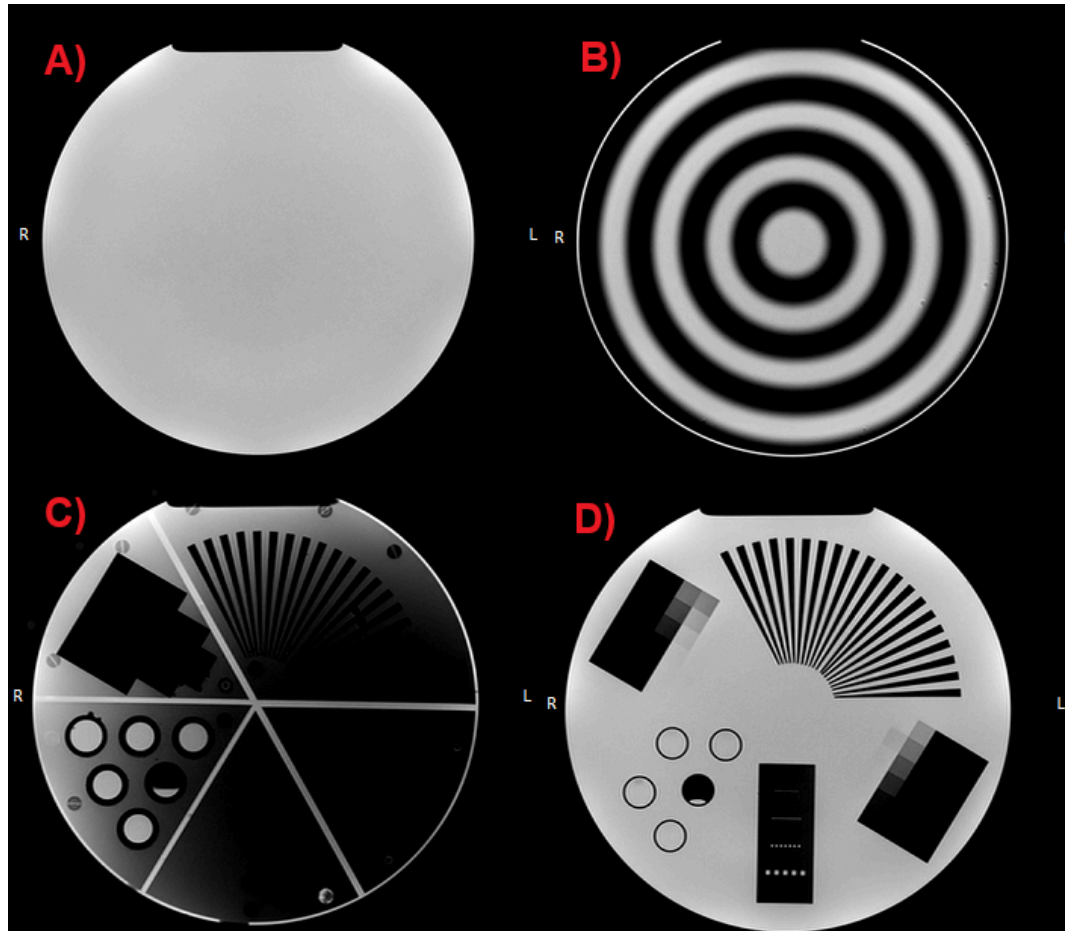
Fonte: Próprio autor (2024)

Figura 2.11 - imagem ilustrativa de sequências de spin-eco do fantoma esférico “*Spherical Phantom D170 4762311 K2200*” de DVE de 17 cm, com largura de banda típicas da rotina.



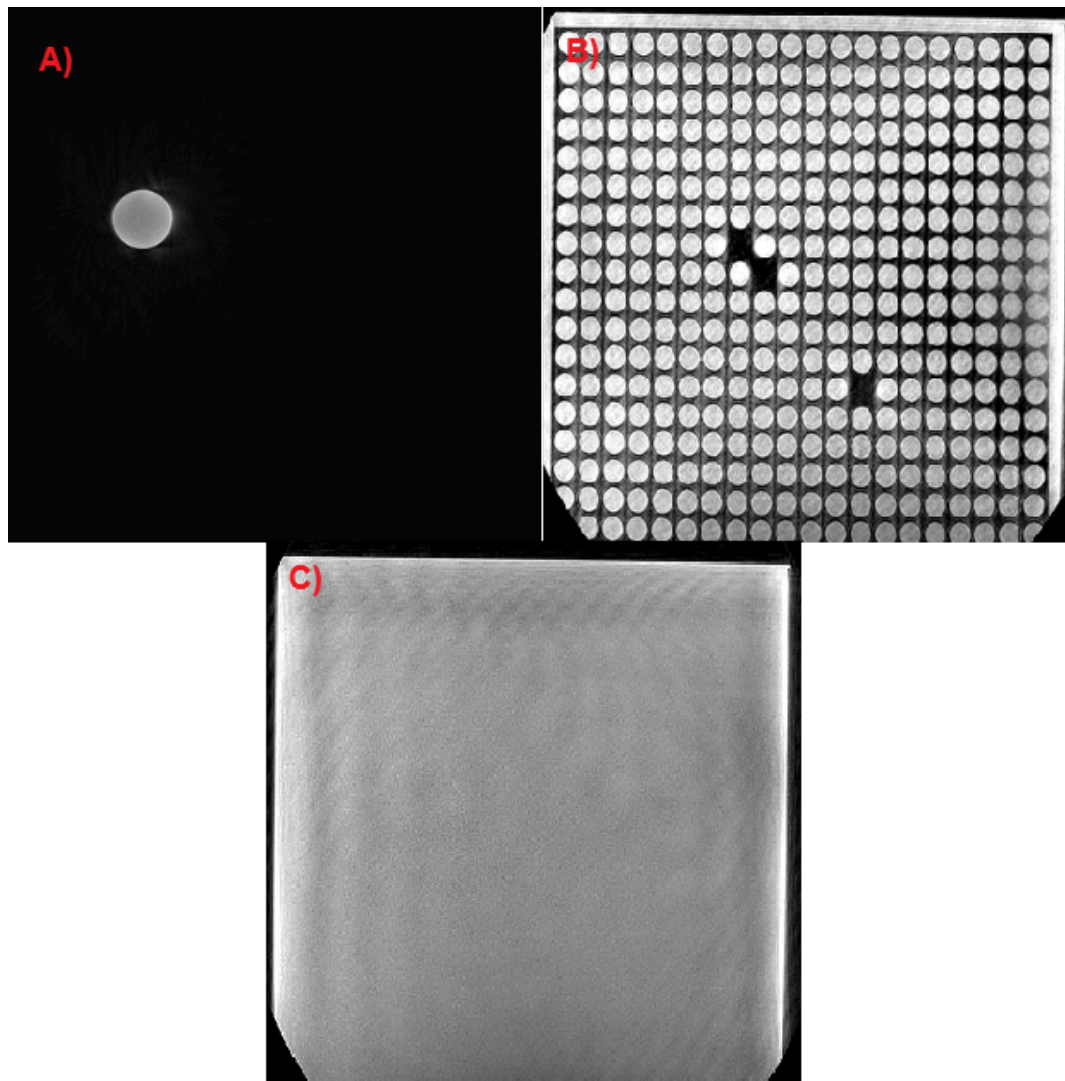
Fonte: Próprio autor (2024)

Figura 2.12 - Imagens das estruturas em quatro fatias a serem adquiridas do fantoma 76-903 para avaliação de um sistema de RM. As seções estão divididas em: de uniformidade (A); dos anéis cônicos concêntricos (B); das quatro linhas de alinhamento (C); e das estruturas de rampas de degraus dobradas, padrão estrela e bloco de resolução espacial (D).



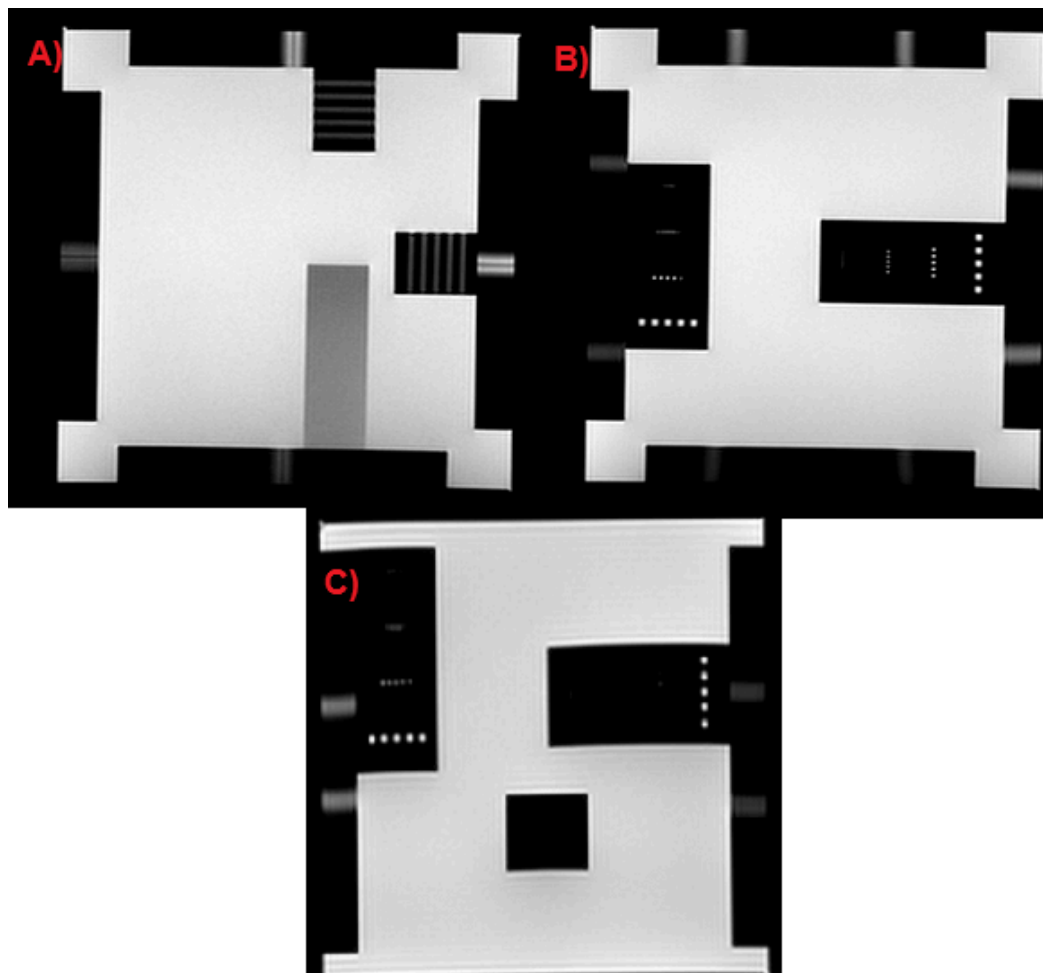
Fonte: Próprio autor (2024)

Figura 2.13 - Imagens das estruturas em três fatias a serem adquiridas do fantoma 76-907 para avaliação de um sistema de RM. As seções estão divididas em: cilindro externo de uniformidade (A); de uniformidade (B); e da grade (C).



Fonte: Próprio autor (2024)

Figura 2.14 - Imagens das estruturas em fatias representativas a serem adquiridas do fantoma 76-908 para avaliação de um sistema de RM. As seções estão divididas em: do centro do fantoma com o perfil central da rampa de 90°(A); da periferia do fantoma com o perfil da rampa de 90° e dos blocos de resolução espacial no plano axial nas duas direções de codificação, fase e frequência (B), e outra representativa do plano sagital (C).



Fonte: Próprio autor (2024)

3. RESULTADOS

3.1. TESTES DE ACEITAÇÃO E DE CONTROLE DE QUALIDADE EXIGIDOS PELA IN N°97

Os testes de aceitação e de controle de qualidade exigidos pela IN N°97 estão listados na Tabela 3.1. A tabela traz os 11 testes exigidos pela IN N°97 com as periodicidades e as tolerâncias definidas para cada um dos testes.

Os testes foram numerados seguindo a ordem em que cada um deles foi abordado nesta seção.

Tabela 3.1 - Testes de aceitação e de controle de qualidade para serviços de ressonância magnética.

Testes	Periodicidade	Tolerância
3.1.1. Teste de Frequência Central	Teste de aceitação, semanal e após reparo	Segundo especificações do fabricante
3.1.2. Visualização de artefatos	Teste de aceitação, semanal e após reparo	Segundo especificações do fabricante, ou de modo a não interferir na capacidade de avaliação da qualidade das imagens adquiridas no controle de qualidade.
3.1.3. Análise de imagem residual ("ghosting analysis")	Teste de aceitação, anual e após reparo	$RSR \leq 3\%$
3.1.4. Homogeneidade do campo estático	Teste de aceitação, anual e após reparo	Segundo especificações do fabricante, ou $\leq 2ppm$
3.1.5. Exatidão geométrica	Teste de aceitação, anual e após reparo	$\leq 2\%$ do valor nominal do simulador utilizado
3.1.6. Resolução espacial de alto	Teste de aceitação, anual e após reparo	Deve ser observado o padrão com as dimensões do pixel teórico
3.1.7. Exatidão da espessura de corte	Teste de aceitação, anual e após reparo	$\leq 15\%$
3.1.8. Exatidão da posição de corte	Teste de aceitação, anual e após reparo	$\leq 2mm$
3.1.9. Uniformidade	Teste de aceitação, anual e após reparo	Segundo especificações do fabricante
3.1.10. Razão sinal-ruído (RSR)	Teste de aceitação, anual e após reparo	Segundo especificações do fabricante
3.1.11. Verificação da blindagem de radiofrequência	Teste de aceitação e modificação na blindagem	Segundo especificação do fabricante

Fonte: Elaborado pelo autor (2024).

3.1.1. TESTE DE FREQUÊNCIA CENTRAL

3.1.1.1. Definição

Nas aquisições em RM é importante que o sistema esteja calibrado nas condições de ressonância. Nos equipamentos já existem protocolos específicos para calibração e, na maioria dos equipamentos, essa calibração é completamente automatizada [4]. Quando calibrado na frequência correta, encontramos bons resultados na Relação Sinal-Ruído (RSR), ou seja, uma redução do teste RSR é um indício de que a Frequência Central está fora do adequado [3,4]. A divergência na Frequência Central também reflete no campo magnético estático (B_0) [4].

A frequência central é a frequência de Larmor referente ao Hidrogênio submetido a um campo B_0 . Assim, para diferentes valores de B_0 , é necessário verificar se o equipamento está operando na frequência desejada [1,3]. Por exemplo, RM de 1,5 T deve operar com uma frequência central correspondente à frequência de Larmor que é de 63,87 MHz. A equação 3 demonstra a dependência da frequência central, $f_{central}$, pelo campo magnético estático, B_0 , e a razão giro magnético, γ_H . A equação de Larmor é dada por:

$$\omega_0 = \omega_{central} = \gamma B_0 \quad (1)$$

Onde:

$$\omega_{central} = f_{central} \cdot 2\pi \quad (2)$$

A frequência central para um equipamento de campo 1,5 T é dado por:

$$f_{central} = (\gamma_H / 2\pi) \cdot B_0 = 42,58 \text{ MHz/T} \cdot 1,5 \text{ T} = 63,87 \text{ MHz} \quad (3)$$

Onde:

- γ é a razão giromagnético

- $\gamma_H/2\pi$ é de 42,58 MHz/T para o hidrogênio.

