

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA BIOMÉDICA**

ARIADNE MARIA KRZYUY

**ESTUDO COMPARATIVO DAS APLICAÇÕES DOS OBJETOS DE
TESTE EUROSPIN E *AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY* NO
CONTROLE DE QUALIDADE EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**

DISSERTAÇÃO

**CURITIBA
2015**

ARIADNE MARIA KRZYUY

**ESTUDO COMPARATIVO DAS APLICAÇÕES DOS OBJETOS DE
TESTE EUROSPIN E *AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY* NO
CONTROLE DE QUALIDADE EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA**

**Dissertação de mestrado apresentada ao
Programa de Pós-Graduação em
Engenharia Biomédica da Universidade
Tecnológica Federal do Paraná como
requisito parcial para obtenção do título de
“Mestre em Ciências”.**

Área de concentração: Física Médica.

**Orientador: Prof. Dr. Charlie Antoni
Miquelin**

**CURITIBA
2015**

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação

K94e
2015 Krzyuy, Ariadne Maria
Estudo comparativo das aplicações dos objetos de teste Eurospin e *American Colllege of Radiology* no controle de qualidade em ressonância magnética / Ariadne Maria Krzyuy.-- 2015.
121 f.: il.; 30 cm

Texto em português, com resumo em inglês.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Curitiba, 2015.
Bibliografia: f. 118-121.

1. Ressonância magnética - Qualidade de imagem. 2. Imagem de ressonância magnética. 3. Diagnóstico por imagem. 4. Controle de qualidade - Protocolos. 5. Instrumentos e aparelhos médicos - Testes. 6. Padrões de desempenho. 7. Engenharia biomédica - Dissertações. I. Miquelin, Charlie Antoni, orient. II. Universidade Tecnológica Federal do Paraná - Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III. Título.

CDD 22 -- 610.28

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ



Campus Curitiba



Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Título da Dissertação Nº 035

“Estudo comparativo das aplicações dos objetos de teste Eurospin e American College of Radiology no controle de qualidade em ressonância magnética”

por

Ariadne Maria Krzyuy

ÁREA DE CONCENTRAÇÃO: Física Médica
LINHA DE PESQUISA: Física Médica e Radiologia

Esta dissertação foi apresentada como requisito parcial à obtenção do grau de **MESTRE EM CIÊNCIAS (M.Sc.)** – Área de Concentração: Engenharia Biomédica, pelo **Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB)**, – da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (**UTFPR**), *Campus Curitiba*, às **14h00min** do dia **27 de março de 2015**. O trabalho foi aprovado pela Banca Examinadora, composta pelos professores:

Prof. Charlie Antoni Miquelin, Dr.
(Presidente – UTFPR)

Prof. Hugo Reuters Schelin, Dr.
(FPP)

Prof^a. Rosângela Requi Jakubiak, Dr^a.
(UTFPR)

Pesq. Taynná Vernalha Rocha Almeida, M.Sc.
(FPP)

Visto da coordenação:

Prof. Bertoldo Schneider Jr., Dr.
(Coordenador do PPGEB)

A Folha de Aprovação assinada encontra-se na Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica.

Aos meus pais, Cleusa e Agostinho.

AGRADECIMENTOS

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), por ofertar o Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica (PPGEB), proporcionando formação acadêmica de alto nível, particularmente ao Prof. Dr. Bertoldo Schneider Jr., coordenador do PPGEB, pela prontidão;

Ao Prof. Dr. Charlie Antoni Miquelin, pelo apoio, incentivo, pelo conhecimento compartilhado e por orientar esse trabalho, mesmo à distância;

À Clínica Sabedotti, por autorizar a realização dos testes desse estudo e por apoiar a realização do mestrado. De modo particular, à diretora administrativa Maria Cristina Roque Ferreira e ao diretor médico Dr. Emanuel Borges Macedo Silveira, que efetivamente tornaram isso possível;

Ao Prof. Dr. Humberto Remigio Gamba, do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI) da UTFPR, por ceder o objeto de teste Eurospin para realização deste trabalho;

À clínica Diagnóstico Avançado Por Imagem (DAPI) – Liga das Senhoras Católicas de Curitiba, ao Eng. Edson Sum por ceder o objeto de teste *American College of Radiology* para este trabalho e ao tecnólogo João Dias que auxiliou no aprendizado dos testes;

À Prof. Rosângela Requi Jakubiak pela colaboração nos conteúdos e principalmente pelos contatos na utilização dos objetos de teste do CPGEI e do DAPI. E também às alunas Amanda Posnik e Tayanne Baranceli Seixas do Curso de Tecnologia em Radiologia da UTFPR pela colaboração com materiais produzidos em relação ao tema da dissertação;

À minha família, especialmente meus pais, pelo estímulo, confiança e carinho, e por não me deixarem desanimar, mesmo nos momentos mais difíceis;

Aos colegas e amigos que colaboraram de alguma forma para a concretização desse trabalho, de modo especial, àqueles que se fizeram presentes, seja por meio de palavras, afeto ou companhia.

RESUMO

KRZYUY, Ariadne Maria. Estudo comparativo das aplicações dos objetos de teste Eurospin e *American College of Radiology* no controle de qualidade em Ressonância Magnética. 2015. 121 f. Dissertação (Mestre em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2015.

A Ressonância Magnética (RM) é um método de diagnóstico por imagem que apresenta vantagens em relação aos demais métodos, o que fez com que o número de equipamentos instalados nos grandes centros brasileiros aumentasse 88% nos últimos 5 anos e cerca de 508% nos últimos 15 anos, o que demonstra a importância dessa modalidade como meio de diagnóstico por imagem. Para garantir uma imagem médica com qualidade diagnóstica, é necessário que os equipamentos sejam monitorados quanto à qualidade das imagens que produzem. Por isso, com o objetivo de manter a qualidade das imagens médicas em seu mais alto nível e assegurar o bom funcionamento dos equipamentos, é que são implementados programas de Controle de Qualidade (CQ) em RM. No Brasil, há poucos trabalhos publicados discutindo os procedimentos para o CQ em RM e não existem normas nacionais para sua regulamentação. A normatização e recomendação sobre CQ em equipamentos de RM se restringe a trabalhos de organizações internacionais. Os objetos de teste comercialmente disponíveis mais conhecidos são o objeto de teste (OT) Eurospin e o *American College of Radiology* (ACR), sendo que diversos grupos de pesquisa internacionais têm publicado trabalhos sobre o CQ em RM com resultados promissores utilizando esses objetos. O objetivo desse trabalho é estudar a metodologia de utilização dos objetos de teste Eurospin e ACR, comparando as diferenças de execução dos testes, resultando em um material de orientação para utilização destes objetos de teste na rotina de CQ em RM. Os parâmetros de qualidade – razão sinal ruído (RSR), uniformidade, distorção geométrica, espessura de corte, posição de corte, resolução espacial de alto contraste, porcentagem do sinal fantasma e detecção de baixo contraste – foram avaliados e executados em dois equipamentos de RM de 1,5 T com os objetos de teste ACR e Eurospin. Os dois equipamentos de RM utilizados apresentaram resultados de todos os testes dentro dos critérios de aceitação. Os objetivos desse trabalho foram alcançados, visto que foi possível estudar a metodologia de utilização dos objetos de teste Eurospin e ACR e comparar as formas de execução, tendo sido elaborado um protocolo operacional para realização do CQ em RM.

Palavras-chave: Ressonância Magnética. Controle de Qualidade. ACR. Eurospin.

ABSTRACT

KRZYUY, Ariadne Maria. Comparative study of the applications of the test objects Eurospin and American College of Radiology in quality control in Magnetic Resonance Imaging. 2015. 121 f. Dissertação (Mestre em Ciências) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica, Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2015.

Magnetic resonance imaging (MRI) is a method of diagnostic imaging which has advantages over other methods, which caused the number of installed equipment in the large Brazilian centers increased 88% over the past 5 years and about 508% in the last 15 years, which shows the importance of this method as a diagnostic imaging modality. To ensure medical imaging with diagnostic quality, it is necessary that the equipment is monitored for quality of the images they produce. Therefore, in order to maintain the quality of medical images at the highest level and ensure the proper performance of equipment, are implemented Quality Control (QC) programs in MRI. In Brazil, there are few works published discussing the procedures for the QC in MRI and there are no national standards for its regulation. The standardization and recommendation on QC in MRI is restricted to the work of international organizations. The best-known commercially available test objects are the test object (TO) Eurospin and the American College of Radiology (ACR), and several international research groups have published studies on QC in MRI with promising results using these objects. The aim of this work is to study the methodology of use of the test objects Eurospin and ACR, comparing the differences in test implementation, resulting in a guidance material for use of the test objects in the QC routine in MRI. The quality parameters – signal noise ratio (SNR), uniformity, geometric distortion, slice thickness, slice position, high-contrast spatial resolution, percentage of ghost signal and low contrast detection – were evaluated and performed in two MRI equipment of 1.5 T with the test objects ACR and Eurospin. The two MRI systems showed results of all tests within the acceptance criteria. The objectives of this study were achieved, since it was possible to study the methodology of using Eurospin and ACR test objects and compare the performance, and an operational protocol guide for performing the QC in MRI was developed.

Keywords: Magnetic Resonance. Quality Control. ACR. Eurospin.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Bobinas de gradiente ao longo dos três eixos físicos x, y e z.....	21
Figura 2 - O próton de hidrogênio pode ser visto como uma pequena esfera.....	25
Figura 3 - (a) Átomos de hidrogênio orientados aleatoriamente	26
Figura 4 - Maior número de núcleos de hidrogênio alinhados paralelamente a B_0	27
Figura 5 - Parâmetros das sequências de pulsos.....	29
Figura 6 - Imagens de encéfalo ponderadas em T1, DP e T2.	33
Figura 7 - Equipamento de Ressonância Magnética Signa HDxt da General Electric.	41
Figura 8 - Equipamento de Ressonância Magnética Avanto da Siemens.....	42
Figura 9 - Bobina de crânio da Ressonância Magnética GE Signa HDxt.....	42
Figura 10 - Bobina de crânio da Ressonância Magnética Siemens Avanto.....	42
Figura 11 - Objeto de teste <i>American College of Radiology</i>	43
Figura 12 - Objetos de teste Eurospin TO4, TO3, TO2 e TO1 (da esquerda para a direita).....	44
Figura 13 - Nível de bolha posicionado no objeto de teste <i>American College of Radiology</i>	44
Figura 14 - (a) Nível de bolha posicionado no objeto de teste Eurospin.....	44
Figura 15 - Objeto de teste <i>American College of Radiology</i> posicionado na bobina.....	45
Figura 16 - Indicações das palavras “NOSE” e “CHIN” para referência no posicionamento..	47
Figura 17 - Posição dos 11 cortes no localizador para aquisição das quatro séries axiais.....	48
Figura 18 - Corte 1 da sequência ACR T1, no qual aparece a inserção de resolução.....	51
Figura 19 - Corte 1 onde aparece a inserção de espessura de corte.....	52
Figura 20 - Região do corte 1 ampliada mostrando a espessura de corte.....	53
Figura 21 - Região do corte 1 ampliada mostrando a espessura de corte nas rampas.....	53
Figura 22 - Imagens do corte 1 (a) e corte 11 (b) com os pares de barra vertical.....	55
Figura 23 - (a) Medida da diferença de comprimento entre as barras.....	55
Figura 24 - Imagem do corte 7 ilustrando o tamanho e a posição da região de interesse.....	57
Figura 25 - Imagem do corte 7 mostrando o janelamento da imagem.....	57
Figura 26 - Imagem do corte 7 ilustrando o posicionamento das regiões de interesse.....	59
Figura 27 - Imagem do corte 11 onde observam-se os 10 raios com 3 discos cada um.....	60
Figura 28 - Regiões de interesse da razão sinal-ruído no objeto de teste Eurospin.....	62
Figura 29 - Medida da intensidade máxima e mínima de <i>pixel</i> para análise da uniformidade....	64
Figura 30 - Posição do objeto de teste Eurospin na bobina de cabeça.....	65
Figura 31 - Posicionamento do corte para aquisição da imagem.....	65
Figura 32 - Medidas horizontais (a) e verticais (b) para avaliação da distorção geométrica ...	66
Figura 33 - Posição dos perfis através das placas na imagem.....	67
Figura 34 - Medida da máxima largura à meia-altura (FWHM).....	68
Figura 35 - Vista de lado do objeto de teste Eurospin para o teste de posição de corte.....	69
Figura 36 - Posição do objeto de teste Eurospin na bobina de cabeça.....	69
Figura 37 - Vista do plano do objeto de teste Eurospin para o teste de resolução.....	71
Figura 38 - Posição do objeto de teste Eurospin na bobina de cabeça.....	72
Figura 39 - Um perfil típico através do padrão de barras de 1,0 mm.....	73
Figura 40 - Medida do comprimento de ponta a ponta do objeto de teste.....	94
Figura 41 - (a) Medidas dos diâmetros vertical e horizontal do objeto de teste.....	94
Figura 42 - Inserção de resolução das séries ACR T1 (a) e ACR T2	96
Figura 43 - Inserção de resolução das séries ACR T1 (a) e ACR T2.....	97
Figura 44 - Medidas horizontais (a, b, c) e verticais (d, e, f).....	103
Figura 45 - Perfil traçado para gerar o gráfico da medida da máxima largura à meia altura....	105
Figura 46 - Gráfico da máxima largura à meia altura (FWHM).....	106
Figura 47 - Medida da distância entre as hastes paralelas.....	107

Figura 48 - Perfis traçados nas barras verticais (a) e horizontais (b).....	110
Figura 49 - Perfil resultante que indica a distância de 1,0 mm entre as barras.....	110

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 -Relação dos testes avaliados com cada objeto de teste.....	46
Tabela 2 -Parâmetros de aquisição de imagem.....	49
Tabela 3 -Parâmetros de aquisição de imagem do objeto de teste TO1.....	62
Tabela 4 -Parâmetros de aquisição de imagem do objeto de teste TO2.....	65
Tabela 5 -Parâmetros de aquisição de imagem do objeto de teste Eurospin TO2.....	70
Tabela 6 -Parâmetros de aquisição de imagem do objeto de teste Eurospin.....	72
Tabela 7 -Parâmetros de aquisição de imagem com o objeto de teste.....	93
Tabela 8 -Parâmetros de aquisição de imagem com o objeto de teste.....	93
Tabela 9 -Valores das medidas (em mm) para o teste de distorção geométrica.....	95
Tabela 10 -Valores das medidas (em mm) para o teste de distorção geométrica.....	95
Tabela 11 -Valores de espessura de corte (em mm).....	98
Tabela 12 -Posição de corte (em mm) para ambos os equipamentos.....	98
Tabela 13 -Valores de porcentagem de uniformidade para cada sistema.....	99
Tabela 14 -Valores da Relação de Efeito Fantasma (REF) para cada equipamento.....	99
Tabela 15 -Valores de raios contados em cada corte de cada série.....	99
Tabela 16 -Valores de raios contados em cada corte de cada série.....	100
Tabela 17 -Valor médio do <i>pixel</i> em cada região de interesse e razão sinal-ruído.....	100
Tabela 18 -Valor médio do <i>pixel</i> em cada região de interesse e razão sinal-ruído.....	101
Tabela 19 -Valor médio do <i>pixel</i> em cada região de interesse e razão sinal-ruído.....	101
Tabela 20 -Valor médio do <i>pixel</i> em em cada região de interesse e razão sinal-ruído.....	101
Tabela 21 -Valor médio do <i>pixel</i> em em cada região de interesse e razão sinal-ruído.....	102
Tabela 22 -Valor médio do <i>pixel</i> em em cada região de interesse e razão sinal-ruído.....	102
Tabela 23 -Valores do coeficiente de variação para distorção geométrica.....	104
Tabela 24 -Valores do coeficiente de variação para distorção geométrica.....	104
Tabela 25 -Valores de espessura de corte (em mm) para ambos os equipamentos.....	106
Tabela 26 -Erro da posição de corte para o equipamento GE Signa HDxt.....	108
Tabela 27 -Erro da posição de corte para o equipamento Siemens Avanto.....	109

LISTA DE SIGLAS

3DRAS	<i>3D resolution and slice</i>
AAPM	<i>American Association of Physicists in Medicine</i>
ACR	<i>American College of Radiology</i>
CBR	Colégio Brasileiro de Radiologia
CNES	Cadastro Nacional de Estabelecimento de Saúde
COR	Coronal
CPGEI	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial
CQ	Controle de Qualidade
CV	Coefficiente de variação
D	Direito
DAPI	Diagnóstico Avançado Por Imagem
DICOM	<i>Digital Imaging and Communication in Medicine</i>
DIL	Declínio de Indução Livre
DM	Distância medida
DP	Densidade de Prótons
DR	Distância real
E	Esquerdo
EEC	Comunidades Econômicas Europeias
EPI	<i>Eco Planar Imaging</i>
FC	Fator de correção
FE	Codificação de frequência
FLAIR	<i>Fluid Attenuated Inversion Recovery</i>
FOV	Campo de visão
FSE	<i>Fast Spin Eco</i>
FWHM	Máxima largura à meia-altura
IEC	International Electrotechnical Commission
IPEM	<i>Institute of Physics and Engineering in Medicine</i>
IRM	Imagem por Ressonância Magnética
kHz	Quilohertz
MHz	Megahertz
MTF	Função de Modulação de Transferência
N	Ruído
NEMA	<i>National Electrical Manufacturers Association</i>
NEX	Número de excitações
NSA	<i>Number of signal averages</i>
OT	Objeto de Teste
PC	<i>Phase Contrast</i>
PE	Codificação de fase
PIU	Porcentagem da Uniformidade Integral
PPGEB	Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica
REF	Relação de Efeito Fantasma
RF	Radiofrequência
ROI	Região de interesse
RSR	Razão sinal-ruído
RM	Ressonância Magnética
S	Sinal
SAG	Sagital
SD	Desvio padrão

SE	<i>Spin eco</i>
SSFE	<i>Single Shot Fast Spin Eco</i>
STIR	<i>Short Time Inversion Recovery</i>
TE	Tempo de eco
TOF	<i>Time Of Flight</i>
TR	Tempo de repetição
TRA	Transversal
TSE	<i>Turbo Spin Eco</i>
UAL	<i>Uniformity and linearity</i>
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
VME	Vetor de Magnetização Efetiva
VOI	Volume de interesse

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	15
1.1	OBJETIVO GERAL.....	16
1.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	16
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	18
2.1	A RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	18
2.1.1	O equipamento de Ressonância Magnética	18
2.1.1.1	Magneto principal.....	18
2.1.1.2	Bobinas de gradiente de campo magnético	20
2.1.1.3	Bobinas transmissoras e receptoras de RF	21
2.1.1.4	Processador de imagens e sistema de computadores.....	24
2.1.2	Princípios básicos de formação da imagem em Ressonância Magnética.....	24
2.1.2.1	O átomo de hidrogênio: momento angular, momento magnético e precessão.....	25
2.1.2.2	Magnetização longitudinal	27
2.1.2.3	O sinal em RM: relaxamento, recuperação T1 e declínio T2.....	28
2.1.2.4	Parâmetros de sequência de pulsos: tempo de eco e tempo de repetição.....	28
2.1.3	Principais sequências de pulso em Ressonância Magnética.....	29
2.1.3.1	Spin eco (SE) convencional.....	30
2.1.3.2	Spin eco multieco	31
2.1.3.3	Fast spin eco (FSE).....	31
2.1.4	Ponderação e contraste na imagem.....	31
2.1.4.1	Ponderação T1	32
2.1.4.2	Ponderação T2	32
2.1.4.3	Ponderação por densidade de prótons (DP).....	32
2.1.5	Protocolo de exame de RM de encéfalo	33
2.2	CONTROLE DE QUALIDADE EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	34
2.2.1	Testes de Controle de Qualidade	36
2.2.1.1	Razão sinal-ruído (RSR).....	36
2.2.1.2	Uniformidade.....	37
2.2.1.3	Distorção geométrica.....	37
2.2.1.4	Espessura de corte	38
2.2.1.5	Posição de corte	39
2.2.1.6	Resolução espacial de alto contraste	39
2.2.1.7	Detecção de baixo contraste	39
2.2.1.8	Porcentagem do sinal fantasma	40
3	METODOLOGIA	41
3.1	MATERIAIS	41
3.2	MÉTODOS	45
3.2.1	Testes de CQ em RM utilizando o objeto de teste ACR	46
3.2.1.1	Distorção geométrica.....	Error! Bookmark not defined. 48
3.2.1.2	Resolução espacial de alto contraste	50
3.2.1.3	Espessura de corte.....	52
3.2.1.4	Posição de corte.....	54
3.2.1.5	Uniformidade.....	56
3.2.1.6	Porcentagem do sinal fantasma.....	58
3.2.1.7	Detecção de baixo contraste.....	60
3.2.2 Testes de CQ em RM utilizando o objeto de teste Eurospin.....	612
3.2.2.1	Razão sinal-ruído (RSR).....	612

3.2.2.2 Uniformidade.....	63
3.2.2.3 Distorção geométrica.....	64
3.2.2.4 Espessura de corte.....	67
3.2.2.5 Posição de corte.....	69
3.2.2.6 Resolução espacial de alto contraste.....	71
4 RESULTADOS.....	74
4.1 RESULTADOS OBTIDOS COM O OBJETO DE TESTE ACR.....	92
4.1.1 Distorção geométrica.....	94
4.1.2 Resolução espacial de alto contraste.....	95
4.1.3 Espessura de corte.....	98
4.1.4 Posição de corte.....	98
4.1.5 Uniformidade.....	98
4.1.6 Sinal fantasma.....	99
4.1.7 Detecção de baixo contraste.....	99
4.2 RESULTADOS OBTIDOS COM O OBJETO DE TESTE EUROSPIN.....	100
4.2.1 Razão sinal-ruído (RSR).....	100
4.2.2 Uniformidade.....	102
4.2.3 Distorção geométrica.....	103
4.2.4 Espessura de corte.....	105
4.2.5 Posição de corte.....	106
4.2.6 Resolução espacial de alto contraste.....	110
5 DISCUSSÕES.....	111
6 CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	116
6.1 CONCLUSÕES.....	116
6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS.....	117
7 REFERÊNCIAS.....	118

1 INTRODUÇÃO

A Ressonância Magnética (RM) é um método de diagnóstico por imagem com várias vantagens em relação aos demais métodos, o que fez com que o número de equipamentos instalados nos grandes centros brasileiros aumentasse rapidamente nos últimos anos, quando passou de 289 equipamentos instalados em 1999 (MAZZOLA *et. al.*, 2005, p. 195) para 934 em 2009 (MARTINS, 2010, p. 4). Já em 2014, segundo o Cadastro Nacional de Estabelecimentos de Saúde (CNES, 2014) o Brasil possui 1760 equipamentos de RM. Isto representa um aumento de 88% nos últimos 5 anos e de cerca de 508% nos últimos 15 anos, o que demonstra a importância dessa modalidade como meio de diagnóstico por imagem.

A aquisição de imagens por RM é atualmente um dos principais métodos de diagnóstico por imagem. Este método utiliza equipamentos de alta tecnologia, com bobinas de radiofrequência e magnetos supercondutores, sendo que, devido à sua complexidade e para aquisição de imagens adequadas ao diagnóstico, é requerida uma equipe capacitada e treinada com conhecimentos técnico-científicos específicos. Além disso, para garantir uma imagem médica com qualidade diagnóstica, é necessário que os equipamentos sejam monitorados quanto à qualidade das imagens que produzem. Por isso, com o objetivo de manter a qualidade das imagens médicas em seu mais alto nível e assegurar o bom funcionamento dos equipamentos, é que são implementados programas de Controle de Qualidade (CQ) em RM.

No Brasil, há poucos trabalhos publicados discutindo os procedimentos para o CQ em RM. Apesar de o Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) possuir um Programa de Certificação de Qualidade em Ressonância Magnética, com emissão de selos de qualidade, este programa é baseado apenas na análise de imagens de alguns exames específicos, não havendo nenhuma recomendação deste órgão nacional quanto à realização de testes de controle de qualidade em RM (CBR, 2014).

Mazzola *et al.* publicaram em 2005 um trabalho contendo definição, procedimento e análise e critério de aceitação de alguns testes de CQ em RM utilizando os objetos de teste UAL (*uniformity and linearity*) e 3DRAS (*3D resolution and slice*). Em 2012, Capaverde, Moura e Silva publicaram um artigo com a aplicação dos testes de CQ em RM recomendados pelo ACR em Porto Alegre. Os demais trabalhos nacionais recentemente publicados abordam a elaboração de objetos de teste próprios (LEMOS, 2008; MARTINS, 2010; MARTINS; SALMON, 2010).

Atualmente não existem normas nacionais para a regulamentação do CQ em RM no Brasil. A normatização e recomendação sobre CQ em equipamentos de RM se restringe a

trabalhos feitos pela National Electrical Manufacturers Association (NEMA) (1995, 1989a, 1989b, 1991), American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (2010), American College of Radiology (ACR) (2005a; 2005b), Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) (1998) e International Electrotechnical Commission (IEC) (2007).

Os objetos de teste comercialmente disponíveis mais conhecidos são o objeto de teste (OT) Eurospin e o *American College of Radiology* (ACR). Diversos grupos de pesquisa internacionais têm publicado trabalhos sobre o CQ em RM com resultados promissores utilizando o OT ACR (KALJUSTE; NIGUL, 2014, p. 328; CHEN *et al.*, 2004, p. 282) e o OT Eurospin (COLOMBO *et al.*, 2004, p. 94; FIRBANK *et al.*, 2000, 376; IHALAINEN, *et al.*, 2004, p. 1859; LERSKI e CERTAINES, 1993, p. 818).

Os testes realizados nos equipamentos de RM são, em sua maioria, apenas aqueles realizados pela equipe de manutenção e com objetos de teste do próprio fabricante. Como não há legislação nacional disponível sobre o CQ em RM, tampouco diretrizes e orientações nacionais utilizando objetos de teste comerciais, se faz necessária a padronização dos procedimentos para avaliação dos principais parâmetros de qualidade em RM. Dentre os objetos de teste comercialmente disponíveis, nesse estudo foi possível utilizar o Eurospin e o ACR, que possuem procedimentos diferenciados quanto à sua manipulação, execução e análise.

1.1 OBJETIVO GERAL

O objetivo desse trabalho é estudar a metodologia de utilização dos objetos de teste Eurospin e ACR, resultando em um protocolo operacional para utilização destes objetos de teste na rotina de CQ em RM.

1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Comparar as diferenças de metodologia de execução dos testes e as capacidades de avaliar os parâmetros de maior importância em RM, bem como, discutir os resultados dos testes realizados com cada OT e apresentar sugestões para execução e análise de testes relevantes e práticos que pessoas qualificadas possam realizar de forma independente.

Devido à grande variedade de sistemas de RM disponíveis, com uma igualmente grande variedade de opções em cada tipo de sistema de cada fabricante, este estudo não pretende fornecer uma orientação definitiva para o desenvolvimento do CQ em RM, tampouco sobre os parâmetros de qualidade avaliados.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 A RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Vários processos têm de ser completados para produzirem-se imagens por ressonância magnética. Esses processos incluem alinhamento nuclear, excitação por radiofrequência (RF), codificação espacial e formação de imagens. Apesar da grande variedade de equipamentos de RM disponíveis comercialmente, eles apresentam os mesmos subsistemas básicos necessários para completar os processos citados anteriormente, que podem ser divididos em (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 50; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 381; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 75):

- Magneto principal;
- Bobinas de gradiente de campo magnético;
- Bobinas transmissoras e receptoras de RF;
- Processador de imagens e sistema de computadores.

2.1.1 O equipamento de Ressonância Magnética

Cada um desses subsistemas do equipamento de RM citados desempenha um papel específico e fundamental, dispondo de parâmetros e opções de desempenho particulares (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 257; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 76).

2.1.1.1 Magneto principal

O magneto principal cria um campo magnético estático uniforme, sobre o qual se superpõem os gradientes de campo magnético e os pulsos de RF necessários para obtenção das imagens. É um equívoco supor que a dimensão do campo magnético define completamente o desempenho de um equipamento de RM. Embora influencie objetivamente no seu desempenho,

os demais componentes podem prestar maior ou menor contribuição em algumas situações (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 261; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 458; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 76).

Atualmente, dispõe-se de três principais tipos de magnetos para a geração do campo magnético principal: magnetos permanentes, magnetos resistivos e magnetos supercondutores (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 262; BUSHONG, 2003, p. 114; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 76).

