

HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE

**Residência em Área Profissional da Saúde - Física Médica
Radiodiagnóstico**

**CONSTRUÇÃO DE UM GUIA PARA A AQUISIÇÃO DE IMAGENS
DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA UTILIZADAS EM
PLANEJAMENTOS DE RADIOTERAPIA**

IANA QUINTANILHA DE BORBA

Porto Alegre
2021

HOSPITAL DE CLÍNICAS DE PORTO ALEGRE

**Residência em Área Profissional da Saúde - Física Médica
Radiodiagnóstico**

**CONSTRUÇÃO DE UM GUIA PARA A AQUISIÇÃO DE IMAGENS
DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA UTILIZADAS EM
PLANEJAMENTOS DE RADIOTERAPIA**

IANA QUINTANILHA DE BORBA

Trabalho de conclusão de residência apresentado como requisito parcial para a obtenção de título de especialista em Física Médica do Radiodiagnóstico no Programa de Residência em Área Profissional de Saúde em Física Médica.

Orientador: Me. Físico Alexandre Bacelar

Coorientador: Físico Esp. Maurício Anés

Porto Alegre
2021

Sumário

1. INTRODUÇÃO	4
2. REVISÃO DE LITERATURA.....	6
2.1. RESSONÂNCIA MAGNÉTICA.....	6
2.2. O USO DE IMAGENS DE RM EM PLANEJAMENTOS DE RADIOTERAPIA.	8
2.3. FATORES QUE IMPACTAM NO USO DA RM EM PLANEJAMENTOS DE RADIOTERAPIA.....	9
3. OBJETIVOS	15
3.1. GERAL.....	15
3.2. ESPECÍFICOS	15
4. MÉTODOS.....	15
4.1. CONTEXTO DE REALIZAÇÃO	15
4.2. ESCOLHA DOS PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO	18
4.3. AQUISIÇÃO DAS IMAGENS COM <i>PHANTOM</i>	22
4.4. AQUISIÇÃO DE IMAGENS COM VOLUNTÁRIO.....	28
4.5. CORREGISTRO COM A IMAGEM DE TC	32
4.6. CONSTRUÇÃO DO GUIA	33
5. RESULTADOS	35
6. CONCLUSÃO	52
7. REFERÊNCIAS	53
ANEXO A.....	56

1. INTRODUÇÃO

A Radioterapia (RT) utiliza diferentes modalidades de aquisição de imagens para simulação do tratamento (planejamento de tratamento). Essas imagens são utilizadas tanto para o auxílio da definição da área a ser tratada e contorno dos órgãos adjacentes, quanto nos cálculos da distribuição de dose do tratamento (BROCK et al., 2017). Atualmente, a Tomografia Computadorizada (TC) é a técnica de imagem mais utilizada em tratamentos de radioterapia conformacional por apresentar a informação do coeficiente de atenuação (HU) utilizada para o cálculo dosimétrico e por apresentar distorção geométrica irrelevante, além de apresentar informações volumétricas da área a ser tratada.

A Ressonância Magnética (RM) possui vantagens em relação à TC no planejamento de radioterapia, como: melhor contraste entre os tecidos, imagem sem restrição do plano de aquisição e imagem volumétrica, bem como informações fisiológicas e bioquímicas, tais como, a angiografia por RM e a espectroscopia por RM (KHOO et al., 1997). Além disso, a RM apresenta resolução de baixo contraste de imagem muito superior à TC (KHOO et al., 1997), apesar da distorção geométrica ser um ponto limitante em relação à sua aplicação nas diferentes regiões do corpo humano.

O fenômeno de RM foi descrito em 1946 por Bloch e Purcell. A técnica evoluiu bastante com a introdução de ímãs supercondutores de 1,5 T e 3 T, permitindo o desenvolvimento de aplicações clínicas. A primeira imagem por RM foi produzida por Nottingham e Aberdeen, em 1980, e desde então a RM tornou-se uma ferramenta clínica poderosa, amplamente disseminada (GROVER et al., 2015).

Além da dificuldade em encontrar *softwares* que realizem o cálculo de dose com RM, uma das desvantagens do uso de RM em RT é a presença de distorções nas imagens, devido ao seu modo de formação de imagem. Embora algumas distorções sejam relativamente insignificantes e facilmente identificadas, outras podem limitar seu uso para o tratamento radioterápico, obscurecendo anatomias e processos neoplásicos. Algumas causas de distorções nas imagens são: comportamento não linear dos gradientes de campo magnético, inhomogeneidade do campo magnético, desvio químico e diferença na susceptibilidade magnética, induzidas pelo paciente, desvio ou a instabilidade temporal, entre outros (BUSHBERG et al., 2003; WANG; DODDRELL, 2005). Se o controle de qualidade do equipamento for realizado corretamente, e os

parâmetros de aquisição forem ajustados, as imagens podem fornecer distorções mínimas, as quais não afetam o planejamento de radioterapia.

Outros fatores devem ser avaliados e considerados para utilização das imagens de RM em RT, como: dispositivos e peças do equipamento, posicionamento do paciente no exame, configuração das bobinas de RF, controle do movimento respiratório e peristáltico e correção de imagem (LINEY; MOERLAND, 2014b).

A grande maioria dos técnicos de radiologia que opera os equipamentos de RM não tem treinamento para realizar as aquisições de imagens utilizadas nos planejamentos, visto que os parâmetros de aquisição utilizados na rotina de trabalho são aplicados aos exames de diagnóstico. As imagens utilizadas em planejamentos em radioterapia são para a delimitação dos órgãos, volume a ser tratado (volume-alvo) e para o cálculo dosimétrico, por isso necessitam de protocolos específicos para este fim. Os técnicos de radiologia, operadores de equipamentos de RM, devem compreender a importância do posicionamento do paciente e como a qualidade do exame pode ser afetada pela presença de dispositivos de imobilização, pelo material de imobilização e pelos parâmetros de aquisição (GLIDE-HURST et al., 2021).

As imagens utilizadas nos planejamentos devem possuir **alta precisão geométrica, com alta resolução espacial e alto contraste** para o delineamento exato da doença. Diante disso, técnico de radiologia deve conhecer a origem dos artefatos que impactam nessas características da imagem, as ferramentas dos equipamentos de RM para corrigir ou reduzir esses impactos e deve observar se os parâmetros técnicos de aquisição de imagem estão sendo utilizados de maneira adequada para obter imagens para essa finalidade (GLIDE-HURST et al., 2021).

As organizações internacionais, tais como o Colégio Americano de Radiologia (ACR, do inglês *American College of Radiology*) e a Sociedade Internacional para Ressonância Magnética em Medicina (<https://www.ismrm.org>), utilizam divulgação por meio de guias de orientação das rotinas de trabalho para a adoção das boas práticas para a segurança e qualidade dos exames de imagem. Como, por exemplo, o “*ACR Guidance Document on MR Safe Practices: 2013*” (ACR, 2013) e o “*ACR Guidance on COVID-19 and MR Use*” (ACR, 2021). No entanto, a linguagem é de caráter científico, voltada para engenheiros e físicos médicos.

Deste modo, torna-se importante elaborar um material impresso, de fácil acesso para os profissionais do Serviço de Radiologia e da Unidade de Radioterapia, orientando sobre os cuidados e as ferramentas de correção disponíveis no equipamento RM para a aquisição de imagens utilizadas em planejamentos no Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA).

2. REVISÃO DE LITERATURA

2.1. RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

Átomos são formados pela eletrosfera, onde se encontra o elétron, e por um núcleo, composto por prótons e os nêutrons (ambos com *spins*). A RM é baseada na atividade eletromagnética dos núcleos atômicos. Os núcleos ativos são aqueles que têm um *spin* resultante, com soma do número de prótons e nêutrons ímpar, devido ao fato de que os spins de seus prótons e nêutrons não se cancelam (BITAR et al., 2006).

O hidrogênio possui somente um próton em seu núcleo e um elétron em sua eletrosfera, ele é um elemento muito abundante no corpo humano e esse é um dos principais motivos para a sua utilização em RM diagnóstica. Cada núcleo dos átomos gira em torno de seu próprio eixo, induzindo um campo magnético. Quando os núcleos são expostos a um campo magnético externo (B_0), a interação dos campos magnéticos faz com que os núcleos precessem. O comportamento da frequência em que ocorre a precessão é definido pela Equação de Larmor (1) (BITAR et al., 2006; SPRAWLS, 1995).

$$\omega_0 = B_0 \cdot \lambda \quad (1)$$

Onde ω_0 é a frequência de precessão, B_0 é a intensidade do campo magnético externo e λ é a constante giromagnética.

Quando a magnetização de B_0 é aplicada (direção longitudinal), os eixos magnéticos dos núcleos se alinham com o eixo magnético de B_0 , alguns no mesmo sentido, outros em sentido contrário, podendo ser descrito por um vetor da magnetização resultante do objeto ou amostra. Quando um pulso de radiofrequência (RF) é aplicado, a excitação de RF faz com que o vetor da magnetização resultante fique em um determinado ângulo. Ao término da aplicação da RF, os núcleos tendem a retornar ao seu estado de equilíbrio, devolvendo parte da energia da RF ao ambiente.

Durante esse processo, uma bobina receptora pode ser utilizada para experimentar esse campo eletromagnético, que induz uma corrente, a qual se torna o sinal da RM (BITAR et al., 2006; SPRAWLS, 1995).

Quando a fonte de energia de RF é desligada, o vetor de magnetização líquida se realinha com o eixo de B_0 por meio do processo de recuperação, durante o qual, a componente de magnetização longitudinal (M_z) aumenta em magnitude à medida que os núcleos em rotação liberam energia para o ambiente. O tempo de relaxação T_1 representa a taxa de recuperação desta magnetização. Ao mesmo tempo, a componente da magnetização transversal (M_{xy}) em relação à B_0 diminui (decai) por meio de mecanismos de perda de coerência de fase da precessão dos núcleos atômicos. O tempo de relaxação T_2 define a taxa de redução da magnetização transversal. Tecidos diferentes têm valores diferentes de T_1 , T_2 e T_2^* (BITAR et al., 2006; SPRAWLS, 1995).

Durante a relaxação T_2 , a magnetização transversal é defasada por causa da interação entre os núcleos giratórios e seus campos magnéticos. No decaimento do sinal T_2^* , a magnetização transversal é defasada devido à falta de homogeneidade do campo magnético, pois o campo magnético não é homogêneo. A sua variação não é desejada, mas é esperada. Essas diferenças podem ocorrer devido ao próprio desempenho resultante da construção do ímã, à presença de objetos metálicos, ao ar, à implantes dentários ou ao cálcio (BITAR et al., 2006; BUSHBERG et al., 2003; SPRAWLS, 1995).

Além das diferenças dos tempos de relaxação dos tecidos, a susceptibilidade magnética descreve a extensão em que um material se torna magnetizado quando colocado em um campo magnético. A magnetização interna induzida se opõe ao campo magnético externo e reduz o campo magnético local ao redor do material. Já a magnetização interna pode se formar na mesma direção que o campo magnético aplicado e aumentar o campo magnético local. Três categorias de susceptibilidade são definidas: diamagnética, paramagnética e ferromagnética, com base no arranjo de elétrons na estrutura atômica ou molecular. (BUSHBERG et al., 2003; SPRAWLS, 1995).

Elementos diamagnéticos têm susceptibilidade ligeiramente negativa e o material magnético se opõe ao campo aplicado, devido aos pares de elétrons nos orbitais

de elétrons circundantes. Exemplos de materiais diamagnéticos são: cálcio, água e a maioria dos materiais orgânicos. Materiais paramagnéticos, com elétrons desemparelhados, têm susceptibilidade ligeiramente positiva e aumentam o campo magnético local. Exemplos de materiais paramagnéticos são: oxigênio molecular, desoxihemoglobinae agentes de contraste à base de gadolínio. Localmente, esses agentes diamagnéticos e paramagnéticos irão reduzir ou aumentar o campo magnético local, alterando as imagens de RM. Materiais ferromagnéticos são "superparamagnéticos", ou seja, eles aumentam substancialmente o campo magnético. Materiais que contêm ferro, cobalto ou níquel em muitos casos são magnéticos e podem distorcer significativamente o campo magnético e, conseqüentemente, o sinal em RM (BITAR et al., 2006; BUSHBERG et al., 2003; SPRAWLS, 1995).

Para o sistema de imagem de RM detectar em qual região anatômica o sinal é gerado, gradientes de campo magnético são empregados, causando variações lineares da força do campo magnético e na frequência de precessão dos núcleos em uma região. Três tipos de gradientes são aplicados de acordo com o eixo da imagem (eixo x, y ou z). O gradiente seletivo seleciona a seção a ser gerada (o alvo do pulso de excitação de RF). O gradiente de codificação de fase causa uma mudança de fase nos prótons em rotação, de modo que o sistema de imagem detecte e codifique a fase do spin. O gradiente de codificação de frequência, também causa uma mudança que ajuda o sistema de RM a detectar a localização dos núcleos giratórios. Como essa mudança de frequência geralmente ocorre durante a coleta de sinal, também é chamada de gradiente de leitura. Assim que o processador do sistema RM tiver todas essas informações, ou seja, a frequência e a fase, em uma distribuição espacial, ele pode calcular a localização exata e a amplitude do sinal (BITAR et al., 2006; BUSHBERG et al., 2003; SPRAWLS, 1995).

2.2. O USO DE IMAGENS DE RM EM PLANEJAMENTOS DE RADIOTERAPIA

A utilização de radiação para o tratamento com câncer começou em meados de 1889 em pacientes com as mais diversas neoplasias. A radioterapia utiliza a radiação para eliminar células tumorais, evitando a destruição de células saudáveis vizinhas. O planejamento radioterápico é responsável pela definição das células que devem ser destruídas e as que devem ser evitadas (BARBOZA; DE OLIVEIRA, 2006).

Para os planejamentos de radioterapia conformacional, a utilização de TC de planejamento é indispensável. Dependendo da lesão a ser tratada, no planejamento de tratamentos de radioterapia, frequentemente imagens de diferentes modalidades (TC, RM, SPECT, PET/CT) auxiliam no delineamento do volume-alvo e/ou órgãos adjacentes.

Alguns pré-requisitos de imagens utilizadas para o planejamento do tratamento de radioterapia são: alta precisão geométrica, resolução de alto contraste e imagens em três dimensões (3D), as quais são necessárias para avaliar a extensão da doença e a proximidade em relação aos órgãos adjacentes (PAULSON *et al.*, 2015). Para procedimentos onde o volume-alvo a ser tratado é muito pequeno, no caso de radiocirurgias, exige-se exatidão geométrica na ordem submilimétrica (menor que 2mm) (NOUSIAINEN; MÄKELÄ, 2019).

A TC é a modalidade mais utilizada na terapia oncológica por radiação, pois o número de HU é utilizado no cálculo de dose e também devido ao seu alto contraste entre tecidos diferentes, como osso e pulmão. Porém, o contraste é pobre para regiões do parênquima tecidual adjacente, o que pode introduzir incertezas e erros no delineamento dos órgãos no planejamento (BROCK *et al.*, 2017).

A RM é uma modalidade de imagem que resolveria este problema, visto que possui contraste dos tecidos das imagens superior ao apresentado pela TC. No entanto, a distorção geométrica intrínseca, decorrente tanto do processo de formação das imagens, quanto das propriedades magnéticas do paciente (susceptibilidade magnética), afeta as imagens de RM e compromete a integridade espacial do planejamento do tratamento radioterápico baseado em RM, visto que para o mesmo é desejada uma precisão menor do que 2 mm (KHOO *et al.*, 1997; LINEY; MOERLAND, 2014a; WEYGAND *et al.*, 2016). O desafio do uso de imagens de RM é garantir que as mesmas possuam precisão geométrica e alta resolução de contraste adequadas para planejamento do tratamento.

2.3. FATORES QUE IMPACTAM NO USO DA RM EM PLANEJAMENTOS DE RADIOTERAPIA

Devido ao seu método de formação da imagem, vários fatores influenciam na aquisição das imagens de ressonância magnética. Para que essas imagens sejam usadas em planejamentos de radioterapia, os seguintes cuidados devem ser tomados (LINEY; MOERLAND, 2014b; BROCK *et al.*, 2017):

2.3.1. PREPARO DO PACIENTE ANTES DE ENTRAR NA SALA DE EXAMES

Assim como os demais pacientes que realizam o exame diagnóstico de RM, os pacientes que realizarão a aquisição de imagem para planejamento devem cumprir alguns requisitos para entrar na sala de exames de RM. O paciente deve responder um questionário de segurança, o qual irá permitir a realização do exame, pois a confirmação de algum item pode ser uma contraindicação ao exame, devido aos riscos envolvidos.

A presença de materiais ferromagnéticos no corpo do paciente, poderá o impedir de realizar a aquisição das imagens. Como por exemplo: clipes cirúrgicos, próteses valvulares cardíacas, marcapasso cardíaco, implantes oculares ou auditivos, próteses articulares, filtro de veia cava, neuroestimuladores, desfibriladores implantados, *stent* coronariano, placas ou parafusos metálicos, projéteis ou fragmentos metálicos, etc. A ausência ou a presença desses itens e outros devem ser confirmados antes da execução do exame.

Além desses itens, o paciente deverá trocar toda a sua roupa por uma fornecida pelo hospital, de forma a garantir que nenhum outro material ferromagnético ou condutor esteja consigo, evitando lesão térmica ou queimaduras. Sapatos, joias e óculos também devem ser retirados.

