

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”
INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS
CAMPUS DE BOTUCATU
CURSO DE GRADUAÇÃO EM BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

MARIANA CAMPOS CASTRIOTA

COMPARAÇÃO DA RAZÃO SINAL-RUÍDO E DA UNIFORMIDADE DA
IMAGEM ENTRE AQUISIÇÕES COM BOBINA DE QUADRATURA E COM
BOBINA DE CORPO.

BOTUCATU

2011

UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA “JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS

CAMPUS DE BOTUCATU

CURSO DE GRADUAÇÃO EM BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

MARIANA CAMPOS CASTRIOTA

COMPARAÇÃO DA RAZÃO SINAL-RUÍDO E DA UNIFORMIDADE DA
IMAGEM ENTRE AQUISIÇÕES COM BOBINA DE QUADRATURA E COM
BOBINA DE CORPO.

Trabalho de conclusão de curso
apresentado ao curso de Bacharelado em
Física Médica da Universidade Estadual
“Júlio de Mesquita Filho” como exigência
parcial para obtenção do título de
Bacharelado em Física Médica.

Profa. Orientadora Dra. Tânia Aparecida
Corrêa Furquim

BOTUCATU

2011

Castriota, Mariana Campos.

Comparação da razão sinal-ruído e da uniformidade da imagem entre aquisições com bobina de quadratura e com bobina de corpo / Mariana Campos Castriota - Botucatu, 2011

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Instituto de Biociências de Botucatu, Universidade Estadual Paulista, 2011

Orientador: Tânia Furquim

Capes: 31302009

Palavras-chave: ressonância magnética, razão sinal-ruído, uniformidade da imagem e controle de qualidade.

Dedico este trabalho aos meus pais, avós e irmãos, que me apoiaram durante toda a caminhada, lutando para a minha realização e me apoiando para que eu pudesse obter sucesso.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus, por ter me proporcionado minha vida e saúde para conseguir realizar meus objetivos.

Agradeço a minha mãe Érica e ao meu pai Amílcar, que nunca deixaram de acreditar em mim. Vocês são demais e únicos!

Agradeço ao meu irmão Cristiano e a minha irmã Marina, que me recebiam nos meus retornos para casa com “toda” dedicação.

Agradeço imensamente às minhas avós Emilia e Di, e aos meus avôs Pedro e Zezé, sem os quais nada disto teria acontecido. Obrigada pelo carinho incondicional e confiança que depositaram em mim. Devo esta vitória a vocês.

Agradeço ao meu namorado, Felipe, que esteve todos os momentos ao meu lado, me dando força e amor, e compartilhando todas as minhas conquistas.

Agradeço as minhas tias Mônica, Cacá, Luciana e Ana e aos meus tios Plastinho e Léo que me demonstraram o verdadeiro valor da família.

Agradeço aos meus primos e primas, que são como irmãos para mim e sempre se preocuparam comigo.

Agradeço as minhas amigas Alice, Fofó, Tensinha, Sokedá, Elaine e aos meus amigos Samuel, Diego, Wiliam e Lambe, que me mostraram o real sentido da palavra amizade.

Agradeço também as minhas companheiras e amigas de república: Pistolão, Xaverim, Grelhinho, Frentista, Blenda, Safada, Kamu, Tiazoca, Gabi, Boing, Raitec, Tagarela, Claudinha, Renata e Mayumi. E também as minhas amigas e amigos que conheci durante este período Bel, Miss, Bruna, Tetéia, Txu, Hobbit, Nariz, Xita, Seu Moça, Atreta, Passiva, Infra. Vocês me proporcionaram momentos inesquecíveis!

Agradeço ao Prof. Ney Lemke, que sempre teve paciência comigo e me inspirou; e, ao mestrando Pedro Rafael Costa, que nunca poupou esforços em me ajudar.

Agradeço à Dra. Tânia Furquim por ter me proporcionado uma experiência única de estágio; e, à equipe maravilhosa do IEE (Rica, Giva, Camila, Allan, Felipe, Denise).

Agradeço especialmente ao Leandro, que me ajudou em todo o meu trabalho.

Por fim, agradeço a todos que fazem parte da minha vida e que estiveram comigo durante estes maravilhosos três anos e meio.

RESUMO

A razão sinal-ruído e a uniformidade da imagem são parâmetros de análise muito importantes no controle de qualidade de um equipamento de ressonância magnética. Eles são medidos em testes periódicos com objetos simuladores. Nestes testes, no entanto, utilizava-se a bobina de quadratura, que não tem sido mais usada clinicamente; e, por esta razão, foi substituída nos procedimentos pela bobina de corpo. A fim de entender a diferença destes dois parâmetros nestas bobinas, o trabalho objetivou a análise das imagens adquiridas de quatro objetos simuladores distintos, em um mesmo equipamento, sob as mesmas condições, para fins de comparação. Com os resultados obtidos, pode-se concluir que a bobina de corpo possui razão sinal-ruído sempre menor do que a de quadratura em qualquer projeção; enquanto que a uniformidade da imagem é maior.

Palavras-chave: ressonância magnética, razão sinal-ruído, uniformidade da imagem e controle de qualidade.

ABSTRACT

The signal-to-noise ratio and image uniformity analysis parameters are very important in quality control of an MRI scanner. They are measured in regular tests with phantoms. In these tests, however, used to quadrature coil, which has been most widely used clinically, and, therefore, was replaced in the procedures for body coil. In order to understand the difference between these two parameters in these coils, the study aimed to analyze the images acquired from four different phantoms in the same equipment under the same conditions for comparison purposes. With these results, it can be concluded that the body coil signal-to-noise ratio has always smaller than the quadrature in any projection, whereas the image uniformity is larger.

Keywords: magnetic resonance, signal-to-noise ratio, image uniformity and quality control.