Já os equipamentos de 3,0 T devem operar a uma frequência central de:

$$f_{central} = 42,58 \text{ MHz/T} * 3\text{T} = 127,74 \text{ MHz} \quad (4)$$

3.1.1.2. Objetivo

Verificar a frequência de Larmor relativa ao campo central (B_0), sendo a frequência de Larmor do elemento de referência dada pelo Hidrogênio (H_1).

3.1.1.3. Periodicidade

Teste de aceitação, semanal e após reparos.

3.1.1.4. Instrumentação

Uso de fantoma contendo solução própria para ressonância magnética, ou imagens da própria rotina.

3.1.1.5. Metodologia

Deve-se colocar um fantoma, de modo que seja possível adquirir as imagens do mesmo.

A maioria dos equipamentos possui uma forma de acessar a frequência central diretamente no software próprio ou pode estar registrado na própria imagem ou nas informações do próprio DICOM.

Se não for possível pegar a frequência central diretamente do sistema, deve-se obter uma imagem e, com a ajuda de um visualizador DICOM (exemplo: MicroDICOM ou ImageJ), deve-se abrir as informações da imagem e procurar pela informação da frequência central, disponível na DICOM tag (0080,0084).

No MicroDICOM é possível visualizar em View e depois DICOM Tags, ou pelo atalho CTRL+T e buscar a informação da frequência central como demonstrado na Figura 3.1.

No ImageJ é possível visualizar em *Show Info*, ou pelo atalho CTRL+I e buscar a informação da frequência central como demonstrado na Figura 3.2.

Figura 3.1 - Localização da frequência central no MicroDICOM de um equipamento de 1,5T.

(Group,El...	TAG Description	VR	V...	L...	Value
(0018,0015)	Body Part Examined	CS	1	6	BRAIN
(0018,0020)	Scanning Sequence	CS	1	2	SE
(0018,0021)	Sequence Variant	CS	1	2	SS
(0018,0022)	Scan Options	CS	1	6	OTHER
(0018,0023)	MR Acquisition Type	CS	1	2	2D
(0018,0050)	Slice Thickness	DS	1	2	5
(0018,0080)	Repetition Time	DS	1	16	2000.00024414062
(0018,0081)	Echo Time	DS	1	2	50
(0018,0083)	Number Of Averages	DS	1	2	1
(0018,0084)	Imaging Frequency	DS	1	10	63.886928
(0018,0085)	Imaged Nucleus	SH	1	2	1H
(0018,0086)	Echo Numbers	IS	1	2	1
(0018,0087)	Magnetic Field Strength	DS	1	4	1.5
(0018,0088)	Spacing Between Slices	DS	1	2	10
(0018,0089)	Number Of Phase Encoding Steps	IS	1	4	255
(0018,0091)	Echo Train Length	IS	1	2	1
(0018,0093)	Percent Sampling	DS	1	10	99.609375
(0018,0094)	Percent Phase Field Of View	DS	1	4	100
(0018,0095)	Pixel Bandwidth	DS	1	2	42
(0018,1000)	Device Serial Number	LO	1	6	87221
(0018,1010)	Secondary Capture Device ID	LO	0	0	
(0018,1016)	Secondary Capture Device Manuf...	LO	0	0	
(0018,1018)	Secondary Capture Device Manuf...	LO	0	0	
(0018,1019)	Secondary Capture Device Softwa...	LO	0	0	

Fonte: próprio autor (2024)

Figura 3.2 - Localização da frequência central no ImageJ de um equipamento de 3T.

Info for imagem1.dcm	
File	Edit Font
0018,0021 Sequence Variant: SPVOSP	
0018,0022 Scan Options:	
0018,0023 MR Acquisition Type: 2D	
0018,0024 Sequence Name: *f12d1	
0018,0025 Angio Flag: N	
0018,0050 Slice Thickness: 6.5	
0018,0080 Repetition Time: 687	
0018,0081 Echo Time: 11	
0018,0083 Number of Averages: 1	
0018,0084 Imaging Frequency: 123.272381	
0018,0085 Imaged Nucleus: 1H	
0018,0086 Echo Numbers(s): 1	
0018,0087 Magnetic Field Strength: 3	
0018,0088 Spacing Between Slices: 13	
0018,0089 Number of Phase Encoding Steps: 333	
0018,0091 Echo Train Length: 1	
0018,0093 Percent Sampling: 80	
0018,0094 Percent Phase Field of View: 100	
0018,0095 Pixel Bandwidth: 355	
0018,1000 Device Serial Number: 40831	
0018,1020 Software Versions(s): syngo MR B19	
0018,1030 Protocol Name: AX T1	
0018,1251 Transmitting Coil: Body	
0018,1310 Acquisition Matrix: 320 0 0 256	

Fonte: próprio autor (2024)

3.1.1.6. Cálculo e análise dos resultados

A análise se dá comparando a frequência de base do próprio fabricante, a frequência teórica e a frequência encontrada.

3.1.1.7. Tolerância

Segundo especificações do fabricante.

3.1.1.8. Ações corretivas

Deve-se entrar em contato com o engenheiro ou técnico responsável.

3.1.2. VISUALIZAÇÃO DE ARTEFATOS

3.1.2.1. Definição

As fontes de artefatos são muitas e podem ter diferentes origens. As mais comuns são de origem: da amostra (tecido ou movimento), do próprio aparelho, da sequência utilizada ou do processamento [3].

Do aparelho, pode-se citar os seguintes exemplos:

- Deformação geométrica (por conta da inhomogeneidade do campo estático (B_0), inhomogeneidade do campo de gradiente, e da codificação da sequência de gradiente) [3];
- Interferência de RF de fora do aparelho [3];
- Erros de codificação de fase que geram imagens fantasmas, que aparecem como múltiplas imagens[3];
- Erros DC- “offset”, provenientes do canal de recepção do equipamento, que geram linhas ou pixels com intensidades muito altas e/ou muito baixas no centro da matriz [3];
- Erros de saturação do receptor [3];
- Desfoque de imagem inadequado [3];
- Artefato de truncamento; entre outros [3].

Artefatos do tipo “zíper” central ou imagens fantasmas podem indicar uma calibração incorreta do subsistema de RF, devendo assim ter que verificar a codificação de fase do sistema [3].

Imagens fantasmas que aparecem na direção oposta da imagem em relação ao centro, se deve a erros de transmissor de quadratura [3]. Os fantasmas originários do erro de receptor de quadratura adquiridos devem aparecer de cabeça para baixo e invertidos em relação às imagens dos fantasmas que estão sendo imageados, ou seja, o objeto no canto superior esquerdo aparecerá como um fantasma no canto inferior direito [4].

As imagens fantasmas são representações de baixa intensidade de sinal de estruturas da própria imagem de RM que são deslocadas na direção da codificação de fase. Podem ser causadas por más conexões de RF ou de movimento [3,4]. Artefatos fantasmas também são discutidos na Seção 3.1.3.

Linhas ou pixels com intensidades muito altas ou baixas se devem a diferentes aquisições [3,4]:

- 1 . Linhas brilhantes podem ser de corrente de deslocamento [3,4].
2. Os artefatos do tipo “zíper” podem ser causados em sequências de spin-eco devido à magnetização transversal produzida pela excitação imperfeita do corte do pulso de refocagem de 180° [3,4].
3. Erros de deslocamento DC- “offset” normalmente podem aparecer como um único pixel brilhante (às vezes como um pixel escuro, se tiver ocorrido excesso no processamento de imagem) no centro da matriz da imagem [3,4].

3.1.2.2. Objetivo

Avaliar de forma qualitativa e quantitativa os artefatos nas imagens adquiridas.

3.1.2.3. Periodicidade

Teste de aceitação, semanal e após reparos.

3.1.2.4. Instrumentação

Os artefatos devem ser avaliados pelas imagens axiais geradas em sequências ponderadas em T1, em sequências Spin-Eco, do fantoma esférico, do modelo 76-903, do modelo 76-907 e do modelo 76-908.

3.1.2.5. Metodologia

As imagens sugeridas devem ser obtidas com as bobinas de volume, de abdome, entre outras bobinas e podem ser adquiridas com o fantoma esférico de uniformidade, o 76-903, o 76-907 e o 76- 908, em sequência ponderada em T1 nos protocolos já mencionados. Deve-se adquirir junto aos outros testes de imagens da região de uniformidade, da seção de aneis cônicos concêntricos, entre as outras imagens [12, 13].

Para a análise de distorção geométrica e imagens fantasmas devem ser realizados testes específicos sugeridos neste documento, ou por meio de documentos validados por órgãos competentes.

Na imagem adquirida do fantoma 76-907 deve ser analisado o sinal do cilindro preso externo ao fantoma e a análise se dá na região circunvizinha onde a existência ou ausência de artefatos pode ser testada (Figura 3.3). A imagem permite avaliar a possível ausência ou presença de erro de quadratura, ou seja, se tiver algum erro de fase em quadratura, será visível uma outra circunferência fantasma no canto inferior direito da imagem [13].

Para a análise de transmissor de quadratura, codificação de fase e DC-"offset" o cilindro deve ser posicionado no isocentro do equipamento [13].

3.1.2.6. Cálculo e análise dos resultados

A visualização de artefatos é feita pela análise qualitativa e quantitativa das diferentes imagens adquiridas. Tais imagens têm padrões que devem ser conhecidos pelo avaliador de modo a perceber irregularidades nas mesmas. Podemos visualizar os aneis cônicos concêntricos que são estruturas circulares cortadas em ângulo de 45° no fantoma 76-903 (Figuras 3.3 e 3.5.A.), como também outras imagens adquiridas nas outras aquisições [12]. Assim, qualquer diferença que apareça na imagem que não faça parte do objeto original é um artefato.

Na Figura 3.5 é possível visualizar imagens adquiridas do fantoma de modelo 76-903 na região de aneis cônicos concêntricos apresentando uma imagem normal (Figura 3.5.A.) e uma com erro de *Aliasing* ou dobradura (Figura 3.5.B). *Aliasing* é apresentado como um erro na direção de codificação de fase. A imagem à esquerda (Figura 3.5.A.) é uma imagem adquirida com um FOV muito maior que a seção do objeto. A imagem à direita (Figura 3.5.B) apresenta *Aliasing* por conta de um FOV menor que a seção do objeto.

O manual da ACR [4] sugere o ajuste das janelas de exibição e o nível em cada fatia, de modo a mostrar toda gama de valores de pixel da imagem. Esse ajuste facilita a visualização das imagens fantasmas de acordo com as regiões claras e escuras, sendo que regiões em escalas de cinza podem servir como referência visual [4].

A Figura 3.3 mostra a seção transversal da parte cônica do fantoma. Se as proporções estão corretas, assim como a uniformidade na espessura das fatias (que é representada pelas larguras uniformes de escuro e claro), isso indica que não há distorção geométrica. As distorções na circunferência podem ser devido a não uniformidade do campo magnético principal [12].

Figura 3.3 - Diâmetro de inundação de 202 mm, 4 rampas a 45°



Fonte: Fluke Corporation (2005).

Para quantificar os erros de codificação (E) de fase, deve-se obter o valor médio da Região de Interesse (*Region of Interest* - ROI) com o artefato fantasma (G) pela porcentagem da ROI sem o Artefato (T):

$$E = ((T - G)/T) \times 100\% \quad (10)$$

Erros de deslocamento DC- “offset” são avaliados visualmente.

Os erros do receptor e do transmissor de quadratura (E) devem ser avaliados usando a fatia central da sequência do fantoma no isocentro e para as bobinas de abdome pode-se verificar a imagem que permite avaliar possível ausência ou presença de erro de quadratura, ou seja, se tiver algum erro de fase em quadratura,

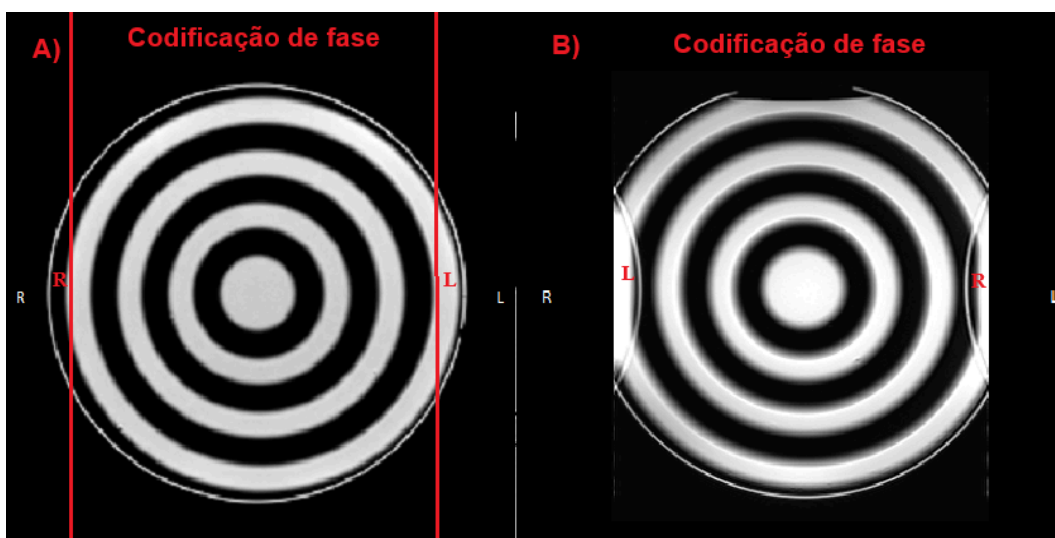
será visível uma outra circunferência fantasma no canto inferior direito da imagem (Figura 3.4) [13]. “E” deve ser quantificado como na equação 10.

Figura 3.4 - Imagem do fantoma de modelo 76-907, para avaliação do sinal produzido pelo cilindro externo.



Fonte: próprio autor (2024).

Figura 3.5 - Imagens adquiridas do fantoma de modelo 76-903 na região de anéis cônicos concêntricos apresentando uma imagem normal e uma com erro de Aliasing ou dobradura. A imagem à esquerda (A) é uma imagem adquirida com um FOV muito maior que a seção do objeto. A imagem à direita (B) apresenta Aliasing por conta de um FOV menor que a seção do objeto.

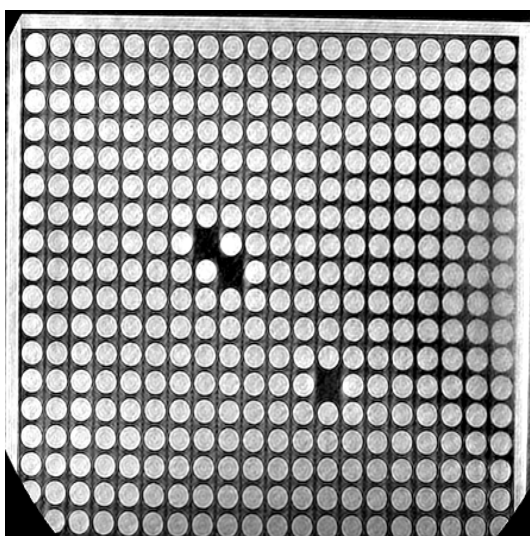


Fonte: Próprio autor (2024).