No Anexo A encontra-se o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), que faz parte do processo de anamnese do paciente de ressonância magnética e é uma avaliação prévia à realização do exame. O TCLE é aplicado pela equipe de enfermagem da Radiologia e nele constam as informações sobre os riscos associados ao procedimento e uma avaliação pré-exame onde o profissional irá questionar o paciente.

Caso o paciente possua algum item que possa impedir a realização do procedimento, o profissional da enfermagem irá informar o médico radiologista da especialidade, que irá avaliar o caso e liberar ou não a realização do exame. Assim como para os exames diagnósticos de RM, o TCLE é determinante para a realização do procedimento.

2.3.2. POSICIONAMENTO DO PACIENTE NO EQUIPAMENTO

O paciente deve ser posicionado no equipamento de RM, idealmente, da mesma forma que será posicionado na TC de planejamento e no tratamento de radioterapia. Na grande maioria dos casos, o exame é realizado com o paciente em decúbito dorsal, com algumas exceções. Dispositivos de imobilização adicionais como almofadas e suportes podem ser utilizados. Após a imobilização, as bobinas de superfície podem ser colocadas. As bobinas irão melhorar a Razão Sinal-Ruído (RSR) e a uniformidade da imagem. O volume-alvo (órgão a ser tratado) deve ser posicionado no isocentro do equipamento, de forma a minimizar os efeitos da inhomogeneidade do campo magnético (BROCK et al., 2017).

As bobinas de radiofrequência podem ser flexíveis ou rígidas. As flexíveis são úteis para o caso de uso de máscaras de imobilização, porém podem possuir uma qualidade de imagem inferior em comparação as bobinas rígidas. As rígidas são incompatíveis com os dispositivos de imobilização, mas possuem mais canais, o que resulta em uma qualidade de imagem melhor e na redução do tempo de aquisição. Para regiões de cabeça e pescoço, bobinas podem ser combinadas para cobrirem toda a região de interesse e fornecerem uma uniformidade de intensidade. Nesse caso, alguns equipamentos podem necessitar de um *software* que permita a reconstrução da imagem.

A grande maioria dos equipamentos de ressonância magnética para diagnóstico, ou seja, equipamentos que não foram projetados para adquirir especialmente imagens para simulação de tratamentos de radioterapia, não possui o tampo da mesa plano. Essa configuração é crítica para tratamentos de órgãos da região torácica/abdominal e menos preocupante para tratamentos de cabeça e pescoço. A solução para o tampo da mesa curvo é a sobreposição de um tampo plano, porém para isso é necessário que o equipamento de ressonância seja capaz de suportar essa inserção. O material dessa mesa deve possuir uma baixa susceptibilidade magnética, como por exemplo, fibra de carbono (BROCK et al., 2017).

Além disso, com a inserção dessa mesa deve ser observado se não será prejudicada a acomodação das bobinas de superfície e a imobilização do paciente, de modo que a RSR e a uniformidade da imagem sejam degradadas. Caso seja possível a inserção do tampo plano de forma adequada, temos uma estabilidade do alinhamento do

paciente durante toda a varredura do exame e uma reprodutibilidade do posicionamento durante todo o tratamento.

Outro fator importante para o posicionamento do paciente é um sistema externo de posicionamento com *lasers*, pois eles facilitam a marcação dos pontos de referência na região do tratamento. Os *lasers* fixos ao gantry do equipamento de RM não são suficientes para o alinhamento e marcação de pacientes de radioterapia, visto que a cobertura longitudinal, a rotação e os ajustes finos são limitados. A instalação de *lasers* externos deve ser próxima o suficiente para facilitar a marcação do paciente, quando a mesa está na posição inicial para imagens de cabeça.

2.3.3. AQUISIÇÃO DAS IMAGENS

Após todos os cuidados anteriores, deve-se pensar no que será importante para a aquisição das imagens. O protocolo de aquisição irá depender da localização do volume-alvo, porém sabe-se que o fundamental para qualquer exame de RM é o **contraste, a resolução espacial e a uniformidade**. Os protocolos de aquisição para imagens de RM utilizadas em radioterapia devem ser específicos para esse fim, utilizando todos os recursos do equipamento de forma a minimizar as distorções e não uniformidades da imagem.

A distorção geométrica ocorre devido a não homogeneidade do campo magnético, da não linearidade dos gradientes do campo e da susceptibilidade do paciente. Campos com uma intensidade menor distorcem menos as imagens, portanto, equipamentos de 1,5 T apresentarão imagens menos distorcidas que os de 3 T. A homogeneidade do campo pode ser reduzida utilizando o *shimming*. Esse processo é dependente do paciente e do volume de interesse, portanto é único para cada exame.

A largura de banda (BW) é uma faixa de frequência, em Hertz (Hz), da diferença de frequências precessionais entre pontos externos do corte. Essas frequências são determinadas pela inclinação do gradiente de leitura (ABDALA JÚNIOR, 2020). O desvio químico, devido à susceptibilidade do paciente, pode ser reduzido aumentando a largura de banda de leitura.

Uma largura de banda estreita, com distribuição de frequências em torno da frequência central, fornece uma RSR maior. Uma redução de duas vezes na largura de banda aumenta a RSR. Isso está relacionado principalmente ao fato de que o ruído

branco, que é relativamente constante em toda a largura de banda, não muda, enquanto a distribuição do sinal, muda. Qualquer diminuição na largura de banda de RF deve ser associada a uma diminuição na força do gradiente para manter a amostragem no FOV (do inglês, *Field of View*), o que pode ser inaceitável se artefatos de desvio químico forem críticos (BUSHBERG et al., 2003).

A resolução espacial depende do FOV, que determina o tamanho do *pixel*, a intensidade do campo de gradiente, as características da bobina receptora, a largura de banda e a matriz da imagem. Em geral, a RM fornece resolução espacial aproximadamente equivalente à de TC, com dimensões de *pixel* na ordem de 0,5 a 1,0 mm para um objeto de alto contraste e um FOV razoavelmente grande. Um FOV de 250 mm e uma matriz de 256 mmx 256 mm terão um tamanho de *pixel* da ordem de 1 mm. A resolução espacial pode ser melhorada com maior intensidade de campo devido a uma maior RSR, que permite a aquisição de cortes mais finos e/ou taxas de amostragem mais altas (*pixels* menores) para uma determinada aquisição (BUSHBERG et al., 2003). O aumento da resolução espacial é obtido diminuindo o FOV, que diminui o tamanho do *voxel*, devido à proporção da relação sinal-ruído.

2.3.4. PRESENÇA DE METAL

Caso o paciente possua implantes metálicos, haverá uma perda de sinal ou distorção devido à presença do metal perto de um tecido com susceptibilidade muito distinta. Nesse caso, é preferível a utilização de sequências spin eco e a largura de banda deve ser aumentada. O aumento da largura de banda irá minimizar os artefatos, mas não consegue eliminá-los totalmente. Métodos de reconstrução podem realizar a correção desses artefatos de susceptibilidade, combinando a inclinação do ângulo de visão e a codificação do corte (BROCK et al., 2017).

2.3.5. PÓS-PROCESSAMENTO DAS IMAGENS

As ações tomadas anteriormente devem reduzir a distorção das imagens, porém caso não sejam suficientes é possível aplicar ferramentas de pós-processamento, que buscam corrigir esses artefatos de imagem. Alguns equipamentos possuem algoritmos de correção de distorção integrados. Essa opção é muito útil para diminuir as distorções residuais que não foram resolvidas com as correções habilitadas nos protocolos de aquisição.

Variações no campo de transmissão de RF e nos perfis de sensibilidade da bobina de recepção de RF podem resultar em não uniformidades da intensidade. Os fabricantes de ressonância magnética fornecem algoritmos integrados (por exemplo, *pre-scan normalize* (Siemens), CLEAR (Philips) e PURE (GE)), que podem ser aplicados ao algoritmo de reconstrução de imagem para compensar as variações no campo de recepção de RF decorrentes de diferenças em as sensibilidades das bobinas de RF posicionadas ao redor dos pacientes durante a obtenção de imagens (BROCK et al., 2017).

Além disso, o gradiente de campo apresenta pequenas variações lineares no campo magnético principal em um padrão previsível e codifica as informações espaciais no sinal de RM, que é então usado para reconstruir as imagens de RM. Assim, a precisão do mapeamento espacial depende da linearidade do gradiente. Imperfeições na linearidade do gradiente, ou seja, um comportamento não linear nos gradientes de campo, podem resultar em um mapeamento espacial impreciso e, portanto, causar distorção geométrica (BROCK et al., 2017).

Os fabricantes incorporam algoritmos para corrigir dados brutos de ressonância magnética para não linearidades de gradiente conhecidas em seus projetos de bobinas de gradiente. No equipamento da *Philips*, essa correção é identificada como “*3D Compensation*”.

2.3.6. TREINAMENTO DO PESSOAL

A aquisição das imagens de RM utilizadas em planejamento de radioterapia pode ser realizada pelos técnicos de radiologia de RM do Serviço de Radiologia. Para isso, sugere-se que os mesmos recebam um treinamento demonstrando as peculiaridades dos protocolos utilizados para este fim. O treinamento deve contemplar os itens descritos aqui e abordar situações dependentes do paciente e como as mesmas podem ser resolvidas ou minimizadas.

Os operadores dos equipamentos devem compreender a importância do posicionamento do paciente e como a qualidade do exame pode ser afetada com a presença de dispositivos de imobilização e parâmetros específicos para radioterapia. Esse item pode ser incorporado a este treinamento anual de segurança em RM.

Recomenda-se que esse treinamento seja ministrado por um Físico Médico especialista em RM.

3. OBJETIVOS

3.1. GERAL

Construir um guia de orientação para aquisição das imagens de ressonância magnética utilizadas em planejamentos de radioterapia Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA).

3.2. ESPECÍFICOS

- ✓ Identificar quais são os planejamentos de radioterapia que mais exigem o uso de imagens de ressonância magnética no HCPA.
- ✓ Identificar quais fatores do equipamento, da aquisição da imagem e do posicionamento do paciente podem influenciar na utilização das imagens de ressonância magnética em planejamentos de radioterapia.
- ✓ Reproduzir a aquisição das imagens com a utilização de simuladores de sinal e, para alguns casos, com um voluntário.

4. MÉTODOS

4.1. CONTEXTO DE REALIZAÇÃO

Inicialmente, foi verificado junto com a equipe de Físicos Médicos da Unidade de Radioterapia que os planejamentos de radioterapia que mais precisam do auxílio das imagens de Ressonância Magnética são os de encéfalo. As características que as imagens devem possuir são:

- ✓ Aquisição volumétrica ponderada em T1 com o agente de contraste;
- ✓ Plano de corte axial;
- ✓ Espessura de corte de 1 mm;
- ✓ Matriz 512 x 512.

Segundo informações retiradas do *Business Analytics Strategic Intelligence* (BASE), sistema de informações gerenciais do HCPA, o Serviço de Radiologia realizou 47 exames de RM do encéfalo/crânio em pacientes encaminhados pela Unidade de

Radioterapia no ano de 2017, 54 em 2018, 59 em 2019, 62 em 2020 e 75 em 2021 (até o dia 06 de dezembro). Esse aumento de pedidos de RM a cada ano corrobora com o que as referências dizem sobre a RM estar cada vez mais presente nos planejamentos de radioterapia.

Foi verificado junto com as equipes da Unidade Radioterapia e do Serviço de Radiologia como é o fluxo da realização da aquisição dessas imagens. O fluxo basicamente é o seguinte:

A aquisição das imagens de RM para os pacientes da Radioterapia é realizada, na grande maioria dos casos, nos dois equipamentos do HCPA, tanto no *Philips Achieva* 1,5 T, quanto no *Philips Ingenia* 3 T.



Figura 1 – Equipamento *Philips Achieva* 1,5 T e *Philips Ingenia* 3 T, respectivamente

Fonte: A autora (2021)

Os protocolos de aquisição de crânio/encéfalo, de ambos os equipamentos, possuem seqüências de pulso com os parâmetros indicados para a sua utilização nos tratamentos com radiação, possibilitando que qualquer exame utilizado no diagnóstico possa ser utilizado para o tratamento. Essa estratégia foi adotada em conjunto com o Serviço de Radiologia e a Unidade de Radioterapia, com o intuito de reduzir a necessidade de reconvocação do paciente. A necessidade de um exame para fins de

tratamento é discutida entre os médicos radiologista e radio-oncologista, levando em consideração a natureza da lesão, local e qualidade das imagens para esse fim.

O protocolo utilizado no equipamento de 3 T é o “Encefalo Rotina SC”, o qual dispõe de uma sequência denominada “sT1W_3D_TFE_tra” e o utilizado no equipamento de 1,5 T é o “Cranio SC” e a sequência é denominada “sT1W_3D_HR”. Ambas as sequências são axiais, o que facilita a fusão com a TC de planejamento.

As sequências utilizadas para a fusão das imagens nos planejamentos são idênticas nos dois equipamentos e possuem características que já foram validadas com as equipes médicas como ideais para a utilização dessas imagens.

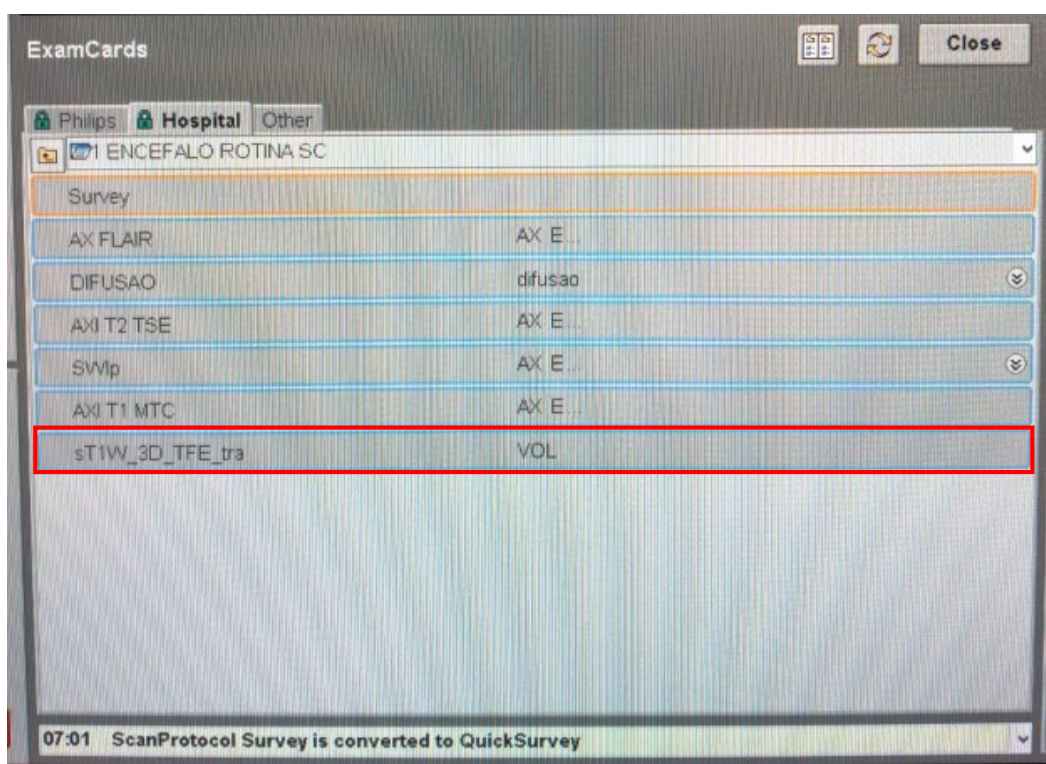


Figura 2 –Protocolo de Aquisição Utilizado no Equipamento de 3 T.

Fonte: A autora (2021)

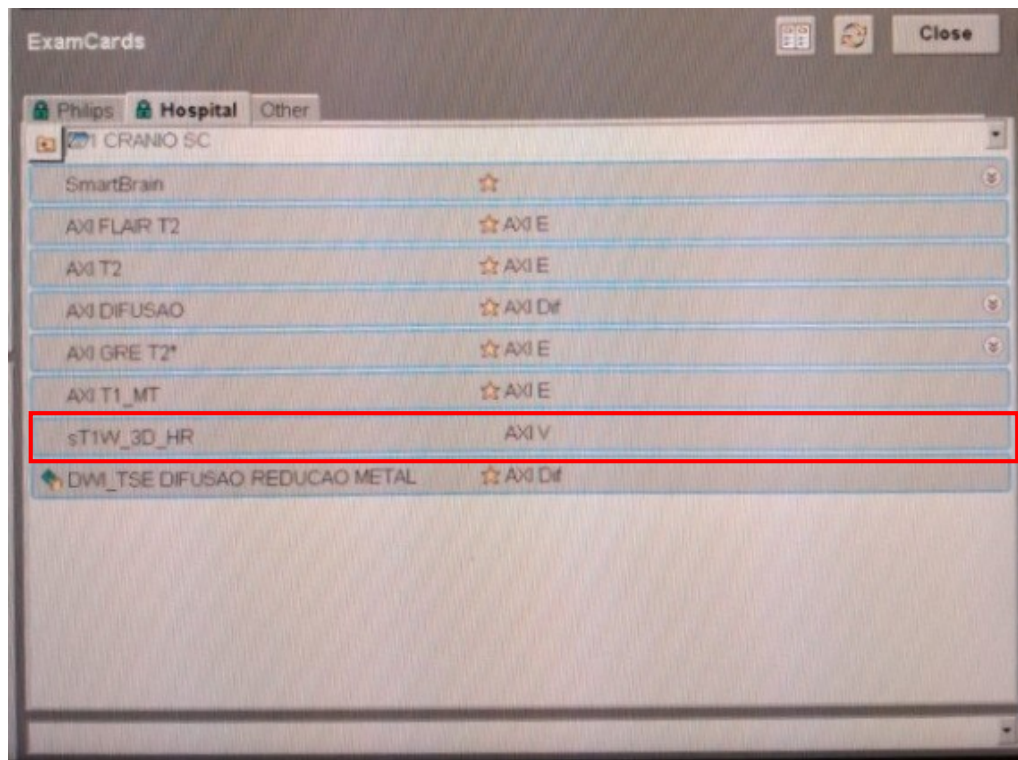


Figura 3 –Protocolo de Aquisição Utilizado no Equipamento de 1,5 T.