LISTA DE FIGURAS

Figuras	Página
1. Bobina de quadratura.	7
2. Bobina de corpo	7
3. Ressonância Magnética,3T, modelo Achieva, da Philips.	8
4. Projeções axial, sagital e coronal em RM..	9
5. Diferença da uniformidade da imagem utilizando imagem convencional (a), imagem com um filtro (b) e imagem com MultiTransmit©.	10
6. Exemplo da disposição das regiões de interesse na análise de uma das imagens obtidas.	11
7. Planilha final dos resultados da razão sinal-ruído e da uniformidade da imagem para os dois tipos de aquisição.	13
8. Gráficos comparativos da uniformidade da imagem e da razão sinal-ruído para a projeção axial.	14
9. Gráficos comparativos da uniformidade da imagem e da razão sinal-ruído para a projeção coronal.	15
10. Gráficos comparativos da uniformidade da imagem e da razão sinal-ruído para a projeção sagital.	16

ÍNDICE

1. INTRODUÇÃO	1
2. OBJETIVOS	2
3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	2
3.1 RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	2
3.2 PRINCÍPIOS FÍSICOS DA RESSONÂNCIA MAGNÉTICA	3
3.2.1 MAGNETIZAÇÃO DOS TECIDOS NA PRESENÇA DE UM CAMPO MAGNÉTICO	3
3.2.2 APLICAÇÃO DE UM CAMPO DE RADIOFREQUÊNCIA: NOÇÃO DE RESSONÂNCIA	4
3.2.3 TEMPO DE RELAXAÇÃO SPIN/SPIN (T1) E SPIN/REDE (T2)	4
3.3 RAZÃO SINAL-RUÍDO	5
3.4 UNIFORMIDADE DE IMAGEM	6
4. MATERIAIS E MÉTODOS	8
4.1 OBJETOS SIMULADORES	8
4.2 AQUISIÇÃO DE IMAGENS	9
4.3 ANÁLISE DE IMAGENS	10
4.4 DETERMINAÇÃO DA RAZÃO SINAL-RUÍDO E DA UNIFORMIDADE DE IMAGEM	12
4.5 COMPARAÇÃO DOS DADOS OBTIDOS	12
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES	13
6. CONCLUSÕES	18
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	19

1. INTRODUÇÃO

Nas últimas três décadas, a importância crescente das imagens médicas adquiridas por equipamentos de ressonância magnética (RM) tem trazido a necessidade de suas verificações e avaliações. Além disto, estes equipamentos, hoje, representam um dos maiores investimentos dos hospitais, sejam eles públicos ou privados.

Vale ressaltar que, no ano de 2005, existiam aproximadamente 10.000 destes equipamentos pelo mundo, e, a partir dele, estima-se que o crescimento seja de 14% ao ano, ou seja, 1400 novos equipamentos são adquiridos anualmente. Devido ao alto custo que é gasto (o preço de compra varia de 1 milhão a 3 milhões de reais) e a sua importância para fins de diagnóstico, faz-se necessário um padrão de controle e medidas de performance dos mesmos, a fim de assegurar que estes não tenham sofrido desvios ao longo do tempo.¹

Então, com a proposta de estabelecer tais parâmetros e medidas de controle, criou-se uma série de testes, como os sugeridos pelas publicações da American Association of Physicists in Medicine (AAPM) e a National Electrical Manufacturers Association (NEMA), para analisar o desempenho destes sistemas de imagem^{2,3}.

Através de objetos simuladores (phantoms), é possível obter frequência de ressonância, razão sinal-ruído, uniformidade da imagem, linearidade espacial, resolução espacial de alto contraste, espessura de corte, posição/separação de corte, artefatos na imagem e tempos de relaxação T1 e T2.

Com estes fatores, conseguem-se então prever possíveis causas que afetam o sistema avaliado. Por exemplo, uma alteração na linearidade espacial pode ser ocasionada por não homogeneidade do campo magnético médio e/ou uma não linearidade nos seus gradientes. Detectada a causa, pode-se corrigir o que está modificando tal sistema.

Os objetos simuladores utilizados para o controle de qualidade diferem de acordo com o fabricante do equipamento; e, se não forem fornecidos por estes, são adotados pela escolha do sistema de normas adquiridos pelo local que realizará o controle de qualidade. No entanto, devido às suas variações estruturais, os únicos parâmetros possíveis de obtenção em todos estes objetos são: uniformidade da imagem e razão sinal-ruído. Por exemplo, com o objeto simulador da Nuclear Safety Associates

conseguem-se todos os fatores desejáveis, exceto linearidade espacial; já com o da General Electric (GE) restringem-se apenas àqueles comum a todos eles.

Devido a estas particularidades de cada objeto simulador, este trabalho será focado apenas na uniformidade da imagem e na razão sinal-ruído.

Além disto, uma das grandes dificuldades encontradas hoje nos procedimentos do controle de qualidade é com relação ao uso da bobina de cabeça para a aquisição das imagens necessárias para análise. A bobina de quadratura, antes utilizada, foi substituída pela bobina de oito canais, que por possuir um tamanho reduzido, não cabe a maioria dos objetos simuladores, inclusive o da Nuclear Safety Associates, utilizado pelo Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE), que é o utilizado para o controle de qualidade em alguns hospitais. Desta forma, apenas a bobina de corpo tem sido utilizada.

Este trabalho então, com a comparação entre dados obtidos com bobina de quadratura e com bobina de corpo, procura verificar se existe uma diferença considerável entre essas duas condições, e se a bobina de corpo por si só é capaz de reproduzir resultados que avaliem o desempenho e qualidade do equipamento, como a bobina de quadratura.

2. OBJETIVOS

Analisar imagens adquiridas de quatro objetos simuladores distintos, em um mesmo equipamento, sob as mesmas condições, mas ora com a bobina de quadratura, ora com a bobina de corpo, para fins de comparação.

3. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

3.1 Ressonância Magnética

A ressonância magnética é uma área muito importante de estudo nas ciências biomédicas aplicadas. O principal impulso veio da imagem de tecidos moles no corpo humano e das reações metabólicas que neles ocorrem. Além disto, ela é uma modalidade de imagem poderosa devido à sua flexibilidade e sensibilidade em uma

ampla variedade de propriedades destes mesmos tecidos. E, com investimentos contínuos na qualidade da imagem, nos métodos de aquisição, e na estrutura do equipamento, ela tem se tornado também essencial para exames anatômicos das estruturas do corpo.

Além disto, uma das razões originais da exaltação com esta modalidade de diagnóstico se deve à sua relativa segurança, onde a natureza “não invasiva” do campo magnético empregado permite avaliar condições em pessoas de todas as idades, sem que haja exposição à radiação ionizante, por isto a substituição da tomografia computadorizada, por esta modalidade médica, tem existido em alguns casos.⁴

3.2 Princípios Físicos da Ressonância Magnética

O fenômeno da ressonância magnética ocorre pelo deslocamento do equilíbrio de magnetização, quando a componente magnética do pulso de radiofrequência é precisamente combinada à frequência de precessão dos prótons. Esta radiofrequência, por sua vez, corresponde à energia de separação entre prótons em direção paralela e antiparalela.

Segundo a mecânica quântica, esta energia é dispersa como fótons ao invés de ondas, como explica a mecânica clássica. Assim, ao se aplicar fótons com a energia exata (frequência do pulso de radiofrequência igual à frequência de precessão), os spins saltam de um nível mais baixo para um mais alto, ou vice-versa.