Pela seção da grade do fantoma 76-907 (Figura 3.6) é possível avaliar a linearidade geométrica (distorção), verificar se os pontos estão dispostos

linearmente, deslocados um em relação ao outro, e com dimensionamento correto ao longo da matriz da grade imageada. Três células da matriz são usadas para se ter como referência. O fantoma deve ocupar no mínimo 60% do campo de visão, podendo assim verificar qualquer existência de artefato em qualquer parte do quadrante da imagem [13].

Figura 3.6 - Ilustração da seção da grade do fantoma modelo 76-907 que pode ser usado para avaliar a linearidade geométrica (distorção) e artefatos ao longo do FOV.



Fonte: Próprio autor (2024).

3.1.2.7. Tolerância

Segundo a especificação do fabricante, ou de modo a interferir na capacidade de avaliação da qualidade das imagens adquiridas no controle de qualidade.

Pela recomendação da AAPM report nº100 (2010), o “E” deve estar abaixo de 5%.

3.1.2.8. Ações corretivas

Quando observado artefatos, deve-se fazer os registros dos mesmos e notificar, caso necessário, o engenheiro ou responsável técnico do equipamento.

3.1.3. ANÁLISE DE IMAGEM RESIDUAL (“GHOSTING ANALYSIS”)

3.1.3.1. Definição

A evolução das bobinas de RF para IRM sempre esteve em busca de maximizar a uniformidade da imagem (U) e melhorar a Relação Sinal-Ruído (RSR), pois a geração da imagem de partes do corpo dentro do volume de bobinas específicas é mais eficiente. Bobinas de RF produzem excitações e recepções mais uniformes do sinal de RM e amplificam a resposta do sinal [4].

Junto com os testes de porcentagem de uniformidade de imagem (PIU) e a RSR, a porcentagem de artefato fantasma (PAF) pode ser uma medida usada para qualificar as bobinas de volume de RF [4].

O artefato “Ghosting” se dá normalmente por conta de instabilidades do sinal das bobinas de RF. Tal artefato (como já discutido anteriormente) é geralmente observado na direção de codificação de fase [3, 4].

O teste de análise de imagem residual (“*Ghosting analysis*”) procura, por meio de uma medida percentual, avaliar a formação de artefatos fantasmas nas aquisições, podendo medir o nível de sinal de uma imagem fantasma em porcentagem.

3.1.3.2. Objetivo

Definir uma metodologia de teste para medir a porcentagem de artefato fantasma de um sistema de bobinas de RF.

3.1.3.3. Periodicidade

Teste de aceitação, anual e após reparos.

3.1.3.4. Instrumentação

Qualquer fantoma homogêneo, ou uma fatia homogênea de um fantoma, pode ser usado para esse teste.

3.1.3.5. Metodologia

Deve-se posicionar a bobina de RF, de volume e de corpo, no sistema de RM. Colocar o fantoma de uniformidade com a orientação que simule a posição de interesse do corpo clínico, geralmente, no centro da bobina a ser avaliada.

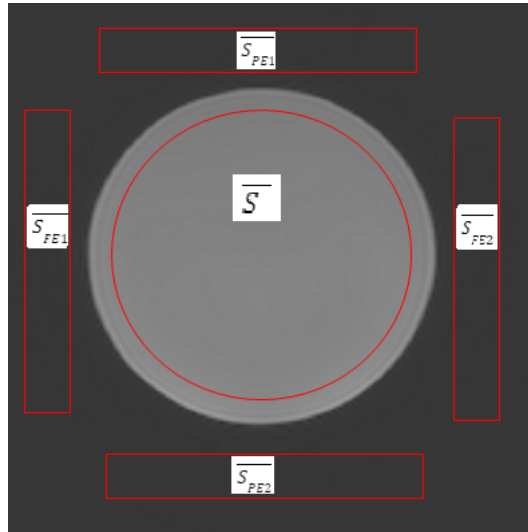
Deve-se verificar a posição relativa do fantoma ao centro do magneto por meio do sistema de luzes de posicionamento, sempre verificando a geometria da bobina.

Deve-se fazer uma imagem do centro do fantoma de uniformidade, e a partir da imagem, fazer as medidas e cálculos referentes ao teste.

3.1.3.6. Cálculo e análise dos resultados

Para o cálculo da porcentagem de imagem fantasma, usando a fatia de imagem homogênea, o report n°100 da AAPM (2010) recomenda que deve-se pegar o sinal médio ($\overline{S}$) de uma ROI grande (maior que 75% da área da seção transversal) da imagem do fantoma (Figura 3.7), assim como os valores dos sinais médios do fundo na direção da codificação de frequência (*frequency-encoding* - $\overline{S}_{FE1}$ e $\overline{S}_{FE2}$) e dois valores dos sinais médios da codificação de fase (*phase-encoding* - $\overline{S}_{PE1}$ e $\overline{S}_{PE2}$) [4], conforme mostrado na Figura 3.7 abaixo.

Figura 3.7 - esquematização para realização das medidas dos sinais na direção de codificação da frequência ($\overline{S_{FE1}}$ e $\overline{S_{FE2}}$), da direção de fase ($\overline{S_{PE1}}$ e $\overline{S_{PE2}}$) e do sinal médio ($\overline{S}$) para um fantoma homogêneo esférico.



Fonte: próprio autor (2024).

A medida da porcentagem de artefato fantasma é dada pela seguinte equação:

$$PAF = \left(\frac{(\overline{S_{FE1}} + \overline{S_{FE2}}) - (\overline{S_{PE1}} e \overline{S_{PE2}})}{2 \times \overline{S}} \right) \times 100 \quad (11)$$

A análise é feita comparando o resultado obtido pela equação 11 com o nível de tolerância. O valor deve estar abaixo do nível de tolerância.

3.1.3.7. Tolerância

A PAF deve ser $\leq 3\%$.

3.1.3.8. Ações corretivas

Após verificar que a existência de artefatos do tipo *Ghosting*, pela análise quantitativa, está acima do nível de tolerância, deve-se entrar em contato com o engenheiro ou técnico responsável pelo equipamento.

3.1.4. HOMOGENEIDADE DO CAMPO ESTATICO

3.1.4.1. Definição

A homogeneidade do campo magnético (H_B) está relacionada com a variação do campo magnético principal (B_0) ao longo de um diâmetro volumétrico esférico (DVE). Assim, pequenas variações no B_0 , ao longo desse diâmetro esférico, remete a uma boa H_B . Isso resulta em imagens com poucas distorções geométricas e sem maiores larguras significativas das linhas espectrais nas medidas de espectroscopia de ressonância magnética (ERM) [3, 4].

Em ótimos valores de H_B , ao aplicar o pulso de excitação de RF sem gradientes de imagem, a Transformada de Fourier (TF) resultante do sinal será próximo a um delta de Dirac e centrado na frequência central (um pico único). No entanto, quando há dispersão do pico, resulta em um alargamento na metade do máximo de largura total (*full-width half-maximum*, FWHM) [3, 4].

Em sistemas com B_0 de alta intensidade, a não uniformidade de B_0 pode trazer problemas em obter uma supressão uniforme de gordura. Além disso, ela também pode trazer distorções geométricas das imagens (em especial em sistemas de B_0 de baixa intensidade), não uniformidade do sinal da imagem, aumento de artefatos e redução da relação sinal-ruído (RSR) em algumas sequências rápidas [3, 4].

A não uniformidade do campo magnético se deve a diferentes fatores, desde imperfeições na fabricação do magneto, perturbação do campo B_0 por estruturas ferromagnéticas externas, ou a presença de um volume dentro do campo (objeto, ou uma pessoa) e do grau em que as influências acima possam ser compensadas por um ajuste (*shim*) do magneto e/ou bobinas de gradiente [3, 4].

Segundo a ACR (2015), as sequências mais sensíveis ao B_0 são técnicas de imagem por gradiente-eco (GRE) e aquisição de imagem por eco-planar, sendo as imagens por GRE mais adequadas para testes de H_B , pois podem se obter mais informações espaciais sobre o campo magnético [3, 4].

Esse teste para ACR (2015), sugere-se que imagens por spin-eco não devem ser usadas, pois, ao gerar o spin-eco, o pulso de 180° inverte e elimina qualquer não uniformidade do B_0 [3, 4].

Na literatura (AAPM, ACR, NEMA), a homogeneidade do B_0 pode ser uma medida em partes por milhão (ppm) da variação do campo magnético ou em unidade de frequência (Hz), sendo que esta última reflete a variação na frequência de Larmor ao longo do DVE [3, 4].

Existem algumas metodologias para quantificar a H_B , entre elas temos: o método de pico espectral, o método de diferença de largura de banda, o método de mapa de fase com um único valor do Tempo ao Eco (TE) e o método de diferença de fase para diferentes valores de TE, entre outros. Neste trabalho, são abordados os métodos de pico espectral e de diferença de largura de banda por se tratarem de métodos rápidos e mais acessíveis na maioria dos sistemas de RM. O método de diferença de fase também é apresentado, porém, como se trata de um método que depende do acesso a determinadas ferramentas pelo usuário, é preciso verificar sua viabilidade [3, 4].

A avaliação direta de H_B pela análise espectroscópica é utilizado porque as diferentes interações de spin-spin trarão picos espectrais mais largos quanto maior for a não uniformidade do campo. Essa avaliação traz uma medida global da H_B , o que não permite avaliar a H_B em cada direção e sim em apenas uma região limitada do DVE, tornando-se um método pouco preciso. A vantagem dela está na rapidez e na simples execução [3, 4].

O método da técnica de mapeamento de fases se utiliza de uma ou duas imagens de mapa de fase direcionais de gradiente-eco. Uma forma de análise se dá pela análise pixel a pixel da reconstrução de uma imagem de fase. Por essa reconstrução, analisa-se a diferença entre as frequências de precessão em relação à frequência central. Com essa diferença é possível construir um mapa das mudanças no campo magnético [3, 4].

No mapeamento de fase, algumas variações de fase causadas por outras fontes de erro não são afetadas quando há alteração no TE, o que permite maior precisão ao utilizar subtração de dois mapas de fases de TE diferentes, com uma diferença de TEs pequenos (alguns milissegundos). Com isso, há uma maior

precisão no valor de H_B , resultando em diferenças de fases proporcionais à variação do campo magnético e das diferenças nos tempos de eco [3, 4].

No teste de mapa de fase, há outros fatores que podem causar variações espaciais de fase, além das diferenças do B_0 , o que torna o método pouco preciso. Além disso, o equipamento avaliado deve disponibilizar de técnicas de reconstrução de imagem de fase, algoritmos de mapeamentos de fase e meios para calcular as diferenças de imagens [4, 10].

A H_B é calculada pela seguinte equação:

$$H_B (ppm) = \Delta\phi (rad) / (\gamma (Hz/mT) \cdot B_0(T) \cdot (TE_1 - TE_2) (ms)) \quad (12)$$

Onde:

- $\Delta\phi$ é a diferença de fase encontrada na subtração das imagens (rad);
- γ é a razão giromagnético do hidrogênio (42,576 Hz/mT);
- $(TE_1 - TE_2)$ é a diferença dos TE usados para adquirir as imagens em (ms).

Já o método da diferença de largura de banda foi proposto por Chen et al [11, 4] para avaliar a homogeneidade em sistemas que não se tem acesso a imagens de fase ou gráficos de espectroscopias. Este método leva em conta distorções espaciais provocadas pela não uniformidade do campo e da intensidade do gradiente. Dado que o campo de visão (FOV) na direção de codificação de frequência (FOV_x) e a intensidade do gradiente de codificação de frequência (G_x) são funções da largura de banda do receptor (BW_x) (equação 13), é possível estimar a H_B comparando a distorção espacial ($d_1 - d_2$) observada no mesmo FOV_x para aquisições de largura de banda pequena e grande (Figura 3.6) [4, 10].

Dado que:

$$G_x = \frac{2\pi}{\gamma} \left(\frac{BW_x}{FOV_x} \right) \quad (13)$$

Onde:

- γ é a razão giromagnético do hidrogênio

A equação da não uniformidade do campo magnético em ppm é estimado por:

$$H_{B0}(ppm) = \frac{BW_1 \times BW_2 \times (d_1' - d_2')}{\gamma \times B_0 \times FOV_x \times (BW_1 - BW_2)} \quad (14)$$

Onde:

- BW_1 é a menor largura de banda disponível do receptor (Hz).
- BW_2 é a maior largura de banda disponível do receptor (Hz).
- $(d_1 - d_2)$ é a distorção espacial (mm) medida na direção da codificação de frequência.
- FOV_x é o FOV na direção de codificação de frequência (mm).

Assim, por meio desse método, é possível verificar a H_B nas três direções do equipamento, podendo ser usado em quase todos os sistemas de RM. Porém, esse método requer múltiplas aquisições, múltiplas medições e vários cálculos que podem ser planilhados. O método da diferença da largura de banda é válido apenas se os campos de gradientes estiverem calibrados [4, 10].

3.1.4.2. Objetivo

Apresentar metodologias de testes para avaliar a Homogeneidade do Campo Magnético Principal (H_B).

3.1.4.3. Periodicidade

Teste de aceitação, anual e após reparo.

3.1.4.4. Instrumentação

Utilizar um fantoma esférico e uniforme com um volume esférico especificado pelo fabricante ou um fantoma específico para experimentos de espectroscopia. Recomenda-se que o diâmetro dos fantasmas sejam próximos ao diâmetro do volume sensível (DVS) do sistema de RM. Para esse teste foram usados os fantasmas “*Spherical Phantom D170 Spectr. 1H 7576577 K2180*” e “*Spherical Phantom D170 4762311 K2200*” descritos na Seção 2.2.

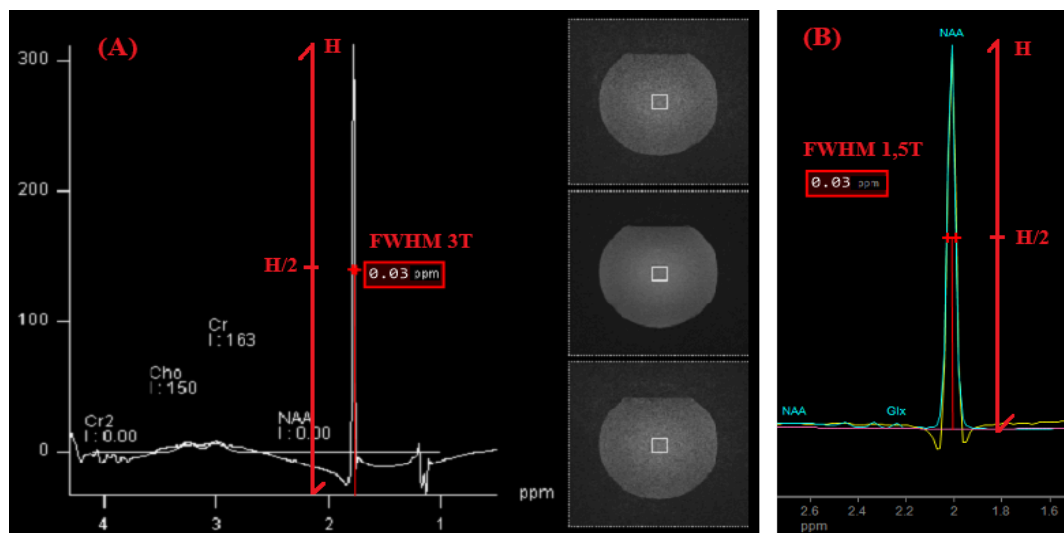
3.1.4.5. Metodologia

A) Método de pico espectral

Deve-se posicionar o fantoma de espectroscopia ou um fantoma esférico e uniforme na região central do magneto. Com a sequência de imagens de localização é sugerido selecionar um voxel no centro da esfera para se obter o gráfico do espectro da amostra no centro do fantoma como mostrado no lado direito da Figura 3.8.A. A resolução de frequência deve ser menor que a largura de pico esperado [4, 10].