Fonte: A autora (2021)

Após a aquisição dessas imagens, as mesmas são enviadas para o sistema de imagens da radioterapia, no *software* de planejamento *EclipseTM* da Varian. As imagens são fusionadas com imagens de TC adquiridas no equipamento dedicado à Unidade de Radioterapia.

4.2. ESCOLHA DOS PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Os parâmetros de aquisição escolhidos para serem alterados seguiram recomendações de referências (BROCK et al., 2017) e dos manuais dos equipamentos (PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 2014; PHILIPS MEDICAL SYSTEMS, 2008) e por serem parâmetros que possuem influência na resolução espacial, na distorção geométrica e no contraste das imagens.

Os parâmetros selecionados para realizar as alterações foram os seguintes:

- *Uniformity*

Um dos parâmetros que o equipamento fornece que nos auxilia na aquisição de imagens com uma qualidade melhor é a correção de homogeneidade de sinal, identificada como “*Uniformity*” no equipamento. Para exames de cabeça, os quais automaticamente o equipamento identifica a bobina que foi conectada, são liberadas as

seguintes opções de correção: “CLEAR”, “Body-Tune” e “Synergy”. As três opções de correção têm o mesmo objetivo: compensar as não homogeneidades das imagens

O CLEAR é uma sigla para “*Constant L E vel Appea Rance*”. Esta é a opção recomendada pelo fabricante para exames de cabeça.

Parameter	Value	Parameter	Value
Uniformity	CLEAR	Total scan duration	04:30.6
FOV AP (mm)	CLEAR	Rel. SNR	1
RL (mm)	Body-tuned	Act. TR/TE (ms)	7.9 / 3.5
FH (mm)	Synergy	ACQ matrix M x P	256 x 256
ACQ voxel size AP (mm)	1	ACQ voxel MPS (mm)	1.00 / 1.00 / 1.00
RL (mm)	1	REC voxel MPS (mm)	0.50 / 0.50 / 1.00
FH (mm)	1	Scan percentage (%)	100
Recon voxel size AP (mm)	0.5	Act. slice gap (mm)	0
RL (mm)	0.5	TFE shots	128
FH (mm)	1	TFE dur. shot / acq (ms)	1800.0 / 1682.7
Fold-over suppression	no	Min. TI delay	879.4
Slice oversampling	user defined	Act. WFS (pix) / BW (Hz)	1.308 / 332.2
oversample factor	1.5	Min. WFS (pix) / Max. BW...	0.560 / 775.0
ENCASE enable	no	Min. TR/TE (ms)	6.8 / 2.6
Reconstruction matrix	512	Local torso SAR	< 10 %
SENSE	yes	Whole body SAR / level	< 0.3 W/kg / normal
P reduction (RL)	2	SED	< 0.1 kJ/kg
S reduction (FH)	1.2	Coil Power	9 %
Stacks	1	Max B1+rms	0.72 uT
lices	170	DNS / level	37 % / normal

Figura 4 –Opções de “*Uniformity*” na Aba “*Geometry*” dos Equipamentos de RM

Fonte: A autora (2021)

- *ACQ Voxel Size*

Reduções no *Voxel Size* aumentam o tempo de aquisição, aumentam a resolução, porém, reduzem a RSR.

Summary		Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc	Offc/Ang	Coils	Conflicts	<<	
Patient weight [kg]		60								^ Total scan duration	06:00.9
Uniformity		CLEAR								Rel. SNR	1.909
FOV	AP (mm)	256								Act. TR/TE (ms)	7.9 / 3.5
	RL (mm)	256								ACQ matrix M x P	256 x 256
	FH (mm)	170								ACQ voxel MPS (mm)	1.00 / 1.00 / 1.00
ACQ voxel size	AP (mm)	1								REC voxel MPS (mm)	0.50 / 0.50 / 1.00
	RL (mm)	1								Scan percentage (%)	100
	FH (mm)	1								Act. slice gap (mm)	0
Recon voxel size	AP (mm)	0.5								TFE shots	171
	RL (mm)	0.5								TFE dur. shot / acq (ms)	1800.2 / 1682.9
	FH (mm)	1								Min. TI delay	879.4
Fold-over suppression		no								Act. WFS (pix) / BW (Hz)	2.091 / 207.8
Slice oversampling		user defined								Min. WFS (pix) / Max. BW...	0.560 / 775.0
	oversample factor	1.5								Min. TR/TE (ms)	7.6 / 3.5
ENCASE enable		no								Head SAR	< 9%
Reconstruction matrix		512								Whole body SAR / level	0.0 W/kg / normal
SENSE		yes								SED	0.0 kJ/kg
P reduction (RL)		1.5								Coil Power	9%
S reduction (FH)		1.2								Max B1+rms	0.72 uT
Stacks		1								BMS / level	64% / normal

Figura 5 –Aba “Geometry”

Fonte: A autora (2021)

- *Water-Fat Shift (WFS)*

As alterações no WFS são feitas na aba “Contrast” dos equipamentos. O fabricante do equipamento recomenda a alteração desse parâmetro nos casos de artefatos de desvio químico. O WFS é expresso em *pixel* e ele modifica a largura de banda da aquisição, expressa em Hz. O WFS é inversamente proporcional a largura de banda, ou seja, quanto maior o WFS, menor é a largura de banda.

- *Geometry Correction (GC) e Uniformity Correction (UC)*

A correção geométrica e de uniformidade está disponível na aba “Postproc” no equipamento, onde são selecionados e demonstrados os parâmetros que controlam o pós-processamento automático. Ao selecionar um destes parâmetros, ele se aplicará automaticamente nas imagens após a aquisição.

O equipamento libera as seguintes seleções para a compensação geométrica: “none”, “default”, “2D Compensation” e “3D Compensation”. Já as seleções para a compensação de uniformidade são “yes” ou “no”.

Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc	Offc/Ang	Coils	Conflicts	<<
Preparation phases			auto		Total scan duration			04:30.6	
Interactive FO			no		Rel. SNR			1	
Quick Survey			default		Act. TR/TE (ms)			7.9 / 3.5	
MIP/MPR			no		ACQ matrix M x P			256 x 256	
SWIp			no		ACQ voxel MPS (mm)			1.00 / 1.00 / 1.00	
▶ Images					REC voxel MPS (mm)			0.50 / 0.50 / 1.00	
Autoview image			M		Scan percentage (%)			100	
▶ Calculated images					Act. slice gap (mm)			0	
Reference tissue			White matter		TFE shots			128	
Recon. compression			No		TFE dur. shot / acq (ms)			1800.0 / 1682.7	
Preset window contrast			soft		Min. TI delay			879.4	
Reconstruction mode			immediate		Act. WFS (pix) / BW (Hz)			1308 / 332.2	
Save raw data			no		Min. WFS (pix) / Max. BW...			0.560 / 775.0	
Hardcopy protocol			no		Min. TR/TE (ms)			6.8 / 2.6	
Image filter			system default		Local torso SAR			< 10%	
Uniformity correction			no		Whole body SAR / level			< 0.3 W/kg / normal	
Geometry correction			default		SED			< 0.1 kJ/kg	
Elliptical k-space shutter			no		Coil Power			9%	
			2D compensation		Max B1+rms			0.72 uT	
			3D compensation		BMS / level			37% / normal	
			default						

Figura 6 –Aba “Postproc” com as Opções de GC

Fonte: A autora (2021)

Summary	Geometry	Contrast	Motion	Dyn/Ang	Postproc	Offc/Ang	Coils	Conflicts	<<
Preparation phases			auto		Total scan duration			04:30.6	
Interactive FO			no		Rel. SNR			1	
Quick Survey			default		Act. TR/TE (ms)			7.9 / 3.5	
MIP/MPR			no		ACQ matrix M x P			256 x 256	
SWIp			no		ACQ voxel MPS (mm)			1.00 / 1.00 / 1.00	
▶ Images					REC voxel MPS (mm)			0.50 / 0.50 / 1.00	
Autoview image			M		Scan percentage (%)			100	
▶ Calculated images					Act. slice gap (mm)			0	
Reference tissue			White matter		TFE shots			128	
Recon. compression			No		TFE dur. shot / acq (ms)			1800.0 / 1682.7	
Preset window contrast			soft		Min. TI delay			879.4	
Reconstruction mode			immediate		Act. WFS (pix) / BW (Hz)			1308 / 332.2	
Save raw data			no		Min. WFS (pix) / Max. BW...			0.560 / 775.0	
Hardcopy protocol			no		Min. TR/TE (ms)			6.8 / 2.6	
Image filter			system default		Local torso SAR			< 10%	
Uniformity correction			no		Whole body SAR / level			< 0.3 W/kg / normal	
Geometry correction			no		SED			< 0.1 kJ/kg	
Elliptical k-space shutter			yes		Coil Power			9%	
					Max B1+rms			0.72 uT	
					BMS / level			37% / normal	

Figura 7 –Aba “Postproc” com as Opções de UC

Fonte: A autora (2021)

4.3. AQUISIÇÃO DAS IMAGENS COM *PHANTOM*

As avaliações realizadas aqui têm como intuito demonstrar como a utilização desses parâmetros é importante para a aquisição de uma imagem de forma adequada, além de sugerir possíveis melhorias.

Foram adquiridas imagens de um simulador de sinal *MRI Accreditation Phantom*, chamado aqui como “*phantom ACR*”, preenchido com solução de cloreto de níquel e cloreto de sódio (10 mM NiCl₂ e 75 mM NaCl) a fim de aumentar o sinal da RM, como intuito de demonstrar o efeito dos parâmetros de aquisição em regiões do simulador.

As imagens foram adquiridas no Serviço de Radiologia do HCPA nos dois equipamentos de RM disponíveis: o *Philips Achieva 1,5 T* e o *Philips Ingenia 3 T*. Antes da realização da coleta de dados, os equipamentos passaram por testes de controle de qualidade realizados conforme estabelecido pela normativa nacional (MINISTÉRIO DA SAÚDE/AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA/DIRETORIA COLEGIADA, 2021).

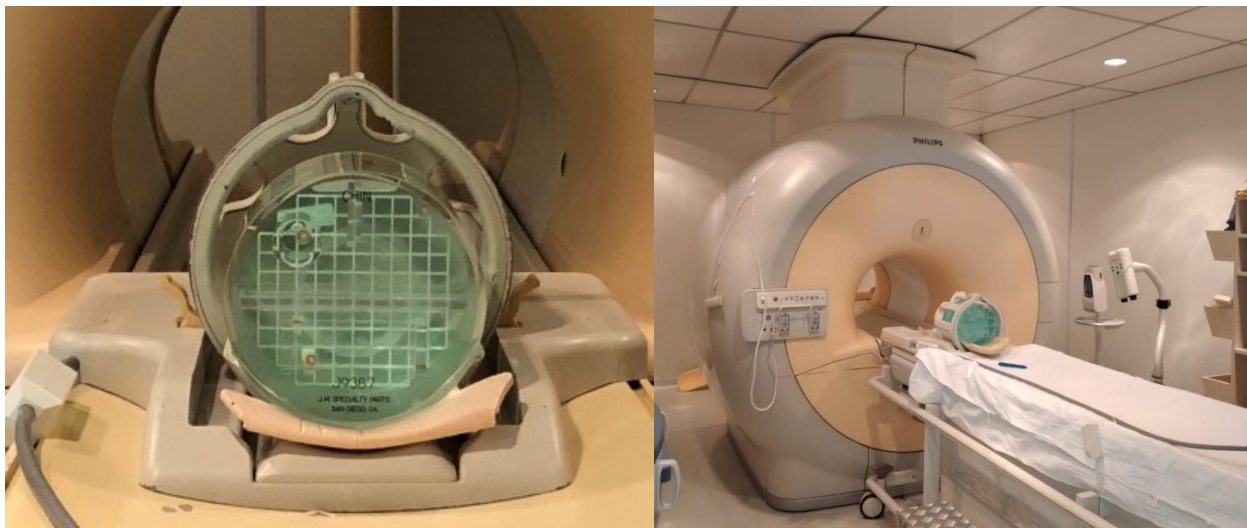


Figura 8 –*Phantom ACR* Posicionado na Bobina da Cabeça no Equipamento de 1,5 T

Fonte: A autora (2021).

A bobina utilizada na rotina para o protocolo de aquisição de imagens do encéfalo é a “dS HeadSpine” com 15 canais de recepção no equipamento de RM de 3T e a “SENSE-Head-8” com 8 canais de recepção no equipamento de RM de 1,5T. As

imagens adquiridas tanto com o simulador, quanto com o voluntário foram realizadas reproduzindo o que é realizado na rotina, ou seja, utilizando essas bobinas de recepção.

Inicialmente, nos dois equipamentos de RM, foram adquiridas imagens com o *Phantom ACR* com as sequências utilizadas na rotina, ou seja, “sT1W_3D_TFE_tra” no equipamento de 1,5 T e “sT1W_3D_HR” no equipamento de 3 T. Essas foram as imagens de referência utilizadas para a comparação com as imagens adquiridas com a modificação dos parâmetros da aquisição.

O Quadro1 contém os parâmetros utilizados na sequência de rotina nos dois equipamentos e as alterações que foram realizadas na aquisição de imagens com o *Phantom ACR*. Foram usados todos os recursos da correção de homogeneidade (*Uniformity*) e de correção de uniformidade (*Uniformity Correction*). Foi realizada somente uma aquisição mudando o tamanho do voxel de aquisição; e selecionada a opção de “3D Compensation” na correção geométrica, porque nesse caso não se aplicaria a correção 2D. A largura de banda foi alterada para os valores máximos e mínimos, através do recurso WFS.

Quadro1: Parâmetros Utilizados no Equipamento e Alterações Realizadas com o *Phantom*

Parâmetros do Equipamento		Parâmetros no Protocolo de Rotina	Alterações Realizadas								
			1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª	7ª	8ª	9ª
Uniformity		CLEAR	CLEAR	Body-tuned	Synergy	CLEAR	CLEAR	CLEAR	CLEAR	CLEAR	CLEAR
ACQ Voxel Size	AP (mm)	1,0	0,5	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	0,5	0,5	0,5
	RL (mm)	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
	FH (mm)	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
Water-fat shift		User Defined	User Defined	User Defined	User Defined	User Defined	User Defined	User Defined	User Defined	User Defined	User Defined
Pixels*		1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	0,7	2,0
Geometry Correction		default	default	default	default	default	3D Compensation	3D Compensation	none	default	default
Uniformity Correction		no	no	no	no	yes	no	yes	no	no	no

***Observação:** A seleção de WSF de 1,3 *pixels* corresponde a BW de 332,2 Hz; 0,7 *pixels* a uma BW de 618,0 Hz e 2 *pixels* 217,0 Hz.

No total foram adquiridas dez sequências do *phantom ACR* em cada equipamento, sendo a primeira do protocolo de rotina e as demais com somente uma alteração, para observarmos os efeitos separadamente. Após a análise dessas imagens, foram escolhidas quais combinações iriam ser realizadas no voluntário.

As avaliações das imagens adquiridas foram realizadas seguindo também as recomendações do ACR. Foi construído um guia com o passo a passo dessas avaliações, que pode ser acessado por este link: <https://drive.google.com/file/d/1iwvYbEe30VJXwti2OuF6SHYQUpkk5So4/view?usp=sharing>. Esse guia também está disponível através de um **QR CODE** no produto produzido.

4.3.1. RESULTADOS DAS AQUISIÇÕES DE IMAGEM COM OPHANTOM

A análise teve por objetivo gerar conteúdo para demonstrar os efeitos das alterações dos parâmetros de aquisição de imagens, conforme a indicação da literatura revisada. As avaliações realizadas em todas as sequências adquiridas foram: Resolução de Alto Contraste, Resolução de Baixo Contraste, Exatidão Geométrica, Imagem *Ghost* e Uniformidade da Imagem. Todas as sequências foram analisadas de forma padronizada nas mesmas imagens. Aqui iremos mostrar os resultados obtidos com a aquisição das imagens com o *phantom* nos equipamentos de RM de 1,5 T e 3T.

- Uniformity

Modificando o parâmetro “*Uniformity*”, que realiza ajuste na homogeneidade da imagem, não foram observadas mudanças significativas do fator residual, avaliado na Imagem *Ghost* e na resolução de alto contraste, nem na resolução de baixo contraste, em ambos os equipamentos, seja para o “Body-Tuned”, quanto para o “Synergy”, comparado com a imagem de referência utilizando o “CLEAR”.