A amplitude e duração do pulso são o que irá determinar a energia de absorção total e o número de prótons que estão sujeitos à transição. E, aplicando-se radiofrequências contínuas, após a excitação, estas induzem ao retorno ao estado de equilíbrio.

3.2.1 Magnetização dos tecidos na presença de um campo magnético

Os núcleos com spins diferentes de zero, só adquirem energia na presença de um campo magnético. Um spin pode ser compreendido como um momento magnético que precessa em torno de um eixo.

Quando estes spins não estão sujeitos a um campo magnético, seu eixo de precessão é aleatório e a magnetização total nula. Mas, ao se aplicar um campo estes spins se alinham paralelamente ($\text{spin} + \hbar/2$) ou antiparalelamente ($\text{spin} - \hbar/2$). Assim, o estado de energia mais povoado passa a ter a direção do campo, no eixo z, fazendo da magnetização não nula.

Nas imagens médicas, os núcleos utilizados são de hidrogênios, sendo abundantes e respeitando estas condições, capaz de emitirem sinais de grande amplitude.

3.2.2 Aplicação de um campo de radiofrequência: noção de ressonância

A frequência, a qual os núcleos giram (frequência de Larmor), é proporcional à razão giromagnética γ e à amplitude do campo magnético B_0 .

$$F = \gamma \cdot B_0 \quad (1)$$

Assim, ao sujeitar estes spins a um campo de radiofrequência, interfere-se nestes através do fenômeno da ressonância, modificando o comportamento destes de duas formas: aumentando a população de spins antiparalelos ou colocando-os em fase. Nestas condições, a magnetização total muda de direção, passando a exibir a componente xy.

A amplitude e a duração dos impulsos de radiofrequência determinam seus efeitos. E o deslocamento dos spins para o eixo xy representa a magnetização transversal, que é captada pela bobina colocada em um destes eixos. Logo, o sinal medido corresponde a componente transversal da magnetização.

O sinal é proporcional a densidade de prótons, sendo este um parâmetro de diferenciação dos tecidos. Quanto maior a concentração de hidrogênios nos tecido, mais intenso o sinal. Mas, é importante lembrar que a densidade de hidrogênios nos tecidos é bem próxima, não sendo este o fator principal para o excelente contraste desta técnica.

3.2.3 Tempo de relaxação spin/spin (T1) e spin/rede (T2)

Após a aplicação de um campo magnético estático, aplica-se um campo magnético oscilatório que gira a magnetização, colocando os spins em fase. Quando o impulso de radiofrequência deixa de atuar, estes spins retornam ao estado inicial.

Teoricamente, estes spins regressariam ao mesmo tempo, no entanto a frequência de precessão de cada spin é ligeiramente diferente. Isto devido ao fato do campo não ser totalmente uniforme e à campos locais gerados pelos próprios spins. Assim, vai acontecendo um decaimento do sinal conhecido por FID (Free Induction Decay).

Este decaimento é exponencial, consequentemente é caracterizado por uma constante de tempo, que é conhecida por $T2^*$ e definido como o tempo necessário para que o sinal decaia para 37% do seu valor máximo.

Existe ainda outro mecanismo de relaxação que envolve troca de energia com o exterior, com a finalidade de repor as populações iniciais respeitantes aos níveis energéticos de spin. Enquanto o impulso de radiofrequência atua existe excitação de spins que se encontravam no nível de energia mais baixo (paralelo com o campo magnético estático) para o estado de energia mais alto (anti-paralelo). A partir do momento que o impulso cessa, as populações tendem a reassumir a situação inicial, ou seja, a magnetização longitudinal retoma o valor inicial. Este mecanismo ocorre através de libertação de energia para o meio e é caracterizado por uma constante de tempo $T1$, à qual se dá o nome de tempo de relaxação spin/rede. $T1$ é, analogamente a $T2^*$, o tempo que demora a magnetização longitudinal a recuperar 63% do seu valor máximo.

Como facilmente se compreende, este parâmetro contém informação sobre os tecidos, uma vez que a maior ou menor facilidade com que os spins liberam energia para o meio, necessariamente terá que estar relacionada com a estrutura do meio o qual estes se encontram. É desta forma que $T1$ é utilizado para obter contraste entre os tecidos.

3.3 Razão Sinal-Ruído

Por definição, o sinal é definido como o valor médio de pixel dentro de uma área de interesse, também conhecida como ROI(region-of-interest) menos o valor de pixel externo a ela, dividido pelo desvio-padrão externo. Já o ruído é caracterizado pelas variações randômicas na intensidade do pixel.

A razão sinal-ruído de uma imagem é um parâmetro que se relaciona a utilidade clínica das imagens de ressonância magnética, posto que quanto maior esta razão melhor a qualidade destas; sendo também uma medida sensível do desempenho do

hardware. Variações na calibração do sistema, no ganho, no ajuste da bobina de radiofrequência, na blindagem, ou em outros parâmetros similares ocasionam mudanças nestes valores.

O objeto simulador, que mede este parâmetro, deve ser constituído de um material que produz um sinal uniforme. E, durante a aquisição, existe uma divergência quanto ao uso de bobinas. Enquanto nas diretrizes da NEMA não especifica sobre seu uso, em outras, como as da AAPM, sugere que elas sejam utilizadas, desde que o objeto seja preenchido com materiais que simulem as propriedades do corpo humano, já que é este a fonte de ruídos na imagem clínica.

3.4 Uniformidade de Imagem

A uniformidade de imagem refere-se à habilidade de criar um sinal resposta constante através de um volume digitalizado, quando este possui características homogêneas.

Os parâmetros que contribuem para a não uniformidade da imagem incluem: não homogeneidade do campo, não uniformidade da radiofrequência, correntes de Foucault, gradiente do pulso de calibração e processamento de imagem.

3.5 Bobinas de Radiofrequência

As bobinas de radiofrequência são utilizadas para transmitir energia e receber sinais do equipamento de ressonância magnética. Sua finalidade é aumentar a razão sinal-ruído melhorando a qualidade da imagem do local escaneado. No entanto, em termos de uniformidade, ela pode reduzir ou aumentar este parâmetro devido às contribuições dos campos locais, que se encontram ou não no mesmo sentido e direção do campo principal do magneto.