Com o gráfico, deve-se medir o FWHM do pico Espectral como mostrado na Figura 3.8. O FWHM é usado para fazer a avaliação da H_B [4, 10].

Figura 3.8 - Imagens ilustrativas das espectroscopias realizadas com um fantoma esférico de espectroscopia de um dos fabricantes do sistema de RM disponível no setor de ressonância do hospital. Espectroscopias realizadas em um equipamento de 3 T com os localizadores nos três planos (lado direito) (A) e de 1,5 T (B) do fantoma, Modelo D170 Spherical Phantom Closed MRI. As espectroscopias foram obtidas em escalas de pixels e calibradas utilizando a escala do eixo x em ppm. As medidas do FWHM (ppm) ficaram próximas de 0,03 ppm.



Fonte: próprio autor (2024).

B) Método de mapeamento de fases

Deve-se fazer uma ou duas imagens de mapa de fase do fantoma de homogeneidade. Com ferramentas e uma metodologia disponibilizadas pelo fornecedor é possível fazer o mapeamento de uma imagem, ou pela subtração das

duas imagens. Este teste é realizado de forma eficiente e precisa, seguindo a metodologia fornecida pelos fabricantes [4, 10].

C) Método de Diferença de Bandwidth:

Deve-se posicionar o fantoma esférico no centro do Magneto. Para aquisição das imagens, podem ser usados Protocolos de Gradiente Echo (as técnicas de spin-eco não podem ser usadas, pois os pulsos de 180° invertem e eliminam qualquer efeito de não uniformidade). Adquire-se um par de imagens do centro do fantoma de modo que a primeira aquisição tenha a maior largura de banda (BW_2) e a segunda com a menor largura de banda (BW_1) permitidas pelo sistema de RM. Três pares de imagens devem ser adquiridas mudando as codificações de frequência ao longo dos eixos x, y e z da RM [4, 10].

A BW no sistema pode ser expressa em Hz, em Hz/pixel ou em função de deslocamento de água-gordura (*fat-water-shift*, FWS). Dependendo de como está sendo apresentado no sistema, é preciso transformar para unidade de Hz [4,18].

Para converter largura de banda por pixel (Hz/pixel) para largura de banda em Hz é preciso multiplicar o valor Hz/pixel pelo número de pixels na direção de frequência. Exemplo: se BW for 125 Hz/pixel e a matriz de 256 x 256, largura de banda para o FOV completo é: $BW = 125 \times 256 = 32.000$ Hz [4, 18].

Para converter FWS expresso em pixel para Hz é necessário usar a seguinte relação:

$$BW(kHz) = f_{B0} \cdot Matriz_{freq} / WFS(pixel) \quad (15)$$

f_{B0} é um fator de conversão proporcional a diferença de frequência entre a gordura e a água (fat and water, FD) e o campo aplicado, $f_{3T} = 0,22$, $f_{1,5T} = 0,11$ e $f_{1,0T} = 0,074$ [18].

3.1.4.6. Cálculo e análise dos resultados

A) Método de pico espectral

Os picos espectrais podem ser mostrados tanto na unidade de Hz, como diretamente em ppm [4, 10].

Para FWHM medidos em Hz, deve-se usar a equação de Larmor de modo a converter em ppm, essa conversão é dada por [4, 10]:

$$FWHM(ppm) = \frac{FWHM(Hz)}{42.576(Hz/T) \times B_0} \quad (16)$$

B_0 deve ser o valor teórico do equipamento avaliado.

O valor FWHM (ppm) deve definir o valor da não uniformidade e deve estar dentro dos limites de tolerâncias.

B) Método de mapeamento de fases

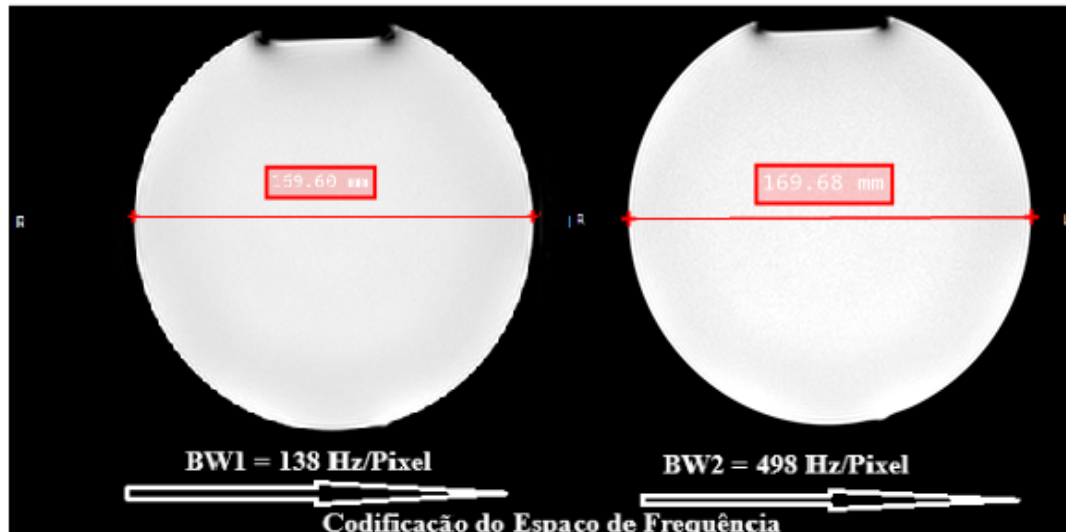
Com os valores encontrados no mapeamento de fase pelo sistema de ressonância, deve-se aplicar as medidas encontradas na equação 12.

A análise se dá verificando se o valor de H_B está dentro dos limites esperados.

C) Método de Diferença de Bandwidth (BW):

A H_B pelo método de diferença de BW é dada pela equação 14 e deve ser estimado pelos valores nominais das aquisições para cada direção de frequência e com as diferenças ($d_1 - d_2$) encontradas nas avaliações das imagens adquiridas nas três direções como ilustrado na Figura 3.9. As medidas encontradas em ppm devem estar abaixo dos limites de tolerância.

Figura 3.9 - Imagens de um fantoma esférico de uniformidade, adquiridas em um equipamento de 1,5 T, com matriz 256 x 256, com larguras de banda de 138 Hz/pixel (esquerda) e 498 Hz/pixel (direita) e FOV de 25 cm. A avaliação da homogeneidade pelo método de diferença de largura de banda se dá por meio da diferença da distorção encontrada em um objeto esférico na maior largura de banda (BW_1), à direita, e pela menor largura de banda (BW_2), à esquerda. A avaliação se dá aplicando a diferença das medidas dos diâmetros encontrados na direção do espaço de frequência. As larguras de banda estão em Hz/pixel e deve ser calculado Hz.



Fonte: próprio autor (2024).

3.1.4.7. Tolerância

O H_B deve estar de acordo com a especificação do fabricante ou estar ≤ 2 ppm.

3.1.4.8. Ações corretivas

A não uniformidade de campo magnético deve ser medido com ferramentas mais precisas como sondas de campo magnético. Com essas novas medidas o engenheiro pode fazer as correções adequadas.

3.1.5. EXATIDÃO GEOMÉTRICA

3.1.5.1. Definição

Na Ressonância magnética, deve-se assumir relações geométricas precisas e contrastes condizentes com as dos tecidos para diferentes sequências. Os fatores de escalas de gradientes calibrados e um campo magnético homogêneo são imprescindíveis para uma boa exatidão geométrica [1, 3].

A causa mais comum de falha é quando um ou mais gradientes estão mal calibrados. Gradientes mal calibrados podem fazer com que as imagens pareçam mais longas ou mais curtas do que realmente são. As falhas podem vir também do uso de uma largura de banda muito baixa, o que pode levar ao ponto em que as heterogeneidades do campo magnético se manifestam com distorções espaciais na imagem [4].

Além disso, podem haver distorções por conta da simples presença do objeto a ser imageado (efeito de suscetibilidade magnética), pois o mesmo pode provocar distorções no campo magnético que, por sua vez, pode gerar erros induzidos por hardware, gerando imagens distorcidas em sua geometria original. As distorções geométricas também podem se dar por efeitos de correntes parasitas [16] .

3.1.5.2. Objetivo

Fornecer uma metodologia de teste padrão para medir a exatidão geométrica, ou distorção geométrica, de um sistema de RM por meio de uma verificação das dimensões registradas nas imagens adquiridas.

3.1.5.3. Periodicidade

Teste de aceitação, anual e após reparos.

3.1.5.4. Instrumentação

Para análise da exatidão geométrica, verifica-se as dimensões do fantoma 76-903 nas imagens da seção dos anéis cônicos concêntricos e as dimensões do fantoma esférico de uniformidade.

Outros fantasmas podem ser usados. A NEMA (MS-2008) [16] recomenda que:

- Para a bobina de RF de cabeça seja utilizado um fantoma de diâmetro do volume esférico (dvs) de, no mínimo, 10 centímetros centralizado na bobina;
- Para a bobina de RF de corpo seja utilizado um fantoma de diâmetro do volume esférico (dvs) de, no mínimo, 20 centímetros centralizado na bobina;
- O fantoma deve ter um perímetro bem definido e uma série de anéis, furos, pinos ou outras bordas que seguem o perímetro da área de interesse;
- O fantoma deve ter no mínimo o dobro da espessura da fatia usada na aquisição.

3.1.5.5. Metodologia

A aquisição deve seguir a sequência sugerida pelo padrão ACR (2015) [4] e sequências típicas da rotina para o fantoma 76-903 e os padrões usados para os testes de uniformidade para o fantoma esférico.

As condições de varreduras devem ser as seguintes [12] :

- Fantoma centralizado na bobina de RF [12];
- Temperatura ambiente na faixa de $22 \pm 4^\circ\text{C}$ [12] ;
- Sequência de aquisição Spin Eco [12];
- TE (tempo ao eco) e TR (tempo de repetição) dentro da faixa clínica [12];
- Fatia única centrada no isocentro [12];
- Campo de visão da aquisição com dimensões de pixel ≤ 1 por cento da dimensão máxima [12];
- Espessura da fatia ≤ 10 mm [12];
- Codificação de pixels quadrados, com mesmas resoluções de frequência e de fase [12].

Com o fantoma posicionado no volume da bobina a ser avaliada e na direção correta de varredura (axial, coronal ou transversal), deve-se realizar as aquisições seguindo os protocolos sugeridos e, em seguida, deve-se avaliar as imagens adequadamente.

3.1.5.6. Cálculo e análise dos resultados

As medidas geométricas devem ser realizadas nas três direções da fatia do fantoma 76-903 e do fantoma esférico. Para o fantoma de modelo 76-903, a medida de inundação é de 202 mm. Para os demais fantasmas, as medidas das distâncias reais devem ser conhecidas de modo a usar a equação abaixo (Equação 17) para avaliação da exatidão geométrica.

Com a imagem obtida do controle de qualidade deve-se traçar retas nas três (ou mais) direções do plano da imagem, buscando as extremidades conhecidas do fantoma (como ilustrados nas Figuras 3.10, 3.11 e 3.12) [16], obter os valores e calcular a exatidão.

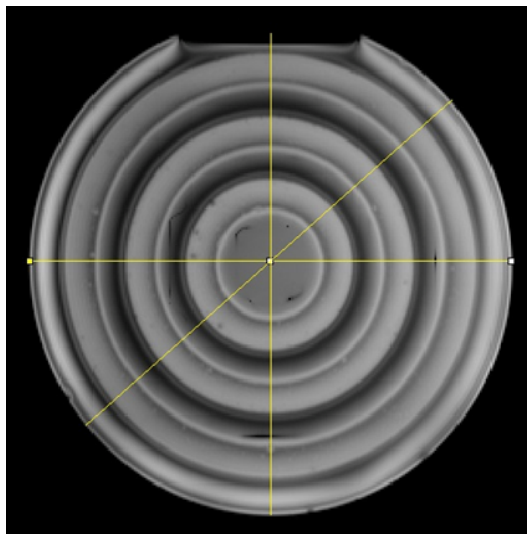
O cálculo da exatidão é obtido comparando a distância real ($d_{nominal}$) pela distância obtida da imagem do fantoma (d_{medido}) seguindo a equação abaixo:

$$EG (\%) = \frac{d_{nominal} - d_{medido}}{d_{nominal}} \times 100 \quad (17)$$

Os valores podem ser organizados em uma tabela de modo a se obter os diferentes valores da $EG (\%)$ como mostrado na tabela 3.2 [17].

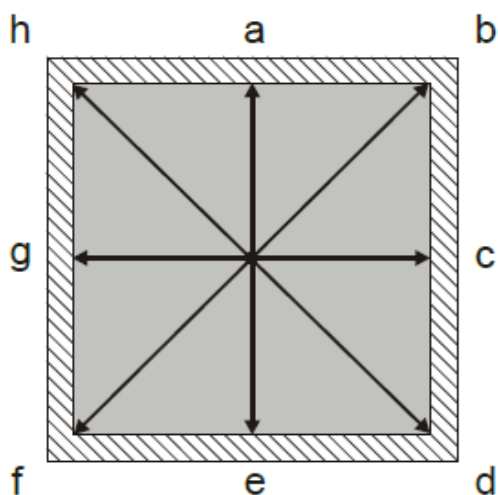
$EG (\%)$ é a exatidão geométrica encontrada em cada direção e deve estar dentro dos limites de tolerância exigidos.

Figura 3.10 - Medidas realizadas pelo programa *ImageJ* para os diâmetros na horizontal, na vertical e na diagonal.



Fonte: próprio autor (2024)

Figura 3.11 - Representação de um corte de um fantoma quadrado para avaliação de exatidão geométrica. As dimensões das linhas mostram as diferentes possibilidades para avaliação do teste.



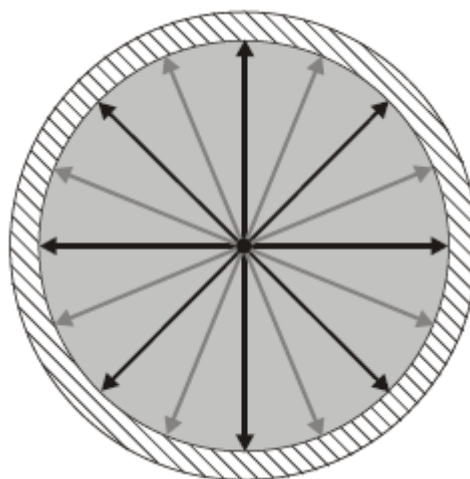
Fonte: NEMA MS 2-2008 (R2014, R2020)

Tabela 3.2 - Tabela ilustrativa para avaliação da exatidão geométrica.