No equipamento de 3 T houve uma diferença de 1 mm nas medidas realizadas na avaliação de Exatidão Geométrica para todas as aquisições (CLEAR, Body-Tuned e Synergy). Essa avaliação é realizada em duas seções do *phantom* e realizada seis medidas em diferentes direções. No equipamento de 1,5 T não foi observada diferença entre as medidas realizadas e as distâncias internas reais (nominais) do *phantom*. Como

foi visto anteriormente, campos de maior intensidade causam mais distorções nas imagens e esse resultado mostra esse efeito.

Já a uniformidade, expressa em %, se mostrou com um comportamento diferente em ambos os equipamentos, conforme é mostrado no Quadro 2 abaixo. A avaliação do teste de uniformidade de intensidade de imagem é realizada através da uniformidade da intensidade da imagem em uma grande região do *phantom* situada perto do meio do volume da imagem e, portanto, perto do meio da bobina de cabeça. São feitas ROIs em regiões de alto e baixo sinal e é calculado o Percentual de Uniformidade Integral (PIU) em %. O PIU deve ser maior ou igual a 87,5% para equipamentos de ressonância magnética com intensidades de campo inferiores a 3 T. PIU deveria ser maior ou igual a 82,0% para sistemas de ressonância magnética com força de campo de 3 T.

Quadro 2: Resultados da Uniformidade Modificando o “*Uniformity*”

Uniformity	PIU (%)	
	Equipamento de 1,5 T	Equipamento de 3 T
CLEAR	95,2%	82,9%
BODY-TUNED	89,8%	91,8%
SYNERGY	71,3%	74,9%

Como pode ser visto nos resultados, o Synergy apresentou PIU inferior ao que o ACR recomenda para ambos os equipamentos. O Body-Tuned apresentou um PIU superior ao CLEAR para o equipamento de 3 T. Porém, o fabricante recomenda o uso do CLEAR para imagens de cabeça. Como é o esperado também, o equipamento de 1,5 T apresentou uniformidade nas imagens superior ao equipamento de 3 T.

- ACQ Voxel Size

Modificando o *ACR Voxel Size* de 1 mm para 0,5 mm só foi observada alteração na Resolução Espacial de Alto Contraste nos dois equipamentos. Os demais itens avaliados não sofreram nenhuma alteração significativa.

O teste de resolução espacial de alto contraste avalia a capacidade do equipamento em resolver pequenos objetos quando a RSR é suficientemente alta para não desempenhar uma limitação nessa capacidade. Para este teste, avalia-se visualmente

a distinguibilidade de pequenos pontos individuais em matrizes de pequenos pontos espaçados. A estrutura consiste em uma matriz de orifícios superior esquerdo e uma matriz de orifícios inferior direito. As matrizes compartilham uma estrutura em comum. Uma matriz é usada para avaliar a resolução na direção direita-esquerda e a outra matriz é usada para avaliar resolução na direção superior-inferior. A matriz possui 4 filas de 4 orifícios cada. A separação do furo de centro a centro dentro de uma linha é duas vezes o diâmetro do furo. A linha de centro a centro a separação também é duas vezes o diâmetro do furo. Cada linha é escalonada ligeiramente para a direita, e por isso que a matriz não é totalmente quadrada.

A Resolução de Alto Contraste utilizando o *ACR Voxel Size* de 1 mm é de 1 mm e utilizando 0,5 mm a Resolução Espacial de Alto Contraste é de 0,9 mm, conforme é mostrado no Quadro 3.

Quadro 3: Resultados da Resolução de Alto Contraste Modificando o “*ACQ Voxel Size*”

ACQ Voxel Size (mm)	Resolução de Alto Contraste (mm)	
	Equipamento de 1,5 T	Equipamento de 3 T
1,0	1,0	1,0
0,5	0,9	0,9

- *Water-Fat Shift (WFS)*

Com o *phantom* não foi observada nenhuma alteração significativa nas avaliações realizadas modificando o parâmetro WFS para os dois equipamentos de RM. Foram feitas aquisições com o WFS máximo e mínimo permitido pelos equipamentos, de forma a termos a BW máxima e mínima.

- *Geometry Correction (GC) e Uniformity Correction (UC)*

No total foram realizadas cinco combinações entre as correções de uniformidade e geometria. Abaixo serão demonstrados os resultados das avaliações de Exatidão Geométrica e Uniformidade, onde se observou diferença nas avaliações.

O teste de Exatidão Geométrica avalia a precisão geométrica do sistema através da medida na imagem adquirida do tamanho comprimento interno do *phantom* e compara com os valores conhecidos (nominais) desses comprimentos. O comprimento

interno de ponta a ponta do simulador é de 148 mm e o diâmetro interno é de 190 mm. Todos os comprimentos medidos devem estar dentro de ± 2 mm de seus valores verdadeiros.

Quadro 4: Resultados da Exatidão Geométrica Modificando o “UC e GC”

UC	GC	Desvio (mm)	
		Equipamento de 1,5 T	Equipamento de 3 T
<i>no</i>	<i>default</i>	0,0	1,0
<i>yes</i>	<i>default</i>	0,0	0,0
<i>no</i>	<i>3D Compensation</i>	0,0	0,0
<i>yes</i>	<i>3D Compensation</i>	0,0	0,0
<i>no</i>	<i>none</i>	1,0	2,0

Podemos ver que não utilizar nenhuma correção de uniformidade ou geometria, causa uma distorção geométrica, aumentando a imagem. Com os dois parâmetros desligados, no equipamento de 3 T tivemos o desvio máximo permitido para a utilização dessas imagens em planejamentos de radioterapia.

Quadro 5: Resultados da Uniformidade Modificando o “UC e GC”

UC	GC	PIU (%)	
		Equipamento de 1,5 T	Equipamento de 3 T
<i>no</i>	<i>default</i>	95,2%	77,1%
<i>yes</i>	<i>default</i>	97,3%	94,6%
<i>no</i>	<i>3D Compensation</i>	94,4%	79,2%
<i>yes</i>	<i>3D Compensation</i>	97,1%	95,0%
<i>no</i>	<i>none</i>	95,6%	75,0%

No equipamento de 1,5 T não temos uma diferença muito grande entre as medidas de PIU com as alterações de GC e UC, porém com o UC ligado, o PIU aumenta. Já no equipamento de 3 T temos mudanças mais significativas na uniformidade da imagem. Com os dois parâmetros desligados, temos o menor PIU e com os dois ligados, o maior PIU. O que indica que esses parâmetros são bons recursos para a correção geométrica e de uniformidade, principalmente no equipamento de 3 T.

4.4. AQUISIÇÃO DE IMAGENS COM VOLUNTÁRIO

As aquisições de imagens com o voluntário ocorreram após a análise das imagens das aquisições com o *phantom* nos dois equipamentos. O recrutamento do voluntário foi realizado através de convite. Os critérios de seleção do voluntário foram os seguintes: ter idade acima de 18 anos, não ser claustrofóbico, não possuir implante de marcapasso ou próteses/órteses metálicas não compatíveis com ressonância magnética e/ou não estar gestante, ou com suspeita de gravidez.

O voluntário leu e declarou a ciência através do TCLE de que as imagens adquiridas foram somente para a demonstração dos efeitos dos parâmetros de aquisição do equipamento de ressonância magnética nas imagens, como por exemplo, utilização de algoritmo de distorção, mudança de posicionamento, deslocamento do isocentro, e que não haveria nenhum benefício direto para si na participação da pesquisa. As imagens adquiridas não possuem dados sensíveis do voluntário, somente o peso e idade, visto que são parâmetros obrigatórios para a aquisição das imagens no equipamento de RM.

Além das informações da pesquisa e da coleta dados, no TCLE havia itens de segurança fundamentais para a aptidão do voluntário para a participação da pesquisa. A confirmação de qualquer item seria um empecilho para a participação do mesmo. O voluntário declarou que não possuía nenhuma condição de contraindicação à pesquisa.

A coleta foi realizada somente em um turno. O voluntário recebeu as roupas fornecidas pelo Serviço de Radiologia para os pacientes do HCPA, para garantir que não possuísse nenhum objeto metálico em seu corpo, além disso, o mesmo utilizou protetores auriculares.

O voluntário foi posicionado em decúbito dorsal, com a cabeça na bobina de crânio/encéfalo do equipamento. As aquisições foram realizadas somente no equipamento de 3 T, pois o equipamento de 1,5 T estava apresentando artefatos e estava em manutenção.

Foram feitas oito aquisições, sendo sete delas mostradas no Quadro 6. A última aquisição foi realizada com a sequência utilizada no protocolo de rotina, porém com a cabeça do voluntário levemente rotacionada para a direita, fora do isocentro, simulando um mau posicionamento.

As modificações dos parâmetros de aquisição escolhidas foram:

- Alteração do parâmetro “*Uniformity*” de CLEAR para Body-Tuned, visto que esses parâmetros tiveram mudanças significativas na avaliação da uniformidade da imagem com o *phantom*, principalmente para o equipamento de 3 T.

- Alteração do “*ACQ Voxel Pixel*” de 1,0 mm para 0,5 mm, visto que esse parâmetro modificou consideravelmente a resolução de alto contraste na imagem do *phantom*, de 1 mm para 0,9mm;

- Aquisição com as correções de uniformidade e geometria(UC e UG)ativadas e desativadas, devido às alterações na uniformidade da imagem e na exatidão geométrica observadas no *phantom*, e

- Aquisição com a largura de banda máxima e mínima. Com o *phantom* não foi possível observar nenhum impacto na imagem com as alterações do WFS, porém, a literatura (BROCK et al., 2017) descreve esse parâmetro de aquisição como importante para a redução de distorção geométrica nas interfaces anatômicas e regiões com susceptibilidades magnéticas diferentes. Essa situação é difícil de ser simulada com o *phantom*, já que o mesmo é preenchido com uma solução aquosa homogênea.

Quadro6: Parâmetros Utilizados no Equipamento e Alterações Realizadas com o Voluntário

Parâmetros do Equipamento		Parâmetros no Protocolo de Rotina	Alterações Realizadas					
			1ª	2ª	3ª	4ª	5ª	6ª
Uniformity		CLEAR	CLEAR	Body-tuned	CLEAR	CLEAR	CLEAR	CLEAR
ACQ Voxel Size	AP (mm)	1,0	0,5	1,0	0,5	0,5	0,5	1,0
	RL (mm)	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
	FH (mm)	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0	1,0
Water-fat shift		User Defined	User Defined	User Defined	User Defined	User Defined	User Defined	User Defined
Pixels*		1,3	1,3	1,3	1,3	1,3	0,7	2,0
Geometry Correction		default	default	default	3D Compensation	none	default	default
Uniformity Correction		no	no	no	yes	no	no	no

***Observação:** A seleção de WSF de 1,3 *pixels* corresponde a BW de 332,2 Hz; 0,7 *pixels* a uma BW de 618,0 Hz e 2*pixels* 217,0 Hz.

4.4.1. RESULTADOS DAS AQUISIÇÕES DE IMAGENS COM O VOLUNTÁRIO

A análise teve por objetivo gerar conteúdo para demonstrar os efeitos das alterações dos parâmetros de aquisição de imagens, conforme a indicação da literatura revisada. A análise das imagens com o voluntário foi realizada na estação de trabalho *Portal IntelliSpace™* da *Philips*, disponível no Serviço de Radiologia. Foi utilizada a ferramenta de fusão e correção para demonstrar o impacto da modificação dos parâmetros de aquisição (WFS), de pós-processamento (UC e GC) e de posicionamento do voluntário. Além disso, foi criado um gif no *software ImageJ* mostrando a diferença entre as imagens adquiridas. Os gifs podem ser acessados através de links disponibilizados a seguir.

As imagens com alterações no *Uniformity* e *ACQ Voxel Size* foram analisadas visualmente verificando as diferenças entre elas, no sistema de gestão e armazenamento de imagens do HCPA, *Enterprise Imaging™*.

- *Uniformity*

Abaixo se encontram duas imagens, sendo a da esquerda a imagem adquirida com o CLEAR e a da direita com Body-Tuned. Visivelmente as imagens possuem intensidades de sinal diferentes. Além disso, a imagem com Body-Tuned possui um aumento de 1 mm, comparada a imagem com CLEAR.

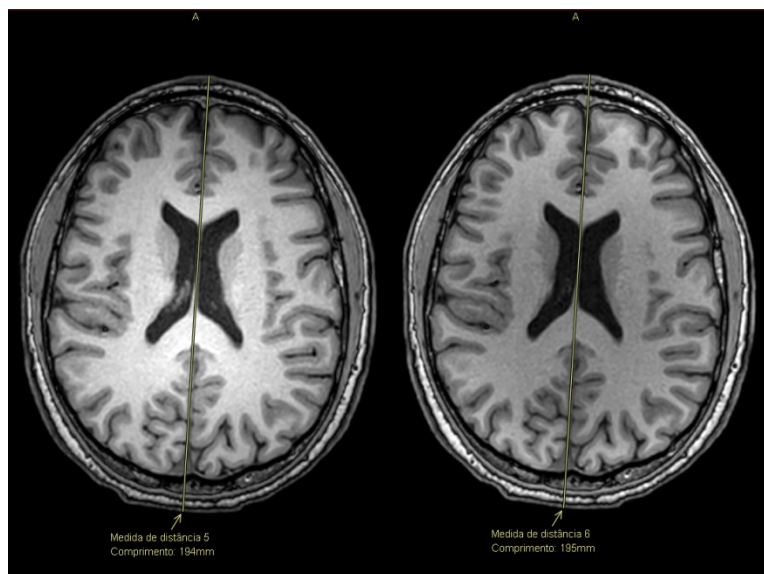


Figura 9 –Imagens do Voluntário com CLEAR e Body-Tuned, respectivamente.

Fonte: A autora (2021).

- *ACQ Voxel Size*

A alteração no tamanho do *ACQ Voxel Size* aumenta a resolução de alto contraste da imagem, porém o tempo de aquisição e o ruído na imagem aumentam. Conforme pode ser visto na imagem abaixo:

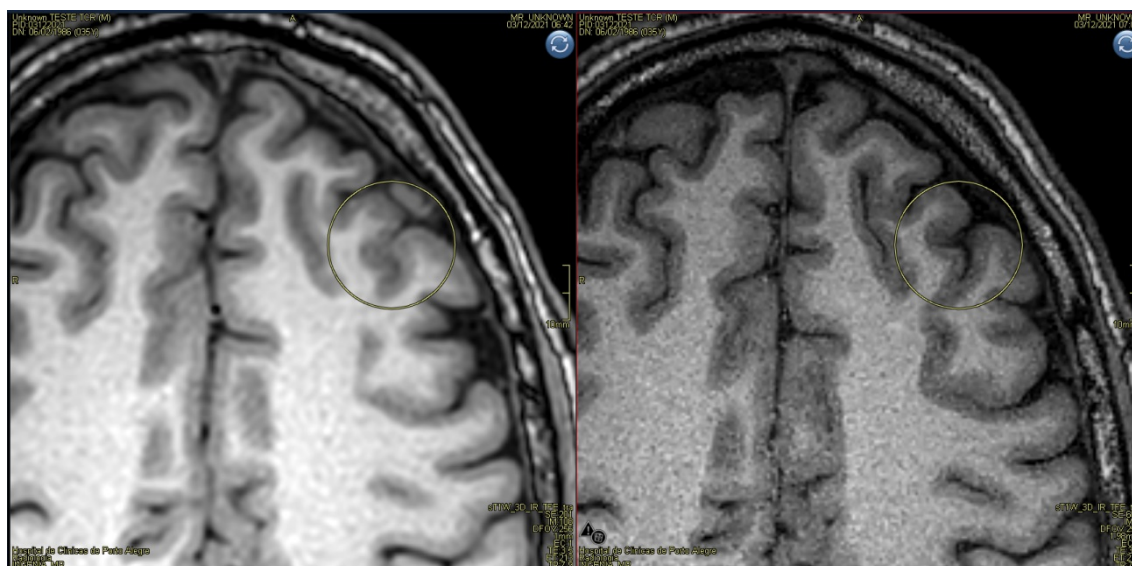


Figura 10 –Imagens do Voluntário com ACQ Voxel Size de 1,0mm e 0,5 mm, respectivamente.

Fonte: A autora (2021).

A grande vantagem da modificação deste parâmetro está nas regiões de transição de substância cinzenta nas imagens. Conforme é observado no círculo nas imagens.

- *Water-Fat Shift (WFS)*

Foram realizadas alterações na largura de banda, através dos ajustes no WFS. A imagem com a maior largura de banda (226 kHz) é mais ruidosa do que a imagem com largura de banda menor (27 kHz), porém possui uma distorção menor na direção do gradiente de leitura. Para demonstrar essa diferença, optamos por utilizar um vídeo ([GIF WFS](#)) inserido no guia. O uso dessa alteração deve ser ponderado de acordo com o desvio químico causado pelo paciente, visto que apesar de diminuirmos o ruído da imagem, podemos aumentar as distorções na imagem.

- *Geometry Correction (GC) e Uniformity Correction (UC)*

Uma imagem foi adquirida com a correção de uniformidade ativada, usando o *3D Compensation* e outra com as duas opções (UC e GC) desativadas. Na fusão das

imagens são visíveis as alterações na intensidade de sinal. Para demonstrar essa diferença, optamos por utilizar um vídeo ([GIF GC e UC](#)) inserido no guia. Recomenda-se que esses recursos sejam usados, pois diminuem as distorções nas imagens e aumentam a intensidade de sinal nas regiões de interesse.