Existem diversos tipos de bobina: de joelho, de ombro, de mama, entre muitas outras, que se diferem quanto a emissão e recepção de radiofrequência, e a seu formato. Mas devido a seu formato e tamanho, a bobina de quadratura (Figura 1), utilizada principalmente para imagem de cabeça e pescoço, foi escolhida para aquisições de imagens com objetos simuladores na realização de controle de qualidade. No entanto,

pelo fato desta bobina ter deixado de ser utilizada clinicamente, passou a ser substituída pela bobina de corpo (Figura 2). Elas se diferem quanto a forma anatômica e função, enquanto a primeira é restrita a cabeça, pescoço, podendo ser utilizada para joelho, a segunda é mais aplicada para imagens de abdômen.



Figura 1: Bobina de quadratura.



Figura 2: Bobina de corpo.

4. MATERIAIS E MÉTODOS

O desenvolvimento deste trabalho foi realizado no Instituto de Eletrotécnica e Energia (IEE) da Universidade de São Paulo (USP) na Seção Técnica de Aplicações em Diagnóstico por Imagem (STADI) e foi dividida em três etapas: aquisição e análise de imagens, determinação da razão sinal-ruído e da uniformidade de imagens; e, por fim, comparação dos dados obtidos.

As imagens utilizadas neste trabalho foram coletadas no Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas de São Paulo, pelo físico Leandro Ribeiro, no equipamento de 3T, modelo Achieva, da Philips (Figura 3).

Os materiais utilizados e os métodos empregados são descritos a seguir.



Figura 3: Ressonância Magnética, 3T, modelo Achieva, da Philips.⁶

4.1 Objetos Simuladores

Foram utilizados quatro objetos simuladores: objeto simulador da Philips, da General Electrics, do Colégio Americano de Radiologia e da Nuclear Associates (pertencente ao IEE).

4.2 Aquisição de Imagens

As imagens realizadas com a presença de bobina de quadratura foram obtidas a partir de um FOV (Field of View) de 25x25 cm, com uma matriz de 512x512 e uma espessura de corte de 5 mm. Já as realizadas com a bobina de corpo possuíam um FOV de 45x45 cm, com uma matriz de 960x960 e a mesma espessura de corte.

Para cada objeto simulador, foram obtidas três imagens por projeção (axial, coronal e sagital): duas idênticas e uma com a tecnologia MultiTransmit Parallel RF Transmission, cujo objetivo era aumentar a uniformidade da imagem. As projeções podem ser conferidas na Figura 4.

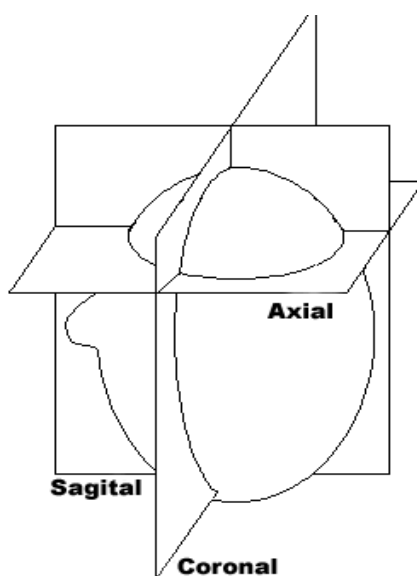


Figura 4: Projeções axial, sagital e coronal em RM.⁵.

❖ MultiTransmit Parallel RF Transmission

O equipamento Achieva, da Philips, possui uma ferramenta capaz de reduzir o sombreamento dielétrico para oferecer mais uniformidade da imagem, consistência e aquisição mais rápida. Isto, graças à sua capacidade de modular a radiofrequência (RF) da bobina utilizada. Na figura 5, tem-se um exemplo da utilização desta.

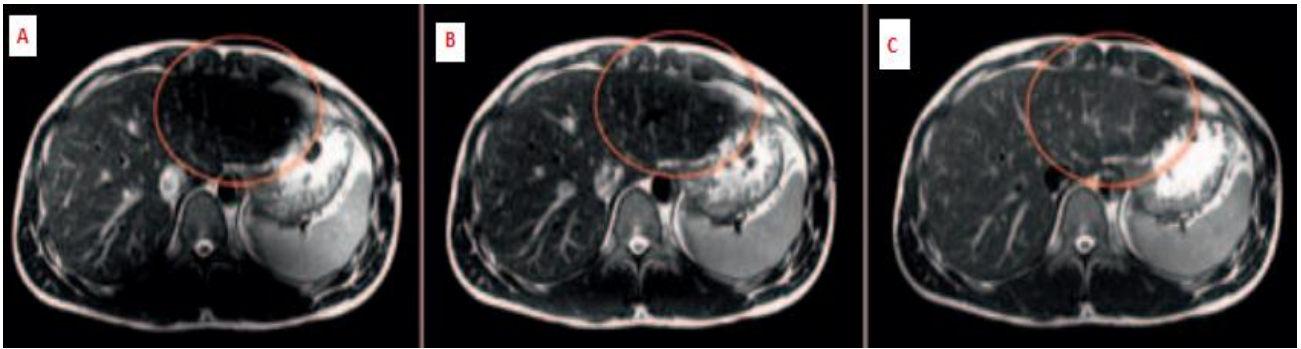


Figura 5: Diferença da uniformidade da imagem utilizando a imagem convencional (A); imagem com um filtro (B) e imagem com MultiTransmit(C)⁶.

Na aquisição e análise das imagens o uso desta ferramenta foi classificado como padrão uniformidade.

4.3 Análise de Imagens

Após a aquisição, foi realizada a análise das imagens para a obtenção de dados, acerca destas, que permitissem o cálculo da razão sinal-ruído e da uniformidade da imagem. Para isto, utilizou-se o software Jivex, que possui ferramentas de análise para imagens em formato DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine).

Neste processo, escolhia-se a imagem mais uniforme e sem presença de artefatos. Nela, o sinal era medido usando uma região de interesse (ROI) de aproximadamente 80%, centralizado no objeto simulador, que fornecia o sinal médio e o desvio-padrão médio. Já o ruído, era obtido com quatro regiões de interesses, localizadas no fundo da imagem do objeto. O maior e o menor desvio-padrão dessas quatro regiões eram então coletados para o cálculo final.

Para a uniformidade da imagem, utilizava-se a mesma imagem. Duas regiões de interesse, de aproximadamente 10% da estrutura do objeto, eram posicionadas, dentro da ROI maior, na região com maior e menor sinal.

A análise final pode ser vista na Figura 6. A imagem pronta era salva.