Segmento	Medida na imagem (mm) d_{medido}	Dimensão do fantoma (mm) $d_{nominal}$	Diferença absoluta (mm) $ d_{nom} - d_{med} $	Exatidão Geométrica (%) $100 \times (d_{nom} - d_{med}) / d_{nom}$
ae	197	199	2	1,1
bf	285	282	3	1,1
cg	201	200	1	0,5
dh	281	282	1	0,4

Fonte: Elaborado NEMA MS 2-2008 (R2014, R2020).

Figura 3.12 - Representação de um corte circular de um fantoma esférico ou cilíndrico para avaliação de exatidão geométrica. As dimensões das linhas mostram diferentes possibilidades para avaliação do teste.



Fonte: NEMA MS 2-2008 (R2014, R2020)

3.1.5.7. Tolerância

Os limites para o teste de exatidão geométrica devem ser $\leq 2\%$ do valor nominal do fantoma utilizado.

3.1.5.8. Ações corretivas

Se os testes excederem os limites de tolerância e a série estiver usando uma largura de banda muito baixa do receptor de RM, deve-se repetir o teste em largura de banda maior, de modo a verificar se o problema será eliminado. A possível causa, caso obtenha valores melhores, se trata da não uniformidade do campo magnético discutido no teste de homogeneidade do campo [4, 10].

Caso o problema persista, deve-se fazer uma inspeção com mais cautela de toda região externa ao magneto, região do centro do magneto e lacunas à procura de material ferromagnético (materiais de uso pessoal, de escritório, entre outros) [4, 10].

Caso uma medição do comprimento ou diâmetro do simulador continue a exceder os níveis de tolerância, o engenheiro do serviço ou técnico responsável pelo

setor deve ser contatado, devendo o profissional qualificado corrigir a calibração do sistema de ressonância.

3.1.6. RESOLUÇÃO ESPACIAL DE ALTO CONTRASTE

3.1.6.1. Definição

O teste da resolução espacial de alto contraste permite verificar a habilidade para resolver detalhes finos (pequenos detalhes) da amostra testada. Ou seja, o quanto o equipamento é capaz de distinguir pequenos objetos ou o menor conjunto de prótons (sinal) distinguíveis ao sistema. Buscando, assim, o menor objeto que o sistema de imagem pode resolver [4].

A resolução espacial é determinada pelo tamanho do pixel (no plano) ou tamanho do voxel (no volume). Para IRM, o tamanho do pixel é determinado pelo tamanho do campo de visão (FOV) dividido pelo valor numérico da matriz correspondente ao FOV utilizado, como definido na equação abaixo [18]:

$$\text{Tamanho do pixel (mm)} = \frac{FOV(mm)}{\text{matriz}} \quad (18)$$

Assim, a falha deste teste significa que o sistema não está adquirindo a correta resolução esperada para o funcionamento normal.

Para esse teste deve-se considerar que a relação sinal/ruído esteja dentro dos limites aceitáveis pois, quanto maior a relação sinal ruído, melhor a resolução espacial de alto contraste. Além disso, a resolução espacial pode ser assimétrica com relação a direção de codificação de fase e de frequência [4].

3.1.6.2. Objetivo

Verificar se a resolução de alto contraste está dentro dos parâmetros teóricos, avaliando a capacidade do sistema em distinguir as estruturas nas dimensões esperadas.

3.1.6.3. Periodicidade

Teste de aceitação, anual e pós reparo.

3.1.6.4. Instrumentação

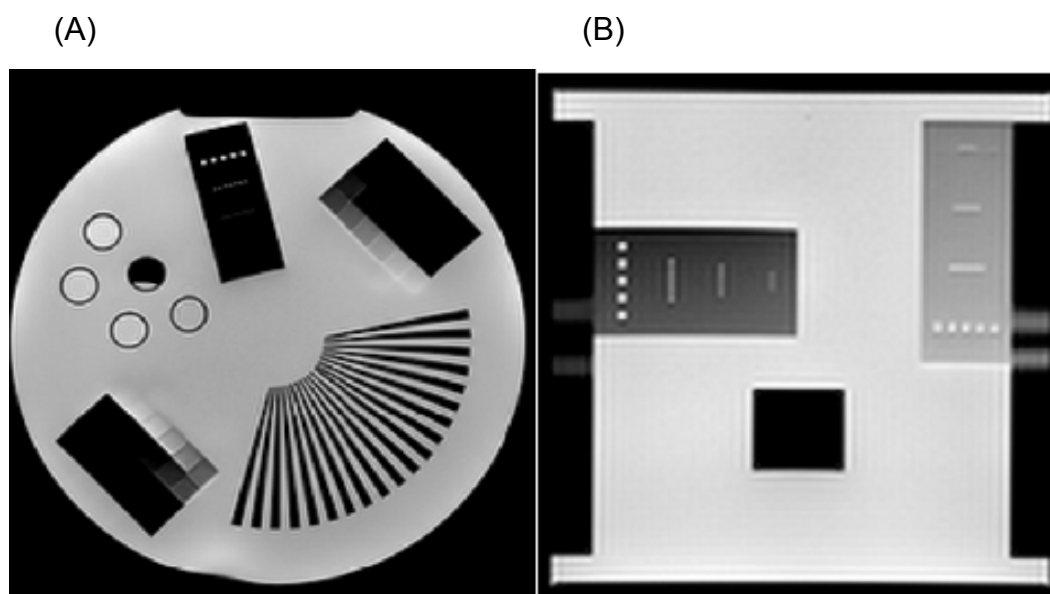
Para este teste deve-se utilizar os fantasmas 76-903 e o 76-908. Com os dois fantasmas devem ser geradas imagens com as sequências ponderadas em T1 sugeridas nas Seções 2.4 e 2.5.

3.1.6.5. Metodologia

Com as aquisições dos fantasmas 76-903 e o 76-908 deve-se selecionar os cortes axiais que contém as estruturas de resolução espacial (Figura 3.13). No fantoma 76-903, o padrão estrela permite verificar em que direção (horizontal ou vertical) a resolução espacial é superior (Figura 3.13.A) [12, 13].

Na figura abaixo é possível verificar a localização das estruturas necessárias para isso, ampliando em duas a quatro vezes o tamanho da imagem. Deve-se fazer o janelamento das imagens para melhor visualização dos pontos de resolução espacial, se necessário [12, 13].

Figura 3.13 - Cortes contendo o padrão estrela do fantoma 76-903 e a inserção de resolução espacial (A) e corte do fantoma modelo 76-908 contendo as inserções de resolução espacial em duas direções (B).



fonte: próprio autor (2024)

Figura 3.14 - Figura ilustrativa do conjunto de linhas imageados para análise de resolução espacial



Fonte: Próprio autor (2024)

Esse teste consiste em avaliar visualmente a distinção de pequenos pontos separados em diferentes imagens das estruturas do fantoma, como visto na Figura 3.14. Esses pontos são pequenos orifícios inundados, espaçados e perfurados em um bloco de acrílico (chamado de inserção de resolução) com solução encontrada no interior do fantoma 76-903 e o 76-908. Nesse bloco, existem quatro conjuntos de linhas paralelas com as espessuras de 2mm, 1mm, 0,75mm e 0,5mm de diâmetro com o mesmo valor de espaçamento entre elas [12, 13].

Com um janelamento adequado, deve-se observar a intensidade de sinal brilhante entre os pontos. Um ou alguns pontos não distinguíveis na mesma fileira são aceitáveis e não afetam o valor a ser registrado, considerando que se possa distinguir pontos adjacentes ao longo da linha [4].

3.1.6.6. Cálculo e análise dos resultados

A avaliação desse teste consiste em verificar a menor estrutura distinguível [4]. A análise se dá comparando a menor estrutura observada e as dimensões de pixel teórico [4]. Assim, para um FOV de 250 mm e uma matriz de 256 x 256 é esperado uma resolução na ordem de 1 mm [4].

3.1.6.7. Tolerância

A IN n° 97 traz que se deve observar o padrão com as dimensões do pixel teórico.

3.1.6.8. Ações corretivas

A ocorrência de resoluções fora da tolerância podem ser devido a alguns fatores, como:

- Filtrações inadequadas dos pulsos de RM. Nesse caso, deve-se verificar se a filtragem espacial selecionada está desativada, pois filtros que buscam diminuir o ruído podem embaçar pequenas estruturas [4, 10].
- Compensação de correntes parasitas não adequadas. Nesse caso, o engenheiro do equipamento deve verificar se há corrente parasita e ajustar quando necessário.
- Má calibração do gradiente, não uniformidade do campo B_0 e baixa largura de banda de aquisição podem acarretar erros geométricos e, por sua vez, levar a falhas no teste.
- Imagens fantasmas.

Para corrigir qualquer alteração é necessário que o engenheiro do equipamento inspecione e corrija as falhas.

3.1.7. EXATIDÃO DA ESPESSURA DE CORTE

3.1.7.1. Definição

A espessura de corte em um sistema de RM depende principalmente da largura de banda do pulso de RF e da variação do campo de gradiente aplicado no FOV determinado [1]. E a espessura da fatia pode ser afetada por: não uniformidade do campo de gradiente; da não uniformidade do campo de RF; do formato de pulso de RF e dos ecos recebidos; da relação TR/T1; dos pulsos de excitação e gradientes de leituras não coplanares; e não uniformidade do campo estático [12].

A baixa precisão neste teste pode afetar negativamente o contraste da imagem e a RSR.

O teste de exatidão da espessura da fatia consiste basicamente em comparar a precisão do corte no qual o sistema está adquirindo e o corte pré-determinado. O corte adquirido pode ser medido em cortes de fantasmas seguindo metodologias específicas para esse teste.

Existem diferentes formas de medir a precisão da espessura de corte. Neste trabalho são abordados dois métodos sugeridos pelo fabricante dos fantasmas [12 13] e pela AAPM [10]. O primeiro método consiste em avaliar a contagem do número de passos visíveis de cortes de rampas inseridas no fantoma 76-903, em intervalos de passos de 1 mm [12]. O segundo método consiste em avaliar a largura total a meia altura (FWHM) do perfil das rampas de 90° de 1 e 2 mm encontrados nas fatias que cortam o fantoma 76-908 [13].

3.1.7.2. Objetivo

Definir uma metodologia para verificar a exatidão da espessura de corte por meio de aquisição de IRM.

3.1.7.3. Periodicidade

Teste de aceitação, anual e após reparos.

3.1.7.4. Instrumentação

Imagens adquiridas em múltiplos cortes dos fantoma 76-903 e fantoma 76-908, realizados seguindo os protocolos sugeridos pela Seção 2.4 e 2.5, ou pelo fabricante.

3.1.7.5. Metodologia

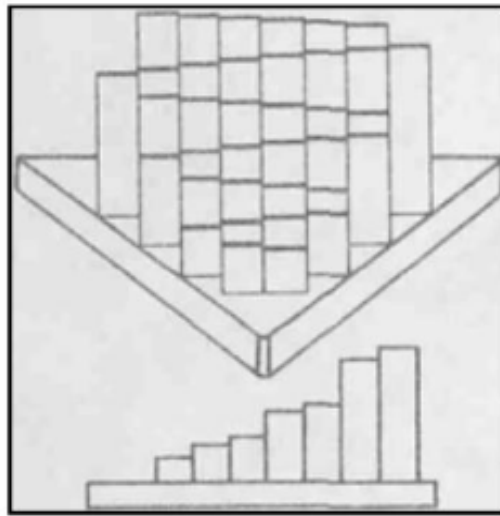
A) Método das rampas de degrau (fantoma de modelo 76-903)

Para avaliação da espessura de corte, pode-se adotar o teste que usa um par de rampas dobradas do fantoma de modelo 76-903. As rampas têm uma variação de 16 a 40 mm de altura e passos de 1 mm, com degraus de 10mm x 10 mm (Figura 3.15) [12].

Para o teste, deve-se selecionar a fatia que contém a imagem das duas rampas laterais visíveis (Figura 3.16). Sugere-se fazer o ajuste de brilho e contraste, caso seja necessário [12].

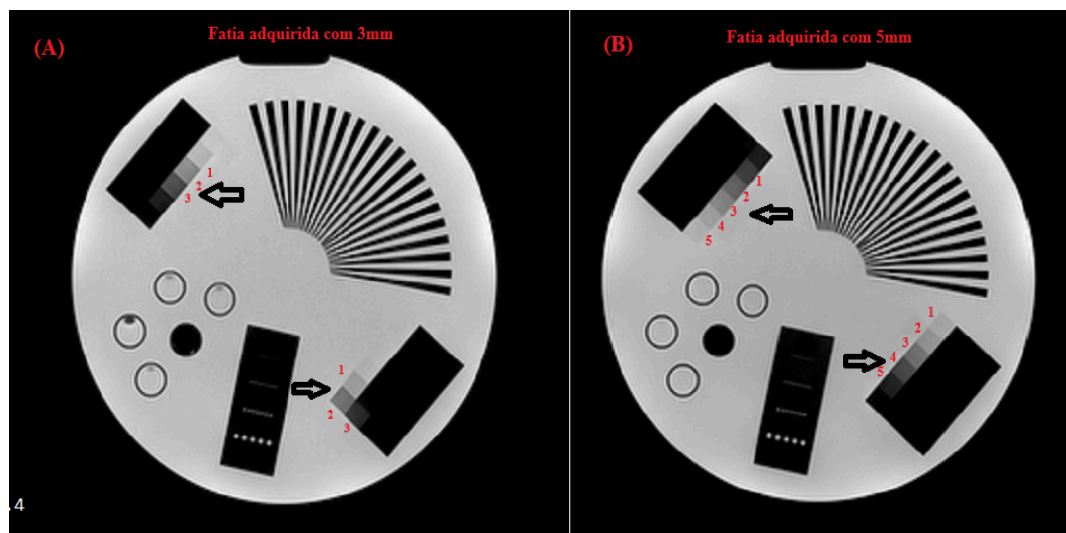
Esse teste consiste basicamente em fazer as contagens de números de passos visíveis (ilustrados com números em vermelho - Figura 3.16) da rampa nas imagens adquiridas, o que torna uma avaliação rápida e simples.

Figura 3.15 - Ilustração das rampas de acrílico inseridas no fantoma de modelo 76-903 da Fluke, rampa com degraus de 1 mm de altura.



Fonte: Fluke Corporation (2005)

Figura 3.16 - Imagens adquiridas com o fantoma de modelo 76-903 para duas espessuras de corte. Do lado esquerdo, uma aquisição com corte de 3mm e na imagem encontra-se aproximadamente 3 passos de contraste de 1 mm em dois lados, mostrado por setas e numerados em vermelho (A). E no lado direito, uma aquisição com corte de 5 mm e aproximadamente 5 passos de 1 mm sinalizados por setas e numerados em vermelho.