- Paciente Mal Posicionado

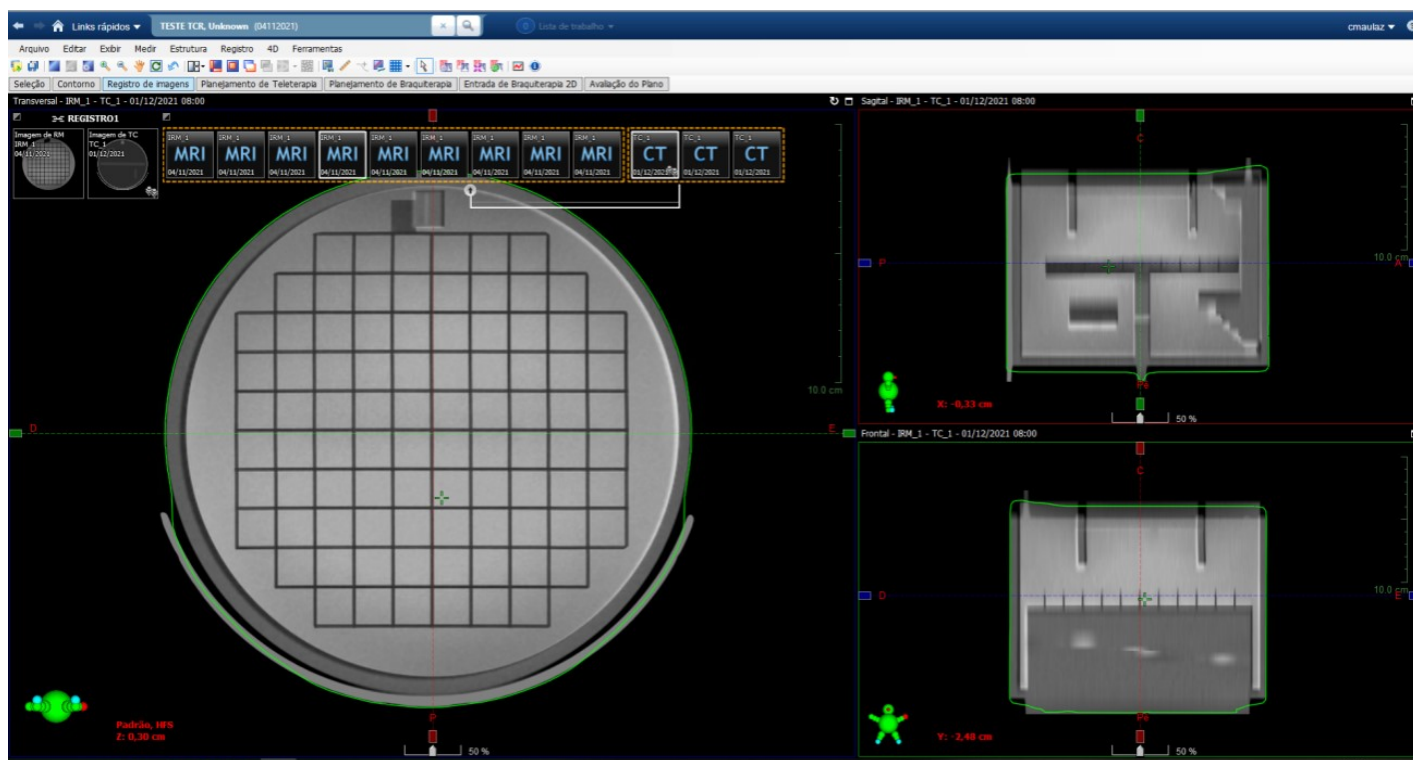
O paciente mal posicionado resulta em uma imagem mais ruidosa, com artefatos. Para demonstrar essa diferença, optamos por utilizar um vídeo inserido no guia, conforme pode ser observado no gif disponível neste link: [GIF Posicionamento](#). O posicionamento do paciente é fundamental para um exame de qualidade.

4.5. CORREGISTRO COM A IMAGEM DE TC

Foram adquiridas imagens com o *phantom ACR* em um equipamento de Tomografia Computadorizada do Serviço de Radiologia e foi realizada a fusão com as imagens do *phantom* adquiridas no equipamento de RM de 3 T. A fusão das imagens foi realizada no *software Eclipse™* na Unidade de Radioterapia do HCPA. O *Eclipse™* funciona através da métrica de registro rígido, onde todas as transformações do registro preservam a distância entre todos os pontos da imagem. Ele pode incluir traslação e rotação em todas as direções (AAPM, 2017).

Essa avaliação foi feita para validar a imagem de RM em uso no protocolo clínico e também demonstrar para os técnicos de radiologia, operadores de RM, uma das finalidades da aquisição da imagem de RM e mostrar a importância de uma aquisição bem feita.

O corregristo foi aplicado três vezes automaticamente, até que se verificou que não havia distorções significantes. Foram realizadas também medidas para verificar possíveis erros no corregristo. Abaixo se encontra uma imagem de como as imagens fusionadas são mostradas no *software*:



4.6. CONSTRUÇÃO DO GUIA

Após a aquisição das imagens, iniciou-se a construção do guia de aquisição de imagens de ressonância magnética para planejamentos de radioterapia do encéfalo. O guia foi construído na plataforma *online* Canva® (www.canva.com) e será hospedado no Google Drive® utilizado pela equipe do Serviço de Física Médica do HCPA. Ele pode ser impresso ou enviado através de link de compartilhamento para os membros da equipe do Serviço de Radiologia e da Unidade Radioterapia.

O HCPA possui um Plano de Gerenciamento Documental, identificado internamente como PLA-0000, o qual estabelece os parâmetros para classificação, formatação, revisão e gestão de documentos da instituição. Nele consta que os documentos do hospital devem ser classificados como: Estatuto Social, Regulamento, Regimento Interno, Código de Conduta e Integridade, Política, Plano, Protocolo Assistencial, Procedimento Operacional Padrão, Ficha Técnica de Indicador, Ata Sumarizada de Reunião e Documento Externo. Analisando o objetivo de cada documento, não foi encontrado nenhum modelo que se enquadrava com o trabalho proposto.

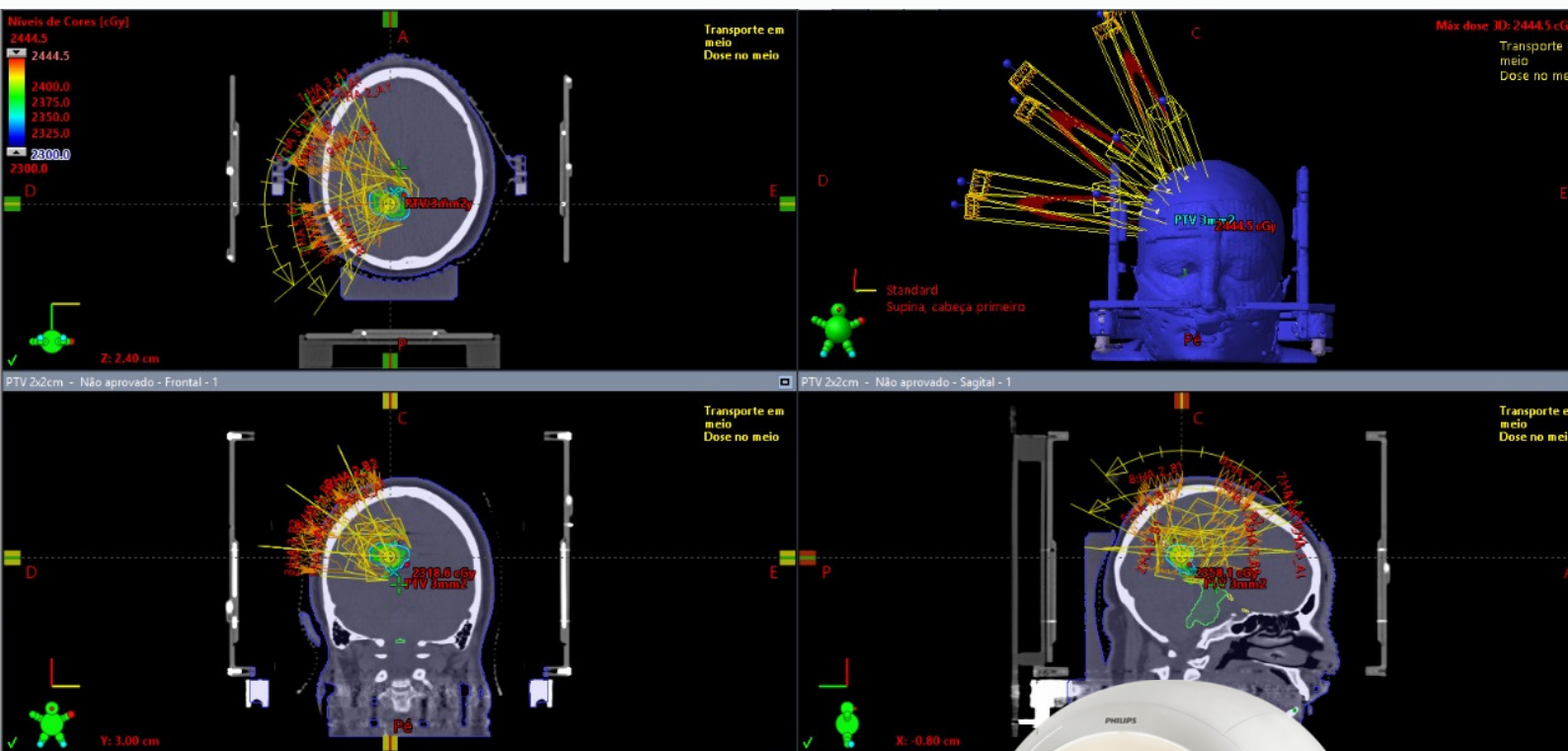
Verificou-se que outros tipos de documentos são desenvolvidos na instituição e optou-se por seguir o modelo de guia, visto que já foi um modelo utilizado no Guia de Prescrição de Exames de Imagem, um material desenvolvido pelo Serviço de Física Médica e pelo Serviço de Radiologia e fornecido para os profissionais do hospital na intranet.

O guia está dividido pelos seguintes itens:

- **Introdução:** Contemplando um contexto do produto e da aplicação dele.
- **Indicação:** O que e para quem é destinado o produto.
- **Planejamento Radioterápico:** Uma explicação de como é realizado o planejamento radioterápico para contextualizar os técnicos de radiologia (operadores dos equipamentos de RM).
- **Fatores que Impactam no uso da Ressonância Magnética em Planejamentos de Radioterapia:** Subdividido em “Preparo do Paciente antes de Entrar na Sala de Exames”, “Configurações do Equipamento”, “Aquisição de Imagens” e “Parâmetros de Aquisição”. Onde é mostrada a importância de cada fator e demonstrado através das imagens adquiridas com *phantom* e com o voluntário como os parâmetros de aquisição selecionados interferem nas imagens.
- E, por último, foi colocado um resumo com os itens mostrados e sugestões de como usá-los.

5. RESULTADOS

Guia para Aquisição de Imagens de Ressonância Magnética Utilizadas em Planejamentos de Radioterapia



Introdução

Este guia é resultado do Trabalho de Conclusão de Residência da Física Iana Quintanilha de Borba, sendo requisito parcial para obtenção da especialização em Física do Radiodiagnóstico do programa Residência em Área Profissional do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA). Ele foi desenvolvido baseado, principalmente, na publicação **"Task Group 284 Report: Magnetic Resonance Imaging Simulation in Radiotherapy: Considerations for Clinical Implementation, Optimization, and Quality Assurance"** da American Association of Physicists in Medicine (AAPM).

A utilização de Imagens por Ressonância Magnética (MRI) em planejamentos de radioterapia têm se expandido cada vez mais. Com o exame de Ressonância Magnética (RM) conseguimos realizar estudos das propriedades anatômicas e fisiológicas do corpo, porém há algumas desvantagens quanto ao seu uso, como, por exemplo: custos elevados, complexidade na aquisição, tempos longos de exames, artefatos nas imagens.

O objetivo desse guia é auxiliar os técnicos em radiologia na aquisição de imagens de ressonância magnética utilizadas em planejamentos de radioterapia, fornecendo instruções e orientações sobre o **preparo do paciente antes de entrar na sala de exames, configurações do equipamento, aquisição de imagens e parâmetros de aquisição**.

Indicação

Esse guia atende processos de aquisição de imagens de ressonância magnética utilizadas em planejamentos de radioterapia de Encéfalo, abrangendo, portanto o **Serviço de Radiologia e a Unidade de Radioterapia do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA)**. Por se tratar de um conteúdo técnico de aquisição de imagens, sua utilização é recomendada para os técnicos em radiologia da RM.



Figura 1 - Equipamentos de RM do Serviço de Radiologia Philips Achieva 1,5 T e o Philips Ingenia 3 T, respectivamente.

Planejamento de Radioterapia

Posicionamento do Paciente



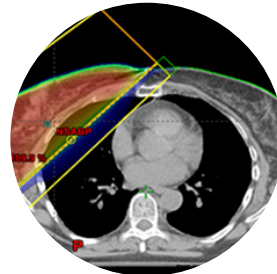
Confecção e Escolha de Suportes



Marcação de Pontos de Referência



Aquisição de Imagens



Antes do início do tratamento de radioterapia, independente de qual técnica seja usada, é realizada uma **simulação** do que será feito. Nessa etapa é realizado o posicionamento do paciente na Tomografia Computadorizada (TC) para planejamento de radioterapia conformacional, confecção e/ou a escolha de suportes, marcação de pontos de referência e a aquisição de imagens. O posicionamento depende da área a ser tratada, levando em consideração o conforto do paciente e sua reprodutibilidade. Os acessórios e os suportes são personalizados para cada paciente. São utilizados para a imobilização e garantem a reprodutibilidade e exatidão do posicionamento do paciente em todos os dias de tratamento. As marcações dos pontos de referência servem de marco zero das coordenadas (x, y e z) para o deslocamento do isocentro até o local a ser tratado.

E, por último, mas não menos importante, temos as aquisições de imagens radiológicas. Em tratamentos tridimensionais, as imagens são provenientes de TC e fusionadas com Ressonância Magnética (RM) e/ou PET/CT para melhorar a precisão da localização das estruturas. A localização e a delimitação das estruturas a serem tratadas, assim como dos órgãos a serem protegidos, são definidas a partir das imagens radiológicas adquiridas para o planejamento. Com essas imagens também são realizados os cálculos da distribuição de dose para o tratamento homogêneo do alvo (tumor).

O nosso objeto deste guia são as imagens de RM que são utilizadas em planejamentos de radioterapia do Encéfalo, pois para o uso delas é necessário **alta precisão geométrica com alta resolução espacial e alto contraste** para o delineamento exato da extensão da doença.

Fatores que Impactam no Uso da RM em Planejamentos Radioterápicos

Devido ao seu método de formação da imagem, vários fatores influenciam na aquisição das imagens de RM. Agora iremos ver alguns itens que devem ser ajustados e/ou projetados para que essas imagens possam ser usadas da melhor forma em Planejamentos de Radioterapia.

Preparo do Paciente antes de Entrar na Sala de Exames

Assim como os demais pacientes que realizam o exame diagnóstico de RM, os pacientes que realizarão a aquisição de imagem para planejamento devem cumprir alguns requisitos para entrar na sala de exames de RM. O paciente deve responder um questionário de segurança o qual irá permitir a realização do exame, pois a confirmação de algum item pode ser uma contra indicação ao exame, devido aos riscos envolvidos.

A presença de materiais ferromagnéticos no corpo do paciente, poderá o **impedir** de realizar a aquisição das imagens. Como por exemplo: cliques cirúrgicos, próteses valvulares cardíacas, marcapasso cardíaco, implantes oculares ou auditivos, próteses articulares, filtro de veia cava, neuroestimuladores, desfibriladores implantados, *stent* coronariano, placas ou parafusos metálicos, balas ou fragmentos metálicos, etc. A ausência ou a presença desses itens e outros será confirmada antes da execução do exame.

Além desses itens, o paciente deverá **trocar toda a sua roupa** por uma fornecida pelo hospital de forma a garantir que nenhum outro material ferromagnético ou condutor esteja consigo, evitando lesão térmica ou queimaduras. Sapatos, joias e óculos devem ser retirados também.

No **QR CODE** encontra-se o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE), que faz parte do processo de anamnese do paciente de ressonância magnética e é uma avaliação prévia a realização do exame. O TCLE é aplicado pela equipe de enfermagem da Radiologia e nele consta informações sobre os riscos associados ao procedimento e uma avaliação pré-exame onde o profissional irá questionar o paciente e, de acordo com a resposta, marca as opções.

Caso o paciente possua algum item que possa impedir a realização do procedimento, o profissional da enfermagem informa o médico radiologista da especialidade, o qual irá avaliar o caso e liberar ou não a realização do exame.

O TCLE é determinante para a realização do procedimento.



Posicionamento do Paciente

O paciente deve ser posicionado no equipamento de RM, idealmente, da mesma forma que será posicionado no tratamento e nos demais equipamentos de imagem que irão compor as imagens do planejamento (no caso de fusão de imagens, como por exemplo, TC). A maioria dos exames será realizada com o paciente em decúbito dorsal, com algumas exceções. Dispositivos de imobilização adicionais como almofadas e suportes podem ser utilizados. Após a imobilização, as bobinas de superfície podem ser colocadas. As bobinas irão melhorar a Razão Sinal-Ruído (RSR) e a uniformidade da imagem.



Figura 2 - Exemplo de Bobina de Crânio do Equipamento Philips Achieva 1,5 T.