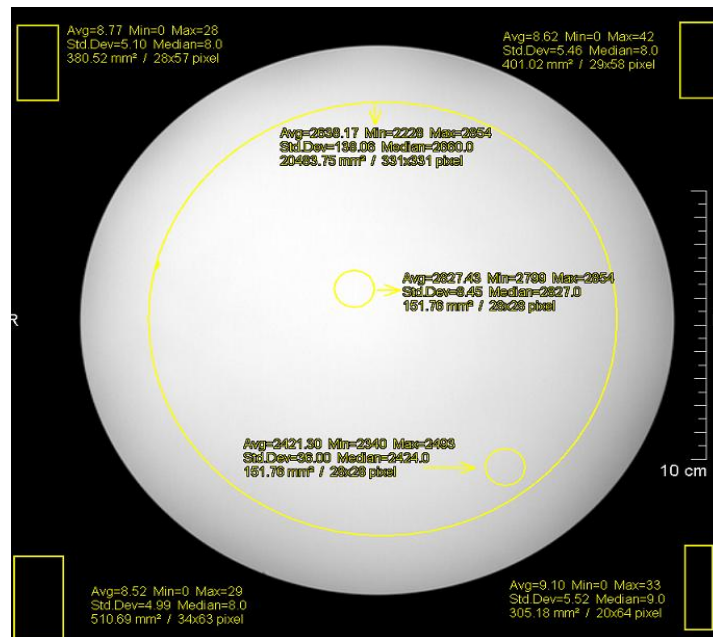


Figura 6: Exemplo da disposição das regiões de interesse na análise de uma das imagens obtidas.

Nas aquisições iguais, era realizada a média dos valores encontrados para uma maior precisão de valores.

❖ Imagens DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine)

Uma imagem DICOM é um padrão com uma série de regras que permite que informações sobre as imagens sejam trocadas entre os equipamentos, computadores e hospitais. O padrão estabelece uma linguagem comum entre os equipamentos de marcas diferentes, que geralmente não são compatíveis, e entre equipamentos de imagem e computadores, estejam esses em hospitais, clínicas ou laboratórios. Além disto, as imagens não perdem a definição, e conseqüentemente, a análise destas imagens se torna melhor, já que a qualidade gráfica das mesmas não se altera⁷.

4.4 Determinação da Razão Sinal-Ruído e da Uniformidade de Imagem

A razão sinal-ruído pode ser calculada pelo método quatro do Manual da NEMA, da seguinte forma:

$$SNR = \left(\frac{S}{SD} \right) \cdot 0,66 \quad (2)$$

A constante 0,66 é o fator de correção da distribuição de Rayleigh para imagens com canais únicos.

Em que SNR é a razão sinal-ruído; S o sinal médio da região de interesse mais o desvio padrão do próprio sinal; e, SD o desvio-padrão médio de fundo.

Para um valor mais preciso, era realizada a média aritmética entre as razões sinal-ruído, obtida com o maior e menor desvio-padrão de fundo.

Foi realizado o cálculo do erro da razão sinal-ruído com a seguinte equação:

$$Erro = \left(\left(\frac{S + SD}{sd \min} \right) \cdot 0,66 - \left(\frac{S - SD}{sd \max} \right) \cdot 0,66 \right) / 2 \quad (3)$$

Em que sdmin é o desvio padrão mínimo da região de fundo, e sdmax é o desvio padrão máximo da mesma região.

No Manual da NEMA, também foi dada a equação da uniformidade da imagem:

$$U = 100 \cdot \left(\frac{S_{\max} - S_{\min}}{S_{\max} + S_{\min}} \right) \quad (4)$$

Em que $S_{\max}$ representa o valor do sinal máximo medido e $S_{\min}$ o menor sinal medido.

4.5 Comparação dos Dados Obtidos

Todos os dados foram organizados em uma planilha criada no Excel®, como pode ser visto na Figura 7 e serão demonstrados nos resultados.

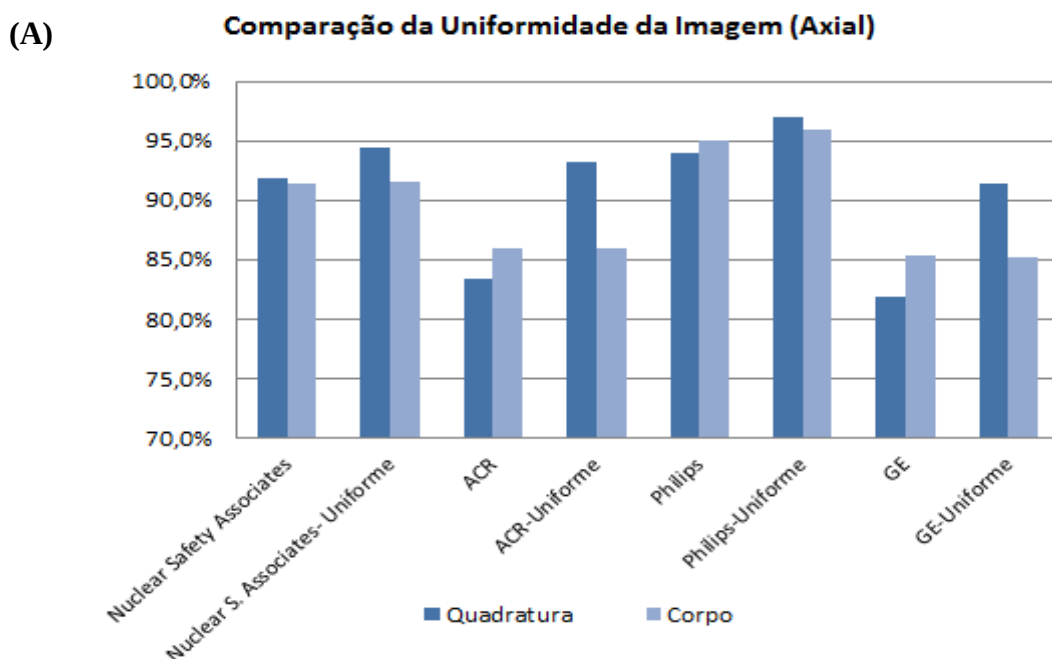
Quadratura	Aquisição Normal		Aquisição Uniformidade		Corpo	Aquisição Normal		Aquisição Uniformidade	
Axial	SNR	Uniformidade	SNR	Uniformidade	Axial	SNR	Uniformidade	SNR	Uniformidade
Phantom IEE	336,7 ± 28,5	92%	283,3 ± 24,2	94%	Phantom IEE*	104,4 ± 7,1	91%	101,6 ± 6,7	92%
Phantom ACR	224,8 ± 27,7	83%	203,9 ± 19,1	93%	Phantom ACR	101,4 ± 10,3	86%	98,8 ± 9,4	86%
Philips	281,1 ± 17,1	94%	279,1 ± 18,1	97%	Philips	81,2 ± 3,4	95%	150,7 ± 13,9	96%
GE	203,7 ± 26,3	82%	182,2 ± 14,8	91%	GE	80,6 ± 7,8	85%	80 ± 8,1	85%
Sagital	SNR	Uniformidade	SNR	Uniformidade	Sagital	SNR	Uniformidade	SNR	Uniformidade
Phantom IEE	352,9 ± 146,6	31%	269,1 ± 77,4	57%	Phantom IEE	125,4 ± 26,8	76%	119,5 ± 27,1	71%
Phantom ACR	195,6 ± 69,6	35%	175,8 ± 41	60%	Phantom ACR	96,6 ± 22,9	79%	97,3 ± 24,7	74%
Philips	271,9 ± 77,2	55%	186,9 ± 59,9	76%	Philips	99,5 ± 19,8	82%	92,7 ± 19,8	81%
GE	173 ± 79,8	56%	148,5 ± 57,7	73%	GE	89,1 ± 21,8	84%	84,9 ± 19,2	82%
Coronal	SNR	Uniformidade	SNR	Uniformidade	Coronal	SNR	Uniformidade	SNR	Uniformidade
Phantom IEE	314,6 ± 105	33%	245,1 ± 36,5	69%	Phantom IEE	144,5 ± 28,6	76%	142 ± 25	75%
Phantom ACR	204,6 ± 64,7	31%	173,5 ± 33,3	54%	Phantom ACR	118,1 ± 18,3	77%	112,6 ± 21	72%
Philips	251,4 ± 40,4	76%	240,5 ± 27,4	84%	Philips	112,8 ± 16,9	86%	110,5 ± 20,2	82%
GE	203,1 ± 26,1	54%	203,1 ± 26,1	72%	GE	93,1 ± 15,5	85%	92,8 ± 16,1	83%