Fonte: Próprio autor (2024)

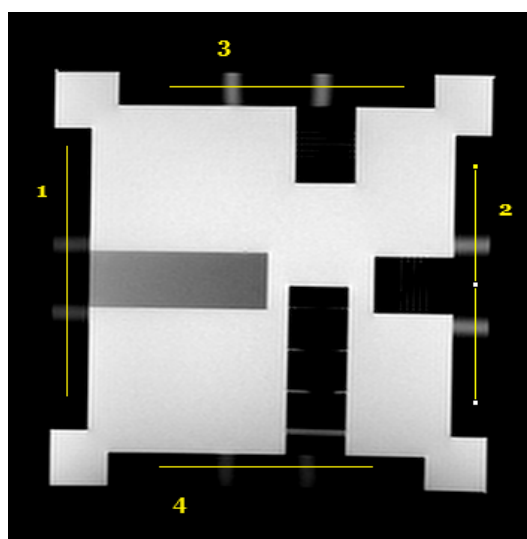
B) Método pela largura total a meia altura (full width at half maximum - FWHM)

Para o teste de espessura de corte usando o modelo 76-908, deve-se selecionar uma fatia periférica (não central) do perfil das rampas de 90° lateral (Figura 3.17) [13].

Na Figura 3.17 pode-se ver quatro pares de perfis de um corte axial das rampas laterais ao fantoma, onde foram feitos 4 traçados sobre os perfis das rampas e numerados de 1 a 4. Os traços tratam-se de uma ilustração da região onde se deve, por meio de um software próprio, plotar o perfil de intensidade, como ilustrado na Figura 3.22 (também usado no teste da exatidão da posição de corte). Para aquisições de múltiplos cortes, pode ser avaliada qualquer fatia que se possa adquirir dois perfis de intensidade ao longo de uma das retas [13].

A espessura do corte (EC) pode ser definida pela raiz quadrada da multiplicação de duas largura a meia altura (FW1 e FW2) do perfil das rampas de 90° do fantoma de modelo 76-908 (Figura 3.22) [13].

Figura 3.17 - Ilustração de uma fatia do fantoma modelo 76-908 com quatro pares de perfis de um corte axial das rampas laterais ao fantoma, onde foram feitos 4 traçados sobre os perfis das rampas e numerados de 1 a 4.



Fonte: Próprio autor (2024)

3.1.7.6. Cálculo e análise dos resultados

I - Método das rampas de degrau (fantoma de modelo 76-903)

A medida é totalmente visual, devendo avaliar quantos degraus de escala de cinza se encontram nas duas rampas da mesma fatia.

A contagem se dá nas duas rampas das extremidades da imagem, como ilustrado na Figura 3.16. Na mesma figura, as imagens foram adquiridas com duas espessuras, uma com 3mm (Figura 3.16.A) e a outra com 5 mm (Figura 3.16.B). Pela análise visual foram contados 6 degraus (3 degraus para cada rampa, numeradas em vermelho), e 10 degraus (5 degraus para cada rampa, numeradas em vermelho), respectivamente.

O valor da espessura de corte pela rampa de degrau (EC_{RD}) é dado por:

$$EC_{RD} (mm) = (\text{número total de passos nas rampas oposta} / 2) \quad (19)$$

Dado o valor aferido, deve-se calcular a exatidão da espessura de corte (E_{EC}) dado pela equação 20.

E a exatidão da espessura de corte (E_{EC}) é dado por:

$$E_{EC}(\%) = 100 \times \frac{EC_{RD}}{EC_{teórico}} \quad (20)$$

Para análise é verificado se a E_{EC} está dentro do limite de tolerância exigido.

II - Método pela largura total a meia altura (full width at half maximum - FWHM)

Com o perfil das rampas traçadas e com as medidas das duas largura a meia altura (FW1 e FW2) adquiridos, do fantoma 76-908 (Figura 3.22), deve-se calcular a espessura de corte pelo método da meia altura (E_{FW}), dado por:

$$E_{FW} = \sqrt{FW1 \times FW2} \quad (21)$$

E a exatidão da espessura de corte (E_{EC}) que é dada por:

$$E_{EC}(\%) = 100 \times \frac{EC_{FW}}{EC_{teórico}} \quad (22)$$

Com a E_{EC} encontrada, deve-se verificar se E_{EC} está dentro do limite de tolerância exigidos.

3.1.7.7. Tolerância

O nível de tolerância para espessura de corte é $\leq 15\%$.

3.1.7.8. Ações corretivas

Quando identificado valores abaixo do valor de referência, é recomendado verificar as possíveis causas:

- Não linearidade do amplificador de RF [4, 10];
- Mal funcionamento de componentes da bobina de RF: inspecionar amplificador de potência, cabos coaxiais, interruptor de RF e a própria bobina [4, 10];
- Má calibração dos gradientes ou fraco desempenho das bobinas [4, 10].

Recomenda-se notificar o engenheiro responsável para uma avaliação completa e corretiva, caso seja necessário.

3.1.8. EXATIDÃO DA POSIÇÃO DE CORTE

3.1.8.1. Definição

A posição de corte depende dos mesmos parâmetros discutidos no teste de exatidão da espessura de corte, sendo afetada pelas mesmas causas. No entanto, ela também depende do deslocamento da mesa, pela localização correta do campo central e pela precisão dos gradientes com relação ao eixo de referência [3].

O teste de exatidão da posição de corte verifica a acurácia da medida realizada pelo scanner de RM em relação às posições e distâncias entre fatias. Para esse teste, são necessárias imagens de um objeto com dispositivos de referência de posição [4,10] .

Erros nesse teste indicam que as configurações de entrada de dados e as das disposições dos cortes pré-digitalização não condizem com precisão da posição real [4,10].

3.1.8.2. Objetivo

Verificar se o scanner de RM está realizando as medições corretas de localização dos cortes, espaçamento entre eles e se as configurações de entrada de dados e de pré-digitalização estão precisas.

3.1.8.3. Periodicidade

Teste de aceitação, anual e após reparos.

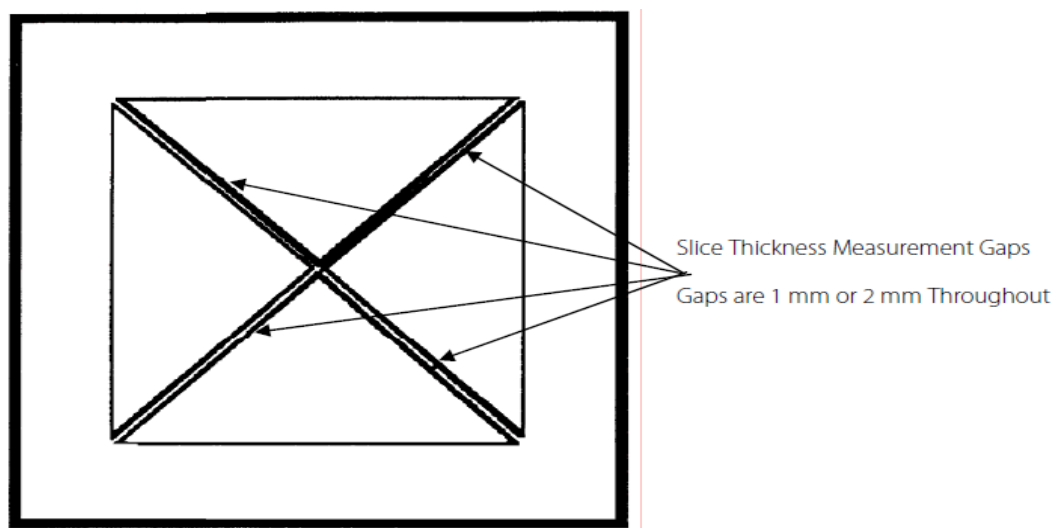
3.1.8.4. Instrumentação

Imagens adquiridas em múltiplos cortes do fantoma modelo 76-908, sendo um corte central e um corte periférico, realizados seguindo os protocolos sugeridos pelo fabricante ou pela AAPM (Seção 2.4 e 2.5) [4, 10].

3.1.8.5. Metodologia

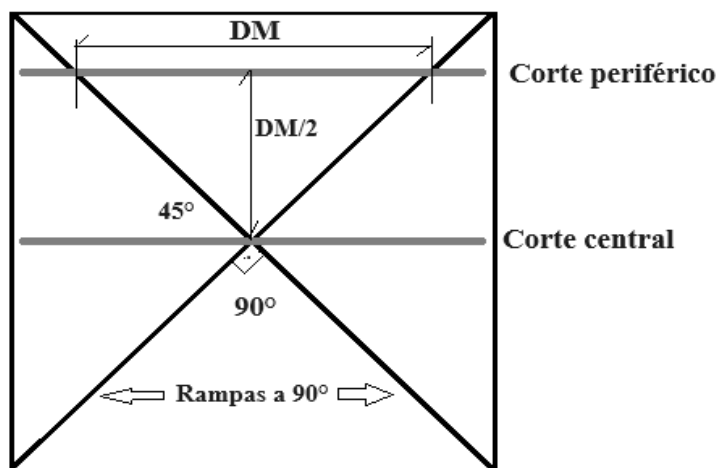
O teste da posição de corte é realizado por meio de medições em um sistema de rampas finas cruzadas, presentes no fantoma modelo 76-908. Esse fantoma possui, em quatro dos seis lados do cubo, blocos triangulares com fissuras na diagonal de 1 ou 2 mm (Figura 3.18) que permitem avaliar a posição das fatias nas direções coronal, axial e sagital sem a necessidade de reposicionamento. O ângulo de cruzamento das rampas é de 90° , o que resulta em um ângulo de 45° entre a rampa e o plano de corte da imagem [10, 13].

Figura 3.18 - Esquema ilustrativo da disposição das rampas laterais do fantoma modelo 76-908.



Fonte: Fluke Corporation (2005)

Figura 3.19 - Esquema ilustrativo dos cortes a 45° das rampas do phantom 76-908 para avaliação das posições de cortes. DM é a distância medida entre os perfis na imagem de um corte periférico da rampa a uma distância DM/2 do corte central.



Fonte: Próprio autor (2024)

A localização do corte central (onde se encontra a intersecção da rampa a 45°) e do corte periférico (uma imagem em que as rampas de 45° apareçam afastadas entre si) (Figura 3.19) podem ser obtidas por meio das informações do arquivo DICOM, disponível na DICOM tag (0020,1041).

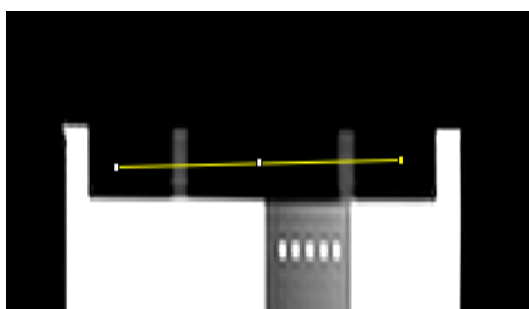
Com essas duas localizações definidas do fantoma modelo 76-908 (Figura 3.19) e com o auxílio das ferramentas de visualização de arquivos DICOMs, deve-se traçar uma linha reta (Figura 3.17 e 3.21) que corte os perfis das rampas na imagem e, em seguida, plotar o perfil de escala de cinza correspondente, conforme ilustrado na Figura 3.22.

Figura 3.20 - Posição do corte no centro do fantoma modelo 76-908, corte central



Fonte: Próprio autor (2024)

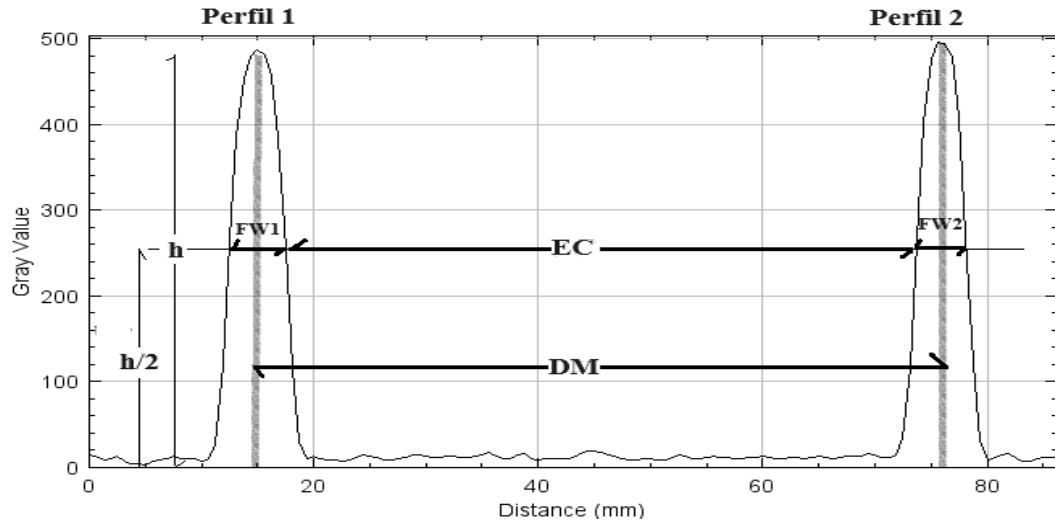
Figura 3.21 - Imagem do corte onde as rampas de 45° estão afastadas do centro da rampa para o perfil de rampa, corte periférico.



Fonte: Próprio autor (2024)

Deve-se identificar o ponto médio da FWHM dos dois perfis gerados (FW1 e FW2). A metade da distância entre os centros desses perfis (DM) corresponde à distância entre a fatia analisada (Figura 3.22) e o centro do fantoma encontrado na DICOM Tag do corte central (Figura 3.20).

Figura 3.22 - Gráfico do perfil de intensidade das rampas cruzadas. FW1 e FW2 são as larguras a meia altura dos perfis da rampa em 45°. EC é o espaço central entre FW1 e FW2 e DM é a distância entre os centros dos perfis 1 e 2.



Fonte: Próprio autor (2024)

3.1.8.6. Cálculo e análise dos resultados

Com os valores das posições do corte central e do corte periférico, devemos encontrar a distância nominal entre eles. Para isso, como já discutido anteriormente, é necessário buscar nas informações DICOMs as localizações das fatias e subtrair as posições das duas. A diferença entre essas localizações determina a distância nominal entre os dois cortes [13].

A distância entre as duas fatias será metade da distância medida (DM), obtida pela linha reta entre os centros dos perfis do corte periférico (Figura 3.21). A equação abaixo determina a distância entre as posições das duas fatias (D_{obtido}) no fantoma, dado por:

$$D_{obtido} = DM/2 \quad (23)$$

Para calcular a exatidão entre o valor nominal e o obtido, temos:

$$E_{pos} = S_{loc} - D_{obtido} \quad (24)$$

Onde:

- E_{pos} é a diferença de distância entre os dois valores obtidos;

- S_{loc} é o valor obtido da subtração da localização das duas fatias;

Para análise, o valor de E_{pos} deve estar abaixo do valor de tolerância.

3.1.8.7. Tolerância

Os valores para exatidão da posição no corte devem ser ≤ 2 mm.

3.1.8.8. Ações corretivas

Quando identificado um valor abaixo do valor de referência, é recomendado verificar as possíveis causas:

- Não linearidade do amplificador de RF [4, 10];
- Mal funcionamento de componentes da bobina de RF: inspecionar amplificador de potência, cabos coaxiais, interruptor de RF e a própria bobina [4, 10];
- Má calibração dos gradientes ou fraco desempenho das bobinas [4, 10].