O volume-alvo (órgão a ser tratado) deve ser posicionado no isocentro do equipamento, de forma a minimizar os efeitos da inomogeneidade do campo magnético.

Abaixo temos duas imagens onde podemos ver a diferença na imagem de um posicionamento correto e de um posicionamento com a cabeça do paciente levemente rotacionada a direita. O posicionamento incorreto, com a cabeça desalinhada no isocentro do equipamento, aumenta o ruído e distorções na imagem, diminuindo a qualidade da imagem.

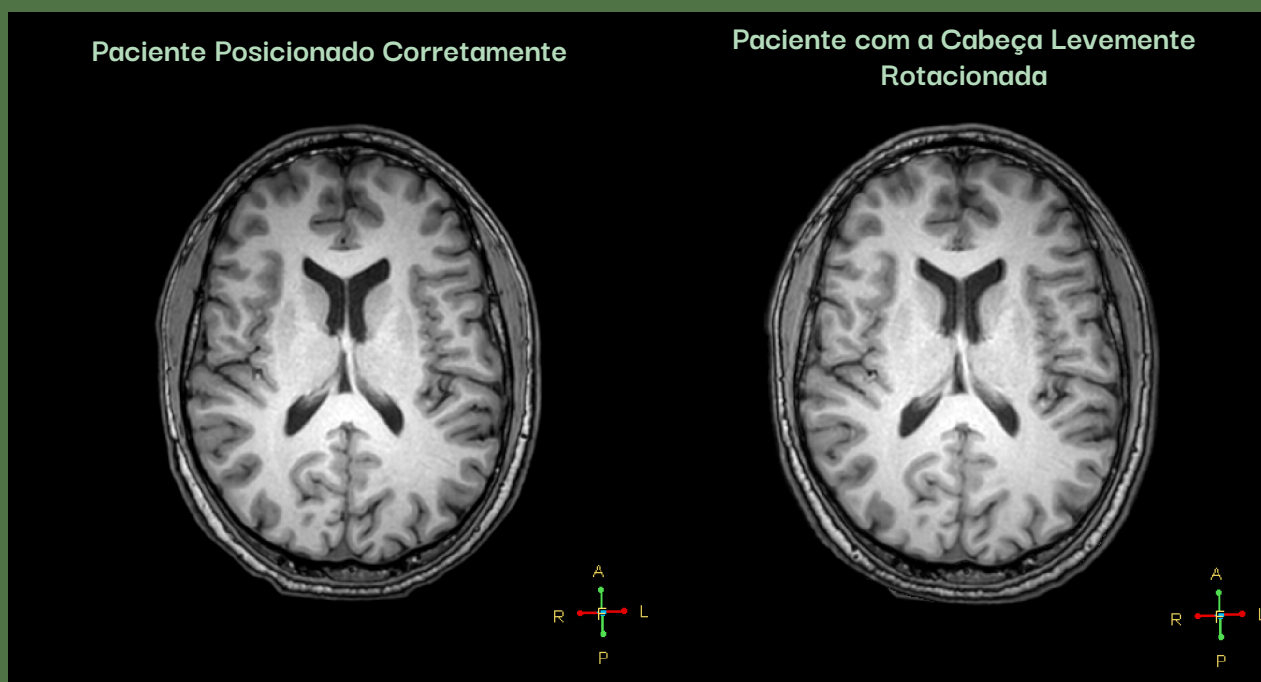


Figura 3 - Imagem com o Paciente Posicionado Corretamente e com o Paciente com a Cabeça Levemente Rotacionada a Direita, respectivamente.



Clique aqui para ver o GIF das Imagens

Aquisição das Imagens

Após todos os cuidados anteriores, deve-se pensar no que será importante para a **aquisição das imagens**.

O protocolo de aquisição irá depender da localização do volume-alvo, porém sabe-se que o fundamental para qualquer exame de RM é o **contraste, a resolução espacial e a uniformidade**.

Aqui iremos tratar especificamente de protocolos de aquisição de imagens que serão utilizadas nos planejamentos de radioterapia de **Encéfalo**.

Os protocolos de aquisição para imagens utilizadas em radioterapia devem ser específicos para esse fim, utilizando todos os recursos do equipamento de forma a minimizar as distorções e não uniformidades da imagem.

A aquisição das imagens de RM para os pacientes da Radioterapia é realizada, na grande maioria dos casos, nos dois equipamentos do HCPA, tanto no *Philips Achieva 1,5 T*, quanto no *Philips Ingenia 3 T*.

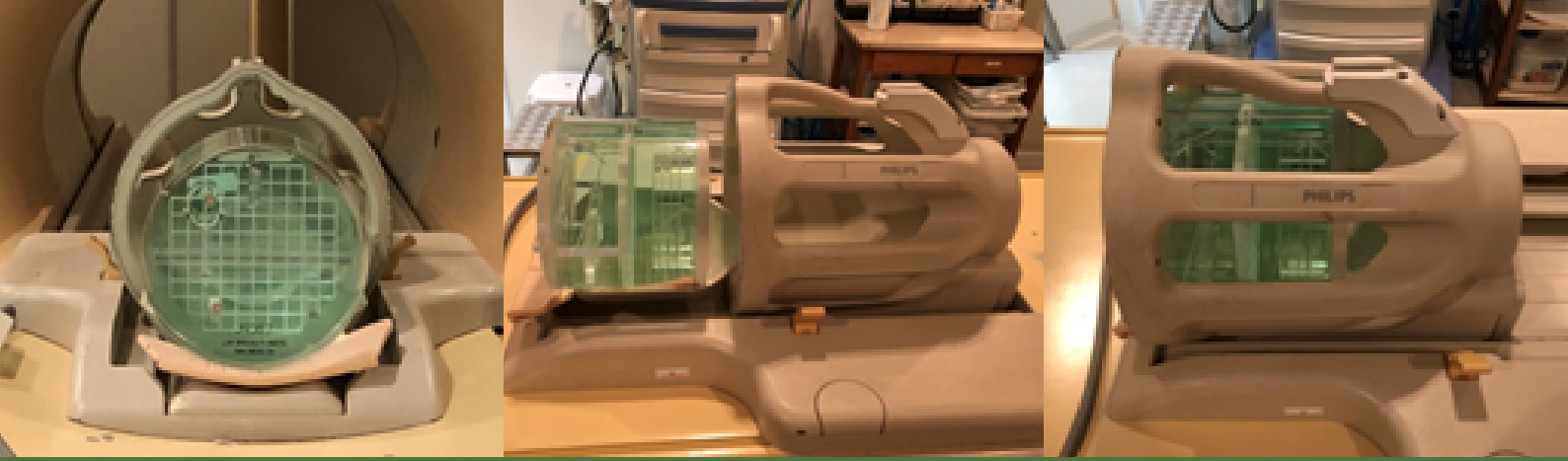
Os protocolos de aquisição de crânio/encéfalo, de ambos os equipamentos, possuem sequências de pulso com os parâmetros indicados para a sua utilização nos tratamentos com radiação, possibilitando que qualquer exame utilizado no diagnóstico possa ser utilizado para o tratamento de radioterapia.

O protocolo utilizado no equipamento de 3 T é o "Encefalo Rotina SC", o qual dispõe de uma sequência denominada "sTIW_3D_TFE_tra" e o utilizado no equipamento de 1,5 T é o "Cranio SC" e a sequência é denominada "sTIW_3D_HR".

Essa sequência possui algumas características que melhoram a qualidade de imagem e diminuem artefatos e distorções das aquisições.

As avaliações realizadas aqui têm como intuito **demonstrar** como a utilização de alguns parâmetros é importante para a aquisição de uma imagem adequada.

Iremos demonstrar a seguir como esses parâmetros de aquisição interferem na imagem.



A seguir vamos mostrar, através de imagens com o phantom ACU-R, como esses parâmetros podem contribuir ou atrapalhar na aquisição das imagens.

Todas as avaliações das imagens adquiridas com o Phantom ACU-R foram feitas de forma padronizada, conforme o Guia disponível no **QR CODE**, seguindo as recomendações do Colégio Americano de Radiologia (ACR, do inglês American College of Radiology).



Intensidade do Campo

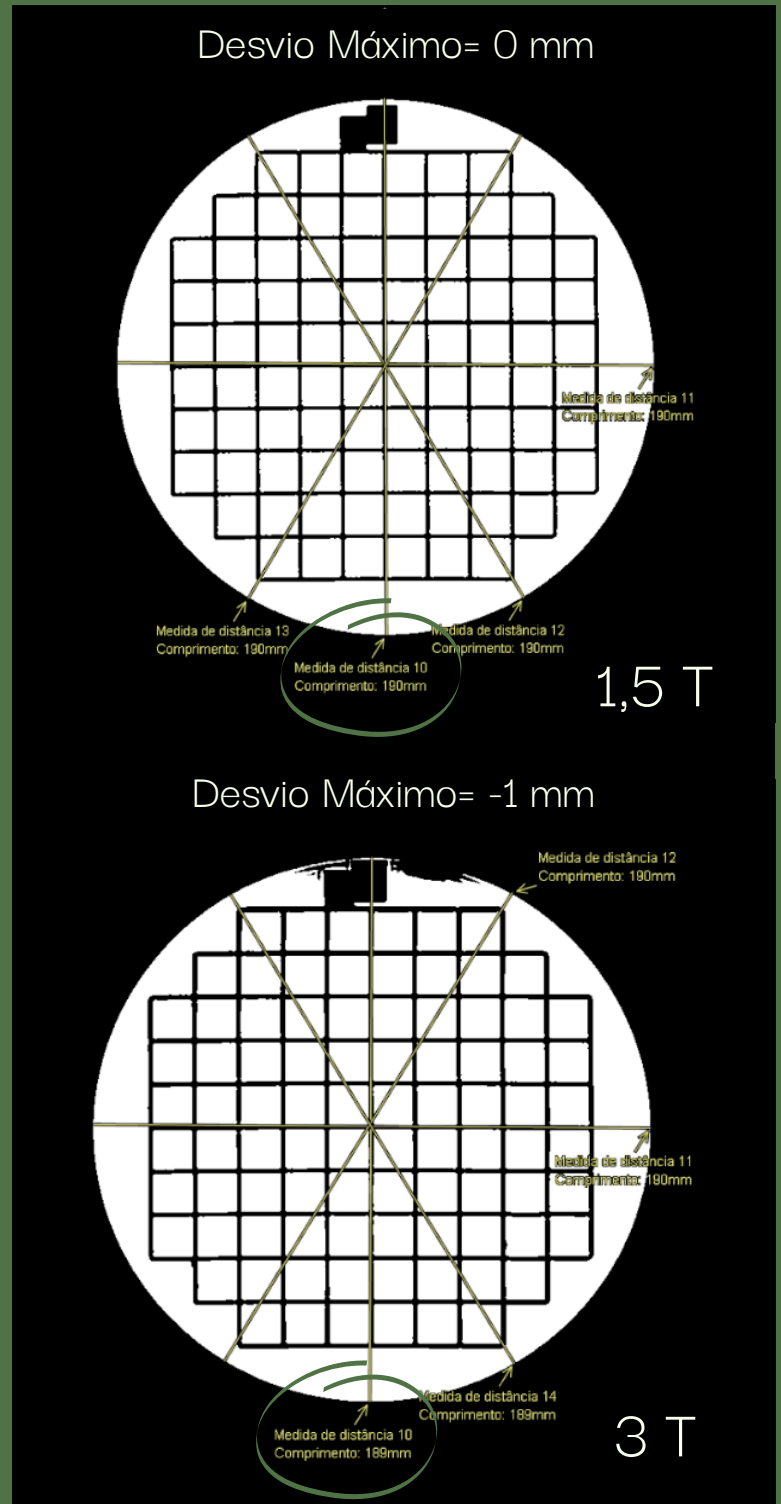
A distorção geométrica ocorre devido a não homogeneidade do campo magnético, da não linearidade dos gradientes do campo e da susceptibilidade do paciente.

Campos com uma intensidade menor distorcem menos as imagens, portanto, equipamentos de 1,5 T apresentarão imagens menos distorcidas do que os de 3 T.

Ao lado temos duas imagens de avaliações da Exatidão Geométrica no *Phantom ACR* para o equipamento de 1,5 T e 3 T. O equipamento de 1,5 T **não** apresentou desvio entre a medida realizada e o tamanho real (nominal) do *phantom*, já o equipamento de 3 T teve um desvio de - 1 mm.

Além disso, nas mesmas condições de aquisição, o equipamento de 1,5 T possui o Percentual de Uniformidade Integral (PIU) de 95,2% e o equipamento de 3 T, 77,1%.

Figura 4 - Imagens com a Seção do Phantom ACR para Avaliação de Exatidão Geométrica nos Equipamentos de 1,5 T e 3 T, respectivamente.



Parâmetros de Aquisição

Tamanho do Voxel de Aquisição (ACQ)

O "ACQ Voxel" é o tamanho do voxel de aquisição na direção da medição, preparação e seleção de cortes. Reduções no *Voxel Size* aumentam o tempo de aquisição, aumentam a resolução, porém, reduzem a RSR. Abaixo temos duas aquisições uma com o *ACQ Voxel Size* de 1 mm e outra de 0,5 mm.

A resolução espacial de alto contraste passa de 1,0 mm para 0,9 mm.

Figura 5 - Imagens com a Seção do Phantom ACR para Avaliação de Resolução de Alto Contraste com o ACQ Voxel Size com 1 mm e 0,5 mm, respectivamente.

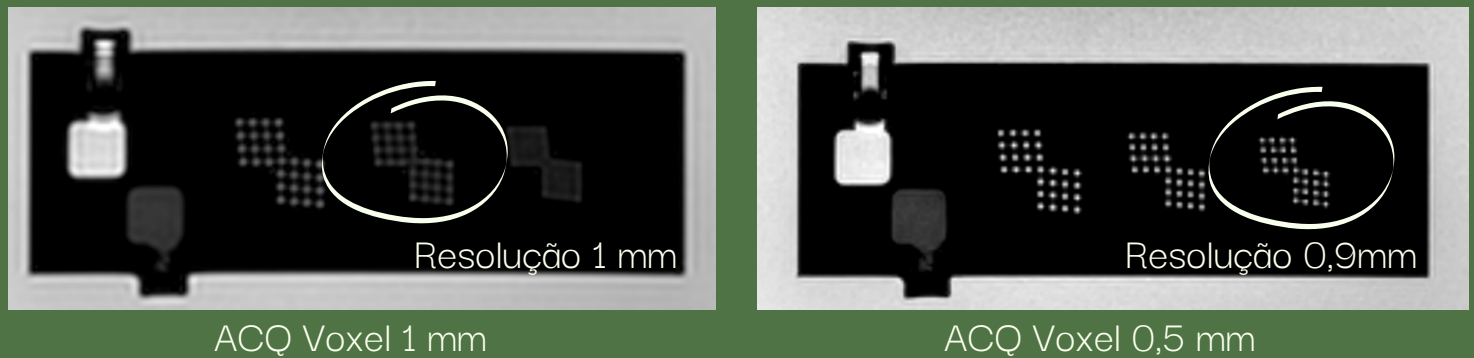
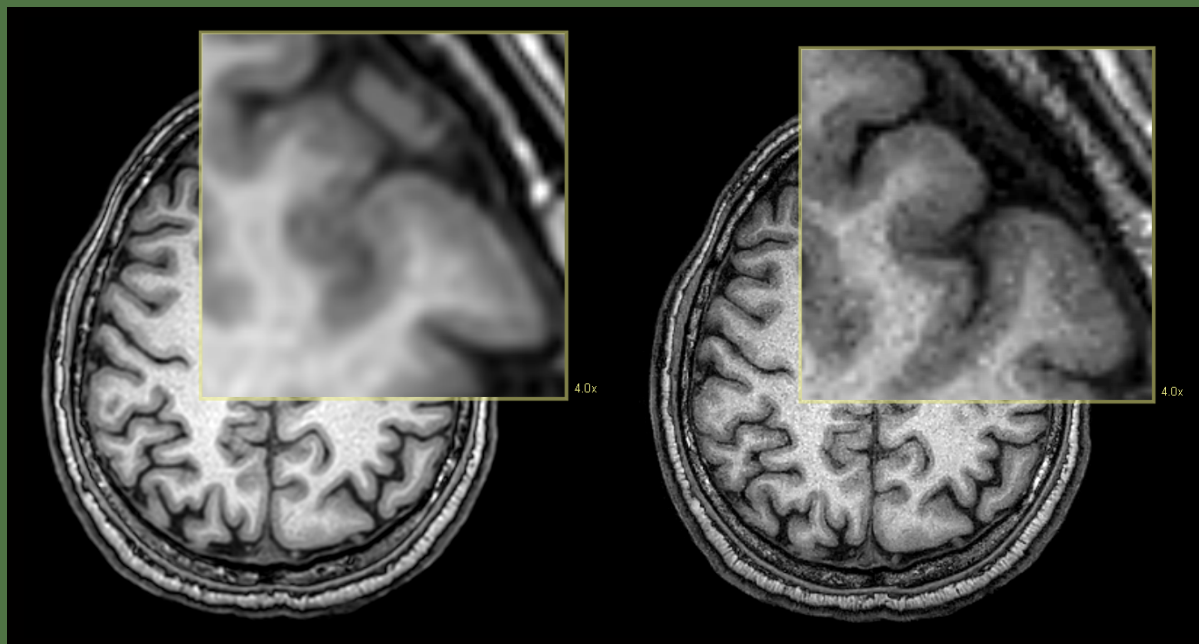


Figura 6 - Imagens com ACQ Voxel Size de 1 mm e 0,5 mm, respectivamente.