Figura 7: Planilha final dos resultados da razão sinal-ruído e da uniformidade da imagem para os dois tipos de aquisição.

5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Os valores dos parâmetros obtidos se encontram em histogramas divididos de acordo com a projeção da aquisição (axial, sagital e coronal). Nelas estão dispostos, lado a lado, os resultados para bobina de quadratura e de corpo, para fins comparativos.

Do lado esquerdo das figuras, encontram-se a comparação entre quadratura e corpo para a uniformidade da imagem, já do lado direito a comparação da razão sinal-ruído.



(B)

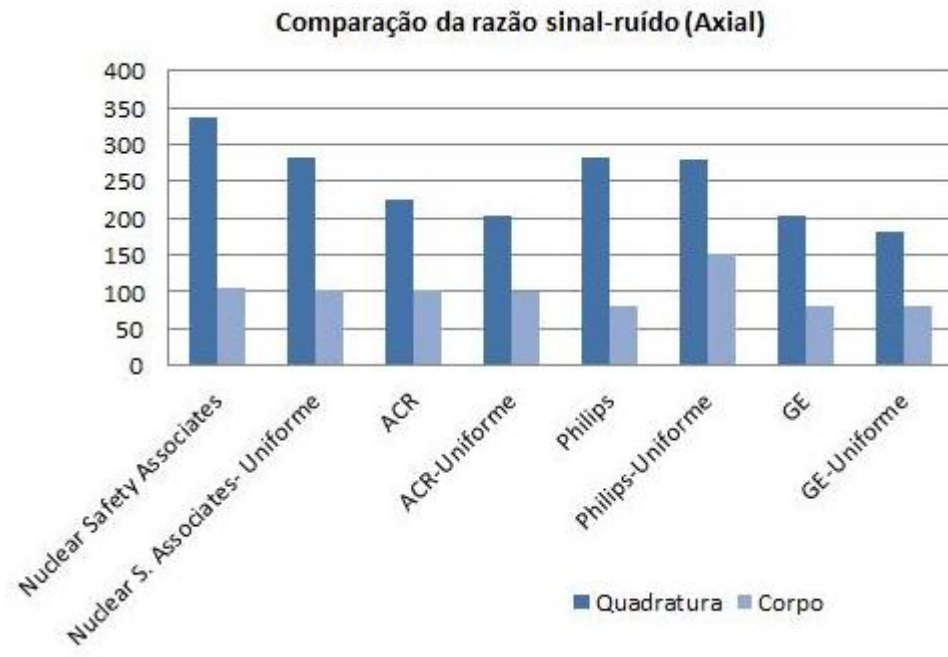
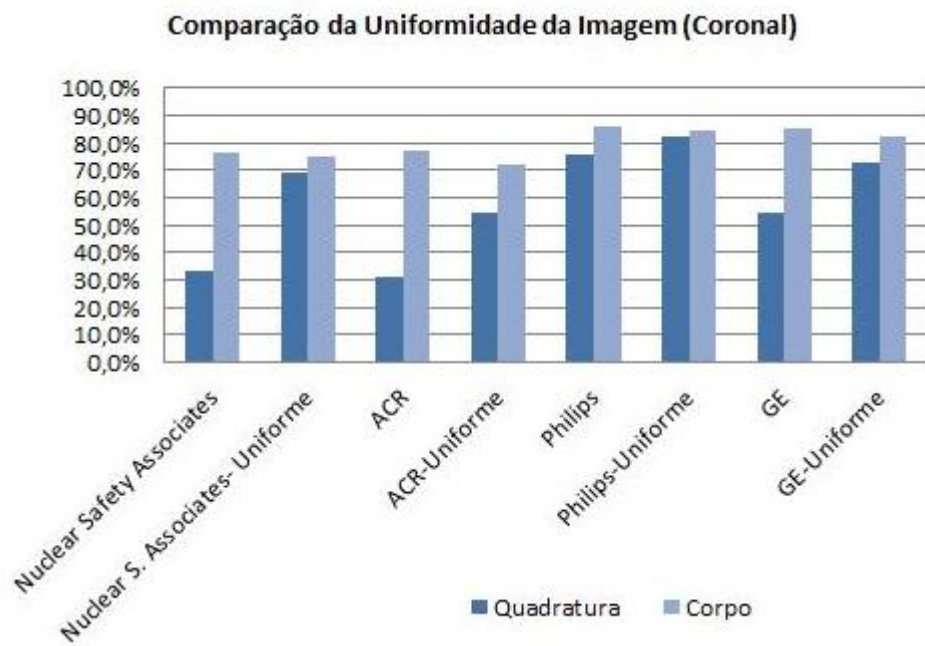


Figura 8: Comparação entre a uniformidade da imagem (A) e a razão sinal-ruído (B) para a projeção axial.

(A)



(B)

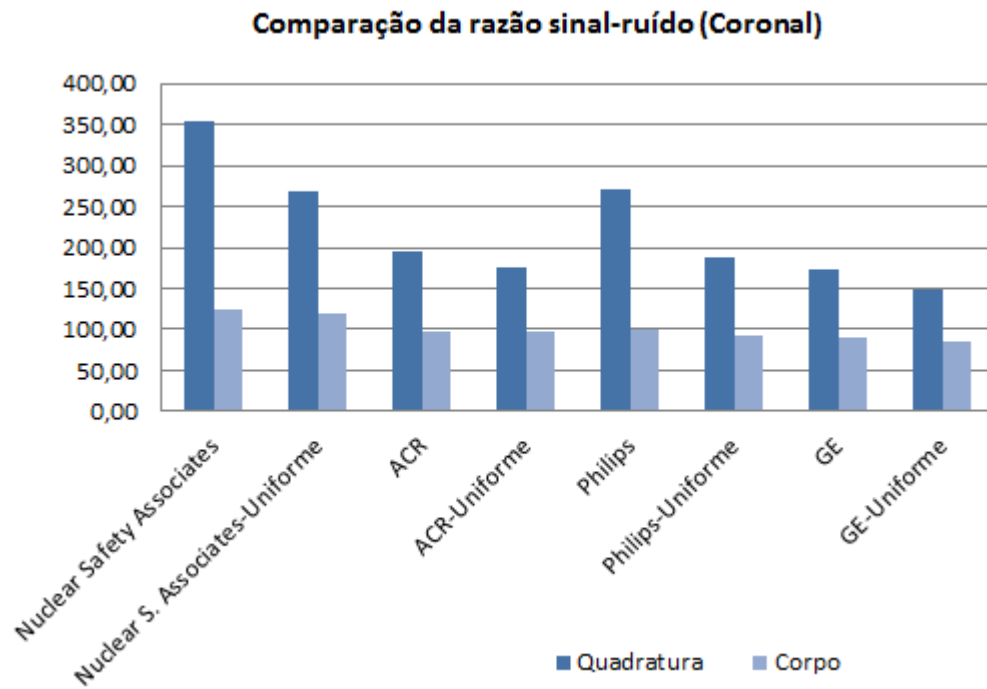
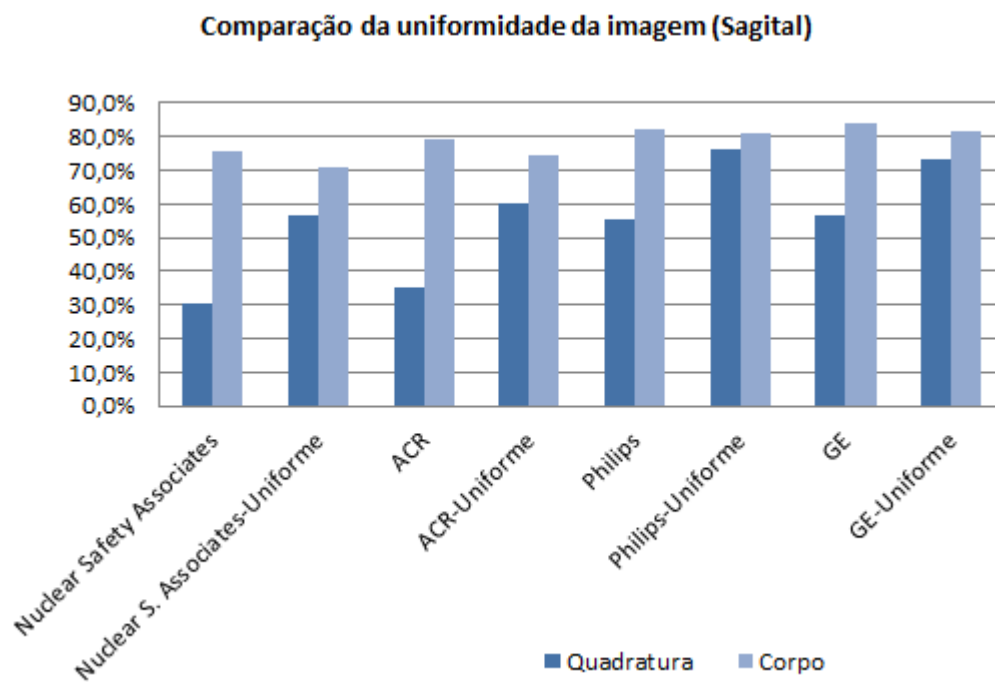


Figura 9: Comparação entre a uniformidade da imagem (A) e a razão sinal-ruído (B) para a projeção coronal.

(A)



(B)

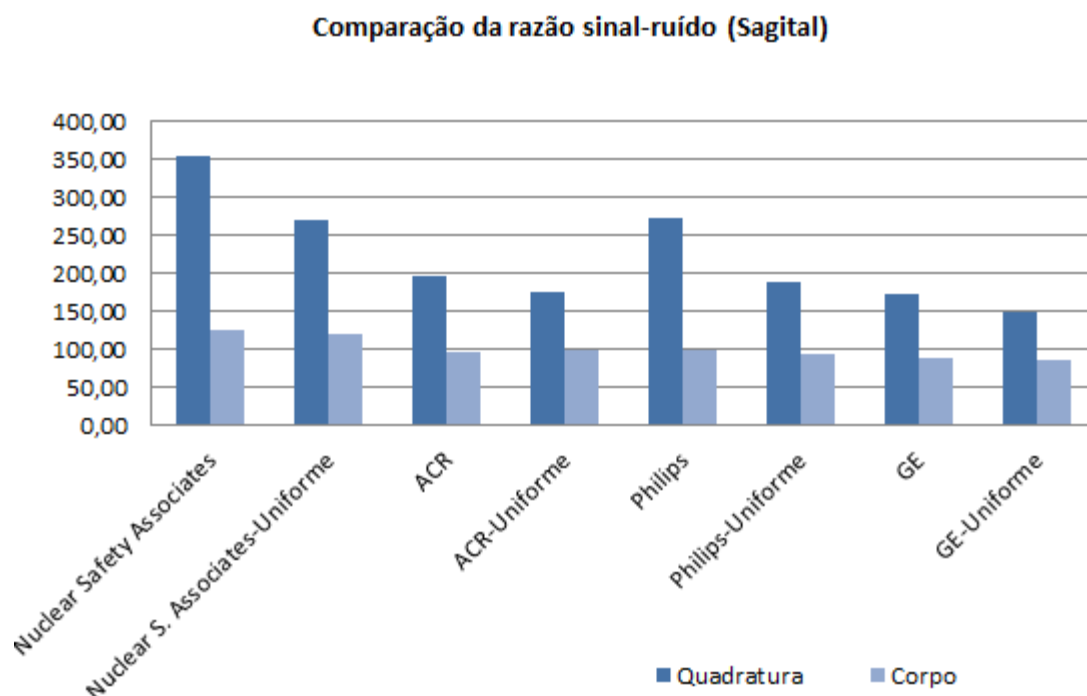


Figura 9: Comparação entre a uniformidade da imagem (A) e a razão sinal-ruído (B) para a projecção sagital.