Magnetos permanentes

Os magnetos permanentes são constituídos por grandes blocos de material ferromagnético, que conservam o magnetismo após serem expostos a outro campo magnético. Ferro, cobalto e níquel são exemplos de substâncias usadas, mas o material mais comumente utilizado na produção de magnetos permanentes é uma liga de alumínio, níquel e cobalto, conhecida como alnico. Entre outros tipos de magnetos, essa configuração é a mais eficiente em termos de consumo de energia e custo operacional, pois não requer força eletromotriz ou unidade resfriadora adicional para ativação do campo magnético e, portanto, é o que possui o menor custo de manutenção. A principal desvantagem é ser pesado, cerca de muitas toneladas para um campo magnético de apenas 0,3 T, o que inviabiliza a construção de um magneto permanente com um campo mais forte. Esse tipo de magneto está presente em equipamentos de RM de campo aberto e de extremidades (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 262; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 460; BUSHONG, 2003, p. 117; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 76).

Magnetos resistivos

Os magnetos resistivos são alimentados por correntes elétricas que passam por seus rolos de fio. Os custos operacionais são bastante elevados devido à grande quantidade de energia necessária à manutenção do campo magnético. Esse sistema é relativamente mais seguro, pois o campo magnético pode ser desligado cessando-se a fonte de energia elétrica, no entanto, apresentam limitação da potência de campo que são capazes de gerar (WESTBROOK;

KAUT; TALBOT, 2013, p. 265; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 458; BUSHONG, 2003, p. 117; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 78).

Magnetos supercondutores

São os magnetos alimentados por correntes elétricas de alta intensidade que, por sua vez, geram altos campos magnéticos. Eles são refrigerados por hélio líquido envoltos em camadas de vácuo para evitar a perda de calor. Os magnetos supercondutores podem, facilmente, gerar campos magnéticos que variam de 0,5 a 3,0 T ou mais. Constituem-se, em geral, nos equipamentos de campo fechado e possuem os melhores recursos aliados à melhor qualidade de imagem, sendo, no entanto, os mais caros (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 266; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 459; BUSHONG, 2003, p. 115; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 78).

2.1.1.2 Bobinas de gradiente de campo magnético

As bobinas de gradiente são três grupos de bobinas de fios condutores embalados em torno de cilindros de fibra de vidro localizados na carcaça do magneto, onde cada bobina é orientada de acordo com as coordenadas cartesianas: eixo x, eixo y e eixo z (Figura 1). A principal característica das bobinas de gradiente é fornecer variações lineares no campo magnético principal uniforme, possibilitando a localização espacial do sinal de RM para a formação de imagens. Isso é realizado superpondo-se esses gradientes, relativamente fracos, a um campo magnético principal uniforme mais forte (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p.51; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 418; BUSHONG, 2003 p. 208).

As bobinas de gradiente têm por função alterar de forma controlada os campos magnéticos locais permitindo a realização de três tarefas básicas (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 51; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 418; BUSHONG, 2003 p. 208):

1. Selecionar o corte (gradiente seletivo);
2. Codificar os sinais provenientes do corte em uma direção pelas fases dos núcleos de hidrogênio nesta direção (gradiente codificador de fase);

3. Codificar os sinais do corte na direção oposta à fase pela frequência dos sinais gerados (codificador de frequência).

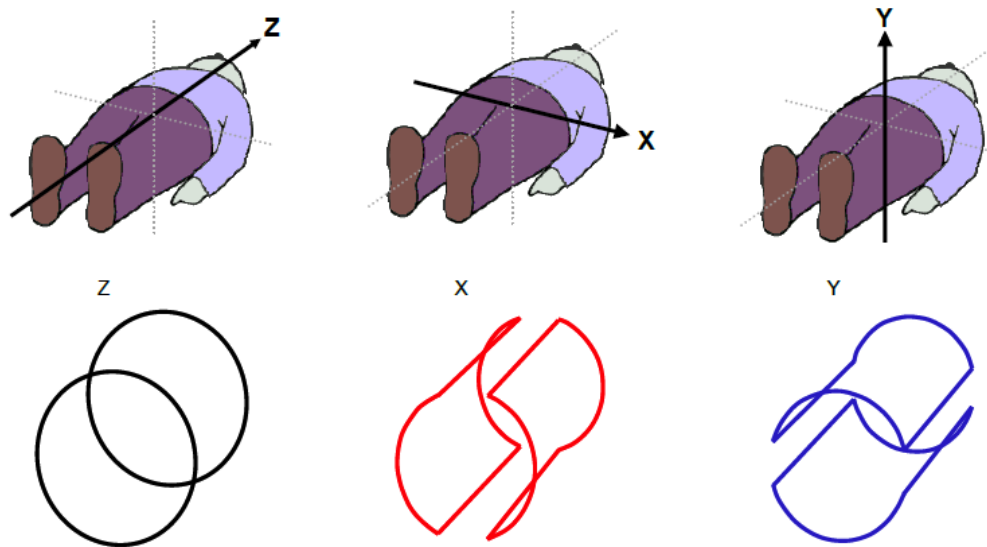


Figura 1 - Bobinas de gradiente ao longo dos três eixos físicos x, y e z do paciente e do equipamento de Ressonância Magnética.

Fonte: BLINK, 2004, p. 21.

O campo magnético que é gerado, é muito forte. Embora as bobinas de gradiente sejam muito firmemente fixadas, as forças exibidas por elas são suficientes para fazê-las vibrar, o que gera o forte ruído (BUSHONG, 2003 p. 208).

2.1.1.3 Bobinas transmissoras e receptoras de RF

O sinal que o paciente gera no interior do magneto constitui-se em ondas eletromagnéticas de baixas amplitudes que são capazes de induzir correntes elétricas em condutores posicionados nas proximidades da região de onde partem essas ondas. Os dispositivos que geram a corrente elétrica induzida são denominados bobinas ou “antenas”. Essas bobinas devem ser posicionadas em contato próximo com a região de interesse como

forma de se obter uma amplificação dos sinais gerados (BUSHONG, 2003 p. 146; SPRAWLS, 2000).

O objetivo desse sistema de bobinas de RF é aplicar ao paciente pulsos de RF e, também, detectar o sinal de magnetização transversa sob a forma de um declínio de indução livre (DIL) ou eco. Em razão das potências de campo utilizadas em RM, necessita-se de energia na faixa de RF do espectro eletromagnético para acionar os *spins* (BUSHONG, 2003 p. 56; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 84).

Bobinas transmissoras de RF

A primeira função do sistema de RF é sintetizar e transmitir o sinal de RF à frequência ressonante pela bobina transmissora, enviando a frequência com energia suficiente para forçar a coerência de fase e lançar alguns dos *spins* de um estado de baixa energia para outro de energia mais elevada, sob a forma de uma curta e intensa descarga de RF (denominada pulso de RF). Em geral, as bobinas transmissoras são grandes, com uniformidade de RF elevada para a excitação. Como não é necessário um controle fino da frequência para transmissão, é possível utilizar um amplificador com ganhos elevados (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 278; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 84).

Boninas receptoras de RF

Um campo magnético oscilando por um rolo de fio induz uma corrente neste fio e a tensão elétrica resultante compõe o sinal de RM. Após ser detectado pelas bobinas receptoras, o sinal passa por um pré-amplificador para aumentar sua potência. Um demodulador subtrai o sinal detectado de um sinal referência à frequência de Larmor, de modo que as informações do sinal de imagem possam ser processadas na faixa de quilo-hertz (kHz), e não de mega-hertz (MHz) (FERREIRA; NACIF, 2011, p. 84; WESTBROOK; KAUT, 2000, p. 175).

Tipos de bobinas de RF

A configuração das bobinas transmissoras e receptoras afeta a qualidade do sinal de RM. Os tipos de bobinas utilizadas na aquisição de imagens de RM dividem-se em (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 280; BUSHONG, 2003 p. 147; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 85):

- Bobina de volume;
- Bobina de superfície;
- Bobina de arranjo de fase;
- Bobina de quadratura.

A bobina de volume, instalada junto ao magneto do sistema, pode tanto transmitir RF como receber o sinal de RM, sendo denominada de transeptora. Ela abrange toda a anatomia do paciente e pode ser utilizada para aquisição de imagens da cabeça, de extremidades ou de todo o corpo. A qualidade do sinal produzido pelas bobinas de volume foi significativamente melhorada pelo surgimento do processo conhecido como “excitação e detecção em quadratura”, pois viabiliza que o sinal seja transmitido e recebido por dois pares de bobinas (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 281; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 85).

As bobinas de superfície são utilizadas para melhorar a razão sinal-ruído (RSR) ao se adquirirem imagens de estruturas próximas à superfície do paciente. Isso ocorre porque a bobina se encontra mais próxima da região anatômica emissora do sinal e recebe ruídos apenas das vizinhanças da bobina e não do corpo todo, eliminando o ruído térmico das partes do corpo fora da região da sensibilidade. As bobinas de superfície são geralmente pequenas, de formato especial e podem ser colocadas sobre a região anatômica a partir da qual se obterá a imagem. Ao serem utilizadas, geralmente a bobina de corpo é usada para a transmissão da RF e a bobina local para a recepção do sinal de RM (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 280; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 86).

O conceito das bobinas de superfície foi ampliado na produção de bobinas de arranjo de fase, associando as vantagens das pequenas bobinas de superfície com a maior cobertura da anatomia. As bobinas de arranjo de fase consistem em bobinas e receptores múltiplos, cujos sinais individuais são combinados para gerar uma imagem com melhor RSR e maior cobertura (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p.281; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 86).

As bobinas de quadratura são duas ou mais bobinas de superfície conjugadas de forma que se obtenha simultaneamente o sinal de uma mesma região e apresentam melhor RSR se comparadas às bobinas de superfície comuns (BUSHONG, 2003, p. 147; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 89).

2.1.1.4 Processador de imagens e sistema de computadores

Nos sistemas de RM, os processadores de imagens e os sistemas de computadores possuem *softwares* específicos para processamento de imagens médicas, variando de acordo com o fabricante (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 285; FERREIRA; NACIF, 2011, p. 90).

2.1.2 Princípios básicos de formação da imagem em Ressonância Magnética

A imagem por RM é, resumidamente, o resultado da interação do forte campo magnético produzido pelo equipamento com os prótons de hidrogênio do tecido humano, criando uma condição para que possamos enviar um pulso de radiofrequência e, após, coletar a radiofrequência modificada através de uma bobina receptora. Este sinal coletado é processado e convertido em uma imagem ou informação (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 8; BUSHONG, 2003, p. 10).

As propriedades de ressonância magnética têm origem na interação entre os átomos de hidrogênio em um campo magnético externo; de forma mais precisa, é um fenômeno em que os prótons de hidrogênio contendo momento angular e momento magnético exibem um movimento de precessão quando estão sob ação de um campo magnético (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 8; BUSHONG, 2003, p. 10).

2.1.2.1 O átomo de hidrogênio: momento angular, momento magnético e precessão

A obtenção de imagens por RM a partir do hidrogênio se deve ao fato de este elemento estar amplamente distribuído nos tecidos biológicos e por suas características em responder a campos magnéticos externos como se fosse um pequeno ímã. A obtenção de imagens a partir de outros elementos, como por exemplo o fósforo, o flúor e o sódio, entre outros, também é possível, no entanto, a baixa concentração desses elementos no corpo humano inviabiliza seu uso (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 3; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 376; BUSHONG, 2003, p. 10).

O átomo de hidrogênio possui como núcleo o próton. Os prótons são partículas carregadas positivamente, que possuem uma propriedade quântica chamada de *spin* ou momento angular. O *spin* representa o movimento de giro do próton em torno de seu próprio eixo, da mesma forma que um pequeno pião. Para o próton de hidrogênio, o *spin* (I) pode ser $+1/2$ ou $-1/2$, o que pode representar o próton girando para um lado ou para o outro. Juntamente com o *spin*, o próton de hidrogênio possui outra propriedade chamada de momento magnético, que faz com que o mesmo se comporte como um pequeno ímã. Como para toda partícula carregada em movimento acelerado surge um campo magnético associado, o próton de hidrogênio se comporta como um pequeno magneto, ou um dipolo magnético. Pode-se utilizar um vetor para descrever cada dipolo magnético, ou cada próton, como mostra a Figura 2 (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 3; BUSHONG, 2003, p. 10).

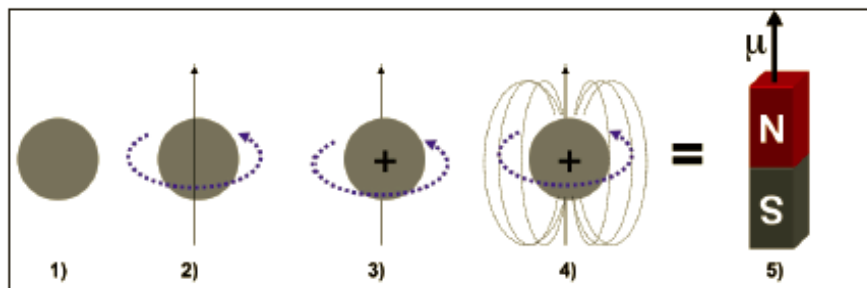


Figura 2 - O próton de hidrogênio pode ser visto como uma pequena esfera (1), que possui um movimento de giro, ou *spin*, em torno do seu próprio eixo (2); por ser uma partícula carregada positivamente (3), que irá gerar um campo magnético próprio ao seu redor (4), comportando-se um pequeno dipolo magnético (4) ou como um ímã (5), com um momento magnético associado.

Fonte: MAZZOLA, 2009, p. 118.

Na ausência de um campo magnético (B_0) aplicado, os momentos magnéticos dos núcleos de hidrogênio são orientados aleatoriamente (Figura 3a). Contudo, quando aplica-se um campo magnético estático externo forte, os momentos magnéticos dos núcleos de hidrogênio alinham-se com esse campo magnético (Figura 3b). Alguns dos núcleos se alinham paralelamente com o campo magnético (no mesmo sentido), enquanto que um menor número de núcleos alinha-se antiparalelamente ao campo magnético (no sentido oposto) (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 4; BUSHONG, 2003, p. 10).

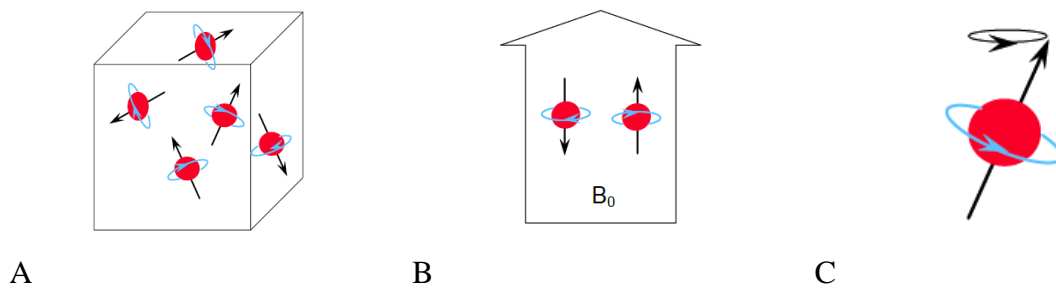


Figura 3 - (a) Átomos de hidrogênio orientados aleatoriamente, na ausência de um campo magnético externo. (b) Alinhamento paralelo e antiparalelo dos átomos de hidrogênio quando aplicado campo magnético externo. (c) Movimento de precessão do átomo de hidrogênio.

Fonte: BLINK, 2004, p. 12.

A influência de B_0 produz uma rotação adicional ou oscilação dos momentos magnéticos do hidrogênio ao redor de B_0 . Este movimento secundário é chamado de precessão (Figura 3c) e faz com que os momentos magnéticos sigam um percurso circular ao redor de B_0 . A velocidade com que eles oscilam ao redor de B_0 é chamada de frequência de precessão (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 6; BUSHONG, 2003, p. 11).

Sob a ação de B_0 , os prótons de hidrogênio irão precessar a uma frequência (ω) determinada pela equação (1) de Larmor:

$$\omega = \gamma \times B_0 \quad (1)$$

onde ω é a frequência angular, B_0 é a intensidade do campo magnético externo aplicado e γ é razão giromagnética, que é uma constante específica para cada elemento. A equação de Larmor calcula a frequência de precessão dos núcleos na presença de um campo magnético (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 7; BUSHONG, 2003, p. 12).

A razão giromagnética para o átomo de hidrogênio (γ_H) é 42,58 MHz/T. Cabe ressaltar que qualquer alteração no valor do campo magnético irá alterar a frequência de precessão (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 7).

2.1.2.2 Magnetização longitudinal

O comportamento do núcleo de hidrogênio como um pequeno ímã, quando sob ação de um campo magnético externo, lhe confere uma força magnética própria denominada força microscópica (μ). A somatória das forças magnéticas microscópicas de grandes quantidades de hidrogênios alinhados ao campo magnético externo resulta em uma força maior denominada magnetização longitudinal (M_z) (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 9).

Em equilíbrio térmico, há sempre um menor número de núcleos de energia elevada que de baixa energia, e por isso os momentos magnéticos dos núcleos alinhados paralelamente ao campo magnético cancelam o número menor de momentos magnéticos alinhados em direção antiparalela. Como há um número maior de momentos alinhados paralelamente, há sempre um pequeno excesso na direção que produz um momento magnético efetivo. Esse pequeno excesso de núcleos de hidrogênio alinhados paralelamente a B_0 constitui o vetor de magnetização efetiva (VME) (Figura 4) (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 9; SPRAWLS, 2000).

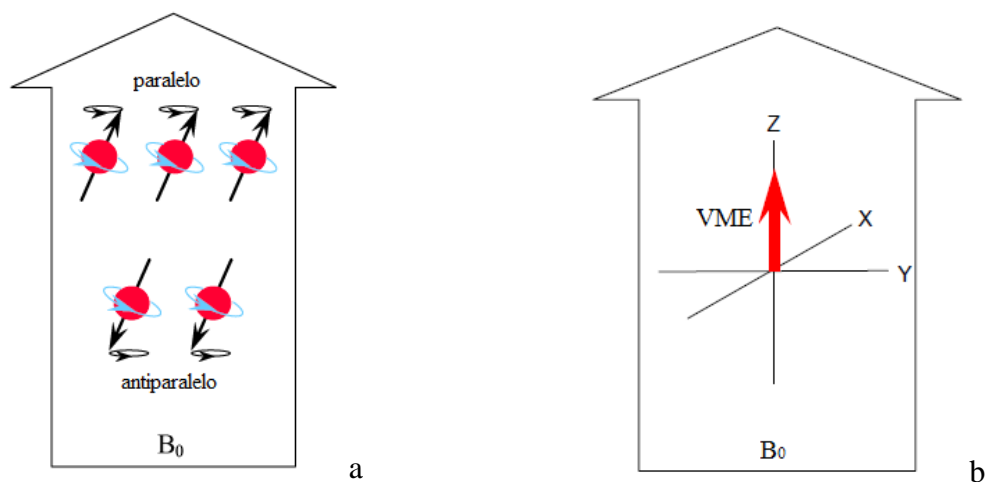


Figura 4 - Maior número de núcleos de hidrogênio alinhados paralelamente a B_0 (a) resultam em um vetor de magnetização efetiva na direção da magnetização longitudinal (b).

Fonte: modificado de BLINK, 2004, p. 13.

2.1.2.3 O sinal em RM: relaxamento, recuperação T1 e declínio T2

O sinal de RM é produzido quando a magnetização em fase atravessa a bobina receptora criando uma tensão elétrica. A frequência do sinal é igual à frequência de Larmor e a magnitude depende da magnetização no plano transversal (plano de 90° em relação a B_0) (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 12; SPRAWLS, 2000).

Quando o pulso de RF acaba, o VME tende a se realinhar ao campo magnético. Para tanto, deve ocorrer o relaxamento, que é a perda de energia do VME para se alinhar outra vez ao B_0 . Na recuperação gradativa da magnetização longitudinal (plano de B_0), o processo chama-se recuperação T1. Quando o declínio é transversal (plano de 90° com B_0) o processo é denominado decaimento T2 (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 13; FERREIRA, NACIF, 2011, p. 23).

A recuperação T1 acontece quando os núcleos liberam a sua energia no ambiente. A energia liberada faz os núcleos recuperarem sua magnetização longitudinal. A recuperação é um processo exponencial, com tempo constante denominado T1. Este é o tempo necessário para a recuperação de 63% da magnetização longitudinal no tecido (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 13).

O declínio T2 é causado pelas trocas de energia das interações dos campos magnéticos entre núcleos vizinhos e acarreta a perda da magnetização transversal. A razão de declínio também é um processo exponencial, de modo que o tempo de relaxamento T2 de um tecido é sua constante temporal de declínio. Este é o tempo necessário para a perda de 63% da magnetização transversal (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 13; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 386).

2.1.2.4 Parâmetros da sequência de pulsos: tempo de eco e tempo de repetição

A maneira como os pulsos de RF são aplicados e a obtenção dos sinais de RM influenciam o contraste das imagens. É possível, a partir da aplicação de pulsos de diferentes ângulos, obter diferentes contrastes entre os tecidos. Várias sequências de pulsos foram desenvolvidas com este propósito e para entendê-las é preciso antes compreender a definição

de tempo de eco (TE) e tempo de repetição (TR) (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 15).

Tempo de eco (TE)

O TE é o tempo medido entre a aplicação de um pulso de RF inicial de 90° e a amplitude máxima do sinal de RM (Figura 5) (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 16; SPRAWLS, 2000).

Tempo de repetição (TR)

O TR é o tempo medido entre dois pulsos de RF de 90° (Figura 5) (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p.15; SPRAWLS, 2000).

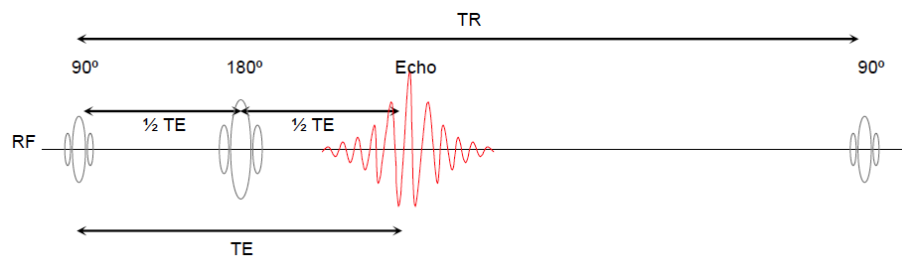


Figura 5 - Parâmetros das sequências de pulsos: tempo de eco (TE) e tempo de repetição (TR).

Fonte: BLINK, 2004, p. 35.

2.1.3 Principais sequências de pulso em Ressonância Magnética

As sequências de pulso possibilitam que seja controlada a maneira pela qual o sistema aplica pulsos e gradientes, o que determina a ponderação e a qualidade das imagens. Atualmente, dispõe-se de muitas sequências de pulsos diferentes e cada uma delas se destina a

uma finalidade específica, sendo, ainda, que cada fabricante utiliza acrônimos diferentes para distingui-las. As sequências de pulso podem ser classificadas da seguinte maneira (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 118; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 391; BUSHONG, 2003, p. 255):

- *Spin* eco
 - Spin* eco convencional
 - Spin* eco multieco
 - Fast spin* eco
- Gradiente eco
 - Coerente
 - Incoerente
- Recuperação da inversão

Há, na realidade, uma gama muito ampla de sequências de pulso disponíveis e dentro dessas três classificações há uma subdivisão de várias outras sequências, como *Fluid Attenuated Inversion Recovery* (FLAIR), *Short Time Inversion Recovery* (STIR), *Eco Planar Imaging* (EPI), *Single Shot Fast Spin Eco* (SSFE), *Time Of Flight* (TOF), *Phase Contrast* (PC), entre outras. Para este trabalho apenas o primeiro grupo de sequências de pulso, *spin* eco, é utilizado e, portanto, será descrito a seguir.

2.1.3.1 *Spin* eco (SE) convencional

A sequência de pulso *spin* eco (SE) convencional se caracteriza pela aplicação de um pulso inicial de RF de 90°, seguido de um pulso de RF de 180° e a coleta de um eco. Uma imagem ponderada em T1 pode ser obtida empregando-se TE e TR curtos. Uma linha do espaço K é preenchida a cada TR (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 118; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 399).

As sequências de pulso *spin* eco são o padrão ouro da maior parte das aquisições de imagens, no entanto, apresentam um tempo de aquisição longo (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 118).

2.1.3.2 *Spin* eco multieco

Uma variação da SE convencional é a multieco, onde, dentro de um mesmo TR, são selecionados dois tempos de eco diferentes. O primeiro TE é curto e o segundo, longo. Após a aplicação de cada um dos pulsos de RF de 180°, surgirá um eco. As imagens de RM resultantes de cada um destes ecos terão uma ponderação diferente. Esta técnica é usada para obtermos, dentro do mesmo TR, uma imagem ponderada em T2 e uma imagem ponderada na densidade de prótons (DP) (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 35; SPRAWLS, 2000).

2.1.3.3 Fast *spin* eco (FSE)

A sequência de pulso fast *spin* eco (FSE), também chamada turbo *spin* eco (TSE), utiliza múltiplos pulsos de RF de 180°, combinando múltiplas codificações de fase, dentro de um mesmo TR. Desta forma, um trem de ecos pode ser gerado. Cada eco irá preencher uma linha diferente do espaço K, reduzindo assim o tempo total de aquisição. O número de pulso de RF de 180° a ser empregado é chamado de fator turbo ou tamanho do trem de ecos. A redução no tempo total de aquisição é proporcional ao fator turbo (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 121; BUSHONG, 2003, p. 266)

2.1.4 Ponderação e contraste na imagem

Uma das principais vantagens da RM em comparação com outras modalidades de aquisição de imagens é a excelente discriminação dos tecidos moles proporcionada por suas imagens. Para demonstrar uma ponderação em T1, DP ou T2 são selecionados valores específicos de TR e TE para uma dada sequência de pulsos. A seleção do TR e TE apropriados pondera uma imagem, de modo que um mecanismo de contraste predomina em relação aos outros dois (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 24; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 394).

2.1.4.1 Ponderação T1

Uma imagem ponderada em T1 é aquela em que o contraste depende predominantemente das diferenças entre os tempos T1 do tecido adiposo e da água. Para obter-se uma ponderação em T1 (Figura 6), o TR tem de ser suficientemente curto para que nem o tecido adiposo nem a água tenham tempo suficiente de retornar integralmente a B_0 (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 24; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 395).

2.1.4.2 Ponderação T2

Na imagem ponderada em T2 o contraste depende predominantemente das diferenças entre os tempos T2 do tecido adiposo e da água. Para obter-se uma ponderação em T2 (Figura 6), o TE tem de ser suficientemente longo para dar tempo para o declínio tanto do tecido adiposo como da água (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 24; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 397).

2.1.4.3 Ponderação por densidade de prótons (DP)

Uma imagem por densidade de prótons (DP) é aquela em que a diferença no número de prótons por unidade de volume no paciente é o principal fator determinante da formação do contraste de imagens. Para obter-se a ponderação DP (Figura 6) tem-se de diminuir os efeitos dos contrastes T1 e T2 de modo que a ponderação por DP possa dominar. Um TR longo possibilita a recuperação da magnetização longitudinal tanto por parte do tecido adiposo como da água, diminuindo pois a ponderação T1. Um TE curto não dá ao tecido adiposo ou à água tempo para o declínio, diminuindo pois a ponderação T2 (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 25; BUSHBERG *et al.*, 2002, p. 396).

Em qualquer imagem, o contraste devido à densidade de prótons intrínseca e os mecanismos T1 e T2 ocorrem simultaneamente e contribuem para o contraste das imagens. Para

ponderar-se uma imagem de tal modo que um processo predomine, tem-se de diminuir os outros processos (WESTBROOK; KAUT; TALBOT, 2013, p. 26).

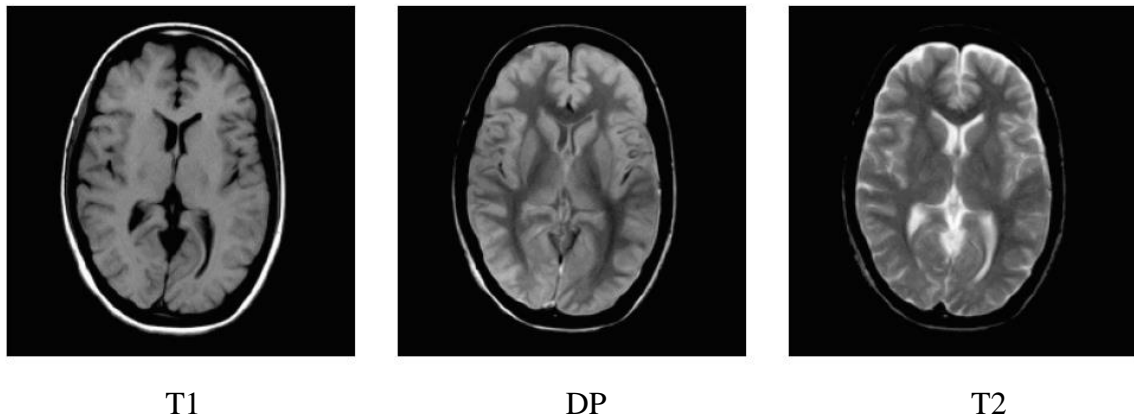


Figura 6 - Imagens de encéfalo ponderadas em T1, DP e T2.

Fonte: BLINK, 2004, p. 39.

2.1.5 Protocolo de exame de RM de encéfalo

A RM de encéfalo já está estabelecida como método de estudo anatômico preciso e fundamental para caracterização estrutural do encéfalo e de suas apresentações normais, variantes anatômicas e achados patológicos (ATLAS, 2009, p. 2; FERREIRA, NACIF, 2011, p. 199).

Um protocolo de exame em RM, seja ele do encéfalo ou de qualquer outra região anatômica a ser estudada, depende do fabricante do equipamento, do campo magnético desse equipamento, do estado do paciente, do tempo disponível para aquisição das imagens, da formação da equipe médica e técnica, além de outras particularidades que podem afetar a aquisição das imagens. Por isso, as sequências envolvidas na aquisição de cada protocolo de exame dependem das orientações de cada serviço de imagem e, portanto, não é possível sugerir um protocolo fixo, mas sim fornecer orientações de sequências necessárias em um exame de rotina.

Sendo assim, um exame de rotina de RM de encéfalo da Clínica Sabedotti inclui imagens nos três eixos anatômicos (axial, sagital e coronal) e/ou imagens volumétricas. Basicamente, uma sequência ponderada em T1, serve para o estudo anatômico, em T2 para o

estudo líquido, em FLAIR para melhor diferenciação entre substância branca e cinzenta e gradiente eco T2* facilita a detecção de estágios de sangramento encefálico.

Ainda, dependendo da indicação clínica, podem ser realizadas sequência de difusão para estudo de acidentes vasculares encefálicos isquêmicos, perfusão para avaliação do fluxo sanguíneo, imagens ponderadas em DP para estudo de esclerose múltipla, imagens ponderadas em STIR para estudo de hipocampos, espectroscopia para avaliação da concentração dos metabólitos cerebrais, sequências de angiografia por RM para estudo dos vasos sanguíneos arteriais e venosos, entre outras aplicações avançadas, que não são o objetivo desse trabalho.

2.2 CONTROLE DE QUALIDADE EM RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

O Controle de Qualidade (CQ) de sistemas de RM tem sido desenvolvido e aplicado clinicamente desde os anos 1980, quando os primeiros objetos de teste especialmente projetados para o CQ em RM foram criados (COVELL, 1986, p. 815). No início dos anos 1990, as Comunidades Econômicas Europeias (EEC) propuseram seus protocolos de CQ e metodologias com base em uma série de objetos de teste (OT) de RM especialmente concebidos, o Eurospin (CHEN *et al.*, 2004, p. 279).

Mais recentemente, um conjunto de protocolos de teste de controle de qualidade em RM foi desenvolvido pelo Programa de Acreditação do ACR nos Estados Unidos. Um OT especialmente concebido foi introduzido com essa finalidade (CHEN *et al.*, 2004, p. 279).

Atualmente, não existem normas nacionais para a regulamentação do CQ em RM no Brasil. A normatização e recomendação sobre CQ em equipamentos de RM se restringe a trabalhos publicados por organizações internacionais, como a National Electrical Manufacturers Association (NEMA) (1995, 1989a, 1989b, 1991), American Association of Physicists in Medicine (AAPM) (2010), American College of Radiology (ACR) (2005a; 2005b), Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) (1998) e International Electrotechnical Commission (IEC) (2007). O ACR, em especial, criou o Programa de Acreditação em Imagem por Ressonância Magnética, baseado nas exigências contidas em sua publicação e nas publicações da AAPM. Apesar de o Colégio Brasileiro de Radiologia (CBR) possuir um Programa de Certificação de Qualidade em Ressonância Magnética, com emissão de selos de qualidade, este é baseado apenas na análise de imagens de alguns exames

específicos, não havendo nenhuma recomendação deste órgão nacional quanto à realização de testes de controle de qualidade em RM (CBR, 2014).

Clinicamente, os fabricantes costumam usar seus próprios protocolos de testes e normas para avaliar os equipamentos de RM. A maioria destes testes concentra-se na estabilidade dos componentes mecânicos e circuitos eletrônicos (por exemplo, estabilidade e desempenho do gradiente, verificação da radiofrequência (RF) e homogeneidade, medida da saturação, verificação da blindagem, RSR (razão sinal-ruído), teste de correntes parasitas, etc.). No entanto, a qualidade da imagem é o produto final de todos estes componentes. Segundo Chen *et al.* (2004, p. 283), a qualidade da imagem pode não ser otimizada mesmo quando o equipamento está em conformidade com os testes dos componentes propostos pelos fabricantes.

Diversas mudanças na prática clínica da RM estão fazendo com que a comunidade científica reavalie os níveis de aceitação dos testes de CQ, pois um número crescente de instituições utiliza dados de imagem de RM para o planejamento do tratamento (cirúrgico, bem como aplicações de radioterapia estereotáxica e conformacional) e/ou para orientação real durante procedimentos intervencionistas. Essas aplicações requerem maior exigência no sentido de garantir que os sistemas de RM estejam perfeitamente calibrados (e que são utilizadas técnicas de aquisição adequadas) de tal modo que a precisão espacial das imagens resultantes seja adequada para o propósito pretendido (AAPM, 2010, p. 2).

Mazzola *et al.* em 2005 (p. 196) apresentaram um trabalho contendo as definições, procedimentos, análises e critérios de aceitação de testes de CQ em RM utilizando os objetos de teste UAL (*uniformity and linearity*) e 3DRAS (*3D resolution and slice*). Em 2012, Capaverde, Moura e Silva publicaram um artigo com a aplicação dos testes de CQ em RM recomendados pelo ACR em Porto Alegre. Os demais trabalhos nacionais recentemente publicados abordam a elaboração de objetos de teste próprios (LEMOS, 2008; MARTINS, 2010; MARTINS; SALMON, 2010).

Assim, mesmo com mais de 1700 equipamentos de RM em uso no Brasil em 2014 (CNES, 2014), a escassez de trabalhos nacionais publicados acerca do CQ em RM é evidente.

Os objetos de teste comercialmente disponíveis mais conhecidos são o OT do ACR e o Eurospin. Diversos grupos de pesquisa internacionais têm publicado trabalhos sobre o CQ em RM. Uma procura nas bases da *Science Direct*, *PubMed* e *Scielo*, revela pesquisas realizadas em outros países com resultados satisfatórios utilizando o OT do ACR (KALJUSTE; NIGUL, 2014, p. 328; CHEN *et al.*, 2004, p. 282) e Eurospin (COLOMBO *et al.*, 2004, p. 94; FIRBANK *et al.*, 2000, 376; IHALAINEN, T. *et al.*, 2004, p. 1859; LERSKI e CERTAINES, 1993, p. 818).

As diferentes configurações disponíveis de magnetos, bobinas de radiofrequência (RF) e sequências de pulso vêm despertando cada vez mais interesse, com o objetivo de uma melhor qualidade nas imagens adquiridas. Ainda, novos programas dentro de processos de gestão de tecnologia médico-hospitalar e de acreditação e de qualificação, exigem que os setores de engenharia clínica definam protocolos para controle de qualidade em serviços de Imagem por Ressonância Magnética (IRM).

2.2.1 Testes de Controle de Qualidade

O CQ em RM é fundamental para avaliar as condições de qualidade dos equipamentos. Mesmo sem uma legislação nacional, deve-se levar em conta protocolos de órgãos internacionais e adaptá-los às rotinas dos serviços de diagnóstico por imagens.

Dessa forma, foram realizados os testes de CQ possíveis de serem executados com o OT Eurospin e ACR, a saber:

- Razão sinal-ruído (RSR) (apenas OT Eurospin);
- Uniformidade;
- Distorção geométrica;
- Espessura de corte;
- Posição de corte;
- Resolução espacial de alto contraste;
- Porcentagem do sinal fantasma (apenas OT ACR);
- Detecção de baixo contraste (apenas OT ACR).

2.2.1.1 Razão sinal-ruído (RSR)

A razão sinal-ruído (RSR) é a razão da amplitude do sinal recebido para a amplitude média do ruído. O sinal é a tensão induzida na bobina receptora pela precessão do VME no plano transversal. O ruído é gerado pela presença do paciente no magneto e pelo ruído elétrico de fundo do sistema (WESTBROOK, KAUT, 2000, p. 61).

A RSR na imagem obtida em um sistema é influenciada por vários fatores. A escolha de cada parâmetro de imagem, bem como a seleção da bobina de RF e o posicionamento do OT, afetam a RSR. Problemas do sistema que geram baixa RSR incluem falha da bobina de RF, falhas no pré-amplificador e receptor, e recepção de fontes externas de ruído de RF inadequadamente atenuadas devido a problemas na integridade da blindagem de RF (AAPM, 2010, p. 17; MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 3).

2.2.1.2 Uniformidade

A uniformidade da imagem refere-se à capacidade de um sistema de RM descrever regiões uniformes de um volume homogêneo com a mesma intensidade. Este teste mede a uniformidade da intensidade na imagem ao longo de uma grande região do OT que contém água, perto do centro da bobina de crânio, sendo que esta tem sensibilidade espacial bastante uniforme perto do centro da bobina quando posicionada para um exame típico de crânio. A não uniformidade é mais frequentemente o resultado de heterogeneidades de RF ou do campo magnético, pobre compensação de correntes parasitas, geometria da bobina de RF, calibração inadequada dos gradientes de pulso e processamento da imagem (AAPM, 2010, p. 19; LERSKI; CERTAINES, 1993, p. 822; MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 4; ACR, 2005, p. 16).

2.2.1.3 Distorção geométrica

Linearidade espacial é o termo utilizado para descrever o grau de distorção geométrica presente nas imagens produzidas por um sistema de RM (MAZZOLA *et al.*, 2005, p. 200).

O teste de distorção geométrica avalia a precisão com que a imagem representa o comprimento do objeto nas imagens. Também é chamado de teste de erro geométrico e consiste na realização de medições de comprimento nas imagens, entre os locais identificados no OT e comparação dos resultados com os valores conhecidos para aqueles comprimentos (ACR, 2005, p. 7).

A distorção geométrica é um problema comum em imagem *single-shot* EPI. Em geral, a distorção geométrica observada em EPI é significativamente maior do que a observada usando

imagens *spin eco*, *fast spin eco*, ou gradiente *eco*. A distorção pode ser causada pela falta de homogeneidade do campo B_0 e efeitos de corrente parasita. A visualização do padrão de distorção fornece informações valiosas sobre as características do campo B_0 do sistema. A abordagem mais eficaz para correção da distorção é melhorar a blindagem do magneto e a compensação de correntes parasitas. Deve-se notar que tais distorções podem ser particularmente problemáticas em sequências de difusão, onde grandes pulsos de gradiente são utilizados para sensibilizar a imagem para a difusão dos prótons de água (AAPM, 2010, p. 23; MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 8).

2.2.1.4 Espessura de corte

A espessura de corte em RM é idealmente determinada pela largura de banda do pulso de excitação de RF e pela amplitude do pulso de gradiente aplicado. A espessura de corte é um parâmetro importante na RM, pois cortes muito espessos inadequadamente resultam em efeitos de volume parcial que degradam a resolução espacial aparente, enquanto que cortes muito finos resultam em baixa RSR. Além disso, pobres perfis de seleção de corte podem ser problemáticos quando um mínimo espaçamento de corte é necessário. Fatores que degradam perfis de corte incluem a não-uniformidade do gradiente de campo; não-uniformidade do campo de RF; a forma inadequada do pulso de RF devido à não-linearidade da amplitude do transmissor de RF e à instabilidade de fase de RF e/ou de amplitude (CHEN *et al.*, 2004, p. 283; AAPM, 2010, p. 16; MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 10).

O teste de espessura de corte avalia a precisão com que a espessura de um corte especificado é alcançada. Através da comparação da espessura do corte prescrito com a espessura do corte medido na imagem, é possível avaliar se o equipamento produz cortes de espessura substancialmente diferentes do que está sendo prescrito no protocolo (ACR, 2005, p. 12).

2.2.1.5 Posição de corte

Em uma situação clínica, é muito importante ter a confirmação precisa de que a posição exata do corte selecionado corresponde ao representado pelo sistema de luz ou indicadores de *laser* (LERSKI; CERTAINES, 1993, p. 825). A posição de corte é a localização absoluta do ponto médio da máxima largura à meia altura (FWHM – do inglês *full width at half maximum*) de um perfil de corte. O espaçamento entre os cortes é a distância entre quaisquer duas posições de corte. As localizações de corte são indicadas por dispositivos de posicionamento externos ou pelo espaçamento entre os cortes selecionados (MAZZOLA *et al.*, 2005, p. 199).

Este teste avalia se as localizações dos cortes adquiridos são iguais à localização dos cortes prescritos no equipamento (ACR, 2005, p. 14).

2.2.1.6 Resolução espacial de alto contraste

A resolução espacial de alto contraste é uma medida da capacidade do sistema de RM mostrar a separação de objetos quando não há contribuição significativa de ruído. A resolução espacial de alto contraste em RM é geralmente limitada pelo tamanho do *pixel* da matriz de aquisição. Uma falha neste teste significa que, para um dado campo de visão e uma dada matriz de aquisição, o equipamento não está diferenciando pequenos detalhes como deveria. Como consequência, pequenas lesões ou a definição das bordas de pequenas estruturas não aparecerão nas imagens (AAPM, 2010, p. 20).

Este teste avalia a capacidade do equipamento em diferenciar pequenos objetos quando a razão contraste-ruído é suficientemente alta para que não desempenhe um papel limitante nessa capacidade (ACR, 2005, p. 9).

2.2.1.7 Detecção de baixo contraste

Um teste de detecção de baixo contraste avalia a capacidade do sistema de mostrar objetos na presença de ruído. Os fatores que afetam negativamente a detecção de baixo

contraste incluem aqueles que afetam negativamente a RSR. Portanto, os resultados do teste de detecção de baixo contraste são dependentes da intensidade do campo do sistema (AAPM, 2010, p. 20).

Para a análise do teste de detecção de baixo contraste, o OT tem um conjunto de objetos de baixo contraste de tamanho e contraste variáveis. A capacidade para detectar objetos de baixo contraste é determinada principalmente pela relação contraste-ruído conseguida na imagem, e pode ser degradada pela presença de artefatos, tais como fantasmas (ACR, 2005, p. 20).

2.2.1.8 Porcentagem do sinal fantasma

O teste de porcentagem do sinal fantasma avalia o nível de sinal fantasma nas imagens. Fantasmas são artefatos em que uma cópia fraca (fantasma) do objeto aparece sobre a imagem, deslocando-a de sua verdadeira localização. Se existem muitos fantasmas de baixo nível, eles podem não ser reconhecidos como cópias do objeto, mas simplesmente aparecem como uma mancha de sinal que emana na direção de codificação de fase das regiões mais brilhantes da imagem verdadeira. Fantasmas são uma consequência da instabilidade do sinal entre as repetições do ciclo do pulso. Para este teste, o nível do sinal fantasma é medido e avaliado como uma porcentagem do nível de sinal na imagem verdadeira (primária). Os fantasmas são mais evidentes nas áreas de uma imagem de fundo, onde não deve haver nenhum sinal, mas, geralmente, eles sobrepõem as principais partes da imagem, bem como, alteram artificialmente as intensidades da imagem (ACR, 2005, p. 18).

A aparência de imagem fantasma é tipicamente uma consequência da instabilidade do sinal dentro do sistema. Imagens fantasma excessivas, geralmente observadas na direção de codificação de fase, podem obscurecer os detalhes. Os efeitos são mais óbvios em áreas com nível de baixo sinal (ao fundo) (AAPM, 2010, p. 22).

3 METODOLOGIA

3.1 MATERIAIS

Os testes de CQ foram realizados em dois equipamentos de RM de 1,5 Tesla da Clínica Sabedotti, em Ponta Grossa – PR: um Signa HDxt da General Electric (ano de instalação: 2009) (Figura 7) e um Avanto da Siemens (ano de instalação: 2013) (Figura 8). Ambos os equipamentos possuem contrato de manutenção periódica com o fabricante.



Figura 7 - Equipamento de Ressonância Magnética Signa HDxt da General Electric.

Fonte: GENERAL ELECTRIC. Signa HDxt 1.5 T.



Figura 8 - Equipamento de Ressonância Magnética Avanto da Siemens.
Fonte: SIEMENS HEALTHCARE.

Em ambos os aparelhos foram utilizadas as bobinas de crânio de 8 canais dos próprios fabricantes (Figuras 9 e 10).



Figura 9 - Bobina de crânio da Ressonância Magnética GE Signa HDxt.
Fonte: GENERAL ELECTRIC. Signa HDxt 1.5 T.



Figura 10 - Bobina de crânio da Ressonância Magnética Siemens Avanto.
Fonte: Autoria própria.

Os objetos de teste utilizados foram o ACR (Figura 11), cedido pela clínica Diagnóstico Avançado Por Imagem (DAPI), e o Eurospin (Figura 12), cedido pelo departamento de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial (CPGEI) da UTFPR.

O OT ACR é um cilindro curto e oco com acrílico em ambos os lados. Ele é preenchido de solução contendo 10 mM de NiCl_2 e 75 mM de NaCl . O comprimento interno é de 148 mm e o diâmetro interior é de 190 mm. Há duas palavras “NOSE” e “CHIN” escritas na parte externa do objeto, as quais indicam a orientação correta para posicioná-lo na bobina. Dentro dele há várias estruturas complexas que são utilizadas para gerar as imagens desejadas, quer para análise qualitativa ou quantitativa. O teste requer pelo menos dois conjuntos de exames de ressonância magnética convencional, por exemplo, imagens *spin* eco ponderadas em T1 e em T2 (ACR, 2005a; 2005b).

O conjunto de objetos de teste Eurospin (Diagnostic Sonar Ltd, Livingston, Escócia) inclui quatro objetos de teste que contêm ácido sulfato de cobre em baixa concentração (Figura 12). O OT 1 (TO1) é um cilindro homogêneo destinado a ser usado para determinar a uniformidade da imagem e a razão sinal-ruído (RSR). O TO2 contém duas placas anguladas e duas cunhas para avaliação da espessura de corte e quatro placas em forma de quadrado que são usadas na medição da distorção geométrica. O objeto TO3 contém 16 pares de hastes angulares que são utilizadas nas medidas da posição do corte. TO4 é utilizado para a medição de resolução e possui padrões de placas com diferentes espaçamentos, bem como dois blocos de vidro para medição da função de transferência de modulação (MAGNET TEST OBJECT, 2004).

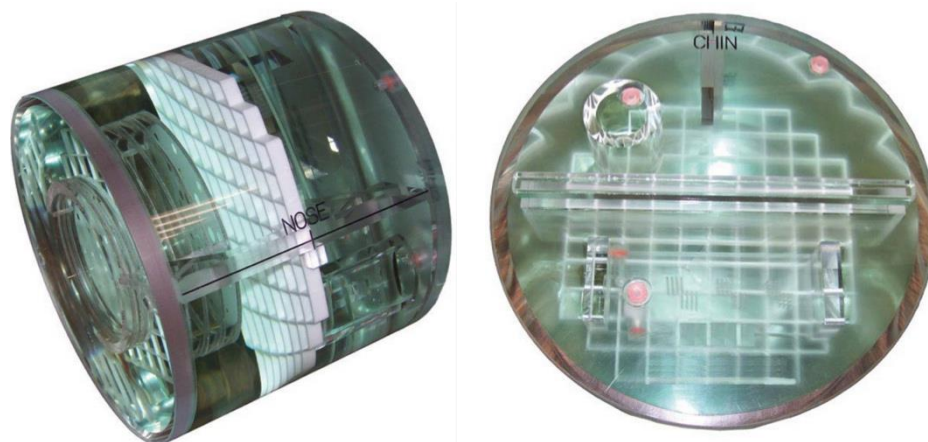


Figura 11 - Objeto de teste American College of Radiology.

Fonte: NEWMATIC MEDICAL.

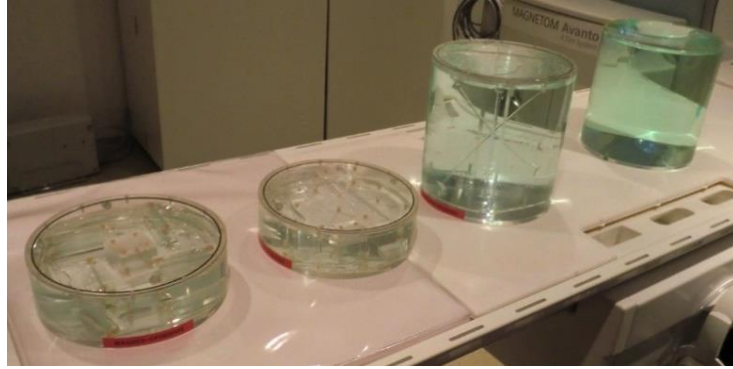


Figura 12 - Objetos de teste Eurospin TO4, TO3, TO2 e TO1 (da esquerda para a direita).

Fonte: Autoria própria.

Para assegurar o posicionamento adequado dos objetos de teste nas bobinas, foram utilizados níveis de bolha, conforme demonstrado nas Figuras 13 e 14 a seguir.

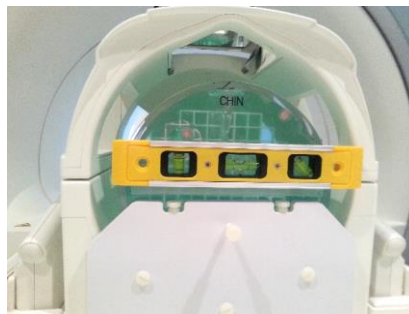
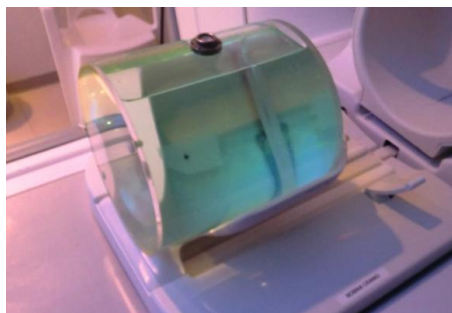
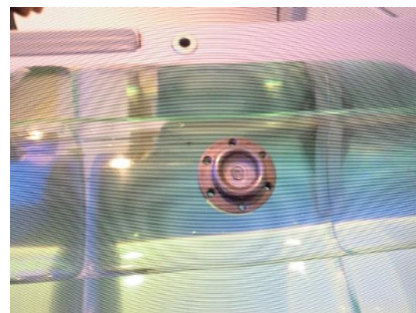


Figura 13 - Nível de bolha posicionado no objeto de teste *American College of Radiology* para verificação do posicionamento.

Fonte: Autoria própria.



a



b

Figura 14 - (a) Nível de bolha posicionado no objeto de teste Eurospin para verificação do posicionamento; (b) detalhe do nível de bolha.

Fonte: Autoria própria.

A bobina de crânio da RM Siemens Avanto permitiu a utilização do suporte imobilizador (Figura 15) que acompanha o OT ACR, o que facilita o posicionamento adequado do mesmo. Já na bobina de crânio da RM GE Signa HDxt, o mesmo não pode ser utilizado pois impedia que a bobina fechasse.



Figura 15 - Objeto de teste *American College of Radiology* posicionado na bobina de crânio da Ressonância Magnética Avanto da Siemens com o suporte imobilizador (indicado pela seta azul).

Fonte: Autoria própria.

Após a aquisição, as imagens foram analisadas nas estações de trabalho da clínica através do PACS Carestream e do *software* ImageJ, um programa de domínio público para processamento de imagens em formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*) com *download* disponível em <<http://imagej.nih.gov/ij/download.html>>, que possuem as ferramentas de aumento, janelamento e medidas de distância e valor de *pixel*, necessárias para análise dos testes.

3.2 MÉTODOS

Os testes de aceitação sugeridos pela AAPM foram realizados pelo fabricante após a instalação de cada equipamento e antes de iniciar o uso na rotina clínica e seus resultados encontram-se arquivados na Clínica Sabedotti. Outros testes que não se aplicaram nesse trabalho foram o mapeamento dos limites do campo magnético; inventário do sistema de RM; verificações mecânicas do sistema; verificações do sistema de emergência; monitoramento de

pacientes, sistemas de anestesia, *gating* e bomba injetora; estabilidade do ganho do transmissor; uniformidade do campo magnético; compensação de correntes parasitas; estabilidade da imagem eco planar (EPI); precisão e localização do volume de interesse (VOI); e testes de qualidade espectral.

Assim, com os OT disponíveis foi possível incorporar sete testes com o OT ACR e seis testes com o OT Eurospin, conforme apresentado na Tabela 1 a seguir.

Tabela 1 - Relação dos testes avaliados com cada objeto de teste.

	ACR	Eurospin
Uniformidade	X	X
Distorção geométrica	X	X
Espessura de corte	X	X
Posição de corte	X	X
Resolução espacial de alto contraste	X	X
Porcentagem do sinal fantasma	X	-
Detecção de baixo contraste	X	-
Razão sinal-ruído (RSR)	-	X

Os testes foram realizados baseando-se nos manuais dos objetos de teste ACR (ACR, 20015a; 2005b) e Eurospin (MAGNET TEST OBJECTS, 2004) e nos artigos de CHEN *et al.*, 2004; COLOMBO *et al.*, 2004; FIRBANK *et al.*, 2000; IHALAINEN *et al.*, 2004; LERSKI; CERTAINES, 1993; MAZZOLA *et al.*, 2005 e CAPAVERDE *et al.*, 2012. Os manuais do usuário dos sistemas de RM não foram considerados, pois não apresentavam descrição de procedimentos e critérios de aceitação para os testes propostos.

Cada teste foi realizado de acordo com sua definição, procedimentos e critério de aceitação, a fim de otimizar sua execução. Como cada OT utilizado apresenta particularidades, tanto para a realização dos testes, quanto para a análise dos resultados, a execução de cada teste foi definida separadamente para cada OT, conforme apresentado a seguir.

3.2.1 Testes de CQ em RM utilizando o objeto de teste ACR

Para a realização dos testes de CQ utilizando o objeto de teste ACR, este foi posicionado na bobina de crânio, alinhado como uma cabeça durante um exame padrão de crânio, com a

palavra “NOSE” (nariz) na parte superior e a palavra “CHIN” (queixo) onde estaria o queixo, conforme mostra a Figura 16.

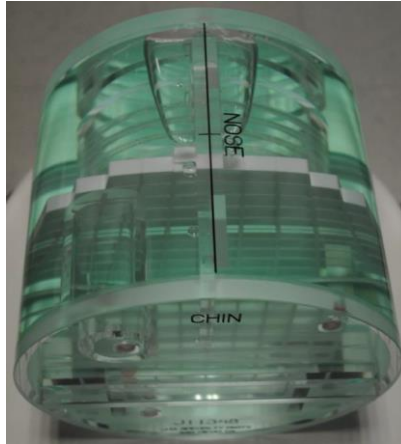


Figura 16 - Indicações das palavras “NOSE” e “CHIN” para referência no posicionamento adequado do objeto de teste *American College of Radiology*.

Fonte: SEIXAS, 2014, p. 34.

O centro do OT foi colocado no centro da bobina de crânio e alinhado com a luz indicadora de posicionamento de modo que estava no isocentro do magneto. Para garantir o posicionamento correto foi utilizado um nível de bolha não-metálico. Podem ser utilizadas compressas de gaze sob uma ou outra extremidade do OT para nivelá-lo horizontalmente.

Uma vez corretamente alinhado, o OT foi mantido na mesma posição durante todas as aquisições. Os testes requerem a aquisição de uma sequência localizadora e quatro sequências de imagens axiais. O mesmo conjunto de 11 cortes no OT foi adquirido em cada uma das quatro sequências axiais. Os parâmetros de aquisição para o localizador e as duas primeiras sequências axiais de imagens são prescritos pelo ACR (Tabela 2) e, por isso, essas sequências são chamadas de sequências ACR. A terceira e a quarta sequências são baseadas nos protocolos da própria instituição, e são referidas como sequências local. Os parâmetros de aquisição para as quatro séries axiais são sugeridos pelo ACR e podem não ser possíveis de se utilizar devido à limitações de *software* e diferenças entre fabricantes. Nesse caso, deve-se utilizar o parâmetro mais próximo do recomendado.

No momento de aquisição das imagens é necessário garantir que o bloco de cortes seja posicionado corretamente no localizador. Deve-se garantir que o primeiro corte esteja

exatamente no vértice inferior da cunha de 45° e o último corte esteja no vértice superior, como indicado na Figura 17.

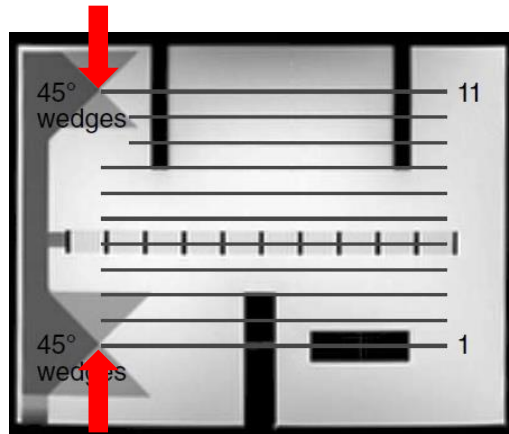


Figura 17 - Posição dos 11 cortes no localizador para aquisição das quatro séries axiais. As flechas vermelhas indicam os vértices das cunhas de 45°, onde devem estar o primeiro e o último corte.

Fonte: ACR, 2005, p. 6.

Após a aquisição, as imagens foram analisadas nas estações de trabalho, que possuem ferramentas de aumento, janelamento e medidas de distância e valor de *pixel*, necessárias para análise dos testes.

3.2.1.1 Distorção geométrica

Procedimentos

Foram realizadas ao todo seis medições de comprimento em cada série ACR T1 e uma medição na série localizadora. Primeiramente, antes de iniciar as medições, é necessário ajustar a largura e nível da janela, de acordo com os seguintes passos em todas as imagens estudadas neste teste:

1. Ajustar a janela para uma largura estreita, perto de zero;
2. Diminuir o nível da janela, até que o sinal das regiões de alto sinal (regiões que possuem somente água) sejam totalmente brancas;

Tabela 2 - Parâmetros¹ de aquisição de imagem com o objeto de teste *American College of Radiology*.

Série	Sequência de pulso	TR (ms)	TE (ms)	FOV (cm)	Nº de cortes	Espessura de corte (mm)	Espaçamento (mm)	NEX	Matriz	Largura de banda (kHz)	Tempo de varredura (min:s)
Localizador	<i>Spin eco</i>	200	20	25	1	20	0	1	256x256	Rotina ²	0:56
ACR T1	<i>Spin eco</i>	500	20	25	11	5	5	1	256x256	Rotina ²	2:16
ACR T2 duplo eco	<i>Spin eco</i>	2000	20/80	25	11	5	5	1	256x256	Rotina ²	8:56
T1 local	Rotina ²	Rotina ²	Rotina ²	Rotina ²	11	5	5	Rotina ²	Rotina ²	Rotina ²	Rotina ²
T2 local	Rotina ²	Rotina ²	Rotina ²	Rotina ²	11	5	5	Rotina ²	Rotina	Rotina ²	Rotina ²

¹Os parâmetros dessa tabela são sugeridos pelo pelo ACR e podem não ser possíveis de se utilizar devido à limitações de *software* e diferenças entre fabricantes. Nesse caso, deve-se utilizar o parâmetro mais próximo do recomendado.

²Os parâmetros descritos como “Rotina” não são sugeridos pelo ACR e, nesses casos, deve-se utilizar os parâmetros utilizado na rotina clínica da instituição.

3. Elevar o nível da janela até que cerca da metade da área total das regiões com água tornem-se escuras;
4. Diminuir o nível da janela (do passo 3) até metade do valor médio de sinal e ajustar a configuração da janela para se igualar ao valor do sinal médio.

Então, prosseguiu-se com as medições para este teste de acordo com os seguintes procedimentos:

1. Na imagem da série do localizador, medir o comprimento vertical de ponta a ponta do OT, na região central da imagem;
2. No corte 1 da série ACR T1, medir o diâmetro do OT de cima para baixo (vertical) e, da esquerda para a direita (horizontal);
3. Por último, no corte 5 da série ACR T1 realizar as medições vertical, horizontal, diagonal direita e diagonal esquerda. O OT possui uma estrutura quadricular em seu interior, que se torna presente no corte 5 de cada sequência, facilitando as medições diagonais.

Todos os procedimentos descritos também foram aplicados na série T1 local.

Critério de aceitação

Para este teste as medições de comprimento das imagens do OT foram comparadas com os valores conhecidos do interior do OT. O comprimento do OT de ponta a ponta é de 148 mm e o diâmetro interno é de 190 mm. Segundo o ACR todos os comprimentos medidos devem estar dentro de ± 2 mm dos valores verdadeiros.

3.2.1.2 Resolução espacial de alto contraste

Neste teste, é avaliada a capacidade de distinguir pequenos pontos brilhantes individuais, em matrizes de pequenos pontos brilhantes espaçados. Essa matriz, chamada de inserção de resolução, é formada por orifícios, cheios de água em um pequeno bloco de plástico e aparece no corte 1 de aquisição das imagens (Figura 18).

A inserção de resolução é um retângulo negro e possui três pares de matrizes não quadradas. Existe uma matriz de orifício superior esquerda, utilizada para avaliar a resolução

no sentido direita-esquerda e uma matriz de orifício inferior direita, que avalia a resolução no sentido de cima para baixo.

As matrizes compartilham um orifício em comum onde se encontram. A separação do orifício de centro a centro, dentro de uma linha é o dobro do diâmetro do orifício. A separação da linha de centro-a-centro é também o dobro do diâmetro do orifício. O diâmetro do orifício é diferente entre os pares de matriz: o diâmetro do par da direita é 0,9 mm, do par central é de 1,0 mm e, do par da esquerda é de 1,1 mm. Assim, é possível determinar a capacidade de resolução do equipamento de RM.

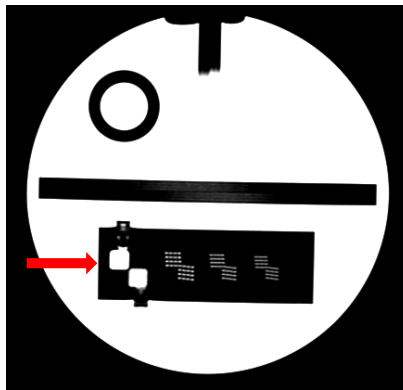


Figura 18 - Corte 1 da sequência ACR T1, no qual aparece a inserção de resolução, indicada pela seta vermelha.

Fonte: Autoria própria.

Procedimentos

Para avaliação do teste de resolução espacial de alto contraste, as duas séries axiais ACR foram analisadas. O seguinte procedimento foi repetido para cada uma das séries:

1. Primeiramente, selecionar a imagem do corte 1 e ampliar a imagem mantendo a inserção de resolução visível no monitor;
2. A avaliação inicia no par de matrizes de 1,1 mm. Ajustar a largura de janela e nível que melhor mostre os orifícios distintos um dos outros;
3. Avaliar primeiramente a matriz superior esquerda e depois a inferior direita. Sendo que, mesmo se apenas um orifício esteja distinto dos outros, a matriz pode ser considerada resolvida.
4. Avaliar em seguida a matriz do centro (1,0 mm) e a da direita (0,9 mm) conforme o passo 3.

Critério de aceitação

Para que o equipamento seja aprovado no teste, o ACR determina que a resolução das matrizes deve ser de 1,0 mm de diâmetro, ou menos, em ambos os sentidos nas duas séries ACR.

3.2.1.3 Espessura de corte

Para este teste, os comprimentos das duas rampas da imagem do corte 1 são medidos. As rampas estão localizadas em uma estrutura denominada inserção de espessura de corte (Figura 19). As duas rampas são cruzadas, sendo que uma apresenta inclinação negativa e a outra positiva. Elas fazem um ângulo de cerca de $5,71^\circ$ com o corte 1; assim as rampas aparecerão com um comprimento 10 vezes maior que a espessura do corte.

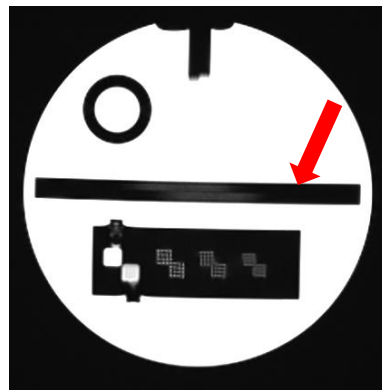


Figura 19 - Corte 1 onde aparece a inserção de espessura de corte (indicada pela seta vermelha).

Fonte: Autoria própria.

Procedimentos

Ambas as séries ACR, T1 e T2, foram utilizadas na avaliação deste teste. Para cada série, o comprimento das rampas deve ser medido da seguinte forma:

1. Exibir e ampliar a imagem do corte 1 por um fator de 2 a 4, mantendo a inserção da espessura de corte totalmente visível. Ajustar o nível e largura da janela para melhor visualizar as rampas de sinal;
2. Colocar uma ROI retangular no meio de cada rampa e medir os valores de sinal médio para cada uma destas duas ROIs (Figura 20). Cada valor não pode apresentar uma diferença maior do que 20% nos valores do sinal obtidos. Se isso ocorrer significa que a ROI foi posicionada incorretamente;
3. Em seguida, calcular a média desses dois valores de sinal;
4. Reduzir o nível da janela à metade do valor médio do sinal da rampa calculada anteriormente. Então, medir o comprimento das rampas superior e inferior (Figura 21).

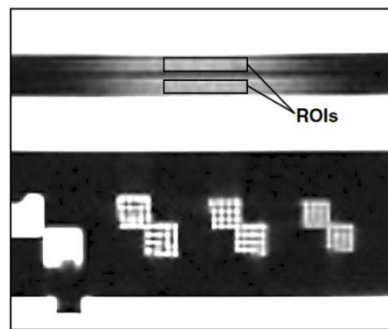


Figura 20 - Região do corte 1 ampliada mostrando a espessura de corte nas rampas com as regiões de interesse posicionadas para a medida da média de sinal.

Fonte: ACR, 2005, p. 13.

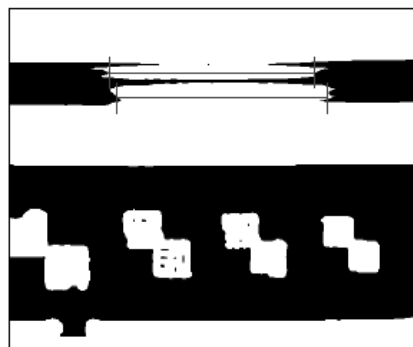


Figura 21 - Região do corte 1 ampliada mostrando a espessura de corte nas rampas.

Fonte: ACR, 2005, p. 13.

Por fim, a espessura de corte foi determinada pela equação 2:

$$\text{Espessura de corte} = 0,2 \times (\text{superior} \times \text{inferior}) / (\text{superior} + \text{inferior}) \quad (2)$$

onde “superior” e “inferior” são os valores dos comprimentos das rampas superiores e inferiores medidas anteriormente.

Critério de aceitação

Para ambas as séries ACR a espessura de corte deve ser de 5,0 mm, podendo apresentar uma variação de $\pm 0,7$ mm, ou seja, valores de 4,3 até 5,7 mm são considerados aceitáveis para esse teste.

3.2.1.4 Posição de corte

Para avaliação deste teste são utilizadas as séries ACR T1 e T2.

A projeção das cunhas de 45° nos cortes 1 e 11, que são analisados, são exibidas como barras escuras de tamanho igual nas imagens (Figura 22). Se o corte é deslocado superiormente em relação ao vértice, a barra à direita do observador será maior. Se o corte é deslocado inferiormente em relação ao vértice, a barra do lado esquerdo será maior.

Procedimentos

Para determinar a precisão da posição de corte os seguintes procedimentos foram realizados nas séries ACR T1 e T2:

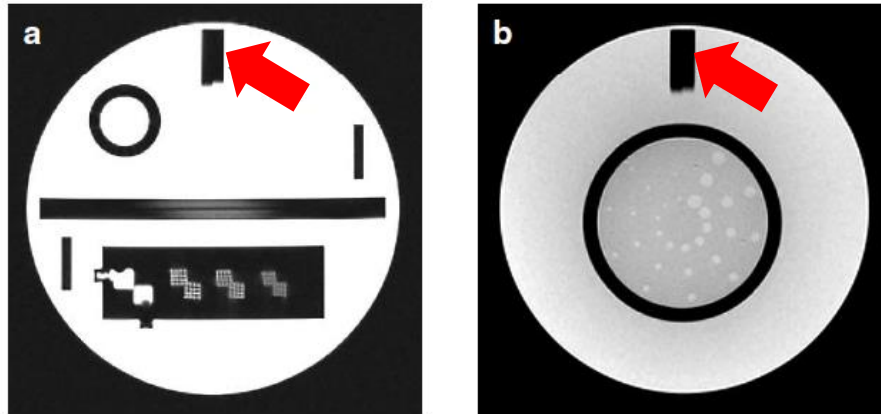


Figura 22 - Imagens do corte 1 (a) e corte 11 (b) com os pares de barra vertical indicados pelas setas vermelhas.

Fonte: ACR, 2005, p. 14.

1. Ampliar a imagem do corte 1, mantendo as barras verticais das cunhas cruzadas dentro da parte visualizada da imagem;
2. Ajustar a largura da janela em um nível estreito até as extremidades das barras verticais estarem definidas;
3. Utilizar uma ROI para medir a diferença do comprimento, entre a parte da direita e da esquerda (Figura 23a);
4. Se a barra da esquerda foi maior que a barra da direita, atribui-se um sinal negativo para o valor do comprimento (Figura 23b);
5. Repetem-se os mesmos procedimentos na imagem do corte 11.

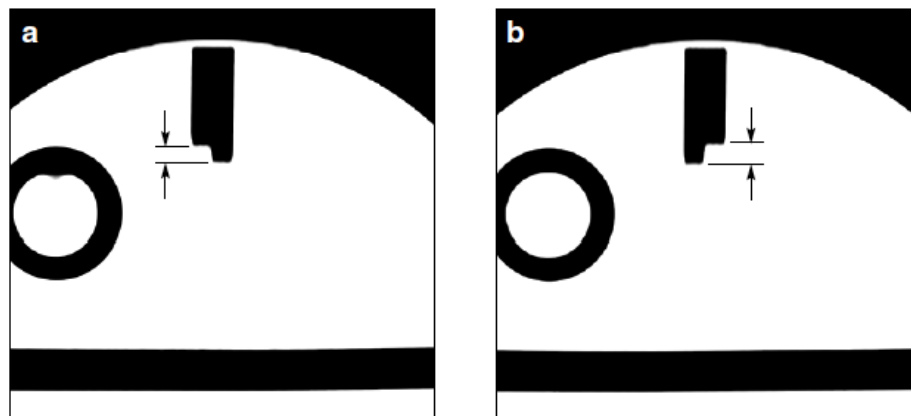


Figura 23 - (a) Medida da diferença de comprimento entre as barras. Se a barra da esquerda for maior que a barra da direita (b), atribui-se um sinal negativo para a medida.

Fonte: ACR, 2005, p. 15.

Critério de aceitação

No teste de precisão da posição do corte a diferença das barras medidas anteriormente não deve ser maior que 5 mm. Apesar deste valor aprovar a sequência analisada, o ACR recomenda que a diferença dos comprimentos das barras seja menor que 4,0 mm.

3.2.1.5 Uniformidade

Para este teste são medidos níveis de sinal alto e baixo, fisicamente uniforme, dentro de uma grande região apenas com água, nas séries ACR T1 e T2.

Procedimentos

Para cada uma das duas séries, as medições foram feitas de acordo com os seguintes procedimentos:

1. No corte 7, colocar uma grande região de interesse (ROI) circular sobre a imagem. Esta ROI deve ter uma área compreendida entre 195 cm² e 205 cm². Esta ROI define a fronteira da região em que a uniformidade da imagem é medida (Figura 24);
2. Definir a janela de exibição para o mínimo, e diminuir o nível até que toda a área dentro da grande ROI seja branca. Aumentar o nível lentamente até que uma pequena região, de aproximadamente 1 cm² de *pixels* escuros apareça dentro da ROI. Esta é a região de menor sinal na grande ROI. Às vezes, mais de uma região de *pixels* escuros aparecerá. Nesse caso, chamar a atenção para a maior região escura. Pode acontecer que em vez de ter uma região escura bem definida, obtém-se uma ou mais áreas largas, mal definidas ou áreas escuras de *pixels* em preto e branco misturados. Nesse caso, fazer uma estimativa visual da localização da porção de 1 cm², mais escura da maior área escura.
3. Colocar uma ROI circular de 1 cm² sobre a região de baixo sinal identificada na etapa 2. Anotar o valor de *pixel* médio para esta ROI de 1 cm². Este é o valor do baixo sinal medido (Figura 25).

4. Elevar o nível da janela até que todos, mas uma pequena região, cerca de 1 cm^2 , de *pixels* brancos permaneça dentro da grande ROI. Esta é a região de maior sinal. Às vezes, mais de uma região de *pixels* brancos permanecerá. Nesse caso, chamar a atenção para a maior região branca. Pode acontecer que em vez de ter uma região branca bem definida, obtém-se uma ou mais áreas difusas de *pixels* em preto e branco misturados. Nesse caso, fazer uma melhor estimativa da localização da porção mais brilhante de 1 cm^2 , da maior área brilhante.
5. Colocar uma ROI circular de 1 cm^2 sobre a região de alto sinal identificada na etapa 4. Anotar o valor médio de *pixel* para esta ROI de 1 cm^2 . Este é o maior valor do sinal medido (Figura 25).

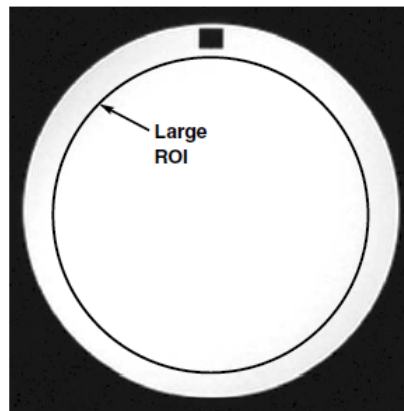


Figura 24 - Imagem do corte 7 ilustrando o tamanho e a posição da região de interesse de 200 cm^2 , que define o limite dentro da imagem onde as medidas de uniformidade são realizadas.

Fonte: ACR, 2005, p. 16.

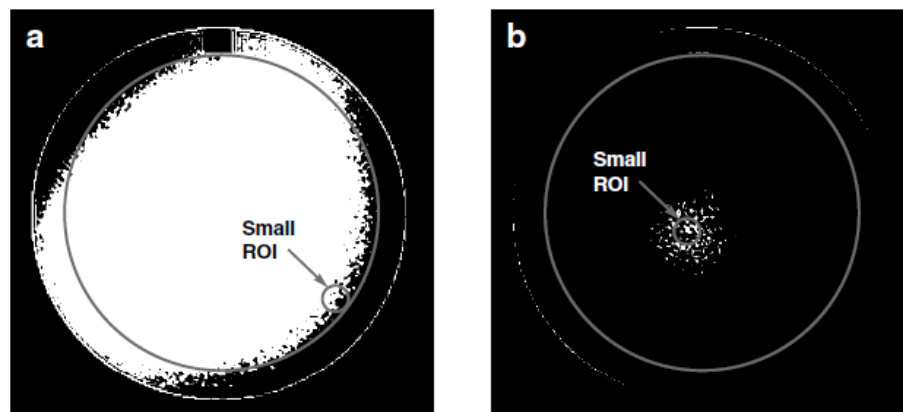


Figura 25 - Imagem do corte 7 mostrando o janelamento da imagem e a posição da pequena região de interesse de 1 cm^2 para as medidas de (a) baixo sinal e (b) alto sinal.

Fonte: ACR, 2005, p. 17.

Os valores de alto e baixo sinal medidos para cada uma das séries ACR foram combinados para produzir um valor chamado Porcentagem da Uniformidade Integral (PIU). A equação 3 foi utilizada para calcular o valor da PIU:

$$PIU = 100 \times (1 - \{(\text{alto} - \text{baixo})/(\text{alto} + \text{baixo})\}) \quad (3)$$

onde “alto” é o valor do alto sinal medido e “baixo” o valor do baixo sinal medido.

Critério de aceitação

A PIU deve ser maior ou igual a 87,5% para os sistemas de RM com intensidades de campo inferior a 3 T, e deve ser maior ou igual a 82% para os sistemas de RM com intensidade de campo de 3 T.

3.2.1.6 Porcentagem do sinal fantasma

Procedimentos

Para este teste, as medições foram realizadas no corte 7 da série ACR T1. Usando a ferramenta de ROI da estação de trabalho, cinco medições de intensidade foram feitas: a intensidade média na imagem principal do OT, e a intensidade média no fundo em quatro locais fora do OT.

Os procedimentos para executar essas medidas foram os seguintes:

1. Mostrar o corte 7 da série T1 ACR;
2. Colocar uma grande ROI circular sobre a imagem. Esta ROI deve ter uma área compreendida entre 195 cm² e 205 cm². A ROI deve ser aproximadamente centrada no OT, mas não deve

incluir qualquer um dos pequenos quadrados escuros que aparecem na parte superior nesse corte. Anotar o valor médio de *pixel* para esta ROI.

3. Colocar ROIs elípticas ao longo, mas não imediatamente contra os quatro cantos do FOV. A ROI deve ter uma proporção de comprimento para largura de cerca de 4:1, e uma área total de cerca de 10 cm². Pode-se referenciar essas ROIs como: superior, inferior, esquerda (E) e direita (D). Anotar o valor médio de *pixel* para cada ROI. É importante que não se coloque as ROIs de fundo contra as bordas do OT, ou contra as arestas do FOV, mas centrada entre as extremidades do OT e do FOV (Figura 26).

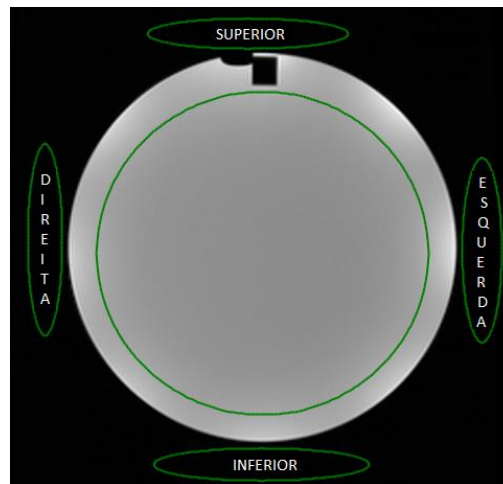


Figura 26 - Imagem do corte 7 ilustrando o posicionamento das regiões de interesse para as medidas do sinal fantasma.

Fonte: Autoria própria.

O valor para a formação da imagem, como uma fração do sinal primário, foi calculada usando a equação 4 que representa a Relação de Efeito Fantasma (REF):

$$REF = |((\text{superior} + \text{inferior}) - (E - D)) / (2 \times (\text{grande ROI}))| \quad (4)$$

onde “superior”, “inferior”, “E”, “D”, e “grande ROI”, são os valores médios de *pixel* para a ROI dos mesmos nomes. As barras verticais que encerram o lado direito da equação significam tomar a magnitude do valor fechado.

Critério de aceitação

A REF deve ser inferior ou igual a 0,025.

3.2.1.7 Detecção de baixo contraste

Para este teste as medições são feitas para as séries ACR e local. A maioria dos equipamentos passam no teste na série ACR, mas é suficiente para um equipamento passar apenas nas séries locais.

Os objetos de baixo contraste aparecem em quatro cortes: os cortes 8, 9, 10 e 11. Em cada corte, objetos de baixo contraste aparecem como linhas de pequenos discos, com as linhas irradiando a partir do centro de um círculo, como os raios de uma roda. Cada raio é composto por três discos e 10 raios em cada círculo (Figura 27).

Todos os discos sobre um determinado trecho têm o mesmo nível de contraste. Em ordem, do corte 8 ao corte 11, os valores de contraste são 1,4%, 2,5%, 3,6% e 5,1%. Todos os discos de um dado raio possuem o mesmo diâmetro. Começando na posição 12 horas e se movendo no sentido horário, o diâmetro dos discos diminui progressivamente de 7,0 mm no primeiro raio a 1,5 mm no décimo raio.

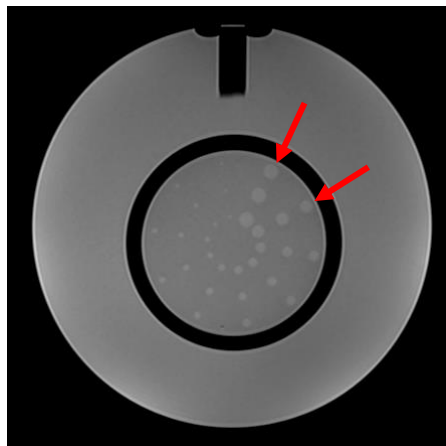


Figura 27 - Imagem do corte 11 onde observam-se os 10 raios com 3 discos cada um (o primeiro e o segundo raio são indicados pelas setas vermelhas).

Fonte: Autoria própria.

Procedimentos

O seguinte procedimento foi realizado para marcar o número de raios completos vistos em um corte:

1. Mostrar o corte a ser marcado. Começar com o corte 11, que tem os objetos de maiores contraste;
2. Ajustar a janela para melhor visualização dos objetos de baixo contraste. Isso geralmente requer uma largura de janela bastante estreita e ajuste cuidadoso do nível para melhor distinguir os objetos do fundo;
3. Contar o número de raios completos. Comece a contagem com o raio com o maior diâmetro do disco. A partir desse raio, continuar a contagem em sentido horário, até quando um ou mais discos não sejam mais discerníveis.

Para cada série, foi somado o número de raios completos marcados em cada corte. Por exemplo, se a série ACR T2 marcou 3 raios no corte 8, 5 raios no corte 9, 9 raios no corte 10 e 10 raios no corte 11, a pontuação total para a série ACR T2 foi $3 + 5 + 9 + 10 = 27$.

Critério de aceitação

Cada uma das séries ACR e local devem permitir a visualização de pelo menos 9 raios para sistemas de RM com intensidade de campo menores que 3 T e 37 raios para sistemas de RM com intensidade de campo de 3 T.

3.2.2 Testes de CQ em RM utilizando o objeto de teste Eurospin

3.2.2.1 Razão sinal-ruído (RSR)

Procedimentos

Realizar aquisições de imagem do OT TO1 utilizando a bobina de crânio fornecida pelo fabricante de acordo com os parâmetros da Tabela 3 a seguir.

Tabela 3 - Parâmetros de aquisição de imagem do objeto de teste TO1 para o teste de razão sinal-ruído e uniformidade

Razão sinal-ruído e uniformidade	
Sequência	SE
Plano	TRA, SAG, COR
TE (ms)	30
TR (ms)	1000
NSA	1
FOV (mm)	250
Matriz (PE _x FE)	256x256
Espessura de corte (mm)	5
Tempo de aquisição (min:s)	4:16

A análise das imagens obtidas para uma medida comparativa da razão sinal-ruído envolve a medida do sinal, do ruído e, então, o cálculo da razão sinal-ruído.

Para medir o sinal, criou-se cinco regiões de interesse (ROIs) de tamanho 20x20 *pixels* em uma das imagens, como mostrado na Figura 28 (ROIs 1-5). Mediu-se o valor médio do *pixel* em cada ROI. Assumiu-se o sinal como o valor médio dessas cinco regiões (*S*).

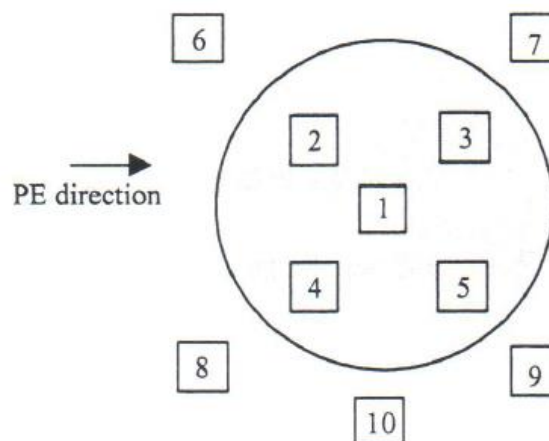


Figura 28 - Regiões de interesse da razão sinal-ruído no objeto de teste Eurospin.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 3.

Para medir o ruído, foram criadas cinco ROIs de tamanho 20×20 *pixels* no fundo da imagem, selecionando regiões livres de imagem fantasma, evitando a direção de codificação da fase (ROIs 6-10, Figura 28). Assumiu-se a média dos 5 valores do desvio padrão (SD) para as ROIs de fundo. O ruído (N) foi calculado usando a equação 5:

$$N = SD/0,655 \quad (5)$$

A RSR foi calculada como a média do valor médio do *pixel* sobre a média do desvio padrão, ou seja, conforme a equação 6:

$$RSR = S/N \quad (6)$$

Critério de aceitação

Não há critério de aceitação geral estabelecido para RSR, devido à sua dependência com a intensidade do campo magnético (IHALAINEN *et al.*, 2004, p. 1862).

3.2.2.2 Uniformidade

Procedimentos

A uniformidade foi avaliada em uma imagem adquirida com o objeto de teste TO1. A medida da uniformidade (U%) foi obtida a partir de um espectro homogêneo de uma ROI que compreende pelo menos 75% da área da secção transversal do OT. Uma pequena ROI ($\sim 1 \text{ cm}^2$) foi escolhida na área de mínima intensidade de *pixel* (\bar{S}_{min}) e na área de intensidade máxima de *pixel* (\bar{S}_{max}) (Figura 29).

Em seguida, a PIU foi então calculada pela equação 7:

$$U\% = 100 \cdot \left[1 - \frac{(\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min})}{(\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min})} \right] \quad (7)$$

onde \bar{S}_{min} e \bar{S}_{max} são, respectivamente, o valor de mínima e máxima intensidade do *pixel* de uma ROI.

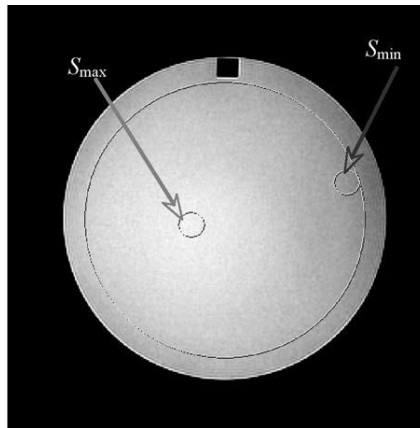


Figura 29 - Medida da intensidade máxima e mínima de *pixel* para análise da uniformidade com o objeto de teste Eurospin.

Fonte: AAPM, 2010, p. 19.

Critério de aceitação

A uniformidade integral deve ser de 80% ou mais.

3.2.2.3 Distorção geométrica

Procedimentos

O posicionamento cuidadoso do OT TO2 é imprescindível para adquirir os resultados requeridos. O OT foi posicionado no plano desejado, no centro da bobina. A Figura 30 mostra a posição do objeto nos três planos.

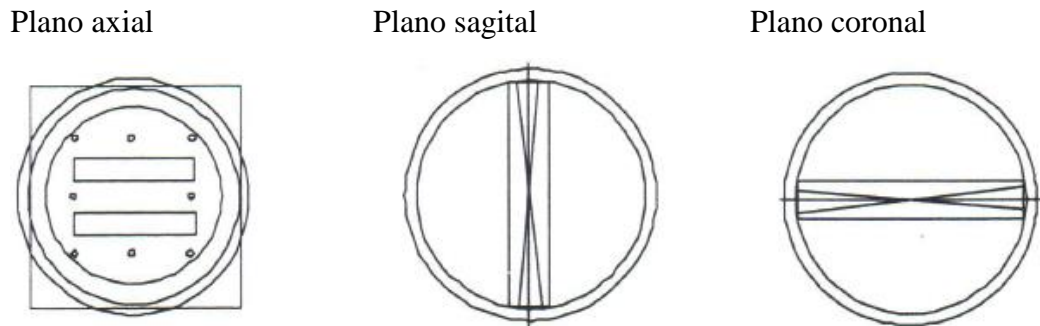


Figura 30 - Posição do objeto de teste Eurospin na bobina de cabeça para todos os três planos de imagem quando adquirindo um corte axial.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 7.

O protocolo padrão de parâmetros de aquisição de imagem foi realizado de acordo com a Tabela 4 e um único corte foi posicionado através das placas de vidro anguladas como mostra a Figura 31.

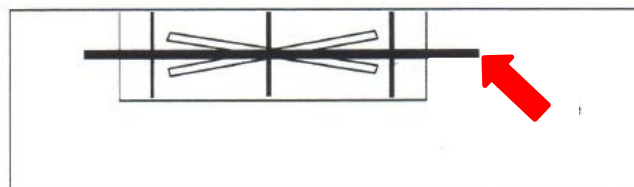


Figura 31 - Posicionamento do corte para aquisição da imagem. A seta vermelha indica o posicionamento adequado do corte.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 7.

Tabela 4 - Parâmetros de aquisição de imagem do objeto de teste TO2 para o teste de distorção geométrica.

Distorção geométrica	
Sequência	SE
Plano	TRA, SAG, COR
TE (ms)	30
TR (ms)	1000
NSA	1
FOV (mm)	256*
Matriz (PEXFE)	256x256
Espessura de corte (mm)	5
Tempo de aquisição (min:s)	4:16

*Este FOV é escolhido para resultar em um *pixel* de dimensão de 1 mm. Se um FOV de 256 não é disponível, use 250 mm (gerando um *pixel* de dimensão de 0,98 mm).

Para avaliação da distorção geométrica as distâncias (centro a centro) entre as hastes no OT geométrico foram medidas. A Figura 32 mostra a posição das três medidas horizontais e verticais no OT.

- Três horizontais 1-3, 4-5, 6-8
- Três verticais 1-6, 2-7, 3-8

A linearidade geométrica foi calculada encontrando o erro entre a distância medida e a distância real. Os erros devem ser menores que ± 1 mm. Foi subtraída a distância real da distância medida de cada uma das seis medidas para obter o erro da linearidade.

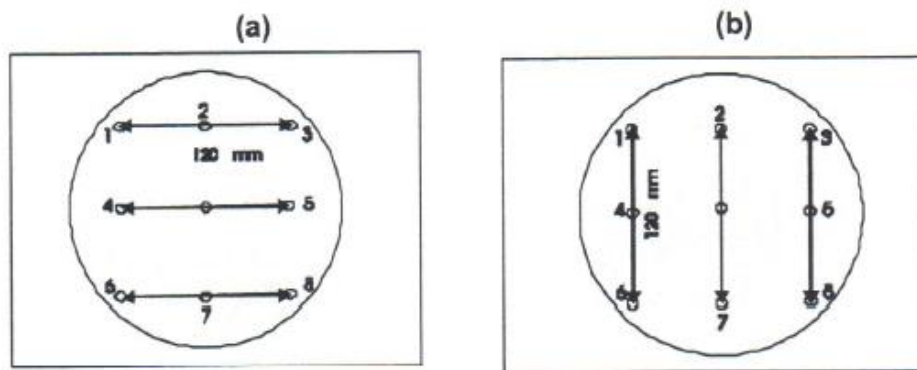


Figura 32 - Medidas horizontais (a) e verticais (b) para avaliação da distorção geométrica no objeto de teste Eurospin.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 8.

A distorção geométrica foi calculada através da variação nos erros entre as distâncias medidas e a distância real. O coeficiente de variação, CV, foi usado para caracterizar o deslocamento das medidas e é definido conforme a equação 8:

$$CV = \frac{\text{desvio padrão}}{\text{média}} 100\% \quad (8)$$

Foi calculado, então, o coeficiente de variação para os erros como acima. O desvio padrão de todos os valores medidos foi calculado utilizando uma planilha Excel. Quanto menor o coeficiente de variação, menor a distorção geométrica no plano e melhor a fidelidade.

Critério de aceitação

O percentual de distorção geométrica é aceitável se for inferior a 5%.

3.2.2.4 Espessura de corte

Procedimentos

Utilizando as ferramentas de análise do fabricante, foi criado um perfil através de uma das placas na imagem (Figura 33).

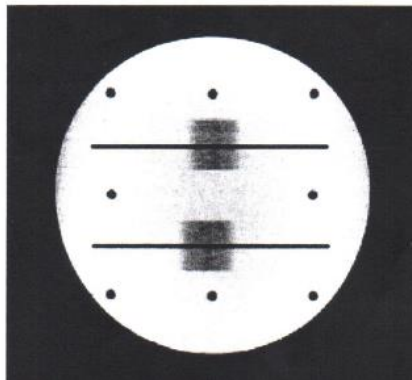


Figura 33 - Posição dos perfis através das placas na imagem para análise do teste de espessura de corte com o objeto de teste Eurospin.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 10.

Foi medida a máxima largura à meia-altura (FWHM) como mostrado na Figura 34 a seguir.

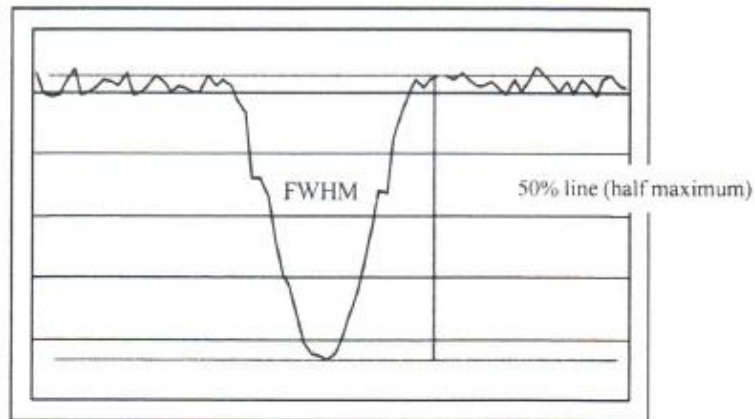


Figura 34 - Medida da máxima largura à meia-altura (FWHM) gerada através dos perfis nas placas de imagem para análise do teste de espessura de corte com o objeto de teste Eurospin.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 10.

Esse procedimento foi repetido para a segunda placa na imagem. A espessura de corte foi calculada utilizando a equação 9:

$$\text{Espessura de corte} = \text{FWHM} / \text{fator de extensão} \quad (9)$$

Para este OT, o ângulo das placas é $11,3^\circ$, fornecendo um fator de extensão igual a 5.

Critério de aceitação

A espessura do corte deve ser menor que $\pm 10\%$ da espessura de corte nominal (isto é, para uma largura de corte de 5 mm, valores devem estar entre 4,5 e 5,5 mm).

3.2.2.5 Posição de corte

Procedimentos

O OT de posição de corte (Figura 35) contém duas hastes de vidro anguladas e quatro hastes de vidro paralelas. É preenchido com uma solução paramagnética (0,7 g CuSO_4/l de água destilada, pH 2).

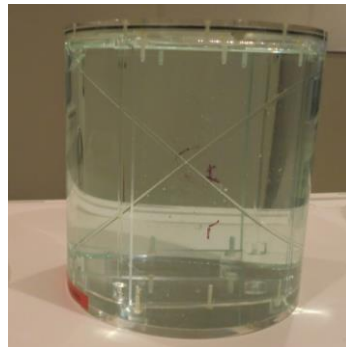


Figura 35 - Vista de lado do objeto de teste Eurospin para o teste de posição de corte.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 15.

O OT foi posicionado no centro da bobina. A Figura 36 mostra a posição do objeto no plano axial.

Plano axial

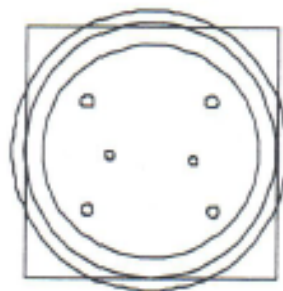


Figura 36 - Posição do objeto de teste Eurospin na bobina de cabeça no plano axial para o teste de posição de corte.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 16.

O protocolo padrão de aquisição da imagem é realizado conforme a Tabela 5:

Tabela 5 - Parâmetros de aquisição de imagem do objeto de teste Eurospin TO2 para o teste de posição de corte.

Posição de corte	
Sequência	SE
Plano	TRA
TE (ms)	30
TR (ms)	1000
NSA	1
FOV (mm)	256
Matriz (PExFE)	256x256
Espessura de corte (mm)	5
Número de cortes	40
Tempo de aquisição (min:s)	8:56

Há três passos para analisar a posição do corte:

- Calcular as dimensões do *pixel*;
- Medir os deslocamentos das hastes para cada corte;
- Avaliar a posição do corte.

Cada uma das imagens adquiridas foi analisada utilizando esses passos.

Para calcular o fator de correção, a partir da imagem, a distância horizontal (ou vertical) medida das hastes paralelas, DM, foi anotada. A distância real das hastes paralelas é 120 mm, DR. O fator de correção (FC) foi calculado com a equação 10:

$$FC = DR/DM \quad (10)$$

Para medir o deslocamento da haste em cada corte, foi medida a distância (centro a centro) entre as hastes anguladas conforme elas apareciam em cada corte.

O erro da posição de corte medida foi avaliado utilizando a equação 11:

$$Posição\ do\ corte\ (medida) = \frac{\sqrt{(distância\ das\ hastes\ anguladas * CF)^2 - (haste\ de\ separação)^2}}{2} \quad (11)$$

A posição correta foi calculada a partir do número de cortes e do espaço centro a centro no protocolo de imagem de acordo com a equação 12:

$$\text{Posição do corte (calculada)} = (\text{posição do 1º corte}) \pm \{(\text{número do corte} - 1) * (\text{espessura do corte})\} \quad (12)$$

O erro da posição de corte para cada corte foi determinado pela equação 13:

$$\text{Erro} = \text{posição do corte (calculado)} - \text{posição do corte (medido)} \quad (13)$$

Critério de aceitação

O cálculo do valor obtido deve coincidir com o valor da posição em ± 2 mm.

3.2.2.6 Resolução espacial de alto contraste

Procedimentos

O OT de resolução (Figura 37) contém um bloco quadrado de acrílico angulado e quatro conjuntos de placas de vidro paralelas. É preenchido com uma solução paramagnética (0,7 g de CuSO_4 /l de água destilada, pH 2).

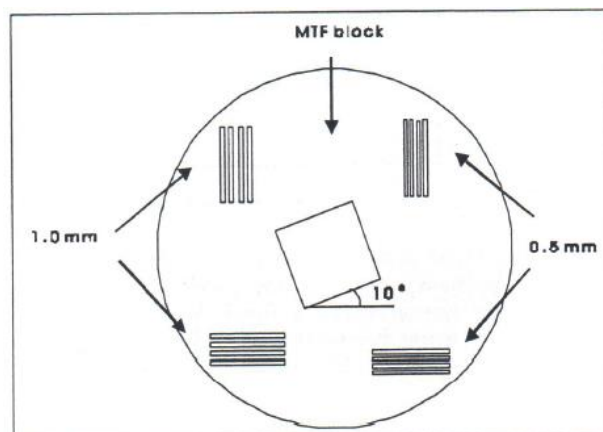


Figura 37 - Vista do plano do objeto de teste Eurospin para o teste de resolução.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 12.

O OT foi posicionado no centro da bobina. A Figura 38 mostra a posição do objeto em todos os três planos de imagem. Podem ser realizadas varreduras piloto para verificar a precisão do posicionamento.

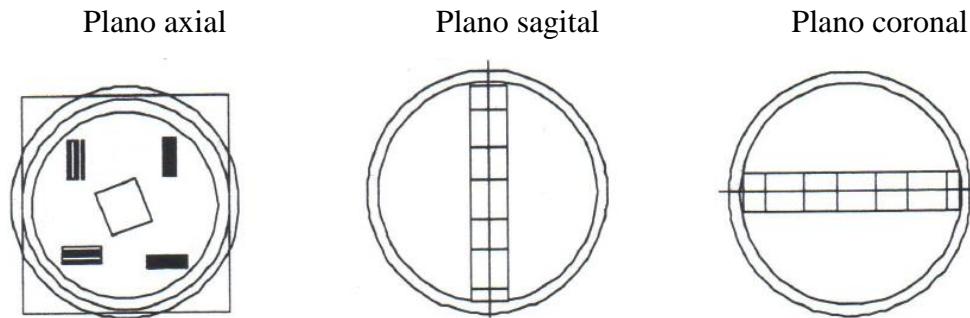


Figura 38 - Posição do objeto de teste Eurospin na bobina de cabeça para todos os três planos de imagem para o teste de resolução.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 12.

O protocolo de aquisição de imagem é apresentado na Tabela 6:

Tabela 6 - Parâmetros de aquisição de imagem do objeto de teste Eurospin para o teste de resolução.

Resolução	
Sequência	SE
Plano	TRA, SAG, COR
TE (ms)	30
TR (ms)	1000
NSA	1
FOV (mm)	250
Matriz (PExFE)	256x256
Espessura de corte (mm)	5
Tempo de aquisição (min:s)	4:16
	8:32

O OT de resolução consiste de um conjunto de placas com espessura e separação conhecidas: 1,0 mm e 0,5 mm. Ambas as direções de codificação de fase e frequência podem ser avaliadas em uma única imagem.

Para avaliar a resolução, um perfil de linha é desenhado através das barras e a inspeção visual indica quais apresentam resolução (Figura 39).

Para um campo de visão de 250 mm e uma matriz de 256x256 a resolução do *pixel* deve ser de 0,98 mm, portanto as barra de 1,0 mm devem ter resolução. Similarmente, com uma matriz de 512x512 e uma dimensão de *pixel* de 0,49 mm, as barras de 0,5 mm devem ter resolução.

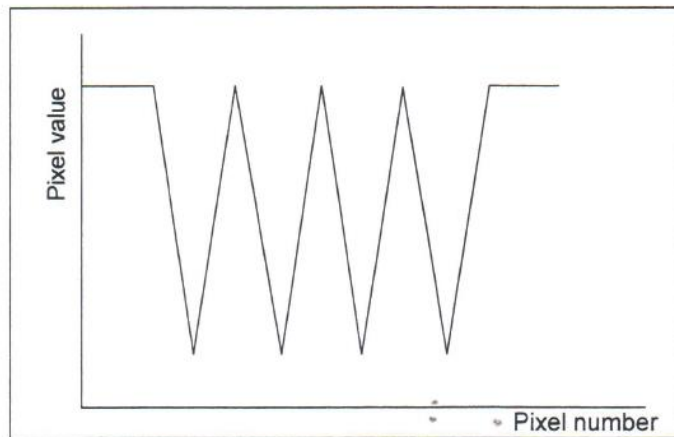


Figura 39 - Um perfil típico através do padrão de barras de 1,0 mm.

Fonte: MAGNET TEST OBJECTS, 2004, p. 14.

Critério de aceitação

A resolução espacial de alto contraste deve ser igual ao tamanho do *pixel*. Por exemplo, para um campo de visão de 25 cm com uma matriz de 256 x 256, a resolução deve ser de 1 mm.

4 RESULTADOS

Durante a realização desse estudo, foi elaborado um protocolo operacional para realização dos testes com cada OT em formato de planilha do *Excel* (arquivo no formato .xlsx) com os passos para aquisição das imagens, sua análise e tabelas otimizadas para contemplação dos resultados de maneira automatizada. A seguir são apresentadas as planilhas do arquivo com as orientações para realizar os testes de distorção geométrica, resolução espacial de alto contraste, espessura de corte, posição de corte, uniformidade, porcentagem do sinal fantasma e detecção de baixo contraste com o OT ACR e para os testes de razão sinal-ruído, distorção geométrica, resolução espacial de alto contraste, espessura de corte, posição de corte e uniformidade com o OT Eurospin.

Em seguida, nos itens 4.1 e 4.2 deste capítulo, são apresentados os resultados de cada teste realizado com os OT ACR e Eurospin.

Testes de CQ em RM utilizando o objeto de teste ACR

Inicialmente, o OT deve ser posicionado na bobina de crânio, alinhado como uma cabeça durante um exame padrão de crânio, com a palavra “NOSE” (nariz) na parte superior e a palavra “CHIN” (queixo) onde estaria o queixo (Figura 1).



Figura 1 - Indicações das palavras “NOSE” e “CHIN” para referência no posicionamento adequado do objeto de teste American College of Radiology.

O centro do OT deve ser colocado no centro da bobina de crânio e alinhado com a luz indicadora de posicionamento de modo que estará no isocentro do magneto. Para garantir o posicionamento correto pode ser utilizado um nível de bolha não-metálico. Podem ser utilizadas compressas de gaze sob uma ou outra extremidade do OT para nivelá-lo horizontalmente. Uma vez corretamente alinhado, o OT deve ser mantido na mesma posição durante todas as aquisições.

Os testes requerem a aquisição de uma sequência localizadora e quatro sequências de imagens axiais. O mesmo conjunto de 11 cortes no OT é adquirido em cada uma das quatro sequências axiais. Os parâmetros de aquisição para o localizador e as duas primeiras sequências axiais de imagens são totalmente prescritos pelo ACR e, por isso, essas sequências são chamadas de sequências ACR. A terceira e a quarta sequências são baseadas nos protocolos da própria instituição, e são referidas como sequências local. Os parâmetros que devem ser utilizados em cada sequência são descritos na Tabela 1.

No momento de aquisição das imagens é necessário garantir que o bloco de cortes seja posicionado corretamente no localizador. Deve-se garantir que o primeiro corte esteja exatamente no vértice inferior da cunha de 45° e o último corte esteja no vértice superior, como indicado na Figura 2.

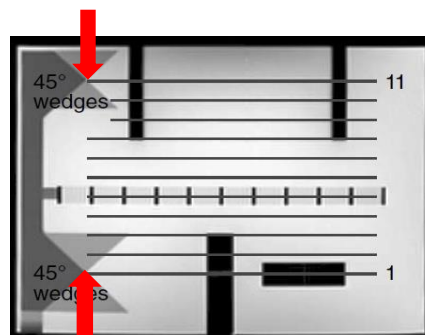


Figura 2 - Posição dos 11 cortes no localizador para aquisição das quatro séries axiais. As flechas vermelhas indicam os vértices das cunhas de 45°, onde devem estar o primeiro e o último corte.

Então, as imagens devem ser analisadas nas estações de trabalho, que possuem ferramentas de manipulação de imagem necessárias para análise dos testes. Pode-se também, utilizar programas livres como o *Image J* (com *download* disponível em <http://imagej.nih.gov/ij/download.html>).

Tabela 1 - Parâmetros de aquisição de imagem com o objeto de teste *American College of Radiology*.

	Localizador	ACR T1	ACR T2 duplo eco	T1 local	T2 local
Sequência de pulso	Spin eco	Spin eco	Spin eco	Rotina	Rotina
TR (ms)	200	500	2000	Rotina	Rotina
TE (ms)	20	20	20/80	Rotina	Rotina
FOV (cm)	25	25	25	Rotina	Rotina
Nº de cortes	1	11	11	11	11
Espessura de corte (mm)	20	5	5	5	5
Espaçamento (mm)	0	5	5	5	5
NEX	1	1	1	Rotina	Rotina
Matriz	256x256	256x256	256x256	Rotina	Rotina
Largura de banda (kHz)	Rotina	Rotina	Rotina	Rotina	Rotina
Tempo de varredura (min:s)	0:56	2:16	8:56	Rotina	Rotina

Distorção geométrica

Devem ser realizadas ao todo seis medições de comprimento nas séries ACR T1 e T1 local, e uma medição na série localizadora. Primeiramente, antes de iniciar as medições, é necessário ajustar a largura e nível da janela, de maneira que o sinal das regiões que possuem somente água seja totalmente branco. Então, pode-se prosseguir com as medições para este teste de acordo com os seguintes procedimentos:

1. Na imagem da série do localizador, medir o comprimento vertical de ponta a ponta do OT, na região central da imagem;
2. No corte 1 das séries ACR T1 e T1 local, medir o diâmetro do OT de cima para baixo (vertical) e, da esquerda para a direita (horizontal);
3. Por último, no corte 5 da série ACR T1 realizar as medições vertical, horizontal, diagonal direita e diagonal esquerda. O OT possui uma estrutura quadricular em seu interior, que se torna presente no corte 5 de cada sequência, facilitando as medições diagonais.

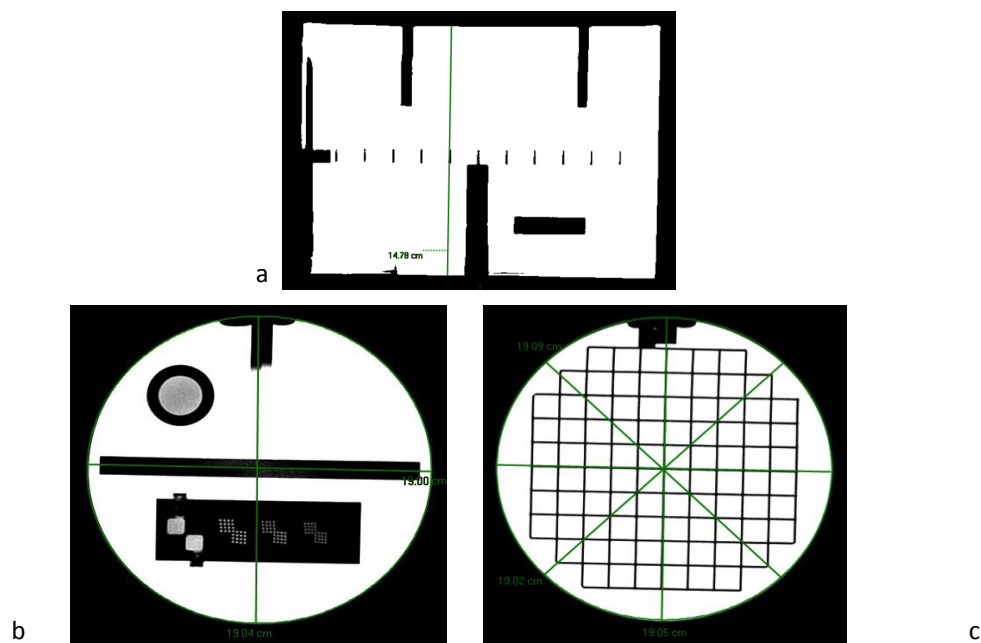


Figura 3 - (a) medida do comprimento de ponta a ponta do OT na série do localizador; (b) medida do diâmetro vertical e horizontal do OT no corte 1 da série ACR T1; (c) medidas horizontal, vertical, diagonal direita e diagonal esquerda do corte 5 da série ACR T1.

As medidas do comprimento das imagens do OT são comparadas com os valores conhecidos do interior do OT. O comprimento do OT de ponta a ponta é de 148 mm e o diâmetro interno é de 190 mm. Segundo o ACR todos os comprimentos medidos devem estar dentro de ± 2 mm dos valores verdadeiros.

Tabela 2 - Valores das medidas (em mm) para o teste de distorção geométrica.

	Vertical	Horizontal	Diagonal esq.	Diagonal dir.
Localizador corte 1				
ACR T1 corte 1				
corte 5				
Local T1 corte 1				
corte 5				

Resolução espacial de alto contraste

Este teste é avaliado através da inserção de resolução do OT, que é um retângulo negro e possui três pares de matrizes não quadradas. Existe uma matriz de orifício superior esquerda (UL), utilizada para avaliar a resolução no sentido direita-esquerda e uma matriz de orifício inferior direita (LR), que avalia a resolução no sentido de cima para baixo. As matrizes UL e LR compartilham um orifício em comum onde se encontram. A separação do orifício de centro a centro, dentro de uma linha é o dobro do diâmetro do orifício. A separação da linha de centro-a-centro é também o dobro do diâmetro do orifício. O diâmetro do orifício é diferente entre os pares de matriz: o diâmetro do par da direita é 0,9 mm, do par central é de 1,0 mm e, do par da esquerda é de 1,1 mm. Assim, é possível, usando os três tamanhos de orifício existentes, determinar a capacidade de resolução do equipamento de RM.

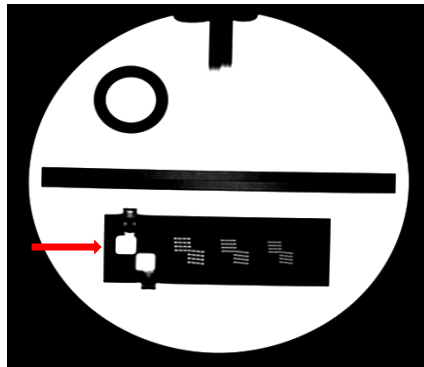


Figura 4 - Corte 5 da sequência ACR T1, no qual aparece a inserção de resolução, indicada pela seta vermelha.

Para avaliação do teste de resolução espacial de alto contraste, as duas séries axiais ACR T1 e T2 são analisadas. O seguinte procedimento deve ser repetido para cada uma das séries: primeiramente, selecionar a imagem do corte 1 e ampliar a imagem mantendo a inserção de resolução visível no monitor; a avaliação deve iniciar no par de matrizes de 1,1 mm. Ajustar a largura de janela e nível que melhor mostre os orifícios distintos um dos outros; avaliar primeiramente a matriz UL e depois a LR, sendo que, mesmo se apenas um orifício esteja distinto dos outros, a matriz pode ser considerada resolvida; avaliar em seguida a matriz do centro (1,0 mm) e a da direita (0,9 mm).

Para que o equipamento seja aprovado no teste, o ACR determina que a resolução das matrizes deve ser de 1,0 mm de diâmetro, ou menos, em ambos os sentidos nas duas séries ACR.

Tabela 3 - Valores de resolução (mm) visíveis.

	Matriz UL	Matriz LR
ACR T1		
ACR T2		

Espessura de corte

Para este teste, os comprimentos das duas rampas da imagem do corte 1 são medidos. As rampas estão localizadas em uma estrutura denominada inserção de espessura de corte (Figura 5). As duas rampas são cruzadas, sendo que uma apresenta inclinação negativa e a outra positiva. Elas fazem um ângulo de cerca de $5,71^\circ$ com o corte 1; assim as rampas aparecerão com um comprimento 10 vezes maior que a espessura do corte.