Recomenda-se notificar o engenheiro responsável para uma avaliação completa e corretiva, caso seja necessário.

3.1.9. UNIFORMIDADE DA IMAGEM

3.1.9.1. Definição

A uniformidade da imagem está relacionada ao quanto o sistema é capaz de reproduzir um volume de um objeto homogêneo em uma imagem digital na RM também homogênea [1]. O teste de uniformidade da imagem consiste em medir a Porcentagem de Uniformidade da Imagem (*Percent Image Uniformity* - PIU) sobre uma região de interesse, região essa situada perto do meio do volume da imagem, ou seja, perto do centro da bobina [4, 10].

A não uniformidade da imagem está relacionada aos seguintes fatores: não uniformidade de campo estático; não uniformidade do campo de Radiofrequência; correntes parasitas; calibração de pulso gradiente; e processamento de imagem. A falta de uniformidade, por sua vez, pode ser devido a problemas no scanner, muitas vezes na bobina de volume ou problemas no subsistema de radiofrequência [4, 10].

Os métodos utilizados neste trabalho para medições de Uniformidade de Imagem (UI), Relação Sinal-Ruído (RSR) e Porcentagem de Artefato Fantasma (PAF) podem ser usados para caracterizar o desempenho de uma bobina de RF, como também alterações da mesma [4, 10].

3.1.9.2. Objetivo

Propor uma metodologia para quantificar a uniformidade da imagem por meio da PIU.

3.1.9.3. Periodicidade

Teste de aceitação, anual e após reparos.

3.1.9.4. Instrumentação

Qualquer fantoma homogêneo, ou uma fatia homogênea de um fantoma, pode ser usado para esse teste. Recomenda-se um fantoma esférico ou cilíndrico

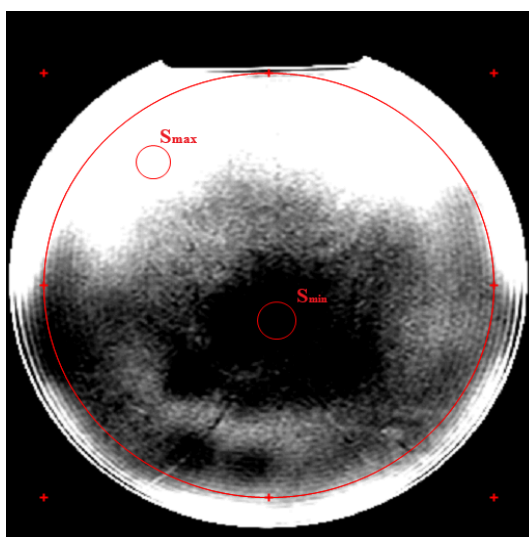
para bobinas de volume. Para a bobina de abdome pode ser usado o modelo 76-907 ou um fantoma de uniformidade para corpo.

3.1.9.5. Metodologia

Com as mesma imagens do fantoma esférico usado para análise de imagem residual (“*ghosting analyse*”) e com a imagem de uniformidade do fantoma 76-907, devemos janelar até se obter uma imagem com a maior intensidade de sinal (pixels brilhantes) e uma região com menor intensidade de sinal (pixels escuros) [4, 10].

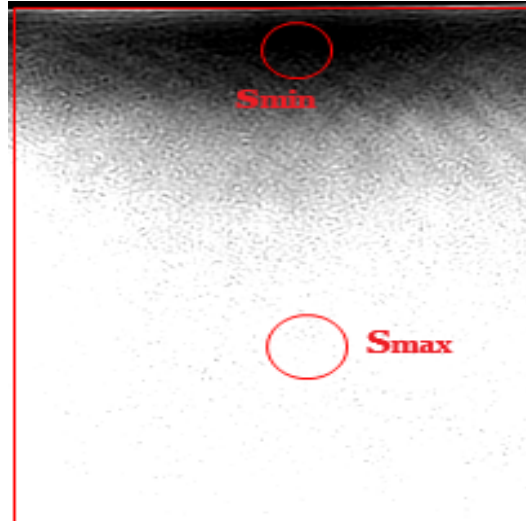
Duas medidas de sinais são necessárias para a análise, uma média do sinal de uma ROI na região de sinal máximo ($\bar{S}_{max}$) e uma de sinal mínimo ($\bar{S}_{min}$), como ilustrados na Figura 3.23 e Figura 3.24. A ACR (2015) [4] recomenda uma ROI de área de 0,15% da área do FOV, ou seja, para um FOV de 25 cm, deve-se obter uma ROI de 1 cm^2 [4]. Os dois valores devem ser registrados para o cálculo da PIU.

Figura 3.23 - Esquematização para realização das medidas dos sinais para Porcentagem de Uniformidade da Imagem (PIU) em um fantoma esférico de uniformidade, a imagem foi adquirida em uma bobina de crânio e foi janelada para aquisição o sinal máximo dentro do fantoma e sinal mínimo da imagem.



Fonte: Próprio autor (2024)

Figura 3.24 - Esquematização para realização das medidas dos sinais para Porcentagem de Uniformidade da Imagem (PIU) em um fantoma modelo 76-908 de uniformidade, a imagem foi adquirida em uma bobina de abdome, a imagem foi janelada para aquisição o sinal máximo dentro do fantoma e sinal mínimo da imagem.



Fonte: Próprio autor (2024)

3.1.9.6. Cálculo e análise dos resultados

O valor de PIU é calculado pela seguinte equação:

$$PIU (\%) = 100 \times \left(1 - \frac{(\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min})}{(\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min})} \right) \quad (25)$$

Deve-se substituir os valores encontrados do $\bar{S}_{max}$ e do $\bar{S}_{min}$ na equação 25, e realizar os cálculos para obtenção do valor de PIU (%). Os valores encontrados devem estar em porcentagem.

A análise deve ser a comparação do valor encontrado pelos níveis de tolerâncias adotados pela instituição, órgão superior ou pelo fabricante e deve estar dentro dos limites aceitáveis.

3.1.9.7. Tolerância

A IN° 97 define que deve-se seguir as especificações do fabricante.

O report n° 100 da AAPM [10], em bobinas de volume, sugere que a medida da PIU deve ser $\geq 90\%$ para equipamentos $\leq 2T$. Já para equipamentos $> 2T$,

sugere-se que o valor de PIU seja $\leq 90\%$. Para equipamentos $> 2T$, usando fantasmas de água, o valor de PIU $\leq 90\%$ se deve aos efeitos dielétricos e de penetração.

A ACR (2015) [4] sugere que, para sistemas de até 1,5 T, a medida da PIU deve ser $> 87,5\%$ e, para sistemas de 3T, a PIU deve ser $> 82\%$.

3.1.9.8. Ações corretivas

Resultados fora dos valores de referência devem ser notificados ao engenheiro ou responsável do equipamento.

3.1.10. RAZÃO SINAL-RUÍDO (RSR)

3.1.10.1. Definição

Ruídos podem ser classificados em ruídos aleatórios ou sistemáticos, que podem afetar em grande grau a precisão ou interpretação de uma medida. Na imagem, o ruído será a variação aleatória da intensidade de pixels na região de interesse de medição [14]. A RSR geralmente caracteriza o grau em que o ruído afeta uma imagem, sendo um parâmetro importante, mas não único, para avaliar o desempenho do sistema de RM [3]. Esse parâmetro consiste em um número calculado pela razão entre o valor médio de sinal da imagem e o ruído da imagem [14].

A medida RSR em RM é complexa, pois depende de diferentes fatores, como: intensidade do sinal (I), da ponderação ($T1$, $T2$ ou DP), flip Angle, TR e TE . Esses fatores definem a magnitude do sinal. Além disso, FOV grande, espessuras de fatias maiores e muitas médias de excitações (NEX) geram melhores RSR [1], conforme mostrado na equação abaixo:

$$RSR \propto I \times voxel_{x,y,z} \times \frac{\sqrt{NEX}}{\sqrt{BW}} \times f(QF) \times f(B) \times f(gf) \times f(reconstrução) \quad (26)$$

Onde:

- I é a intensidade do sinal;
- $voxel_{x,y,z}$ é o valor do volume do voxel, determinado pelo FOV e pela matriz da imagem e da espessura da fatia;
- NEX é o número de excitações, determinado pelo número (ou fração) de repetições de aquisição nos mesmos voxels;
- BW é a largura de banda de frequência do receptor de RF;
- $f(QF)$ é a função de fator de qualidade da bobina;
- $f(B)$ é a função da intensidade do campo magnético (B);
- $f(gf)$ é a função do gap entre as fatias;
- $f(reconstrução)$ é a função do algoritmo de reconstrução.

Segundo a NEMA (2020), a RSR pode ser usada para avaliar possíveis mudanças no sistema de RM, ou pode ser uma ferramenta de comparação do desempenho de duas bobinas [14].

Existem diferentes métodos para medir a RSR. Os métodos primários podem exigir acesso às funções de software, normalmente restritas ao fabricante, enquanto os métodos alternativos empregam funções de software acessíveis ao usuário [14].

A escolha do método influencia diretamente a precisão e a reprodutibilidade dos resultados. Assim, é importante conhecer as vantagens e desvantagens de cada método e escolher aquele que melhor se adapte ao objetivo do teste a ser realizado.

Existem dois métodos alternativos sugeridos pela NEMA (2020) [4,14], sendo que um consiste em adquirir duas imagens com as mesmas configurações e o outro uma única imagem. Firbank et al [4,15] trazem uma comparação entre os dois métodos da NEMA (2020) [14] e sugerem que ambos os métodos de avaliação trazem bons resultados para o controle de qualidade. No entanto, o método de única imagem se torna mais rápido e de fácil execução, pois não precisa de ferramentas de subtração das duas imagens sugeridas no método de duas imagens, e apresenta resultados confiáveis como indicador de boa RSR, desde que seja realizado com as metodologias corretas [14,15]. Para este método, deve-se garantir que a ROI na qual é medido do desvio padrão esteja livre de artefato [4].

Para ACR (2015), o importante é manter a reprodutibilidade, independente do método usado para medir a RSR. A ACR (2015) também recomenda que os testes sigam sempre os mesmos padrões e a mesma forma de análise [4].

3.1.10.2. Objetivo

Apresentar duas metodologias propostas pela NEMA (2020) e ACR (2015) [4, 14] para medir a RSR de um sistema bobinas de RF de RM.

3.1.10.3. Periodicidade

Teste de aceitação, anual e após reparos.

3.1.10.4. Instrumentação

Para medir a RSR, a NEMA (2020) [4, 14] recomenda um fantoma homogêneo e é preferível, mas não obrigatório, que cubra todo ou parcialmente o volume sensível da bobina de RF. Para esse teste são usadas as mesmas imagens dos testes de uniformidade da imagem e de análise residual da imagem.

3.1.10.5. Metodologia

I - Método para definir a RSR por uma única imagem

Com a mesma imagem adquirida no teste de uniformidade, deve-se fazer uma ROI em torno de 75% da área de seção transversal (mesma área usada no teste de uniformidade), adquirindo um valor do sinal médio dos pixels ($\bar{S}$) (Figura 3.25) [4, 14].

Duas ROIs externas a seção da imagem devem ser criadas de modo a terem a maior área possível nas duas extremidades da direção de codificação de frequência (Figura 3.25). Caso haja artefatos em qualquer lado da direção da codificação de frequência, as medidas não podem ser realizadas. Deve-se evitar que as ROIs externas circundem os filtros do receptor de RF ou de correções não lineares do gradiente quando verificadas.

Das duas ROIs devem-se adquirir os valores dos desvios padrão do ruído no ar (σ_{ar}) [4, 14].

Na Figura 3.23, o círculo possui 75% da área transversal do fantoma e as ROIs dos ruídos devem ter um pouco mais de 1000 pixels, como sugerido pelo ACR [4].

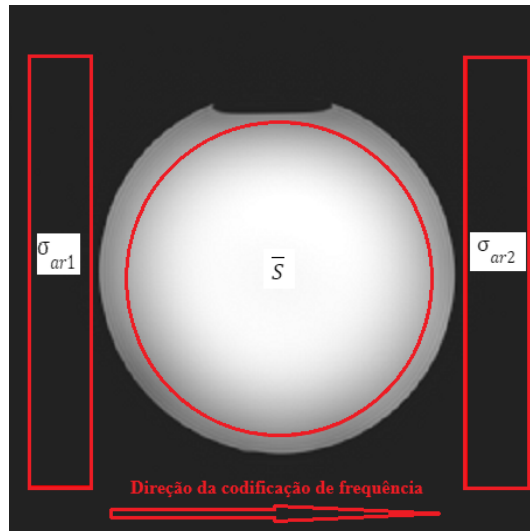
Para melhores medidas de sinal e ruído, a NEMA (2020) [4, 14] também sugere uma ROI de pelo menos 1.000 pixels, podendo haver múltiplas ROIs no ar e o desvio padrão pode ser uma combinação dos desvios padrão dessas múltiplas ROIs.

Para “n” ROIs temos:

$$\sigma_{combinado} = \sqrt{(\sigma_1^2 + \sigma_2^2 + \sigma_3^2 + \sigma_n^2)/n} \quad (27)$$

O valor do $\bar{S}$ e os valores dos σ_{ar} são usados para calcular a RSR.

Figura 3.25 - Ilustração para delimitação e determinação das ROIs para as medidas do Sinal Médio ($\bar{S}$) e dos desvios padrões no ar (σ_{ar}).



Fonte: Próprio autor (2024)

II - Método para definir a RSR por duas imagem

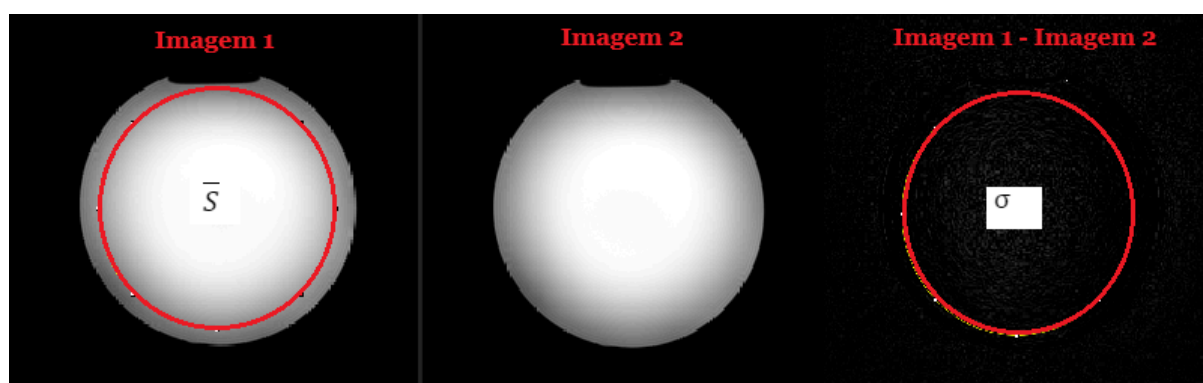
Deve-se adquirir duas imagens da mesma região central do fantoma de uniformidade, com as mesmas configurações de posição e de protocolo de uniformidade, em um intervalo mínimo entre as duas aquisições. Com as duas imagens adquiridas, deve-se fazer a subtração por meio de um software livre (Figura 3.26).

A Figura 3.26 mostra as seguintes imagens:

- A Imagem 1 (localizada no canto esquerdo) representa a primeira imagem adquirida, com um círculo que possui 75% da área transversal do fantoma (mesma área usada no teste de uniformidade). Nesse 75%, obtém-se um valor do sinal médio dos pixels ($\bar{S}$) [4, 14].
- A imagem 2 (localizada no centro) representa a segunda imagem adquirida [4, 14].
- A imagem resultante (localizada no canto direito) representa a subtração da Imagem 1 e da Imagem 2. Nessa imagem, deve-se fazer uma ROI (em vermelho) de 75% da área transversal do fantoma e medir o desvio padrão (σ) do ruído no centro da imagem, como sugerido pela ACR (2015) [4, 14].

Com os valores encontrados é possível definir um valor da RSR do equipamento.

Figura 3.26 - Ilustração para delimitação e determinação das ROIs para a medida do Sinal Médio ($\bar{S}$) e do desvio padrão (σ) da imagem resultante.



Fonte: Próprio autor (2024)

3.1.10.6. Cálculo e análise dos resultados

I - Método para definir a RSR por uma única imagem

O cálculo da RSR_{ACR} é dado por:

$$RSR_{ACR} = (\bar{S} / \sigma_{ar}) \quad (28)$$

Substituindo os valores encontrados na imagem do fantoma homogêneo é possível calcular RSR_{ACR} pela equação 28.

A análise é feita comparando o resultado encontrado com o valor de referência fornecido pelo fabricante.

II - Método para definir a RSR por duas imagem

O cálculo da RSR_{NEMA} é dado por:

$$RSR_{NEMA} = \sqrt{2} \cdot (\bar{S} / \sigma) \quad (29)$$

A $\sqrt{2}$ é acrescentada à equação, pois o ruído vem da subtração de duas imagens.

Substituindo os valores encontrados nas imagens é possível calcular RSR_{NEMA} pela equação 29.

A análise é feita comparando o resultado encontrado com o valor de referência fornecido pelo fabricante.

3.1.10.7. Tolerância

Segundo especificações do fabricante.

3.1.10.8. Ações corretivas

Os fatores que influenciam a RSR são: calibração do sistema em geral; fator de ganho; ajuste da bobina; carregamento da bobina; processamento de imagem; parâmetros de varredura; e o posicionamento do fantoma [4, 10].

Resultados desfavoráveis podem ser resultantes dos fatores acima, assim, sugere-se fazer uma avaliação dos parâmetros acessíveis e verificar se os resultados abaixo do esperado persistem.

Resultados fora dos valores de referência devem ser notificados ao engenheiro ou responsável do equipamento.

3.1.11. TESTE DE VERIFICAÇÃO DA BLINDAGEM DE RADIOFREQUÊNCIA

3.1.11.1. Definição

O sistema de RM é, por constituição, um sistema de transmissão e recepção de ondas de RF muito sensível, que trabalha na faixa de 10 a 150 MHz. Por conta de uma infinidade de ondas de RF existentes fora do sistema de RM, proteger ou blindar os receptores dessas ondas externas é parte integrante do sistema como um todo [10].

Para essa blindagem de RF é usado basicamente uma gaiola de Faraday que recobre integralmente o equipamento. Ou seja, paredes, teto, pisos e portas são cobertos por uma folha de cobre formando uma gaiola de Faraday [10].

As especificações dessa blindagem são fornecidas em termos de atenuação (em decibéis (dB)) de frequências específicas. E isolados de qualquer sistema elétrico [10].

E podem ser feitas medidas com um sistema contendo um gerador de frequência, um amplificador de RF, duas antenas de sintonização e um analisador de espectro, que geralmente não está disponível ao físico. Assim, o report n°100 da AAPM [10] sugere que o papel do físico deve estar em verificar os pontos fracos e fortes da blindagem a serem testadas.

Os testes, segundo o report n°100 da AAPM [10], devem ser realizados pelo próprio fornecedor da blindagem antes da instalação do equipamento e após a instalação.

Como já discutido em outras seções, blindagens não eficazes podem acarretar artefatos de linhas pontilhadas nas imagens de rotina na direção da codificação de fase, causadas por interferências de RF. Se tais artefatos forem observados, é possível que a integridade da blindagem de RF da sala esteja prejudicada. Além disso, pode causar variação da RSR, como já discutido na seção de RSR [4].

3.1.11.2. Objetivo

Verificar a eficiência da blindagem em sistemas de RM.

3.1.11.3. Periodicidade

Teste de aceitação e modificações na blindagem.

3.1.11.4. Instrumentação

Um gerador de frequência, um amplificador de RF, duas antenas sintonizadoras e um analisador de espectro.

3.1.11.5. Metodologia

O físico deve buscar por pontos fracos que são comumente as entradas de RF, a(s) janela(s), a área próxima à entrada do tubo criogênica através da blindagem, as penetrações da blindagem para ductos de ventilação da sala e os ductos onde o equipamento se conecta ao resto do sistema [10].

Para o teste, coloca-se uma antena de recepção de RF de um lado da blindagem e um transmissor de RF do outro lado, com as frequências de testes pré-definido pelo projeto. E depois realiza-se testes com a porta aberta e com a porta fechada, de modo a se registrar os sinais recebidos nas duas formas pelo analisador de espectro [10].

3.1.11.6. Cálculo e análise dos resultados

Com os dados adquiridos, os sinais de referências devem ser comparados com os atenuados pela blindagem [10].

A análise se dá comparando os resultados obtidos com os valores de referência.

3.1.11.7. Tolerância

A IN° 97 define que deve-se seguir as especificações do fabricante.

Para AAPM [10], equipamentos de RM devem ter uma atenuação mínima de 100 dB para ondas planas de 100 MHz, para sistemas de $\leq 1,5 T$, e de 150 a 170 MHz para sistemas de 3T.

3.1.11.8. Ações corretivas

Deve-se entrar em contato com o fornecedor do sistema de blindagem.

4. DISCUSSÃO

A revisão de literatura sobre metodologias empregadas no CQ de RM por diferentes órgãos internacionais revela uma preocupação comum em trazer métodos e protocolos a diferentes contextos de tecnologias empregadas em RM e a importância de profissionais como físicos médicos atuando diretamente nesse CQ. A NEMA, por exemplo, disponibiliza documentos abrangentes para os diferentes testes, que foram fundamentais na implementação das metodologias empregadas neste trabalho. Além disso, a inclusão de diretrizes de outras instituições, como as desenvolvidas pela AAPM, ACR e grupos de pesquisa, trouxe um enriquecimento para as diferentes formas de aplicação da realidade prática, complementando os protocolos locais exigidos pela ANVISA (RDC 611/2022).

Temas como determinação da Relação Sinal-Ruído (RSR) e Uniformidade de Imagem (UI) para bobinas volumétricas e não volumétricas foram abordadas pela NEMA em publicações específicas em 2008, com revisões em 2014 e 2020 que reforçam as constantes atualizações, além dos outros órgãos que também estão em constante atualizações. Esses temas também são discutidos pela AAPM e ACR e validados por diferentes grupos de pesquisas, que comparam as metodologias e procuram diferentes abordagens que visam uma maior praticidade, reprodutibilidade e consistência nos resultados esperados.

Quanto a avaliação da Homogeneidade do Campo Magnético (H_B), as mesmas instituições e grupos mencionados acima, também desenvolveram diferentes abordagens para testes diretos e indiretos, voltados para fabricantes, engenheiros, técnicos e físicos envolvidos nos processos de CQ. Essas abordagens permitem uma visão crítica da avaliação da H_B , possibilitando a adaptação de métodos específicos para uma implementação mais eficaz no contexto do setor e das equipes envolvidas. Embora os métodos abordados neste trabalho tenham suas limitações, eles trazem resultados significativos para a realidade da GQ almejada.

As más qualidades da H_B e dos campos de gradientes podem resultar em distorções, artefatos, não exatidões na espessura, posição e espaçamento dos cortes, podendo prejudicar a qualidade das imagens, tanto nas avaliações clínicas quanto em procedimentos que exigem precisão, como planejamentos de radioterapia ou cirurgias guiadas por imagens.

A avaliação da frequência central é um teste simples e rápido, mas essencial para o desempenho global do sistema, tanto nos testes de homogeneidade quanto em outros testes. Além disso, um teste complementar, embora não exigido pela RDC, seria uma avaliação de ganho de transmissão das bobinas de RF, que possui metodologia simples abordada pela ACR e AAPM, podendo ser implementada sem custo adicional.

Para a avaliação de artefatos e de imagem “*ghosting*”, sugerem-se avaliações quantitativas que atribuem valores aos erros do sistema. Esse processo, contudo, não substitui a importância da observação contínua por profissionais habilitados no contexto clínico.

Outro ponto importante é a participação do Físico no teste de verificação da blindagem de RF, recomendado pela AAPM. A análise criteriosa dos pontos frágeis permite uma avaliação mais abrangente de todo sistema de blindagem, reforçando a integração entre os profissionais envolvidos. Idealmente, essa prática integrativa deve ser estendida a outros aspectos do setor, como exemplo a implementação de planos de segurança e a busca por novas metodologias e protocolos de imagem.

A FLUKE, juntamente com as recomendações da AAPM, desenvolveu fantasmas que abordam os diferentes critérios de avaliação de sistemas comuns à prática clínica. Assim, o uso dos fantasmas, juntamente com os manuais do fabricante, são essenciais para as boas práticas de CQ.

Os testes e metodologias abordados neste trabalho resultaram em excelentes avaliações e foram implementados por meio de protocolos específicos no setor. Esses protocolos devem servir de base para os futuros testes de CQ dos equipamentos, que deverão ser continuamente revisados e aprimorados ao longo das próximas práticas.

5. CONCLUSÃO

A metodologia de CQ implementada demonstrou ser eficaz em garantir avaliações que atendem aos critérios exigidos pela RDC 611/2022 em conformidade com os padrões internacionais. Os protocolos estabelecidos proporcionaram reprodutibilidade e valores dentro dos níveis de referências, atendendo a uma ampla gama de testes e aos critérios de periodicidades e limites de tolerância exigidos.

A análise qualitativa e quantitativa das imagens dos fantasmas confirmaram a solidez da metodologia proposta. Os testes se mostraram simples, rápidos e abrangentes, oferecendo ferramentas muito favoráveis para a GQ contínua dos equipamentos RM e dos exames clínicos.

Em alguns casos, a RDC define como critério de tolerância as recomendações do fabricante. No entanto, complementando essas recomendações, foram sugeridos valores de referência reconhecidos fora do país, de modo a nortear a avaliação dos testes propostos.

A pesquisa resultou na implementação bem sucedida de protocolos em ambos os equipamentos, garantindo um controle de qualidade abrangente e assertivo, alinhado com requisitos da IN n° 97 e normas internacionais.

REFERÊNCIAS

- [1] BUSHBERG, J. T. et al., **The Essential Physics of Medical Imaging**, Philadelphia, PA, USA: Lippincott Williams Wilkins, 2011.
- [2] BLOCH, F. **Nuclear induction**. Phys. Rev., 70: 460, 1946.
- [3] HAACKE, E. M., BROWON, R.W., THOMPSON, M.R., VENKATESAN, M.R. **Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design**. New York, NY: Wiley-Liss; 2014.
- [4] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. **Magnetic resonance imaging quality control manual**. ACR. Committee on Quality Assurance in MRI, 2015.
- [5] LERSKI, R.A., DE CERTAINES, J.D. **Performance assessment and quality control in MRI by Eurospin test objects and protocols**. *Magn Reson Imaging* 1993; **11**: 817–833
- [6] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. **Site Scanning Instructions for Use of the MR Phantom for the ACR MRI Accreditation Program**. Reston, VA: ACR; 1997.
- [7] AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. **Phantom Test Guidance for the ACR MRI Accreditation Program**. Reston, VA: ACR; 1998.
- [8] ANVISA. MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Resolução no 611, de 09 de março de 2022. Estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista e regulamenta o controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas ou intervencionistas**. Diário Oficial da União, Brasília, DF, 16 mar. 2022. Disponível em: < <https://cvs.saude.sp.gov.br/zip/RDC%20611%202022.pdf> >. Acesso em: 20 mai. 2024.
- [9] MINISTÉRIO DA SAÚDE, SECRETARIA DE ATENÇÃO A SAÚDE. **Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde**. <https://cnes2.datasus.gov.br/Mod_Ind_Equipamento.asp?VEstado=00>
- [10] AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (AAPM). **Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities. AAPM Report No. 100**. College Park, MD: AAPM, 2010. 31 p. Disponível em: [link para o arquivo]. Acesso em: dia mês ano.
- [11] CHEN, H.H., BOYKIN, R.D., CLARKE, G.D., GAO, J.H.T., ROBY, J.W. III (2006). **Routine testing of magnetic field homogeneity on clinical MRI systems**. *Med Phys* 33(11):4299–4306.
- [12] FLUKE BIOMEDICAL. **Nuclear Associates 76-903 and 76-904 - AAPM MRI Phantoms**. Revisão 2. User's manual nº 38616. 2005

- [13] FLUKE BIOMEDICAL. **Nuclear Associates 76-907 and 76-908 - AAPM MRI Phantoms**. Revisão 3. User's manual nº 76-904-1. 2005.
- [14] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (NEMA). **Standards Publication MS 1-2008 (R2014, R2020). Determination of Sinal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging**, NEMA; 2020.
- [15] FIRBANK, M.J., COULTHARD, A, HARRISON, R.M., WILLIAMS, E.D. **A comparison of two methods for measuring the signal-to-noise ratio on MR images**. Physics in Medicine and Biology. 1999;44:N261-N264.
- [16] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (NEMA). NEMA-MS-2. **Determination of Two-Dimensional Geometric Distortion in Diagnostic MR Images**. Rosslyn, VA: NEMA; 2008.
- [17] NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION (NEMA). **NEMA-MS-12-2008 (R2014, R2020). Quantification and Mapping of Geometric Distortion for Special Applications**. Rosslyn, VA: NEMA; 2021.
- [18] PHILIPS. **FieldStrength: Publication for the Philips MRI Community**, n. 36, p. 22-26, dez. 2008. Disponível em: www.philips.com/netforum. Acesso em: 17 out. 2024.

DADOS CURRICULARES

IDENTIFICAÇÃO	
	Hires de Carvalho Leite 27 de Julho de 1989
Nacionalidade	brasileira
Nome em citações bibliográficas:	LEITE, H. C.
Currículo Lattes	http://lattes.cnpq.br/0967115981771163
ORCID	URL
outro identificador	URL
FORMAÇÃO ACADÊMICA	
2014/2022	Graduado em Física Médica. Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras, USP- Ribeirão Preto, Brasil.
2022/2022	Especialização em Radioterapia com Ênfase em Técnicas de Tratamento. Faculdade Unyleya, Brasil.
2023/2025	Residência em Física Médica do Radiodiagnóstico. Faculdade de Medicina de Botucatu, UNESP, Brasil.