A uniformidade da imagem, como já foi dito, está intrinsicamente relacionada à uniformidade do campo. Quanto mais uniforme o campo, mais uniforme esta será. Assim, quando se utiliza nos exames bobinas, elas tendem a contribuir com seu campo em direções opostas ao campo principal do magneto, o que varia o valor da intensidade original. Logo, a presença da bobina de quadratura, como esperado, reduz a uniformidade da imagem. Uma exceção se fez com o objeto simulador da Nuclear Safety Associates, isto pode ser caracterizado por uma falha na imagem, ou por um erro de análise, dado que todos os outros phantoms apresentaram uma mesma característica.

A utilização da ferramenta MultiTransmit Parallel RF Transmission, como previsto, realmente aumentou a uniformidade da imagem, quando se utilizou a bobina de quadratura, o que a torna uma boa alternativa na melhoria da imagem clínica. Com a bobina de corpo, por sua vez, ela não terá utilidade, dado que ela modula a

radiofrequência de bobinas próximas ao corpo e, na ausência destas, apenas reduziu a uniformidade total, o que a torna inviável.

Outro fator interessante é quanto à projeção da aquisição. Nas projeções axiais, a diferença entre a uniformidade da imagem com a bobina de quadratura e com a de corpo é muito pequena, enquanto que nas projeções sagitais e coronais a de corpo apresenta quase o dobro do valor da de quadratura. Isto se deve ao fato da projeção axial ser paralela ao sentido do campo o que quase não altera o valor mesmo com a presença de uma bobina rente ao corpo. Já as outras projeções são perpendiculares, o que se somado ao campo principal, altera o valor.

A razão sinal-ruído, por sua vez, é inversa à uniformidade da imagem. Nela, quanto mais próxima a origem da radiofrequência (bobina) do local a ser imageado, melhor torna-se este parâmetro. Desta forma, como se pode observar pelas Figuras de 8 a 10, a bobina de quadratura tem um padrão de razão sinal-ruído bem superior ao da bobina de corpo. Com isto, a não utilização da bobina de quadratura no controle de qualidade de equipamentos de ressonância poderá fornecer dados abaixo do esperado para uma determinada linha de base, se os dados anteriores tiverem sido coletados com a presença desta bobina.

Quanto às projeções, a razão sinal-ruído não possui diferença considerável entre elas, considerando o erro que pode ser observado na Tabela 1, o que prova que este parâmetro depende muito mais do material que contém o objeto simulador do que da direção da radiofrequência emitida.

Tabela 1: Razão sinal-ruído com o erro para todas as projeções.

Plano	Axial	Sagital	Coronal
Nuclear S. Associates	336,7 ± 28,5	352,9 ± 146,6	314,6 ± 105
Nuclear S. Associates - Uniforme	283,3 ± 24,2	269,1 ± 77,4	245,1 ± 36,5
ACR	224,8 ± 27,7	195,6 ± 69,6	204,6 ± 64,7
ACR-Uniforme	203,9 ± 19,1	175,8 ± 41	173,5 ± 33,3
Philips	281,1 ± 17,1	271,9 ± 77,2	251,4 ± 40,4
Philips-Uniforme	279,1 ± 18,1	186,9 ± 59,9	240,5 ± 27,4
GE	203,7 ± 26,3	173 ± 79,8	222,6 ± 50,5
GE-Uniforme	182,2 ± 14,8	148,5 ± 57,7	203,1 ± 26,1

O objeto simulador do IEE, como foi construído segundo os protocolos da Nuclear Associates, tem a forma e o material adequado para as medidas. Assim, espera-se que a razão sinal-ruído será maior do que a dos outros e o erro também, como de fato ocorreu.

6. CONCLUSÕES

Como esperado, a bobina de quadratura permite imagens com razão sinal-ruído maior do que as de corpo, assim a ausência desta no controle de qualidade irá determinar valores menores que aqueles do uso clínico. Logo, objetos simuladores que não possuem tamanho adequado para caber nas bobinas de oito canais, sendo substituídas pela de corpo têm este parâmetro reduzido e o controle de qualidade realizado passa a ter estes valores comprometidos. Já a uniformidade da imagem, por sua vez, é maior sem a presença destas bobinas, porém como na maioria dos exames, utilizam-nas, para aumentar este parâmetro, alternativamente, pode-se fazer o uso da ferramenta MultiTransmit Parallel RF Transmission, que torna a imagem mais uniforme e homogênea, como se observou nas Figuras de 8 a 10. Assim, conclui-se que sem o uso destas bobinas o controle de qualidade perde informações, o que se faz necessários objetos simuladores que caibam dentro do tamanho das novas bobinas.

7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ¹ BOUREL P., GIBON D., COSTE E., DAANEN V. Automatic quality assessment protocol for MRI equipment. **Med.Phys** N°12 V.26, 1999.
- ² OCH J., CLARKE G., SOBOL W., ROSEN C, MUN S. Acceptance testing of magnetic resonance imaging system. **Report of AAPM Nuclear Magnetic Resonance.** Task Group N° 6^a. Med.Phys: 217-229, 1992
- ³ NEMA. Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Images. **Document MS1** (National Electrical Manufacturers Association, Washington, DC, 1989)
- ⁴ BUSSEBERG T.,J; SEIBERT, A, J;BOONE, J.M. The Essential Physics of Medical Imaging. 2^a Edição, pp 373-468, 2002.
- ⁵ TODD A. GOULD. Como funciona a geração de imagem por ressonância magnética. Uol. pp 1-20, 2009.
- ⁶ PHILIPS MRI COMMUNITY. Field Strength. Issue 39, pp 35-37, 2009.
- ⁷ Website da Universidade Federal de São Paulo.
<www.virtual.epm.br/material/tis/currmed/temas/med5/med5t21999/dicom/dicom2.htm>
acessado em 14/06/2011.