Com a redução do *Voxel Size* há um aumento no tempo de aquisição, neste caso o tempo de aquisição foi de 6 minutos para 12 minutos. Como pode ser visto na Figura 6, a resolução da imagem aumentou, porém a RSR reduziu e a imagem ficou mais ruidosa. Essas mudanças devem ser equacionadas e avaliadas, caso a caso.

Uniformity

Um dos parâmetros que o equipamento fornece que nos auxilia na aquisição de imagens com uma qualidade de imagem melhor é a correção de homogeneidade, identificada como "Uniformity" no equipamento. Para exames de cabeça, os quais automaticamente o equipamento identifica a bobina que foi conectada, são liberadas as seguintes opções de correção: "CLEAR", "BODY-TUNED" e "SYNERGY". O CLEAR é uma sigla para "Constant Level Appearance". As três opções de correção têm o mesmo objetivo: compensar as não homogeneidades das imagens.

Figura 7 - Imagens do Phantom na Seção da Avaliação de Uniformidade, com CLEAR, Body-Tuned e Synergy, respectivamente.

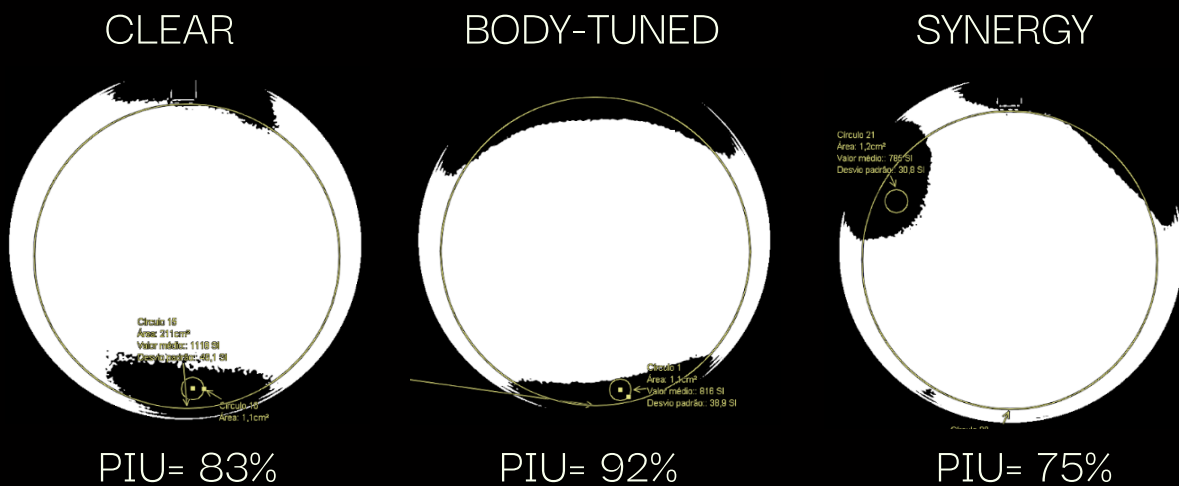
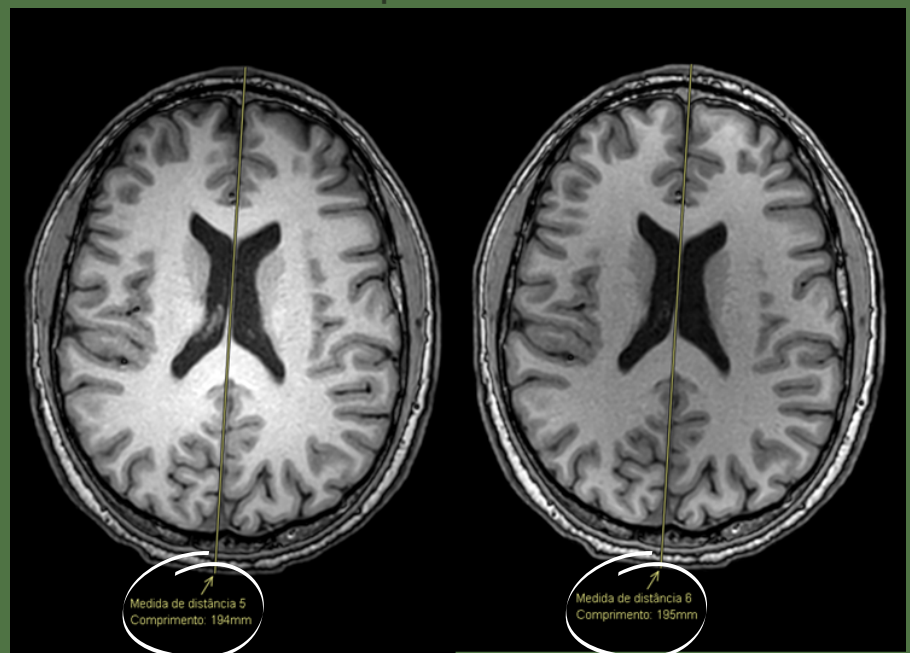


Figura 8 - Imagens com CLEAR, Body-Tuned, respectivamente.

Aqui podemos ver o comportamento das diferentes seleções de "Uniformity", o Body-Tuned apresentou o maior PIU, o que representa uma imagem mais uniforme. Porém, o CLEAR é a opção recomendada pelo fabricante para exames de cabeça. Abaixo temos duas imagens, adquiridas em um equipamento de 3 T, uma com a seleção do CLEAR e outra com o Body-Tuned.

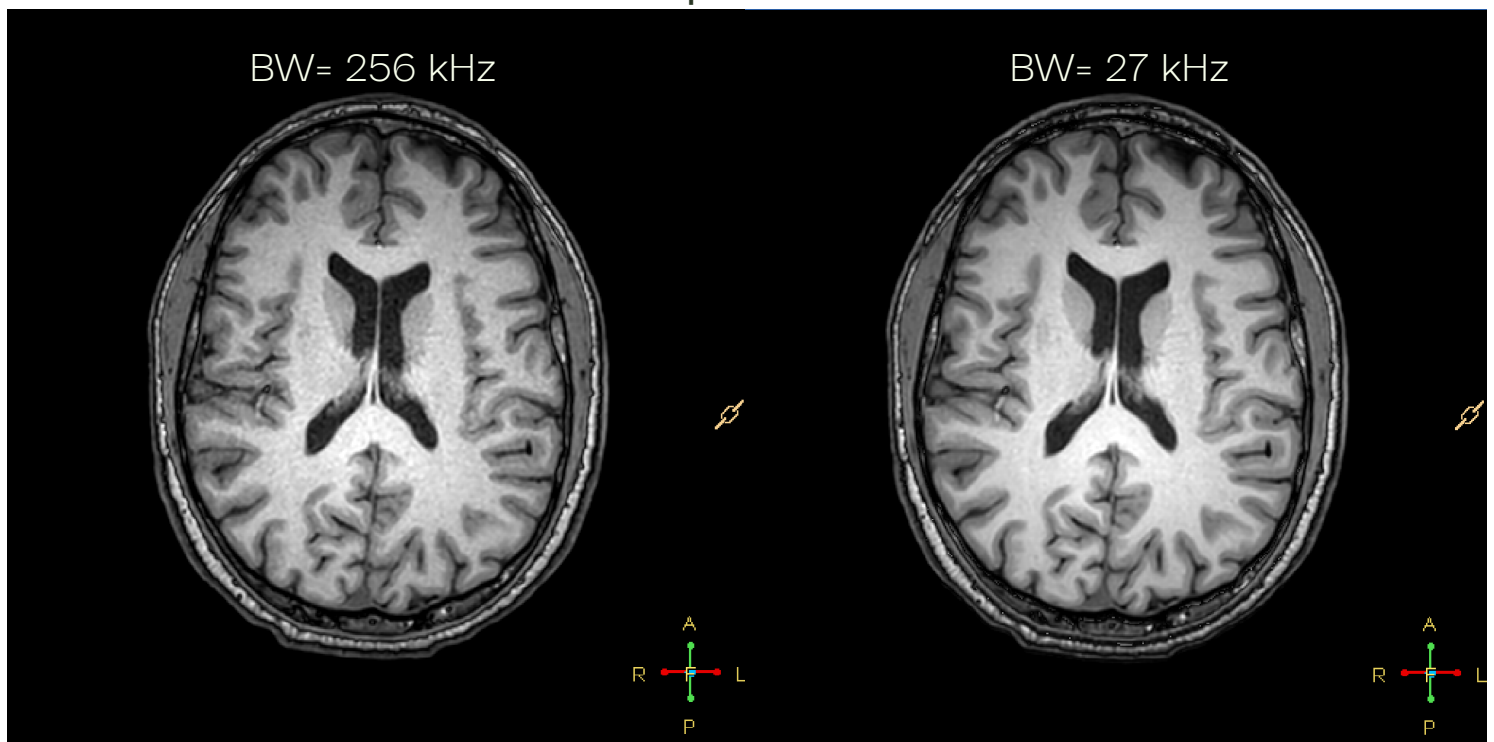


É visível que as imagens possuem diferentes intensidades de sinal. Além disso, a imagem com o Body-Tuned possui um aumento no comprimento em comparação com a imagem com o CLEAR.

Largura de Banda (BW)

A largura de banda (BW) é uma faixa de frequência, em Hertz (Hz), da diferença de frequências precessionais entre pontos externos do corte. Essas frequências são determinadas pela inclinação do gradiente de leitura. **O desvio químico, devido à susceptibilidade do paciente, pode ser reduzido aumentando a largura de banda de leitura.** Uma largura de banda estreita, com distribuição de frequências em torno da frequência central, fornece uma RSR maior. Uma redução de duas vezes na largura de banda aumenta a RSR. Isso está relacionado principalmente ao fato de que o ruído branco, que é relativamente constante em toda a largura de banda, não muda, enquanto a distribuição do sinal, muda. Qualquer diminuição na largura de banda de radiofrequência deve ser associada a uma diminuição na força do gradiente para manter a amostragem no FOV (do inglês, *Field of View*), o que pode ser inaceitável se artefatos de desvio químico forem críticos.

Figura 9 - Imagem com o aquisição com BW de 256 kHz e 27 kHz, respectivamente.



Foram realizadas alterações na largura de banda, através dos ajustes no *Water-Fat Shift* (WFS). A imagem com a maior largura de banda (226 kHz) é mais ruidosa do que a imagem com largura de banda menor (27 kHz), porém possui uma distorção menor na direção do gradiente de leitura. O uso dessa alteração deve ser ponderado de acordo com o desvio químico causado pelo paciente, visto que apesar de diminuirmos o ruído da imagem, podemos aumentar as distorções na imagem.



Clique aqui
para ver o GIF
das Imagens

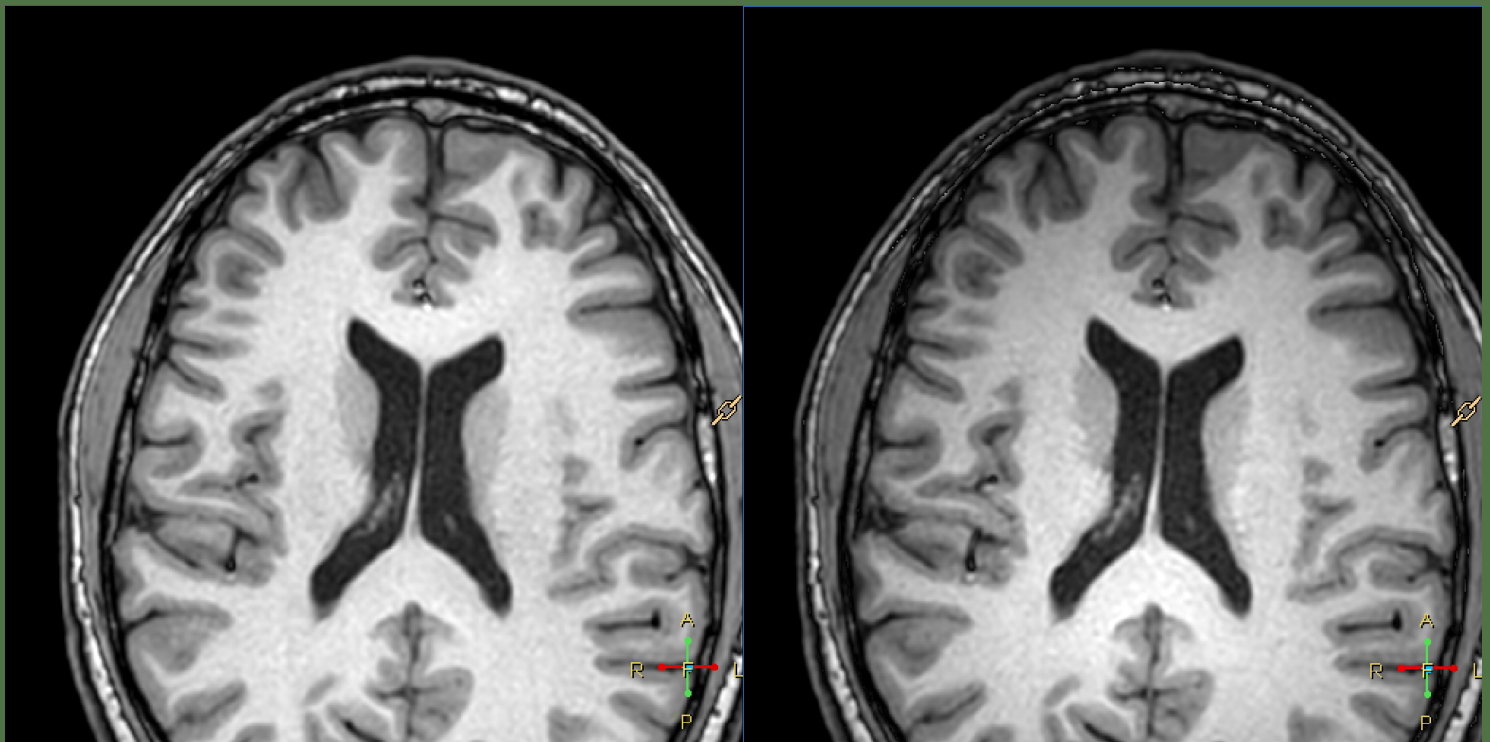
Pós-Processamento

As ações tomadas anteriormente devem reduzir a distorção das imagens, porém caso não sejam suficientes é possível realizar um pós-processamento nelas. Alguns equipamentos possuem algoritmos de correção de distorção integrados. Essa opção é muito útil para diminuir as distorções residuais que não foram resolvidas com as correções habilitadas nos protocolos de aquisição.

Geometry Correction (GC) e Uniformity Correction (UC)

O equipamento libera as seguintes seleções para a compensação geométrica: "none", "default", "2D Compensation" e "3D Compensation". Já as seleções para a compensação de uniformidade são "yes" ou "no".

Figura 10 - Imagens com Correção de Uniformidade e Geometria e Imagem sem Correção de Uniformidade e Geometria, respectivamente



UC= YES
GC= 3D Compensation

UC= NO
GC= NONE

Recomenda-se que esses recursos sejam usados, pois diminuem as distorções nas imagens e aumentam a intensidade de sinal nas regiões de interesse.



Clique aqui
para ver o GIF
das Imagens

Resumindo...

Resumidamente, elencamos os parâmetros que devem ser observados na aquisição de imagens de Ressonância Magnética utilizadas em Planejamentos Radioterápicos:

- ✓ No atual estágio tecnológico, equipamentos com intensidades de campo **menores**, fornecem uma imagem mais uniforme e menos distorcida.
- ✓ Posicione o paciente com a região de interesse no **isocentro** da bobina e do equipamento. Utilize as luzes de alinhamento para reduzir a rotação da cabeça do paciente.
- ✓ Utilize as **bobinas** de superfície indicadas para a região de interesse.
- ✓ Em casos de artefatos de desvio químico, faça ajustes na **largura de banda**. Uma largura de banda larga, reduz esse artefato, porém resulta em uma RSR menor.
- ✓ Alterações no tamanho do voxel de aquisição (**ACQ Voxel Size**) é muito útil para o aumento da resolução de alto contraste na imagem.
- ✓ O uso do **CLEAR**, em equipamentos de RM da Philips, é recomendado para imagens de encéfalo, pois aumentam a intensidade de sinal e melhoram a qualidade de imagem.
- ✓ **Correções de Uniformidade e Geometria** no pós-processamento melhoram consideravelmente a qualidade de imagem, diminuindo distorções, diminuindo o ruído e aumentando a intensidade de sinal.

REFERÊNCIAS

AAPM (EUA). American Association of Physicists in Medicine. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. Medical Physics, EUA, v. 44, ed. 7, p. 43-76, 4 abr. 2017. DOI <https://doi.org/10.1002/mp.12256>. Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.1225>. Acesso em: 3 dez. 2021.

ABDALA JÚNIOR, Reinaldo. Influência da largura de banda na dimensão de artefatos provenientes de fios e bráquetes ortodônticos nas sequencias de pulso SE, GRE2D, GRE3D e UTE. 2020. Tese (Doutorado) - Faculdade de Odontologia USP, [S. l.], 2020. DOI <https://doi.org/10.11606/T.23.2020.tde-16022021-173752>. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/23/23139/tde-16022021-173752/pt-br.php>. Acesso em: 3 dez. 2021.