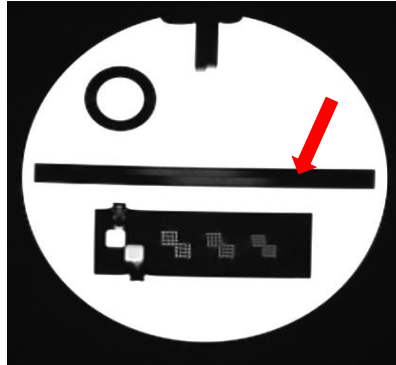


Figura 5 - Corte 1 onde aparece a inserção de espessura de corte (indicada pela seta vermelha).

Ambas as séries ACR, T1 e T2, são utilizadas na avaliação deste teste. Para cada série, o comprimento das rampas deve ser medido da seguinte forma:

1. Exibir e ampliar a imagem do corte 1 por um fator de 2 a 4, mantendo a inserção da espessura de corte totalmente visível. Ajustar o nível e largura da janela para melhor visualizar as rampas de sinal;
2. Colocar uma ROI retangular no meio de cada rampa e medir os valores de sinal médio para cada uma destas duas ROIs (Figura 6a). Cada valor não pode apresentar uma diferença maior do que 20% nos valores do sinal obtidos. Se isso ocorrer significa que a ROI foi posicionada incorretamente;
3. Em seguida, calcular a média desses dois valores de sinal;
4. Reduzir o nível da janela à metade do valor médio do sinal da rampa calculada anteriormente. Então, medir o comprimento das rampas superior e inferior (Figura 6b).

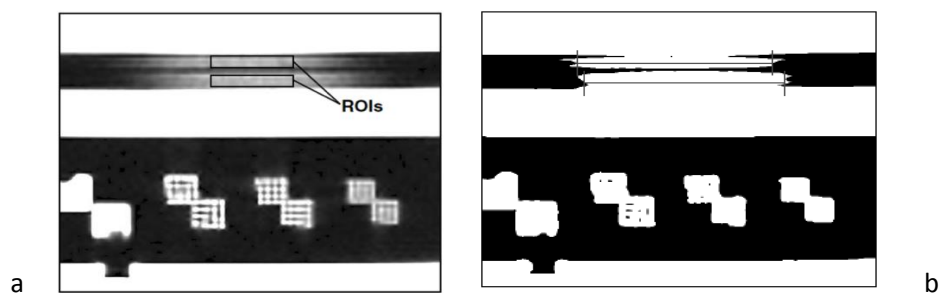


Figura 6 - (a) Região do corte 1 ampliada mostrando a espessura de corte nas rampas com as regiões de interesse posicionadas para a medida da média de sinal. (b) Região do corte 1 ampliada mostrando a espessura de corte nas rampas.

Anotar o valor do comprimento das rampas inferior e superior na Tabela 4.

Tabela 4 - Valores de espessura de corte (mm) adquiridos com o OT ACR.

	ACR T1	ACR T2 (TE=20ms)	ACR T2 (TE=80ms)
Superior			
Inferior			
Espessura	#DIV/0!	#DIV/0!	#DIV/0!

Para ambas as séries ACR a espessura de corte deve ser de 5,0 mm, podendo apresentar uma variação de $\pm 0,7$ mm, ou seja, valores de 4,3 até 5,7 mm são considerados aceitáveis para esse teste.

Posição de corte

Para determinar a precisão da posição de corte os seguintes procedimentos devem ser realizados nas séries ACR T1 e T2:

1. Ampliar a imagem do corte 1, mantendo as barras verticais das cunhas cruzadas dentro da parte visualizada da imagem;
2. Ajustar a largura da janela em um nível estreito até as extremidades das barras verticais estarem definidas;
3. Utilizar uma ROI para medir a diferença do comprimento, entre a parte da direita e da esquerda (Figura 7) e anotar esse valor na Tabela 5;
4. Se a barra da esquerda foi maior que a barra da direita, atribui-se um sinal negativo para o valor do comprimento (Figura 7b);
5. Repetem-se os mesmos procedimentos na imagem do corte 11.

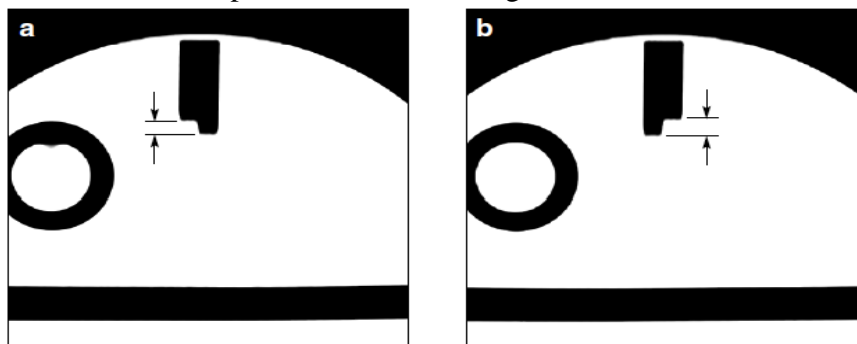


Figura 7 - Medida da diferença de comprimento entre as barras. Se a barra da esquerda for maior que a barra da direita (b), atribui-se um sinal negativo para a medida.

No teste de precisão da posição do corte a diferença das barras medidas anteriormente não deve ser maior que 5 mm. Apesar de este valor aprovar a sequência analisada, o ACR recomenda que a diferença dos comprimentos das barras seja menor que 4,0 mm.

Tabela 5 - Posição de corte (mm) utilizando o OT ACR.

	Corte 1	Corte 11
ACR T1		
ACR T2 (TE=20 ms)		
ACR T2 (TE=80 ms)		

Uniformidade

Para cada uma das duas séries, as medições são feitas de acordo com os seguintes procedimentos:

1. No corte 7, colocar uma grande região de interesse circular (ROI) sobre a imagem. Esta ROI deve ter uma área compreendida entre 195 cm^2 e 205 cm^2 . Esta ROI define a fronteira da região em que a uniformidade da imagem é medida (Figura 8a);
2. Definir a janela de exibição para o mínimo, e diminuir o nível até que toda a área dentro da grande ROI seja branca. Aumentar o nível lentamente até uma que pequena região, de aproximadamente 1 cm^2 de pixels escuros apareça dentro da ROI. Esta é a região de menor sinal na grande ROI. Às vezes, mais de uma região de pixels escuros aparecerá. Nesse caso, chamar à atenção para a maior região escura. Pode acontecer que em vez de ter uma região escura bem definida, obtém-se uma ou mais áreas largas, mal definidas ou áreas escuras de pixels em preto e branco misturados. Nesse caso, fazer uma estimativa visual da localização da porção de 1 cm^2 mais escura da maior área escura.
3. Colocar uma ROI circular de 1 cm^2 sobre a região de baixo sinal identificada na etapa 2. Anotar o valor de pixel médio para esta ROI de 1 cm^2 . Este é o valor do baixo sinal medido (Figura 8b).
4. Elevar o nível da janela até que todos, mas uma pequena região, cerca de 1 cm^2 , de pixels brancos permaneça dentro da grande ROI. Esta é a região de maior sinal. Às vezes, mais de uma região de pixels brancos permanecerá. Nesse caso, chamar a atenção para a maior região branca. Pode acontecer que em vez de ter uma região branca bem definida, obtém-se uma ou mais áreas difusas de pixels em preto e branco misturados. Nesse caso, fazer uma melhor estimativa da localização da porção mais brilhante de 1 cm^2 , da maior área brilhante.
5. Colocar uma ROI circular de 1 cm^2 sobre a região de alto sinal identificada na etapa 4. Anotar o valor médio de pixel para esta ROI de 1 cm^2 . Este é o maior valor do sinal medido (Figura 8c).

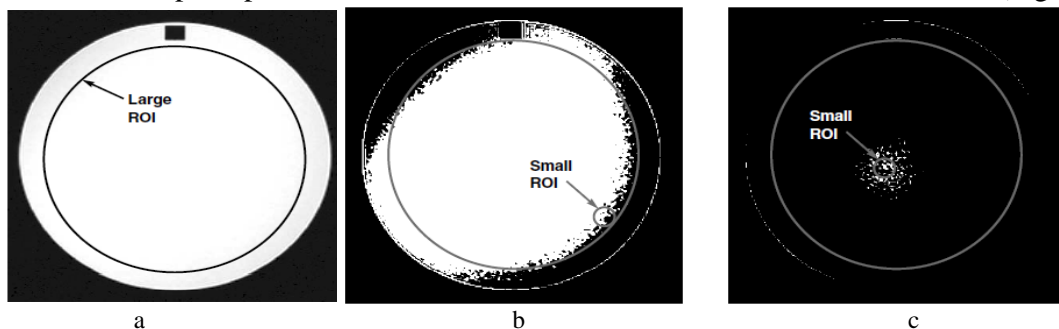


Figura 8 - (a) Imagem do corte 7 ilustrando o tamanho e a posição da região de interesse de 200 cm^2 ; (b) Imagem do corte 7 mostrando o janelamento da imagem e a posição da pequena região de interesse de 1 cm^2 para as medidas de (a) baixo sinal e (b) alto sinal.

Os valores de alto e baixo sinal medidos para cada uma das séries ACR são combinados para produzir um valor chamado Porcentagem da Uniformidade Integral (PIU), conforme deve ser anotado na Tabela 6.

Tabela 6 - Valores de alto e baixo sinal medidos e PIU com o OT ACR.

	Alto sinal	Baixo sinal	PIU
ACR T1			#DIV/0!
ACR T2 (TE=20 ms)			#DIV/0!
ACR T2 (TE=80 ms)			#DIV/0!

A PIU deve ser maior ou igual a 87,5% para os sistemas de RM com intensidades de campo inferior a 3 T, e deve ser maior ou igual a 82% para os sistemas de RM com intensidade de campo de 3 T.

Porcentagem do sinal fantasma

Os procedimentos para executar essas medidas são os seguintes:

1. Exibir o corte 7 da série T1 ACR;
2. Colocar uma grande ROI circular sobre a imagem. Esta ROI deve ter uma área compreendida entre 195 cm^2 e 205 cm^2 . A ROI deve ser aproximadamente centrada no OT, mas não deve incluir qualquer um dos pequenos quadrados escuros que aparecem na parte superior nesse corte. Anotar o valor médio de pixel para esta ROI na Tabela 7.
3. Colocar ROIs elípticas ao longo, mas não imediatamente contra os quatro cantos do FOV. A ROI deve ter uma proporção de comprimento para largura de cerca de 4:1, e uma área total de cerca de 10 cm^2 . Pode-se referenciar essas ROIs como: superior, inferior, esquerda (E) e direita (D). Anotar o valor médio de pixel para cada ROI na Tabela 7. É importante que não se coloque as ROIs de fundo contra as bordas do OT, ou contra as arestas do FOV, mas centrada entre as extremidades do OT e do FOV (Figura 9).

O valor para a formação da imagem, como uma fração do sinal primário, é calculada usando a Relação de Efeito Fantasma (REF) e os resultados são apresentados na Tabela 7.

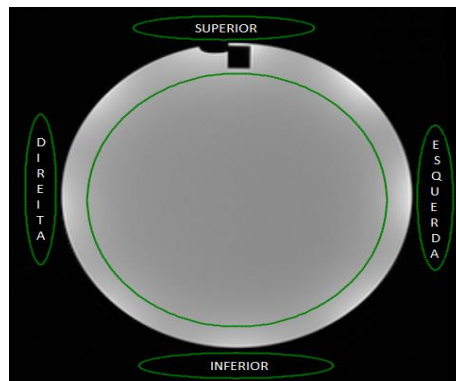


Figura 9 - Imagem do corte 7 ilustrando o posicionamento das regiões de interesse para as medidas do sinal fantasma.

Tabela 7 - Valor médio de pixel de cada ROI e valor da REF para o OT ACR.

ROI	Valor médio do pixel
Superior	
Inferior	
Direita	
Esquerda	
Grande ROI	
REF	#DIV/0!

A REF deve ser inferior ou igual a 0,025.

Detecção de baixo contraste

Os objetos de baixo contraste aparecem em quatro cortes: os cortes 8, 9, 10 e 11. Em cada corte, objetos de baixo contraste aparecem como linhas de pequenos discos, com as linhas irradiando a partir do centro de um círculo, como os raios de uma roda. Cada raio é composto por três discos e 10 raios em cada círculo (Figura 10).

Todos os discos sobre um determinado trecho têm o mesmo nível de contraste. Em ordem, do corte 8 ao corte 11, os valores de contraste são 1,4%, 2,5%, 3,6% e 5,1%. Todos os discos de um dado raio possuem o mesmo diâmetro. Começando na posição 12 horas e se movendo no sentido horário, o diâmetro dos discos diminui progressivamente de 7,0 mm no primeiro raio a 1,5 mm no décimo raio.

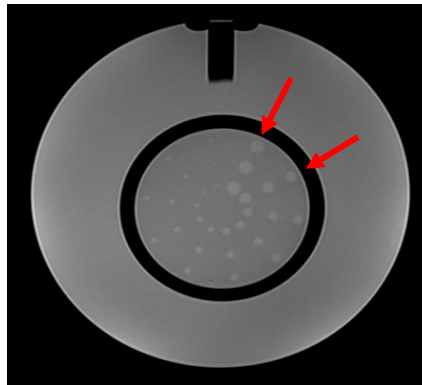


Figura 10 - Imagem do corte 11 onde observam-se os 10 raios com 3 discos cada um (o primeiro e o segundo raio são indicados pelas setas vermelhas).

O seguinte procedimento deve ser realizado para marcar o número de raios completos vistos em um corte:

1. Mostrar o corte a ser marcado. Começar com o corte 11, que tem os objetos de maiores contraste;
2. Ajustar a janela para melhor visualização dos objetos de baixo contraste. Isso geralmente requer uma largura de janela bastante estreita e ajuste cuidadoso do nível para melhor distinguir os objetos do fundo;
3. Contar o número de raios completos. Comece a contagem com o raio com o maior diâmetro do disco. A partir desse raio, continuar a contagem em sentido horário, até quando um ou mais discos não sejam mais discerníveis.

Para cada série, deve-se somar o número de raios completos marcados em cada corte. Por exemplo, se a série ACR T2 marcou 3 raios no corte 8, 5 raios no corte 9, 9 raios no corte 10 e 10 raios no corte 11, a pontuação total para a série ACR T2 seria $3 + 5 + 9 + 10 = 27$.

Anotar o número de raios de cada corte em cada série na Tabela 8.

Tabela 8 - Valores de raios contados em cada corte de cada série com o OT ACR.

	ACR T1	ACR T2 (TE=20 ms)	ACR T2 (TE=80ms)	T1 local	T2 local
Corte 8					
Corte 9					
Corte 10					
Corte 11					
Total	0	0	0	0	0

Cada uma das séries ACR e local devem permitir a visualização de pelo menos 9 raios para sistemas de RM com intensidade de campo menores que 3 T e 37 raios para sistemas de RM com intensidade de campo de 3 T.

Testes de CQ em RM utilizando o objeto de teste Eurospin

Cada parte do OT Eurospin (TO1, TO2, TO3 e TO4) (Figura 1) deve ser devidamente posicionado na bobina de crânio e alinhado com a luz indicadora de posicionamento. Para garantir o posicionamento correto pode ser utilizado um nível de bolha não-metálico. Podem ser utilizadas compressas de gaze sob uma ou outra extremidade do OT para nivelá-lo horizontalmente.



Figura 1 - Objetos de teste Eurospin TO4, TO3, TO2 e TO1 (da esquerda para a direita).

O OT Eurospin permite a avaliação dos seguintes parâmetros de qualidade da imagem: razão sinal-ruído (RSR), uniformidade, espessura de corte, distorção geométrica, posição de corte e resolução espacial. Para cada parâmetro, uma parte do OT será utilizada, conforme demonstrado na Tabela 1, e as imagens adquiridas com parâmetros específicos, conforme descrito nas Tabela 2.

Tabela 1 - Partes do OT Eurspin utilizadas para avaliação dos parâmetros de qualidade

Parâmetro de qualidade	Parte do OT
RSR	TO1
Uniformidade	TO1
Espessura de corte	TO2
Distorção geométrica	TO2
Posição de corte	TO3
Resolução espacial	TO4

Tabela 2 - Parâmetros de aquisição de imagem com o objeto de teste *American College of Radiology*.

	TO1	TO2	TO3	TO4
Sequência de pulso	SE	SE	SE	SE
Plano	TRA	TRA, SAG, COR	TRA	TRA
TR (ms)	1000	1000	1000	1000
TE (ms)	30	30	30	30
FOV (mm)	250	256*	256	250
Espessura de corte (mm)	5	5	5	5
NEX	1	1	1	1
Número de cortes	-	-	40	-
Matriz	256X256	256X257	256X258	256X259/512x512
Tempo de varredura (min:s)	4:16	4:16	8:56	4:16/8:32

*Este FOV é escolhido para resultar em um pixel de dimensão de 1 mm. Se um FOV de 256 não é disponível, utilize 250 mm (gerando um pixel de dimensão 0,98 mm)

Então, as imagens devem ser analisadas nas estações de trabalho, que possuem ferramentas de manipulação de imagem necessárias para análise dos testes. Pode-se também, utilizar programas livres como o *Image J* (com *download* disponível em <http://imagej.nih.gov/ij/download.html>).

Razão sinal-ruído (RSR)

A análise das imagens obtidas para uma medida comparativa da razão sinal-ruído envolve a medida do sinal, do ruído e, então, o cálculo da razão sinal-ruído.

Para medir o sinal, crie cinco regiões de interesse (ROI) de tamanho 20x20 pixels em uma das imagens como mostrado na Figura 2 (ROIs 1-5). Meça o valor médio do pixel em cada ROI. Assuma o sinal como o valor médio dessas cinco regiões (S).

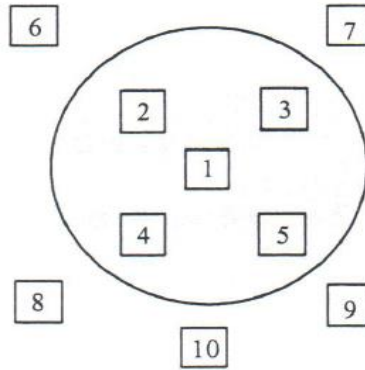


Figura 2 - Regiões de interesse da razão sinal-ruído no objeto de teste Eurospin.

Para medir o ruído, crie cinco ROIs de tamanho 20x20 pixels no fundo da imagem, selecionando regiões livres de imagem fantasma, evitando a direção de codificação da fase (ROIs 6-10, Figura 2). Assuma a média dos 5 valores do desvio padrão (SD) para as ROIs de fundo.

Deve-se inserir o valor médio do pixel de cada ROI na Tabela 3, e a RSR é então calculada como a média do valor médio do pixel sobre a média do desvio padrão.

Tabela 3 - Valor médio do pixel em cada ROI e RSR com o OT Eurospin

ROI	Valor médio	ROI	Desvio padrão
1		6	
2		7	
3		8	
4		9	
5		10	
Média (S)	#DIV/0!	Média/0.655 (N	#DIV/0!
RSR =		#DIV/0!	

Não há critério de aceitação geral estabelecido para RSR, devido à sua dependência com a intensidade do campo magnético.

Distorção geométrica

O protocolo padrão de parâmetros de aquisição de imagem deve ser realizado de acordo com a Tabela 2 e um único corte deve ser posicionado através das placas de vidro anguladas como mostra a Figura 3.

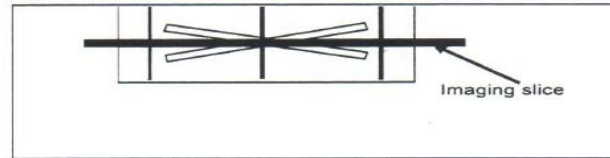


Figura 3 - Posicionamento do corte para aquisição da imagem.

Para linearidade geométrica e distorção as distâncias (centro a centro) entre as hastes de Perspex no OT geométrico são medidas. A Figura 4 mostra a posição das três medidas horizontais e verticais no OT. Os valores medidos devem ser inseridos na Tabela 4.

- Três horizontais 1-3, 4-5, 6-8
- Três verticais 1-6, 2-7, 3-8

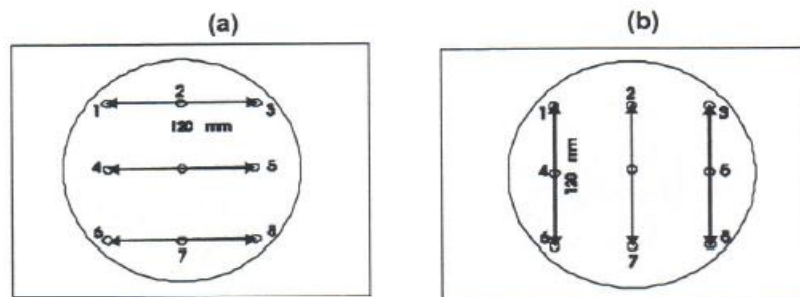


Figura 4 - Medidas horizontais (a) e verticais (b) para avaliação da distorção geométrica no objeto de teste Eurospin.

A linearidade geométrica é calculada encontrando o erro entre a distância medida e a distância real. Erros devem ser menores que ± 1 mm. Subtraia a distância real da distância medida de cada uma das seis medidas para obter o erro da linearidade.

A distorção geométrica é dada através da variação nos erros entre as distâncias medidas e a distância real. O coeficiente de variação, CV, é usado para caracterizar o deslocamento das medidas.

Calcula-se, então, o coeficiente de variação para os erros e o desvio padrão de todos os valores medidos. Quanto menor o coeficiente de variação, menor a distorção geométrica no plano e melhor a fidelidade.

O percentual de distorção geométrica é aceitável se for inferior a 5%.

Tabela 3 - Valores das distâncias medidas (mm) entre as hastes e coeficiente de variação final.

	Deitado	Frente	Lado			
	Distância medida (mm)			Erro = distância medida - real (mm)		
Medidas horizontais	1			-120.00	-120.00	-120.00
	2			-120.00	-120.00	-120.00
	3			-120.00	-120.00	-120.00
			Desvio padrão	0.00	0.00	0.00
			Média	-120.00	-120.00	-120.00
			CV (%)	0.00	0.00	0.00

	Deitado	Frente	Lado			
	Distância medida (mm)			Erro = distância medida - real (mm)		
Medidas verticais	4			-120.00	-120.00	-120.00
	5			-120.00	-120.00	-120.00
	6			-120.00	-120.00	-120.00
			Desvio padrão	0.00	0.00	0.00
			Média	-120.00	-120.00	-120.00
			CV (%)	0.00	0.00	0.00

Espessura de corte

Utilizando as ferramentas de análise do fabricante, crie um perfil através de uma das placas na imagem (Figura 5).

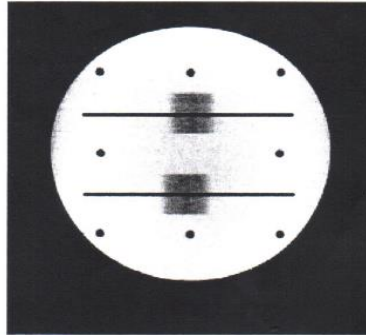


Figura 5 - Posição dos perfis através das placas na imagem para análise do teste de espessura de corte com o objeto de teste Eurospin.

Meça a máxima largura à meia-altura (FWHM) como mostrado na Figura 6 a seguir.

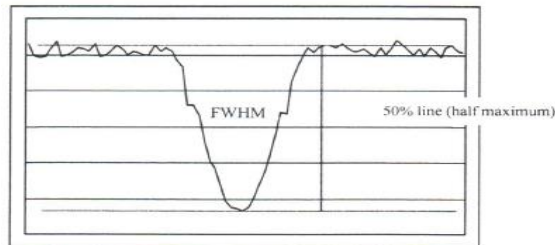


Figura 6 - Medida da máxima largura à meia-altura (FWHM) gerada através dos perfis nas placas de imagem para análise do teste de espessura de corte com o objeto de teste Eurospin.

Repita isso para a segunda placa na imagem. A espessura de corte pode ser calculada dividindo-se a FWHM pelo fator de extensão.

Para este objeto, o ângulo das placas é 11,3°, fornecendo um fator de extensão de 5. A espessura do corte deve ser menor que $\pm 10\%$ da espessura de corte nominal (isto é, para uma largura de corte de 5 mm, valores devem estar entre 4,5 e 5,5 mm).

Tabela 4 - Valores de espessura de corte (mm) adquiridos com o OT Eurospin.

	FWHM	Espessura de corte (mm)
Placa superior		0.00
Placa inferior		0.00

Posição de corte

Há três passos para analisar a posição do corte:

- Calcular as dimensões do pixel;
- Medir os deslocamentos das hastes para cada corte;
- Avaliar a posição do corte.

Cada uma das imagens adquiridas é analisada utilizando esses passos.

Para calcular o fator de correção, a partir da imagem, meça a distância horizontal (ou vertical) das hastes paralelas, RDM. A distância física das hastes paralelas é 120 mm, RDA. O fator de correção (CF) é calculado dividindo-se RDA por RDM. Os valores medidos de RDM devem ser inseridos na Tabela 5.

Para medir o deslocamento da haste em cada corte, meça a distância (centro a centro) entre as hastes anguladas conforme elas aparecem em cada corte (Figura 7). Insira esses valores na Tabela. Para avaliar o erro da posição do corte, multiplique a distância das hastes anguladas pelo fator de correção CF correspondente (seja vertical ou horizontal, dependendo da direção do deslocamento). Eleve ao quadrado a distância medida e subtraia do quadrado da haste de separação (haste de separação 6,5 mm). A raiz quadrada do resultado dividida por dois (para considerar o ângulo da haste) é a posição do corte.

A posição correta pode ser calculada a partir do número de cortes e do espaço centro a centro no protocolo de imagem de acordo com:

$$\text{Posição do corte (calculada)} = (\text{posição do 1º corte}) \pm \{(\text{número do corte} - 1) * (\text{espessura do corte})\}$$

Na Tabela 5, deve-se inserir apenas a posição do primeiro corte.

O erro da posição do corte para cada corte é então calculado subtraindo-se a posição calculada pela posição medida.

O cálculo do valor obtido deve coincidir com o valor da posição em ± 2 mm.

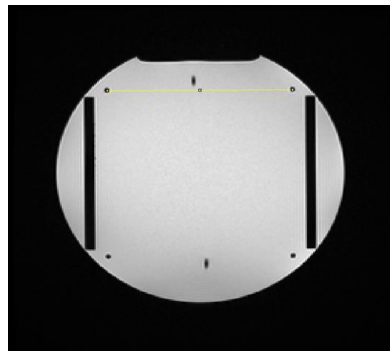


Figura 7 - Medida da distância entre as hastes paralelas para o teste de posição de corte utilizando o objeto de teste Eurospin.

Tabela 5 - Erro da posição de corte para o OT Eurospin.

Corte	Distância medida (RDM)	CF = RDA/RDM	Deslocamento da haste	Posição do corte (medida)	Posição do corte (calculada)	Erro
1		#DIV/0!		#DIV/0!		#DIV/0!
2		#DIV/0!		#DIV/0!	-5.00	#DIV/0!
3		#DIV/0!		#DIV/0!	-10.00	#DIV/0!
4		#DIV/0!		#DIV/0!	-15.00	#DIV/0!
5		#DIV/0!		#DIV/0!	-20.00	#DIV/0!
6		#DIV/0!		#DIV/0!	-25.00	#DIV/0!
7		#DIV/0!		#DIV/0!	-30.00	#DIV/0!
8		#DIV/0!		#DIV/0!	-35.00	#DIV/0!
9		#DIV/0!		#DIV/0!	-40.00	#DIV/0!
10		#DIV/0!		#DIV/0!	-45.00	#DIV/0!
11		#DIV/0!		#DIV/0!	-50.00	#DIV/0!
12		#DIV/0!		#DIV/0!	-55.00	#DIV/0!
13		#DIV/0!		#DIV/0!	-60.00	#DIV/0!
14		#DIV/0!		#DIV/0!	8.35	#DIV/0!
15		#DIV/0!		#DIV/0!	-70.00	#DIV/0!
16		#DIV/0!		#DIV/0!	75.00	#DIV/0!
17		#DIV/0!		#DIV/0!	80.00	#DIV/0!
18		#DIV/0!		#DIV/0!	85.00	#DIV/0!
19		#DIV/0!		#DIV/0!	90.00	#DIV/0!
20		#DIV/0!		#DIV/0!	95.00	#DIV/0!
21		#DIV/0!		#DIV/0!	100.00	#DIV/0!
22		#DIV/0!		#DIV/0!	105.00	#DIV/0!
23		#DIV/0!		#DIV/0!	110.00	#DIV/0!
24		#DIV/0!		#DIV/0!	115.00	#DIV/0!
25		#DIV/0!		#DIV/0!	120.00	#DIV/0!
26		#DIV/0!		#DIV/0!	125.00	#DIV/0!
27		#DIV/0!		#DIV/0!	130.00	#DIV/0!
28		#DIV/0!		#DIV/0!	135.00	#DIV/0!
29		#DIV/0!		#DIV/0!	140.00	#DIV/0!
30		#DIV/0!		#DIV/0!	145.00	#DIV/0!
31		#DIV/0!		#DIV/0!	150.00	#DIV/0!
Média						#DIV/0!
Desvio padrão						#DIV/0!
Intervalo do erro (n						#DIV/0!

Resolução espacial de alto contraste

Para avaliar a resolução, um perfil de linha é desenhado através das barras e a inspeção visual indica quais apresentam resolução (Figuras 8 e 9).

Para um campo de visão de 250 mm e uma matriz de 256x256 a resolução do pixel deve ser de 0,98 mm, portanto as barra de 1,0 mm devem ter resolução. Similarmente, com uma matriz de 512x512 e uma dimensão de pixel de 0,49 mm, as barras de 0,5 mm devem ter resolução.

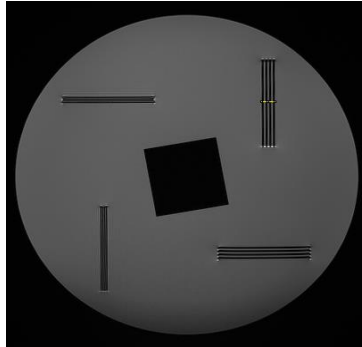


Figura 8 - Perfil traçado nas barras verticais de 1,0 mm para análise do teste de resolução.

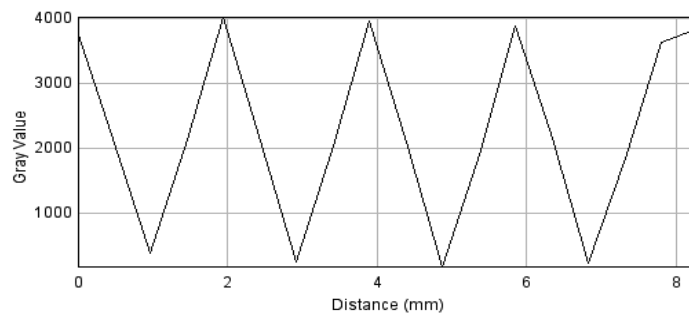


Figura 9 - Perfil resultante que indica a distância de 1,0 mm entre as barras para o teste de resolução.

Na tabela 6 abaixo, deve-se marcar os perfis que apresentam resolução visível.

Tabela 6 - Valores de resolução (mm) visíveis.

	1,0 mm	0,5 mm
Barra vertical		
Barra horizontal		

A resolução espacial de alto contraste deve ser igual ao tamanho do pixel. Por exemplo, para um campo de visão de 25 cm com uma matriz de 256 x 256, a resolução deve ser de 1 mm.

Uniformidade

A uniformidade é avaliada em uma imagem adquirida com o objeto de teste TO1. A medida da uniformidade (U%) é obtida a partir de um espectro homogêneo de uma ROI que compreende pelo menos 75% da área da secção transversal do OT. Tipicamente, uma pequena ROI (~ 1 cm²) é escolhida na área de mínima intensidade de pixel (\bar{S}_{min}) e na área de intensidade máxima de pixel (\bar{S}_{max}) (Figura 9). Em seguida, a PIU é então calculada por

$$U\% = 100 \cdot \left[1 - \frac{(\bar{S}_{max} - \bar{S}_{min})}{(\bar{S}_{max} + \bar{S}_{min})} \right]$$

onde \bar{S}_{min} e \bar{S}_{max} são, respectivamente, o valor de mínima e máxima intensidade do pixel de uma ROI.

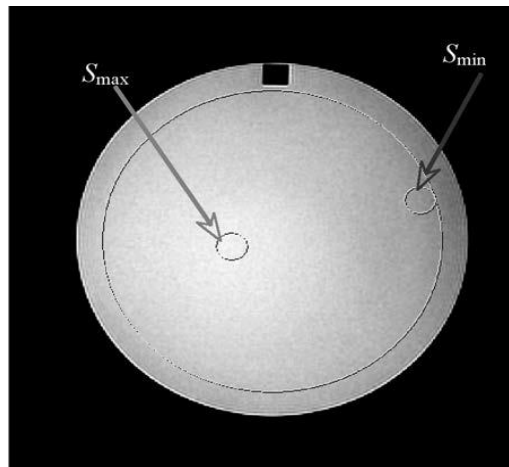


Figura 9 - Medida da intensidade máxima e mínima de pixel para análise da uniformidade com o objeto de teste Eurospin.

Os valores das intensidade medidas devem ser inseridos na Tabela 7 abaixo.

Tabela 7 - Valor da uniformidade utilizando o OT Eurospin.

Valor máximo do pixel

Valor mínimo do pixel

Uniformidade #DIV/0!

A uniformidade deve ser de 80% ou menos.

4.1 RESULTADOS OBTIDOS COM O OBJETO DE TESTE ACR

As Tabelas 7 e 8 mostram os parâmetros utilizados em cada equipamento para aquisição das imagens com o OT ACR, de acordo com as características de cada um dos fabricantes avaliados. Para as séries localizador, ACR T1 e ACR T2 duplo eco os parâmetros utilizados coincidiram com aqueles recomendados pelo ACR, como apresentado na Tabela 2, tendo apenas variações nos tempos de aquisição de acordo com cada fabricante.

Tabela 7 - Parâmetros de aquisição de imagem com o objeto de teste *American College of Radiology* na Ressonância Magnética Siemens Avanto.

Série	Sequência de pulso	TR (ms)	TE (ms)	FOV (cm)	Nº de cortes	Espessura de corte (mm)	Espaçamento (mm)	NEX	Matriz	Largura de banda (kHz)	Tempo de varredura (min:s)
Localizador ¹	<i>Spin eco</i>	200	20	25	1	20	0	1	256x256	150	2:08
ACR T1 ¹	<i>Spin eco</i>	500	20	25	11	5	5	1	256x256	150	2:08
ACR T2 duplo eco ¹	<i>Spin eco</i>	2000	20/80	25	11	5	5	1	256x256	163	1:32
T1 local ²	<i>Fast spin eco</i>	561	8,7	21	11	5	5	2	436x512	150	4:05
T2 local ²	<i>Fast spin eco</i>	4020	107	23	11	5	5	2	262x320	161	1:00

¹Os parâmetros das séries localizador, ACR T1 e ACR T2 duplo eco são sugeridos pelo pelo ACR.

²Os parâmetros das séries T1 local e T2 local não são sugeridos pelo ACR e contemplam os parâmetros utilizados na rotina clínica.

Tabela 8 - Parâmetros de aquisição de imagem com o objeto de teste *American College of Radiology* na Ressonância Magnética GE Signa HDxt.

Série	Sequência de pulso	TR (ms)	TE (ms)	FOV (cm)	Nº de cortes	Espessura de corte (mm)	Espaçamento (mm)	NEX	Matriz	Largura de banda (kHz)	Tempo de varredura (min:s)
Localizador ¹	<i>Spin eco</i>	200	20	25	1	20	0	1	256x256	15,6	0:56
ACR T1 ¹	<i>Spin eco</i>	500	20	25	11	5	5	1	256x256	25	1:44
ACR T2 duplo eco ¹	<i>Spin eco</i>	2000	20/80	25	11	5	5	1	256x256	15,6	8:56
T1 local ²	<i>Fast spin eco</i>	333	9,7	25	11	5	5	2	320x224	31,2	1:46
T2 local ²	<i>Fast spin eco</i>	4300	99	25	11	5	5	1,5	320x320	62,5	1:13

¹Os parâmetros das séries localizador, ACR T1 e ACR T2 duplo eco são sugeridos pelo pelo ACR.

²Os parâmetros das séries T1 local e T2 local não são sugeridos pelo ACR e contemplam os parâmetros utilizados na rotina clínica.

4.1.1 Distorção geométrica

A Figura 40 mostra a medida realizada na imagem do localizador referente ao comprimento vertical do OT.

A Figura 41a mostra as medidas dos diâmetros vertical e horizontal realizadas no corte 1 e a Figura 41 b mostra as medidas dos diâmetros vertical, horizontal, vertical direita e vertical esquerda realizadas no corte 5.



Figura 40 - Medida do comprimento de ponta a ponta do objeto de teste *American College of Radiology* na série do localizador. A linha verde indica a medição realizada.

Fonte: Autoria própria.

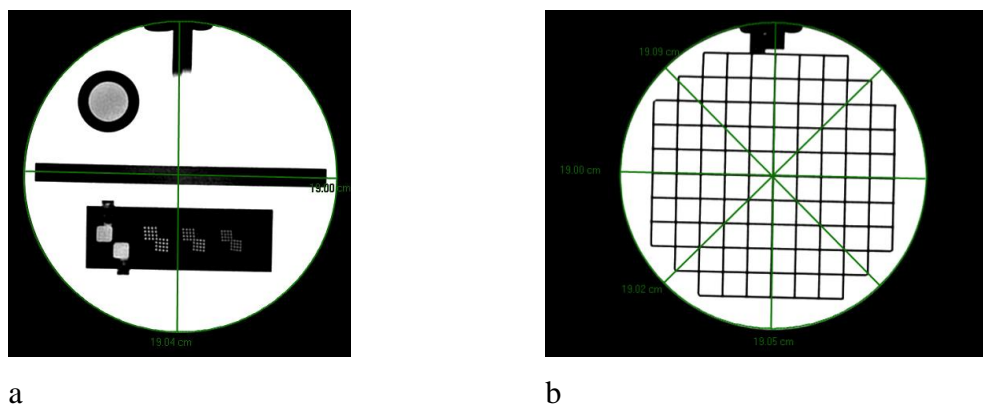


Figura 41 - (a) Medidas dos diâmetros vertical e horizontal do objeto de teste *American College of Radiology* no corte 1 da série ACR T1. As linhas verdes indicam as medições realizadas. (b) Medições horizontal, vertical, diagonal direita e diagonal esquerda do corte 5 da série ACR T1. As linhas verdes indicam as medições realizadas.

Fonte: Autoria própria.

Os procedimentos foram realizados nas séries adquiridas em cada um dos aparelhos de RM e os resultados são apresentados nas Tabelas 9 e 10 a seguir. O critério de aceitação é de 148 ± 2 mm e 190 ± 2 mm.

Tabela 9 - Valores das medidas (em mm) para o teste de distorção geométrica com o objeto de teste *American College of Radiology* na Ressonância Magnética GE Signa HDxt.

Série		Vertical	Horizontal	Diagonal esquerda	Diagonal direita
Localizador	Corte 1	147,8	-	-	-
ACR T1	Corte 1	190,4	190,0	-	-
	Corte 5	190,0	190,5	190,2	190,9
Local T1	Corte 1	191,5	190,4	-	-
	Corte 5	190,5	191,0	190,6	191,0

Tabela 10 - Valores das medidas (em mm) para o teste de distorção geométrica com o objeto de teste *American College of Radiology* na Ressonância Magnética Siemens Avanto.

Série		Vertical	Horizontal	Diagonal esquerda	Diagonal direita
Localizador	Corte 1	148,4	-	-	-
ACR T1	Corte 1	180,4	189,0	-	-
	Corte 5	189,5	189,5	189,6	190,6
Local T1	Corte 1	189,5	189,1	-	-
	Corte 5	189,9	189,1	189,7	189,4

4.1.2 Resolução espacial de alto contraste

A inspeção visual das inserções de resolução em ambos os equipamentos revelou resolução de 1,0 mm, conforme mostram as Figuras 42 e 43. O critério de aceitação é de 1 mm ou menos.



a



b



c

Figura 42 - Inserção de resolução das séries ACR T1 (a) e ACR T2 com TE = 20 ms (b) e TE = 80 ms (c) das imagens adquiridas com o objeto de teste *American College of Radiology* na Ressonância Magnética GE Signa HDxt.

Fonte: Autoria própria.



a



b



c

Figura 43 - Inserção de resolução das séries ACR T1 (a) e ACR T2 com TE = 20 ms (b) e TE = 80 ms (c) das imagens adquiridas com o objeto de teste *American College of Radiology* na Ressonância Magnética Siemens Avanto.

Fonte: Autoria própria.

4.1.3 Espessura de corte

Em ambos os equipamentos, os valores de espessura de corte estão dentro do critério de aceitação de $5,0 \pm 0,7$ mm, como mostrado na Tabela 11.

Tabela 11 - Valores de espessura de corte (em mm) adquiridos com o objeto de teste American College of Radiology para ambos os equipamentos.

Série	RM GE Signa HDxt	RM Siemens Avanto
ACR T1	5,10	4,83
ACR T2 (TE = 20 ms)	5,01	5,38
ACR T2 (TE = 80 ms)	5,36	5,30

4.1.4 Posição de corte

Para ambos os equipamentos, os valores de posição de corte estão dentro do critério de aceitação de 4 mm ou menos, conforme os resultados apresentados na Tabela 12.

Tabela 12 - Posição de corte (em mm) para ambos os equipamentos utilizando o objeto de teste American College of Radiology.

Série	RM GE Signa HDxt		RM Siemens Avanto	
	Corte 1	Corte 11	Corte 1	Corte 11
ACR T1	-2,15	-1,15	1,45	-1,19
ACR T2 (TE = 20 ms)	-1,15	-1,61	1,40	-0,79
ACR T2 (TE = 80 ms)	-1,15	-1,72	1,71	-1,09

4.1.5 Uniformidade

Ambos os equipamentos apresentaram valores de uniformidade dentro do limite mínimo de 87,5%, conforme mostrado na Tabela 13.

Tabela 13 - Valores de porcentagem de uniformidade para cada sistema de Ressonância Magnética avaliado em cada corte das séries ACR T1 e T2 com o objeto de teste *American College of Radiology*.

Série	RM GE Signa HDxt	RM Siemens Avanto
ACR T1	93,62%	94,85%
ACR T2 (TE = 20 ms)	94,46%	94,53%
ACR T2 (TE = 80 ms)	94,27%	94,13%

4.1.6 Sinal fantasma

Os valores de REF para ambos os equipamentos estão dentro do limite $\leq 0,025$, conforme apresentado na Tabela 14.

Tabela 14 - Valores da Relação de Efeito Fantasma (REF) para cada equipamento de Ressonância Magnética avaliado com o objeto de teste *American College of Radiology*.

ROI	RM GE Signa HDxt	RM Siemens Avanto
Superior	6,43	5,40
Inferior	10,34	6,72
Direita	5,12	5,34
Esquerda	9,47	5,76
Grande ROI	114,95	52,13
REF	0,0095	0,0098

4.1.7 Detecção de baixo contraste

A avaliação da detecção de baixo contraste para ambos os aparelhos esteve acima do número mínimo de 9 discos visualizados para todas as séries avaliadas, conforme as Tabelas 15 e 16 a seguir.

Tabela 15 - Valores de raios contados em cada corte de cada série para a Ressonância Magnética GE Signa HDxt com o objeto de teste *American College of Radiology*.

	ACR T1	ACR T2 (TE = 20 ms)	ACR T2 (TE = 80 ms)	T1 local	T2 local
Corte 8	7	9	8	8	3
Corte 9	9	9	9	9	7
Corte 10	10	10	10	10	8
Corte 11	10	10	10	10	9
Total	36	38	37	37	27

Tabela 16 - Valores de raios contados em cada corte de cada série para a Ressonância Magnética Siemens Avanto com o objeto de teste *American College of Radiology*.

	ACR T1	ACR T2 (TE = 20 ms)	ACR T2 (TE = 80 ms)	T1 local	T2 local
Corte 8	7	3	0	9	0
Corte 9	10	9	6	10	7
Corte 10	10	10	8	10	7
Corte 11	10	10	9	10	9
Total	37	32	23	39	23

4.2 RESULTADOS OBTIDOS COM O OBJETO DE TESTE EUROSPIN

4.2.1 Razão sinal-ruído (RSR)

Nas tabelas a seguir são apresentados os valores médios do *pixel* medido em cada ROI e a RSR que foi calculada conforme a Equação 6. As Tabelas 17, 18 e 19 apresentam os valores nos planos transversal, sagital e coronal, respectivamente, para o equipamento Siemens Avanto. As Tabelas 20, 21 e 22 apresentam os valores nos planos transversal, sagital e coronal, respectivamente, para o equipamento GE Signa HDxt.

Tabela 17 - Valor médio do *pixel* em cada região de interesse e razão sinal-ruído para o equipamento Siemens Avanto utilizando o objeto de teste Eurospin no plano transversal.

Razão Sinal-Ruído			
ROI	Valor médio	ROI	Desvio padrão
1	2119,33	6	3,91
2	2074,30	7	4,49
3	1981,39	8	2,70
4	1963,90	9	3,01
5	2083,33	10	4,39
Média (S)	2044,45	Média/0,655 (N)	5,65
S/N	361,96		

Tabela 18 - Valor médio do *pixel* em cada região de interesse e razão sinal-ruído para o equipamento Siemens Avanto utilizando o objeto de teste Eurospin no plano sagital.

Razão Sinal-Ruído			
ROI	Valor médio	ROI	Desvio padrão
1	2203,67	6	5,12
2	2189,55	7	4,88
3	2039,75	8	3,67
4	2193,80	9	4,15
5	2166,44	10	3,07
Média (S)	2158,64	Média/0,655 (N)	6,38
S/N	338,42		

Tabela 19 - Valor médio do *pixel* em cada região de interesse e razão sinal-ruído para o equipamento Siemens Avanto utilizando o objeto de teste Eurospin no plano coronal.

Razão Sinal-Ruído			
ROI	Valor médio	ROI	Desvio padrão
1	2095,33	6	3,10
2	2177,49	7	3,95
3	2217,56	8	4,11
4	2182,10	9	4,28
5	2231,58	10	3,88
Média (S)	2180,81	Média/0,655 (N)	5,90
S/N	369,68		

Tabela 20 - Valor médio do *pixel* em em cada região de interesse e razão sinal-ruído para o equipamento GE Signa HDxt utilizando o objeto de teste Eurospin no plano transversal.

Razão Sinal-Ruído			
ROI	Valor médio	ROI	Desvio padrão
1	3404,66	6	3,68
2	3244,70	7	2,76
3	3008,72	8	2,65
4	3180,33	9	2,35
5	3032,71	10	4,43
Média (S)	3174,23	Média/0,655 (N)	4,84
S/N	655,34		

Tabela 21 - Valor médio do *pixel* em em cada região de interesse e razão sinal-ruído para o equipamento GE Signa HDxt utilizando o objeto de teste Eurospin no plano sagital.

Razão Sinal-Ruído			
ROI	Valor médio	ROI	Desvio padrão
1	3365,90	6	3,25
2	3289,12	7	2,78
3	3170,45	8	2,44
4	3028,49	9	3,90
5	3070,21	10	3,30
Média (S)	3184,83	Média/0,655 (N)	4,78
S/N	665,62		

Tabela 22 - Valor médio do *pixel* em em cada região de interesse e razão sinal-ruído para o equipamento GE Signa HDxt utilizando o objeto de teste Eurospin no plano coronal.

Razão Sinal-Ruído			
ROI	Valor médio	ROI	Desvio padrão
3087,56	6	3.21	3087,56
3351,33	7	2.84	3351,33
3125,60	8	3.56	3125,60
3043,12	9	2.71	3043,12
3259,61	10	2.70	3259,61
Média (S)	3173,44	Média/0,655 (N)	4,59
S/N	691,95		

4.2.2 Uniformidade

A medida das intensidades mínima e máxima do *pixel*, revelou $U = 95\%$ para o equipamento GE Signa HDxt e $U = 96\%$ para o equipamento Siemens Avanto, estando esses valores dentro do critério de aceitação de 80% ou mais.

4.2.3 Distorção geométrica

Os valores das três distâncias horizontais e verticais foram medidos (Figura 44). A porcentagem do coeficiente de variação (CV) da distorção geométrica foi calculada conforme a Equação 8. Os resultados são apresentados nas Tabelas 23 e 24 e estão dentro do critério de aceitação de 5% ou menos.

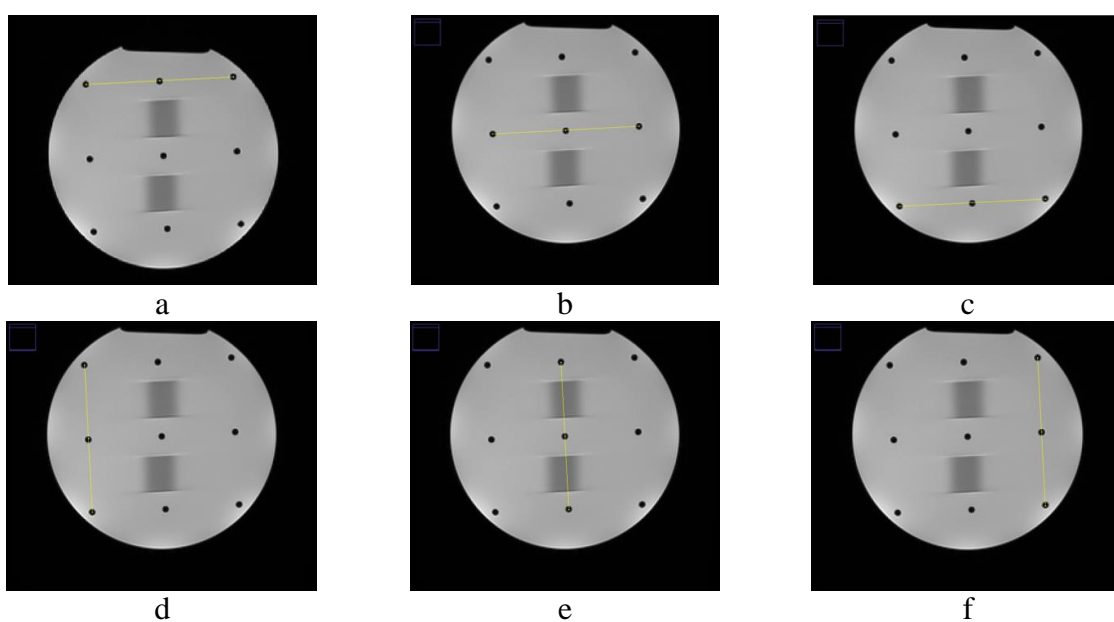


Figura 44 - Medidas horizontais (a, b, c) e verticais (d, e, f) para avaliação da distorção geométrica com o objeto de teste Eurospin.

Fonte: Autoria própria.

Tabela 23 - Valores do coeficiente de variação para distorção geométrica no equipamento Siemens Avanto utilizando o objeto de teste Eurospin.

	Deitado	Frente	Lado	Erro = distância medida - real (mm)			
	Distância medida (mm)						
Medidas horizontais	1	119,90	120,51	119,89	-0,10	0,51	-0,11
	2	120,51	120,27	120,70	0,51	0,27	0,70
	3	120,76	120,55	120,50	0,76	0,55	0,50
				Desvio padrão	0,44	0,15	0,42
				Média	0,39	0,44	0,36
				CV (%)	1,14	0,35	1,16

	Deitado	Frente	Lado	Erro = distância medida - real (mm)			
	Distância medida (mm)						
Medidas verticais	4	120,76	120,52	120,74	0,76	0,52	0,74
	5	120,75	120,77	120,50	0,75	0,77	0,50
	6	120,75	120,27	120,75	0,75	0,27	0,75
				Desvio padrão	0,00	0,25	0,14
				Média	0,75	0,52	0,66
				CV (%)	0,01	0,48	0,21

Tabela 24 - Valores do coeficiente de variação para distorção geométrica no equipamento GE Signa HDxt utilizando o objeto de teste Eurospin.

	Deitado	Frente	Lado	Erro = distância medida - real (mm)			
	Distância medida (mm)						
Medidas horizontais	1	120,27	120,46	120,03	0,27	0,46	0,03
	2	120,39	120,67	120,13	0,39	0,67	0,13
	3	120,61	120,41	119,99	0,61	0,41	-0,01
				desvio padrão	0,17	0,14	0,07
				Média	0,42	0,51	0,05
				CV (%)	0,41	0,27	1,35

	Deitado	Frente	Lado	Erro = distância medida - real (mm)			
	Distância medida (mm)						
Medidas verticais	4	119,46	120,30	120,01	-0,54	0,30	0,01
	5	119,89	120,23	120,02	-0,11	0,23	0,02
	6	119,77	120,23	120,79	-0,23	0,23	0,79
				desvio padrão	0,22	0,04	0,45
				Média	-0,29	0,25	0,27
				CV (%)	-0,75	0,15	1,64

4.2.4 Espessura de corte

Utilizando o “Image J”, foi traçada uma linha reta horizontal na placa superior da imagem, conforme mostra a Figura 45. Clicando na aba “Analyze” e no item “Plot Profile” é gerado o gráfico da FWHM como o da Figura 46.

Então, no gráfico, traçando uma linha vertical (como a linha amarela na Figura 46) da distância a ser medida e clicando no item “Measure” da aba “Analyze” aparece uma nova caixa de diálogo com a informação da distância “Length”. Com esse valor da distância, a espessura de corte foi calculada conforme a Equação (9). Os procedimentos foram então repetidos para a placa inferior da imagem.

Os resultados para ambos os equipamentos de RM são apresentados na Tabela 21 e estão dentro do limite de $\pm 0,5$ mm para espessura de 5 mm.

Caso o “Image J” não esteja configurado para realizar medidas em mm, é necessário ajustar a escala antes de iniciar as medidas. Utilize a ferramenta de seleção linha reta para fazer uma seleção de linha que corresponde à uma distância conhecida (pode-se usar o diâmetro do objeto de teste, por exemplo). Em seguida, clique em “Set Scale” na aba “Analyze”, digite a distância conhecida e a unidade de medida desejada (nesse caso, mm) e, em seguida, clique em OK. O “Image J” terá automaticamente preenchido a distância dos *pixels* no campo com base no comprimento da linha selecionada.

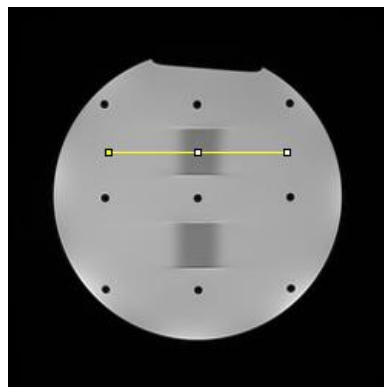


Figura 45 - Perfil traçado para gerar o gráfico da medida da máxima largura à meia altura para o teste de espessura de corte com o objeto de teste Eurospin.

Fonte: Autoria própria.

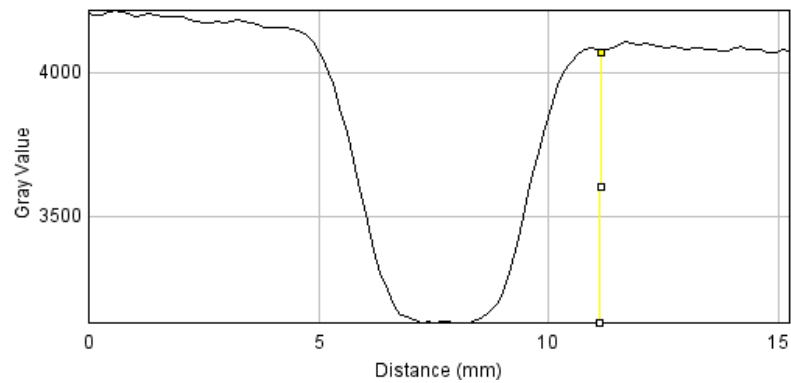


Figura 46 - Gráfico da máxima largura à meia altura (FWHM) gerado através do perfil traçado. A linha amarela indica a distância a ser medida no gráfico para o cálculo da espessura de corte.

Fonte: Autoria própria.

Tabela 25 - Valores de espessura de corte (em mm) para ambos os equipamentos utilizando o objeto de teste Eurospin.

	Siemens Avanto	GE Signa HDxt
Placa superior	5,07	4,77
Placa inferior	5,24	4,86

4.2.5 Posição de corte

Para análise da posição de corte, a distância das hastes paralelas foi medida em cada uma das 31 imagens em que estas foram visíveis, conforme mostrado na Figura 47, e, então o erro da posição de corte foi calculado de acordo com a Equação 13. Os resultados para cada equipamento são apresentados nas Tabelas 22 e 23 a seguir e estão dentro do critério de aceitação de ≤ 2 mm.

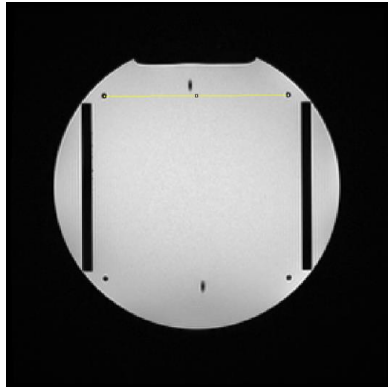


Figura 47 - Medida da distância entre as hastes paralelas para o teste de posição de corte utilizando o objeto de teste Eurospin.

Fonte: Autoria própria.

Tabela 26 - Erro da posição de corte para o equipamento GE Signa HDxt utilizando o objeto de teste Eurospin.

Corte	Distância medida (RDM)	CF = RDA/RDM	Deslocamento da haste	Posição do corte (medida)	Posição do corte (calculada)	Erro
1	120,16	1,00	150,75	75,21	75,32	0,11
2	120,30	1,00	142,25	70,88	70,32	-0,56
3	120,50	1,00	132,01	65,65	65,32	-0,33
4	120,37	1,00	122,03	60,74	60,32	-0,42
5	120,48	1,00	111,79	55,58	55,32	-0,26
6	120,55	1,00	102,31	50,82	50,32	-0,50
7	120,76	0,99	92,82	46,01	45,32	-0,69
8	120,58	1,00	82,12	40,73	40,32	-0,41
9	120,40	1,00	72,39	35,93	35,32	-0,61
10	120,37	1,00	61,96	30,71	30,32	-0,39
11	120,66	0,99	52,29	25,80	25,32	-0,48
12	120,49	1,00	42,22	20,77	20,32	-0,45
13	120,12	1,00	32,32	15,82	15,32	-0,50
14	120,58	1,00	22,30	10,61	10,32	-0,29
15	120,73	0,99	12,81	5,47	5,32	-0,15
16	120,21	1,00	6,59	0,51	0,32	-0,19
17	120,43	1,00	11,95	4,99	4,68	-0,31
18	120,54	1,00	20,40	9,62	9,68	0,06
19	120,65	0,99	30,56	14,85	14,68	-0,17
20	120,78	0,99	39,83	19,52	19,68	0,16
21	120,23	1,00	50,45	24,97	24,68	-0,29
22	120,56	1,00	60,35	29,86	29,68	-0,18
23	120,58	1,00	70,30	34,83	34,68	-0,15
24	120,45	1,00	80,01	39,72	39,68	-0,04
25	120,32	1,00	89,99	44,75	44,68	-0,07
26	120,73	0,99	99,95	49,56	49,68	0,12
27	120,65	0,99	110,16	54,69	54,68	-0,01
28	120,54	1,00	119,89	59,59	59,68	0,09
29	120,77	0,99	130,39	64,70	64,68	-0,02
30	120,71	0,99	141,13	70,07	69,68	-0,39
31	120,55	1,00	149,37	74,27	74,68	0,41
						Média -0,22
						Desvio padrão 0,26
						Intervalo do erro (máx-mín) 1,09

4.2.6 Resolução espacial de alto contraste

Para a resolução, foram traçados os perfis através das barras verticais e horizontais de 1,0 mm (Figura 48) e a inspeção visual dos perfis (Figura 49) mostrou que ambos os equipamentos apresentavam resolução aceitável, considerando que o critério de aceitação estabelece que a resolução deve coincidir com o tamanho do *pixel*.

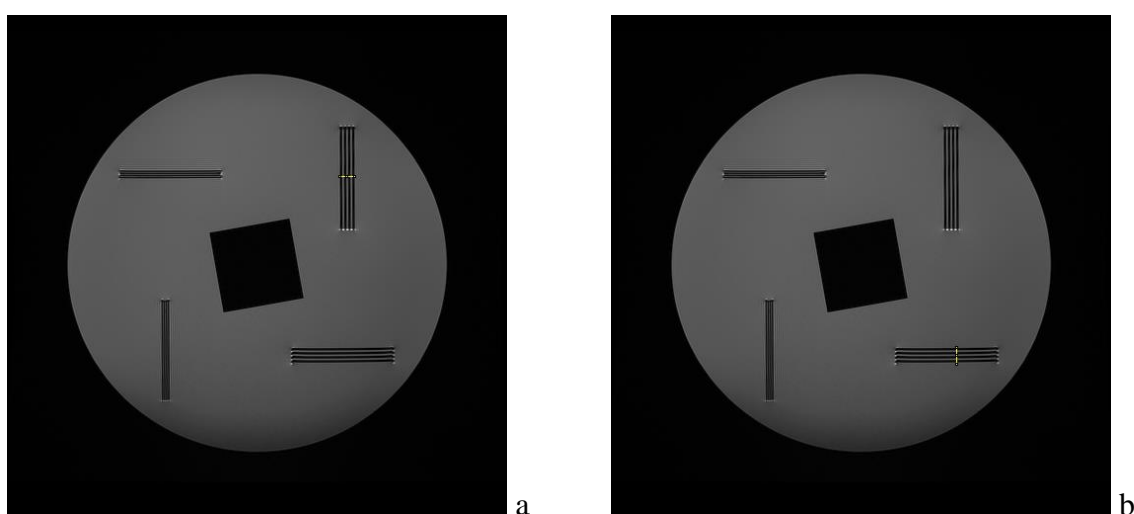


Figura 48 - Perfis traçados nas barras verticais (a) e horizontais (b) de 1,0 mm para análise do teste de resolução.

Fonte: Autoria própria.

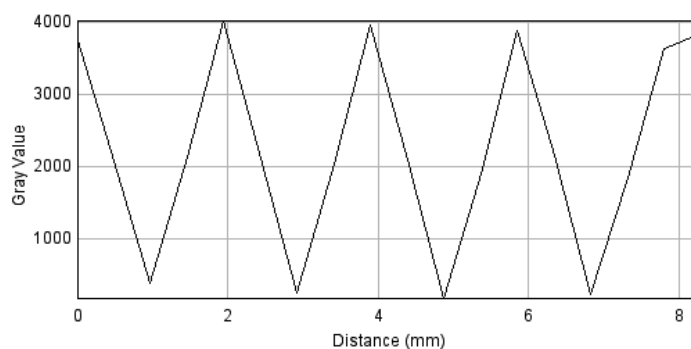


Figura 49 - Perfil resultante que indica a distância de 1,0 mm entre as barras para o teste de resolução.

Fonte: Autoria própria.

5 DISCUSSÕES

Dentre os testes sugeridos pela *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM), aqueles que não foram incorporados nesse trabalho, não foram realizados porque, segundo a AAPM (2010), são melhor executados pelo fabricante e não há critérios de aceitação, porque requerem ferramentas indisponíveis no sistema e/ou contratação de equipe especializada e/ou porque os objetos de teste avaliados nesse trabalho não possibilitam a realização do teste em questão.

Os dois equipamentos de RM utilizados apresentaram resultados de todos os testes dentro dos critérios de aceitação, o que sugere o bom funcionamento dos sistemas. Cabe ressaltar que ambos os aparelhos passam por manutenção preventiva conforme recomendado pelos fabricantes, o que contribui para os bons resultados dos testes. Além disso, a equipe de tecnólogos e técnicos é orientada a informar o supervisor sobre quaisquer possíveis falhas e/ou erros durante execução dos exames, o que reduz situações de falhas contínuas não-resolvidas que podem acarretar em problemas maiores no equipamento.

A avaliação da distorção geométrica com os dois OT é realizada comparando-se as medidas reais dos OT com as medidas calculadas e, embora as medidas reais de cada OT sejam diferentes, bem como os critérios de aceitação, observa-se que todas as medidas apresentaram variação $< \pm 2$ mm com o OT ACR e CV $< 5\%$ para o OT Eurospin.

Embora as inserções para análise da resolução espacial de alto contraste em cada OT sejam diferentes (no OT ACR as matrizes não-quadradas são de orifícios circulares e no OT Eurospin são barras retangulares paralelas), com ambos OT a avaliação é realizada através da inspeção visual, a qual mostrou-se dentro do critério de aceitação de 1 mm ou menos para os dois OT.

Tanto para o teste de espessura de corte, quanto para o teste de posição de corte, os OT apresentam metodologias de avaliação distintas entre si, pois as inserções utilizadas para as medidas e os cálculos são diferentes. O critério de aceitação para a espessura de corte pode apresentar uma variação de $\pm 0,7$ mm para o OT ACR e de $\pm 0,5$ mm para o OT Eurospin, ambos em relação à espessura nominal de 5 mm. Para a posição de corte, o ACR recomenda que a diferença dos comprimentos das barras seja menor que 4 mm e o Eurospin recomenda que o cálculo da posição medida deve coincidir com a posição calculada em ± 2 mm. Ambos os testes apresentaram resultados dentro do critério de aceitação para ambos os equipamentos utilizando os dois OT.

A análise do teste de uniformidade é semelhante com os dois OT, pois envolve a medida das regiões de alto e baixo sinal. Embora o critério de aceitação seja diferente para cada OT – $PIU \geq 87,5\%$ para o OT ACR e $U\% \geq 80\%$ para o OT Eurospin – em ambos os equipamentos de RM este teste foi aprovado com os dois OT.

Apenas o OT Eurospin sugere avaliação da RSR, que é realizada através do valor médio do *pixel* em cinco ROIs no interior do OT (medida do sinal) e em cinco ROIs no plano de fundo da imagem (medida do ruído). Não há critério de aceitação geral estabelecido para este parâmetro de qualidade, devido à sua dependência com a intensidade do campo magnético e o valor de referência pode variar de acordo com cada fabricante e características do equipamento. Os valores obtidos nesse teste ($RSR = 361,96$ para o equipamento Siemens Avanto e $RSR = 655,34$ para o equipamento GE Signa HDxt) servirão como referência para uma linha de base em testes futuros.

Os parâmetros porcentagem do sinal fantasma e detecção de baixo contraste podem ser avaliados apenas com o OT ACR. A porcentagem do sinal fantasma envolve a medida do valor médio do *pixel* em uma grande ROI de cerca de 200 cm^2 no interior do OT e em quatro ROIs elípticas no plano de fundo da imagem. Apesar da metodologia das medidas dos valores médio do *pixel* ser semelhante àquela adotada no teste da RSR com o OT Eurospin como descrito no parágrafo anterior, a manipulação dos dados para o resultado final (descrita pelas equações 4, 5 e 6) é distinta para cada um dos testes. O critério de aceitação estabelece que a REF deve ser inferior ou igual a 0,025 e os resultados estiveram dentro desse limite para ambos os equipamentos.

A metodologia para análise da detecção de baixo contraste envolve a contagem dos raios completos que são visíveis na imagem dos cortes 8, 9 10 e 11 de cada uma das séries ACR e local. O critério de aceitação estabelece a visualização de pelo menos 9 raios em cada uma das séries para equipamentos com intensidade de campo menor que 3 T. O equipamento GE Signa HDxt permitiu a visualização do seguinte número de raios em cada série: ACR T1 = 36 raios, ACR T2 (TE = 20 ms) = 38 raios, ACR T2 (TE = 80 ms) = 37 raios, T1 local = 37 raios e T2 local = 27 raios e o equipamento Siemens Avanto, o seguinte: ACR T1 = 37 raios, ACR T2 (TE = 20 ms) = 32 raios, ACR T2 (TE = 80 ms) = 23 raios, T1 local = 39 raios e T2 local = 23 raios. Os resultados obtidos nesse teste foram consideravelmente superiores ao critério sugerido, o que demonstra a adequação dos parâmetros de aquisição nas séries locais e, portanto, assegura a detecção de lesões de baixo contraste na rotina clínica.

Kaljuste e Nigul (2014) apresentaram resultados similares em seu estudo, embora apenas 33% dos seis equipamentos de RM avaliados tenham sido aprovados em todos os sete

testes de CQ realizados com o OT ACR, sendo que três equipamentos reprovaram no teste de uniformidade e um equipamento no teste de resolução espacial de alto contraste.

Chen *et al.* (2004) executaram os testes de CQ sugeridos pelo ACR em três equipamentos de RM de 1,5 T e em um equipamento de 1 T. Os testes foram executados duas vezes em um intervalo de três meses. Embora não seja sugerido pelo ACR, eles mediram a RSR no corte 8 das séries ACR T1 e ACR T2. Em seus resultados, um dos equipamentos reprovou nos testes de distorção geométrica e uniformidade no primeiro CQ e foi aprovado nesses mesmos testes no segundo CQ, após ajustes. Semelhantemente, outro equipamento reprovou no teste de espessura de corte no primeiro CQ e foi aprovado após correções. Os resultados dos parâmetros avaliados por Chen *et al.* foram semelhantes aos resultados desse estudo, exceto para detecção de baixo contraste que, embora dentro do critério de aceitação, apresentou número inferior de raios visíveis se comparado com os resultados desse estudo.

Lerski e Certaines (1993) fizeram um estudo com o OT Eurospin que, além dos parâmetros avaliados nesse estudo, também incluíram outros parâmetros, como função de modulação de transferência (MTF) e precisão dos tempos T1 e T2. Seus resultados são apresentados de acordo com uma pontuação de 1 à 5, onde 1 representa o pior resultado e 5, o melhor. O estudo realizado em dez equipamentos revelou uma pontuação geral média em todos parâmetros variando de 2 à 4. A ausência dos resultados completos de cada teste apresentado por Lerski e Certaines impossibilita a comparação com esse estudo.

Ihalainen *et al.* (2004) realizaram os testes de CQ com o OT Eurospin em seis equipamentos de RM, sendo quatro de 1,5 T, um equipamento de 1 T e um equipamento de 0,23 T. Eles apresentaram os resultados detalhados apenas para um dos equipamentos de 1,5 T, os quais foram similares aos encontrados nesse estudo.

Firbank *et al.* realizaram os testes de CQ com o OT Eurospin e contruíram um objeto de teste próprio para realização do teste de porcentagem de sinal fantasma. A RSR foi avaliada através de um objeto de teste do próprio fabricante. Os testes foram realizados em um equipamento de 1,0 T e todos os parâmetros permaneceram dentro dos critérios de aceitação, semelhantemente aos resultados desse estudo.

Colombro *et al.* executaram os testes de RSR e uniformidade em 12 equipamentos de RM: oito de 1,5 T, três de 1 T e um de 0,5 T, sendo que em cinco equipamentos foi utilizado o OT Eurospin e nos demais, objetos de teste fornecidos pelo fabricante. Como as frequências de realização dos testes não são ainda bem definidas, o objetivo de Colombro *et al.* foi o de conceber um método geral para estabelecer intervalos de normalidade e as frequências de medição para um programa de CQ em RM. A análise dos resultados lhes permitiu definir uma

variação de 3% do nível de referência para ambos os parâmetros e concluíram que uma medição semanal é suficiente para detectar variações relevantes do desempenho do equipamento.

Nesse estudo, no equipamento GE Signa HDxt não foi possível utilizar o suporte de imobilização para o posicionamento do OT ACR, pois o formato do suporte não era compatível com a bobina de crânio. Isso dificultou muito o posicionamento do OT, além de consumir um tempo maior para sua execução.

O posicionamento do OT Eurospin também é dificultado, em ambas as bobinas de crânio utilizadas, por não possuir suporte específico e, principalmente, por necessitar trocar cada parte do OT (TO1, TO2, TO3 e TO4) para a realização de cada teste específico. Existe suporte de imobilização disponível comercialmente e compatível com todos os fabricantes de sistema de RM, no entanto, trata-se de um acessório importado e com custo elevado (cerca de 900 dólares).

Nas imagens adquiridas com ambos os objetos de teste apareceram bolhas de ar concentradas na região superior, impedindo a visualização da margem superior e dificultando a medição do comprimento vertical (necessária para o OT ACR). Apesar de ser descrito pelos fabricantes como um acontecimento normal, pois devido à expansão do líquido de preenchimento com alterações de temperatura este espaço de ar é deixado intencionalmente, isso dificultou a avaliação do teste.

O manual do OT Eurospin não sugere critério de aceitação para RSR e não fornece informação sobre a avaliação dos resultados, o que dificultou a análise desse parâmetro de CQ. A pesquisa na literatura revelou que, na verdade, não há critério de aceitação geral estabelecido para RSR, devido à sua dependência com a intensidade do campo magnético, conforme elucidado por Ihalainen *et al.* (2004, p. 1862). Outra dificuldade importante encontrada foi quanto à metodologia de análise do teste de uniformidade quando utilizando o OT Eurospin. No manual desse OT, é sugerida uma análise em que deve-se calcular o número de *pixels* em um perfil vertical ou horizontal de dez *pixels* de comprimento, porém não foi encontrada ferramenta que executasse essas medidas nos programas utilizados. Por isso, para análise de uniformidade utilizando o OT Eurospin foi seguida a metodologia de avaliação sugerida pela AAPM.

Ainda assim, os testes realizados com ambos os objetos de teste ACR e Eurospin foram devidamente executados e apresentaram resultados satisfatórios. A execução dos testes com o OT ACR levou cerca de 1 hora em cada equipamento e com o OT Eurospin levou cerca de 3 horas. O tempo de execução maior com o OT Eurospin deve-se à necessidade de trocar cada parte do OT (TO1, TO2, TO3, TO4) para a aquisição de diferentes sequências, enquanto que

com o OT ACR a aquisição é facilitada, pois o objeto é posicionado uma única vez e são adquiridas apenas quatro sequências.

O OT ACR não sugere avaliação da RSR e o OT Eurospin não sugere avaliação de detecção de baixo contraste e sinal fantasma, o que representa uma limitação de cada objeto. No entanto, a RSR pode ser avaliada com objetos de teste do fabricante, conforme sugerido por Firbank *et al.* e Colombro *et al.*

Há uma dificuldade na realização dos testes inerente ao conhecimento do profissional sobre as ferramentas de cada sistema de RM de cada fabricante. Cada teste possui parâmetros específicos (sequência de pulso, TR, TE, FOV, número de cortes, espessura de corte, espaçamento, NEX, matriz, largura de banda) e para alterá-los para a execução dos testes, é necessário conhecer a nomenclatura utilizada por cada fabricante, que pode variar (por exemplo, na Siemens utiliza-se o termo NSA – *number of signal averages* e na GE o termo NEX – *number of excitations* para descrever o mesmo parâmetro,) bem como, a localização de cada parâmetro no *software* do equipamento de RM.

A principal vantagem do OT ACR é o fato de permitir a aquisição das imagens para avaliação de todos os testes com um único posicionamento do OT na bobina, o que torna seu posicionamento menos trabalhoso e mais rápido. Além disso, para a avaliação de todos os testes com o OT ACR é necessário adquirir apenas quatro sequências de imagens, além do localizador, tornando assim a análise das imagens mais prática.

Cabe ainda ressaltar que os objetos de teste dos fabricantes que acompanham os equipamentos não possuem características para avaliação de todos os parâmetros considerados com os objetos de teste comerciais ou a plataforma de análise é restrita no console do equipamento, não permitindo sua realização por terceiros, que não sejam os engenheiros dos fabricantes.

6 CONSIDERAÇÕES FINAIS

6.1 CONCLUSÕES

Os objetivos desse trabalho foram alcançados, visto que foi possível estudar a metodologia de utilização dos objetos de teste Eurospin e ACR, comparando as formas de execução, e foi elaborado um protocolo operacional para realização dos testes com cada OT em formato de planilha do *Excel* para otimizar os cálculos dos resultados.

Este tipo de protocolo de CQ completo permite medir parâmetros que não são possíveis de se determinar com os objetos de teste básicos fornecidos pelo fabricante, e também reduz a dependência no controle de qualidade do próprio fabricante.

Foi possível verificar que os dois sistemas de RM onde os testes foram executados apresentaram resultados dentro dos níveis de aceitação e, portanto, estão em condições adequadas de uso.

O alto custo dos objetos de teste e a complexidade do sistema de RM tornam o CQ difícil de ser aplicado na prática clínica. Alguns parâmetros necessários para os testes podem ser difíceis de encontrar, pois dependem do fabricante e da versão do *software* com a qual se trabalha. Cabe ressaltar que atualmente há uma grande variedade de equipamentos, sequências de pulsos, bobinas e aplicações, o que dificulta a padronização dos procedimentos de teste, sendo necessário conhecer a fundo as ferramentas de cada sistema. Além disso, a execução e interpretação dos testes depende de um profissional capacitado, pois o simples posicionamento inadequado do OT ou a escolha de uma ROI inapropriada pode gerar um resultado incompatível, bem como, a investigação correta dos resultados dos testes por profissional apto é o que leva à solução da possível inconsistência encontrada. Nesse aspecto, o profissional Tecnólogo em Radiologia exerce papel fundamental dentro de um serviço de IRM, pois possui os conhecimentos técnico-científicos sobre formação da imagem em RM e é capacitado para executar os exames, bem como os testes de CQ, sua análise e interpretação.

Em conclusão, este tipo de CQ comparativo (com dois objetos de teste comerciais e dois sistemas de RM de diferentes fabricantes) foi importante para harmonizar os requisitos de qualidade de imagem em RM e constitui um avanço considerável no processo de elaboração de material nacional referente ao assunto, visto que um dos maiores obstáculos para a implementação de uma rotina de CQ em RM é a inexistência de uma normativa brasileira que

o especifique. Além disso, o protocolo operacional elaborado facilitará a consulta a cerca de como realizar os procedimentos de CQ utilizando esses dois OT.

6.2 SUGESTÕES PARA TRABALHOS FUTUROS

Como sugestão para trabalhos futuros, pode-se aplicar os testes de CQ com os objetos de teste ACR e Eurospin em equipamentos de RM de outros fabricantes, bem como, em equipamentos de 3 T. Os protocolos do Anexo A podem ser utilizado para essa finalidade. Além disso, pode-se também trabalhar na elaboração de suportes de imobilização nacionais com preços mais acessíveis.

REFERÊNCIAS

AAPM, AMERICAN ASSOCIATION OF PHYSICISTS IN MEDICINE (Md). Acceptance Testing and Quality Assurance Procedures for Magnetic Resonance Imaging Facilities. College Park: American Association Of Physicists In Medicine, 2010. 32 p.

ACR, AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. Phantom Test Guidance, 2005a. Disponível em:

<<http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/Accreditation/MRI/LargePhantomGuidance.pdf>>. Acesso em: 29 de setembro de 2014.

ACR, AMERICAN COLLEGE OF RADIOLOGY. Site Scanning Instructions for Use of the MR Phantom for the ACR MRI Accreditation Program, 2005b. Disponível em <<http://www.acr.org/~media/ACR/Documents/Accreditation/MRI/LargePhantomInstructions.pdf>> Acesso em: 29 de setembro de 2014.

ATLAS, Scott W. **Magnetic resonance imaging of the brain and spine**. 4th ed. Philadelphia, PA; London: Lippincott Williams & Willkins, 2009. 1086 p.

BLINK, Evert J. Basic MRI Physics – For anyone who does not have a degree in physics. 2004. Disponível em: < <http://www.mri-physics.net/bin/mri-physics-en-rev1.3.pdf>>. Acesso em 1 de novembro de 2014.

BUSHBERG, Jerrold T. *et al.* **The essential physics of medical imaging**. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2002, xvi, 933 p.

BUSHONG, Stewart C. **Magnetic Resonance imaging: physical and biological principles**. 3rd ed. St. Louis: Mosby, 2003. 511 p.

CNES, CADASTRO NACIONAL DE ESTABELECIMENTO DE SAÚDE; 2013. Disponível em: <http://cnes.datasus.gov.br/Mod_Ind_Equipamento.asp?VEstado=00>. Acesso em: 7 de junho de 2014.

CAPAVERDE, Alexandre S.; MOURA, Cássio S; SILVA, Ana Maria M. Desenvolvimento de um programa de controle de qualidade em ressonância magnética baseado nas recomendações do Colégio Americano de Radiologia. Revista Brasileira de Física Médica, 2012, 6(2), p. 79-85.

CHEN, Chien-Chuan et al. Quality Assurance of Clinical MRI Scanners Using ACR MRI Phantom: Preliminary Results. *Journal of Digital Imaging*, 2004, 17(4), p. 279-284.

CBR, COLÉGIO BRASILEIRO DE RADIOLOGIA. Normas básicas para inscrição no programa de qualidade em Ressonância Magnética. Disponível em: http://cbr.org.br/wpcontent/uploads/2013/05/normativa_RM_010411.pdf>. Acesso em 1 de novembro de 2014.

COLOMBO, P. *et al.* Multicenter trial for the set-up of a MRI quality assurance programme. *Magnetic Resonance Imaging*, 2004, 17, p. 93-101.

COVELL, M. M. *et al.* Automated analysis of multiple performance characteristics in magnetic resonance imaging systems. *Med Phys*, 1986, 13, p. 815-823.

FERREIRA, Fernanda Guimarães M.; NACIF, Marcelo Souto. **Manual de técnicas em ressonância magnética**. 1 ed. Rio de Janeiro: Editora Rubio, 2011.

FIRBANK, M. J. *et al.* Quality assurance for MRI: practical experience. *The British Journal of Radiology*, 2000, 73, p. 376-383.

GENERAL ELECTRIC. Signa HDxt 1.5 T. Disponível em: <http://www3.gehealthcare.com/en/products/categories/magnetic_resonance_imaging/signa_hdxt_1-5t>. Acesso em: 19 de julho de 2014.

IHALAINEN, T. *et al.* MRI quality control: six imagers studied using eleven unified image quality parameters. *Eur Radiol*, 2004, 14, p. 1859-1865.

IEC, INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION IEC 62464-1:2007 Edition 1.0 (2007-01-29). Magnetic resonance equipment for medical imaging - Part 1: Determination of essential image quality parameters. Brussels, 2007.

IPEM, INSTITUTE OF PHYSICS AND ENGINEERING IN MEDICINE. Quality control in magnetic resonance imaging. IPEM Report No. 80. York, England: Institute of Physics and Engineering in Medicine, 1998.

KALJUSTE, D.; NIGUL, M. Evaluation of the ACR MRI phantom for quality assurance tests of 1.5 T MRI scanners in Estonian hospitals. *Proceedings of the Estonian Academy of Sciences*, 2014, 63(3), p. 328-334.

LEMOS, Tenyson Will de. **Phantom para treinamento de neuronavegação guiada por imagens de Ultra-som e de Ressonância Magnética**. 2008. 97 f. Dissertação – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da USP, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008.

LERSKI, R. A.; CERTAINES, J. D. de. Performance assessment and quality control in MRI by Eurospin test objects and protocols. *Magnetic Resonance Imaging*, 1993, 1, p. 817-833.

MAGNET TEST OBJECTS. **Instructions for use**. Version 3.1, 2004, 21 p.

MARTINS, Gisene Bolzan. **Fantoma antropométrico para controle de qualidade de técnicas quantitativas em imagens por ressonância magnética**. 2010. 98 f. Dissertação (Mestrado em Física) – Núcleo de Pós-Graduação em Física, Pró-reitora de Pós-Graduação e Pesquisa, Universidade Federal de Sergipe, São Cristóvão, 2010.

MARTINS, Gisene B.; SALMON, Carlos G. Objeto simulador de cabeça em imagens por ressonância magnética de 3T. *Revista Brasileira de Física Médica*, 2010, 4(2), p. 59-61.

MAZZOLA, Alessandro A. *et al.* Protocolos de testes de aceitação em equipamentos de imagem por ressonância magnética. *Radiol Bras*, 2005, 38(3), São Paulo, p. 195-204. Disponível em: < http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842005000300008>. Acesso em 3 de setembro de 2013.

MAZZOLA, Alessandro A. Ressonância magnética: princípios de formação da imagem e aplicações em imagem funcional. *Revista Brasileira de Física Médica*. 2009, 3(1), p. 117-29.

NEMA, NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. MS1-94. Determination of signal to noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging. Rosslyn, VA: NEMA, 1995.

NEMA, NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. MS2-89. Determination of two-dimensional geometric distortion in diagnostic magnetic resonance images. Rosslyn, VA: NEMA, 1989a.

NEMA, NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. MS3-89. Determination of image uniformity in diagnostic magnetic resonance images. Rosslyn, VA: NEMA, 1989b.

NEMA, NATIONAL ELECTRICAL MANUFACTURERS ASSOCIATION. MS5-91. Determination of slice thickness in diagnostic magnetic resonance imaging. Rosslyn, VA: NEMA, 1991.

NEWMATIC MEDICAL. Disponível em: <<http://www.newmaticmedical.com/phantom/p/ACRMRIPhantom/>>. Acesso em 29 de setembro de 2014.

SEIXAS, Tayane Baranceli. **Implementação de rotinas de programa de controle de qualidade em equipamentos de ressonância magnética: parte II**. 2014. 58 f. Trabalho de conclusão de curso (Graduação em Tecnologia em Radiologia) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2014.

SIEMENS HEALTHCARE. MAGNETOM Avanto – The landmark in 1.5 T imaging. Disponível em: <<http://usa.healthcare.siemens.com/magnetic-resonance-imaging/0-35-to-1-5t-mri-scanner/magnetom-avanto>>. Acesso em 19 de julho de 2014.

SPRAWLS, Perry. **Magnetic Resonance Imaging: Principles, Methods, and Techniques**. 1st Ed. Medical Physics Publishing, 2000, 173 p. Disponível em: <<http://www.sprawls.org/mripmt/index.html>>. Acesso em 2 de abril de 2015.

WESTBROOK, Catherine; KAUT, Carolyn; TALBOT, John. **Ressonância Magnética: aplicações práticas**. 4. Ed. Rio de Janeiro, RJ: Guanabara Koogan, 2013. 373 p.