BARBOZA, Cecília Bollini; DE OLIVEIRA, Aurelio Ribeiro Leite. Planejamento do tratamento por radioterapia através de métodos de pontos interiores. Pesquisa Operacional, [s. l.], v. 26, n. 1, p. 1-24, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s0101-74382006000100001>

BROCK, Kristy K. et al. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132: Report. Medical Physics, [s. l.], v. 44, n. 7, p. e43-e76, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mp.12256>

BUSHBERG, Jerrold T. et al. The Essential Physics of Medical Imaging.[S. l.: s. n.], 2003. ISSN 0094-2405.v. 30. Disponível em: <https://doi.org/10.1118/1.1585033>

REFERÊNCIAS

GLIDE-HURST, Carri K. et al. Task group 284 report: magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy: considerations for clinical implementation, optimization, and quality assurance. *Medical Physics*, [s. l.], v. 48, n. 7, p. e636-e670, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mp.14695>

GROVER, Vijay P.B. et al. Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians. *Journal of Clinical and Experimental Hepatology*, [s. l.], v. 5, n. 3, p. 246-255, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jceh.2015.08.001>

KHOO, V S et al. Magnetic resonance imaging (MRI): considerations and applications in radiotherapy treatment planning. *Radiotherapy and oncology: journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology, Ireland*, v. 42, n. 1, p. 1-15, 1997. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0167-8140\(96\)01866-x](https://doi.org/10.1016/s0167-8140(96)01866-x)

LINEY, Gary P.; MOERLAND, Marinus A. Magnetic Resonance Imaging Acquisition Techniques for Radiotherapy Planning. *Seminars in Radiation Oncology*, [s. l.], v. 24, n. 3, p. 160-168, 2014b. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2014.02.014>

MINISTÉRIO DA SAÚDE/AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA/DIRETORIA COLEGIADA. Instrução Normativa nº nº 97, de 31 de maio de 2021. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de ressonância magnética nuclear, e dá outras providências. INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN Nº 97, DE 27 DE MAIO DE 2021, [S. l.], 31 maio 2021

REFERÊNCIAS

NOUSIAINEN, Katri; MÄKELÄ, Teemu. Measuring geometric accuracy in magnetic resonance imaging with 3D-printed phantom and nonrigid image registration. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, [S. l.], v. 33, p. 401-410, 23 set. 2019. DOI <https://doi.org/10.1007/s10334-019-00788-6>.

PAULSON, Eric S. et al. Comprehensive MRI simulation methodology using a dedicated MRI scanner in radiation oncology for external beam radiation treatment planning. *Medical Physics*, [s. l.], v. 42, n. 1, p. 28-39, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1118/1.4896096>

PHILIPS MEDICAL SYSTEMS (EUA). *Application Guide: Magnetic Resonance Achieva/Intera*. 2.6. ed. Holanda: [s. n.], 2008. 398 p. v. 44.

PHILIPS MEDICAL SYSTEMS (EUA). *Application Guide: Magnetic Resonance Ingenia*. Holanda: [s. n.], 2014. 182 p.

WANG, Deming; DODDRELL, David M. Geometric Distortion in Structural Magnetic Resonance Imaging. *Current Medical Imaging Reviews, Australia*, v. 1, n. 1, p. 49-60, 25 out. 2005. Disponível em: <http://pfeifer.phas.ubc.ca/refbase/files/Wang-CurrMedImagRev-2005-1-49.pdf>. Acesso em: 3 dez. 2021.

WEYGAND, Joseph et al. Spatial Precision in Magnetic Resonance Imaging-Guided Radiation Therapy: The Role of Geometric Distortion. *International journal of radiation oncology, biology, physics, United States*, v. 95, n. 4, p. 1304-1316, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2016.02.059>

6. CONCLUSÃO

O guia construído demonstra de forma objetiva, com linguagem acessível e ilustrativa, como os parâmetros de aquisição influenciam e podem auxiliar na aquisição de imagens de RM utilizadas em Planejamentos de Radioterapia do Encéfalo.

Os parâmetros de aquisição e processamento de imagem escolhidos (*Uniformity*, WFS, UC, GC e o *ACQ Voxel Size*) se mostraram úteis para a melhoria da qualidade de imagem. Se usados de forma adequada, podem auxiliar na diminuição das distorções geométricas e do ruído e no aumento da resolução de alto contraste e da uniformidade. A aquisição simulando o posicionamento inadequado do paciente, demonstrou de forma satisfatória a importância deste cuidado.

Como limitação do estudo, viu-se a necessidade de uma etapa de validação do produto com os profissionais envolvidos, onde fosse possível avaliar a forma e o conteúdo apresentado.

O Físico Médico, Especialista em Física do Radiodiagnóstico, deve estar cada vez mais inserido nos processos de qualidade e segurança na aplicação de tecnologias na medicina e a construção deste guia permitiu vivenciar plenamente todo esse contexto.

Foi possível acompanhar, observar e participar do fluxo de execução dos exames de ressonância magnética, seja para diagnóstico ou para planejamentos de radioterapia. Além de adquirir imagens, manusear o equipamento de RM e também ferramentas de análise de imagens em estações de trabalho. Foi possível interagir com as equipes da Unidade de Radioterapia e com o Serviço de Radiologia, vendo como o Físico Médico do Radiodiagnóstico pode atuar e somar nesses serviços.

Espera-se que o guia seja um material de orientação e consulta para os técnicos de radiologia e que este conteúdo seja incluído em seus treinamentos anuais. Isso contribui para o trabalho dos operadores de RM, responsáveis pela aquisição das imagens e para os pacientes que irão necessitar delas em seu planejamento radioterápico.

7. REFERÊNCIAS

AAPM (EUA). American Association of Physicists in Medicine. Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132. **Medical Physics**, EUA, v. 44, ed. 7, p. 43-76, 4 abr. 2017. DOI <https://doi.org/10.1002/mp.12256>. Disponível em: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mp.1225>. Acesso em: 3 dez. 2021.

ACR (EUA). ACR Guidance on COVID-19 and MR Use. 1. [S. l.], 1 dez. 2021. Disponível em: <https://www.acr.org/Clinical-Resources/Radiology-Safety/MR-Safety/COVID-19-and-MR-Use>. Acesso em: 7 dez. 2021.

ACR (EUA). American College of Radiology. ACR Guidance Document on MR Safe Practices: 2013. **JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING**, [S. l.], v. 37, p. 501–530, 2013. DOI 10.1002/jmri.24011. Disponível em: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/pdf/10.1002/jmri.24011>. Acesso em: 7 dez. 2021.

ABDALA JÚNIOR, Reinaldo. Influência da largura de banda na dimensão de artefatos provenientes de fios e bráquetes ortodônticos nas sequencias de pulso SE, GRE2D, GRE3D e UTE. 2020. Tese (Doutorado) - **Faculdade de Odontologia USP**, [S. l.], 2020. DOI <https://doi.org/10.11606/T.23.2020.tde-16022021-173752>. Disponível em: <https://www.teses.usp.br/teses/disponiveis/23/23139/tde-16022021-173752/pt-br.php>. Acesso em: 3 dez. 2021.

BARBOZA, Cecília Bollini; DE OLIVEIRA, Aurelio Ribeiro Leite. Planejamento do tratamento por radioterapia através de métodos de pontos interiores. **Pesquisa Operacional**, [s. l.], v. 26, n. 1, p. 1–24, 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s0101-74382006000100001>.

BROCK, Kristy K. *et al.* Use of image registration and fusion algorithms and techniques in radiotherapy: Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 132: Report. **Medical Physics**, [s. l.], v. 44, n. 7, p. e43–e76, 2017. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mp.12256>.

BUSHBERG, Jerrold T. *et al.* **The Essential Physics of Medical Imaging**. [S. l.: s. n.], 2003. ISSN 0094-2405.v. 30 Disponível em: <https://doi.org/10.1118/1.1585033>.

GLIDE-HURST, Carri K. *et al.* Task group 284 report: magnetic resonance imaging simulation in radiotherapy: considerations for clinical implementation, optimization, and quality assurance. **Medical Physics**, [s. l.], v. 48, n. 7, p. e636–e670, 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/mp.14695>.

GROVER, Vijay P.B. *et al.* Magnetic Resonance Imaging: Principles and Techniques: Lessons for Clinicians. **Journal of Clinical and Experimental Hepatology**, [s. l.], v. 5,

n. 3, p. 246–255, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.jceh.2015.08.001>.

KHOO, V S *et al.* Magnetic resonance imaging (MRI): considerations and applications in radiotherapy treatment planning. **Radiotherapy and oncology: journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology**, Ireland, v. 42, n. 1, p. 1–15, 1997. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/s0167-8140\(96\)01866-x](https://doi.org/10.1016/s0167-8140(96)01866-x).

LINEY, Gary P; MOERLAND, Marinus A. Magnetic resonance imaging acquisition techniques for radiotherapy planning. **Seminars in radiation oncology**, United States, v. 24, n. 3, p. 160–168, 2014a. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2014.02.014>.

LINEY, Gary P.; MOERLAND, Marinus A. Magnetic Resonance Imaging Acquisition Techniques for Radiotherapy Planning. **Seminars in Radiation Oncology**, [s. l.], v. 24, n. 3, p. 160–168, 2014b. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2014.02.014>.

MINISTÉRIO DA SAÚDE/AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA/DIRETORIA COLEGIADA. Instrução Normativa nº 97, de 31 de maio de 2021. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de ressonância magnética nuclear, e dá outras providências. **INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN Nº 97, DE 27 DE MAIO DE 2021**, [S. l.], 31 maio 2021.

NOUSIAINEN, Katri; MÄKELÄ, Teemu. Measuring geometric accuracy in magnetic resonance imaging with 3D-printed phantom and nonrigid image registration. **Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine**, [S. l.], v. 33, p. 401-410, 23 set. 2019. DOI <https://doi.org/10.1007/s10334-019-00788-6>.

PAULSON, Eric S. *et al.* Comprehensive MRI simulation methodology using a dedicated MRI scanner in radiation oncology for external beam radiation treatment planning. **Medical Physics**, [s. l.], v. 42, n. 1, p. 28–39, 2015. Disponível em: <https://doi.org/10.1118/1.4896096>

PHILIPS MEDICAL SYSTEMS (EUA). **Application Guide: Magnetic Resonance Achieva/Intera**. 2.6. ed. Holanda: [s. n.], 2008. 398 p. v. 44.

PHILIPS MEDICAL SYSTEMS (EUA). **Application Guide: Magnetic Resonance Ingenia**. Holanda: [s. n.], 2014. 182 p.

WANG, Deming; DODDRELL, David M. Geometric Distortion in Structural Magnetic Resonance Imaging. **Current Medical Imaging Reviews**, Australia,

v. 1, n. 1, p. 49-60, 25 out. 2005. Disponível:
<http://pfeifer.phas.ubc.ca/refbase/files/Wang-CurrMedImagRev-2005-1-49.pdf>.
Acessoem: 3 dez. 2021.

WEYGAND, Joseph *et al.* Spatial Precision in Magnetic Resonance Imaging-Guided Radiation Therapy: The Role of Geometric Distortion. **International journal of radiation oncology, biology, physics**, United States, v. 95, n. 4, p. 1304–1316, 2016. Disponível: <https://doi.org/10.1016/j.ijrobp.2016.02.059>

ANEXO A
Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)
PARTE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Eu, abaixo assinado, autorizo a equipe médica da radiologia, no Hospital de Clínicas de Porto Alegre, a realizarem o procedimento proposto – **Ressonância Magnética com ou sem contraste** -, como forma de buscar um diagnóstico para o meu caso.

Sei que este procedimento não é isento de riscos, e que além das complicações possíveis durante o exame, outras podem ocorrer no período seguinte após a sua realização. Os possíveis riscos associados a este procedimento foram-me esclarecidos e são os seguintes:

1. Suspensão do procedimento por condições técnicas ou clínicas surgidas imediatamente antes da sua realização.
2. Complicações ou dificuldades técnicas durante o procedimento que impeçam a realização do mesmo.
3. Alteração no funcionamento de aparelhos como marca-passos e aparelhos de audição; atração de certos tipos de metais, como cliques de aneurismas, próteses metálicas e outros.
4. Complicações associadas especificamente ao uso de contraste, caso seja necessário, como dor, extravasamento do contraste, sensação de frio ou calor no local da injeção, e eventual processo inflamatório associado, e efeitos adversos relacionados à sua utilização, entre os quais náuseas, vômitos, cefaleia, parestesias, tonturas, coceira, vermelhidão, erupções cutâneas e urticária. Essas reações normalmente são leves, mas podem ser mais graves com ocorrência de broncoespasmo e até com risco à vida.
5. Ocorrência de fibrose nefrogênica sistêmica em pacientes com insuficiência renal aguda ou crônica, quando for necessária a utilização de contraste endovenoso (gadolinio) para melhor qualidade do exame.
6. Outros riscos (especificar quando pertinente)

Estou ciente de que os itens anteriores podem não incluir todos os riscos conhecidos ou possíveis de acontecer neste procedimento, mas é a lista de riscos mais comuns.

Fui informado(a) que durante o procedimento ou no período imediatamente após a sua realização, novas condições possam requerer procedimentos diferentes ou adicionais daqueles que foram descritos anteriormente neste consentimento. Assim sendo, autorizo a equipe médica a executar esses atos e outros procedimentos que sejam considerados necessários e desejáveis. Esta autorização estende-se a todas as condições que necessitem de tratamento e que não sejam do conhecimento do meu médico até o momento em que o exame for iniciado.

CONCLUSÃO

Diante do exposto, declaro estar de pleno acordo com o que consta neste documento e ciente de que a obrigação do médico é utilizar todos os meios conhecidos na medicina, e disponíveis no local onde se realiza o tratamento, na busca da saúde do paciente. Fico ciente de que eventuais resultados adversos podem ocorrer mesmo com os melhores cuidados técnicos aplicados. Foram-me explicados de forma clara a natureza e os objetivos do exame e tive oportunidade de fazer perguntas, sendo todas elas respondidas completa e satisfatoriamente. Assim, concordo com meu médico e sua equipe que o exame proposto acima é a melhor indicação neste momento para o meu quadro clínico.

Certifico que este formulário me foi explicado, que o li ou que o mesmo foi lido para mim e que entendi o seu conteúdo.

Nome (em letra de forma) do Paciente ou Responsável:

Assinatura do paciente ou responsável: _____

Data / / Grau de parentesco do responsável:

Nome e assinatura do profissional que aplicou o Termo: _____



HOSPITAL DE
CLÍNICAS
PORTO ALEGRE, RS

**TERMO DE CONSENTIMENTO
LIVRE E ESCLARECIDO**
 Serviço de Radiologia
**AVALIAÇÃO PRÉVIA À REALIZAÇÃO
DE RESSONÂNCIA MAGNÉTICA
NUCLEAR**

Nome do Paciente:

Nº do Registro:

ANEXO A
Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE)
PARTE 2

AVALIAÇÃO PRÉ-EXAME

Prezado paciente, o exame de ressonância magnética utiliza um forte campo magnético associado a ondas de radiofrequência para que sejam produzidas as imagens. Durante o exame também poderá ser necessário a administração de meio de contraste (gadolinio) para que as imagens possam trazer ainda mais informações sobre o exame. As informações abaixo são importantes para avaliar a necessidade de cuidados especiais ou situações que impeçam a realização do exame.

Esclareço que:

Nunca realizei Já realizei exames de Ressonância Nuclear Magnética

Nunca utilizei Já utilizei meio de contraste gadolinio

Nunca tive Já tive: algum tipo de reação durante ou após exame em que foi usado gadolinio.

Qual reação:

Não tenho Tenho: alergias. Quais alergias? (alimento, medicamento, outros):

Não tenho nenhuma das doenças abaixo:

Tenho Asma brônquica

Tenho Doença cardíaca

Tenho Doença renal (dos rins)

Tenho Doença Hepática (do fígado)

Não estou Estou em tratamento com diálise

Não realizei Realizei alguma cirurgia nos últimos 6 meses. Qual cirurgia:

Não tenho nenhuma das condições abaixo:

Tenho maquiagem definitiva

Trabalho em atividade que envolve manipulação de metais

Tenho tatuagens

Tenho aparelho auditivo

Tenho marca-passo cardíaco

Tenho desfibrilador implantado

Tenho prótese valvular cardíaca

Tenho stent coronariano

Tenho próteses articulares

Tenho implantes metálicos na coluna vertebral

Tenho clipes cirúrgicos

Tenho dentaduras ou próteses dentárias fixas

Tenho implantes oculares ou auditivos

Tenho cateter venoso totalmente implantado

Tenho prótese peniana

Tenho placas, parafusos ou hastes metálicas

Tenho filtro de veia cava

Tenho balas ou fragmentos metálicos no corpo

Tenho bomba de infusão ou neuroestimuladores

Não tenho Tenho claustrofobia (não consigo ficar em ambientes fechados);

Não sou Sou gestante com menos de 3 meses de gestação;

Não estou Estou amamentando;

Não uso Estou usando os seguintes medicamentos:

Para outras informações que julgar importante, utilize o espaço abaixo:

IMPORTANTE: Devido ao elevado campo magnético e do uso de radiofrequência, objetos metálicos (chaves, moedas, correntes, grampos de cabelo, brincos, anéis, piercings, botões metálicos nas roupas, muletas, etc.) devem ser retirados, pois podem ser atraídos pelo equipamento. A entrada na sala com estes objetos é PROIBIDA. Todos estes cuidados são essenciais para sua segurança e realização do exame.

Data: / /

Assinatura do paciente ou responsável: _____

Nome e assinatura do profissional do profissional que aplicou a avaliação:
