

## Hardware RF em RM mamária vs qualidade de imagem

# Bobinas de radiofrequência em estudos mamários por ressonância magnética: modelos e qualidade de imagem

Ana Margarida Dias e Costa<sup>1</sup>, Juliana Filipa Pereira da Silva<sup>1,2</sup>, Maria Margarida do Carmo Pinto Ribeiro<sup>1,3,4</sup>, Carina da Silva-Fortes<sup>5,6</sup>

1. Área Científica de Radiologia, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa, margarida.ribeiro@estesl.ipl.pt

2. HPP - Hospital dos Lusíadas.

3. Departamento de Anatomia, Faculdade de Ciências Médicas, Universidade Nova de Lisboa.

4. Centro de Física da Matéria Condensada, Universidade de Lisboa.

5. Área Científica de Matemática, Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Instituto Politécnico de Lisboa.

6. Centro de Estatística e Aplicações da Universidade de Lisboa.

**RESUMO:** Em três equipamentos de Ressonância Magnética [1,5T] avaliaram-se e compararam-se 3 modelos de bobinas dedicadas para estudos mamários. A variável qualidade de imagem foi avaliada quantitativamente através dos indicadores: (i) relação entre o sinal e o ruído (SNR) e (ii) uniformidade do sinal (U). Na avaliação qualitativa consideraram-se as variáveis: (iii) conforto proporcionado às voluntárias durante o exame, (iv) acessibilidade à mama para procedimentos de intervenção, (v) manipulação e posicionamento pelos Técnicos de Radiologia, (vi) possibilidade de selecção uni ou bilateral na aquisição da imagem e (vii) orientação da paciente dentro do magneto. Para a obtenção das imagens, 3 mulheres voluntárias, sem história conhecida de patologia mamária que representavam os padrões mamários 1, 2 e 3 da classificação BIRADS (35, 53 e 72 anos) foram submetidas a uma sequência RM utilizando-se a técnica de saturação espectral da gordura (SPIR), em ponderação T2. Procedeu-se a uma análise de variância factorial com cinco factores fixos sem réplicas e verificou-se que existiam diferenças significativas nas imagens relativamente aos valores médios da SNR e U nas três bobinas [SNR (valor- $p=0$ ,  $F=277,193$ ) e U (valor- $p=0$ ,  $F=1487,95$ )]. A análise das comparações múltiplas de Tukey, permitiu verificar que existem diferenças significativas entre os valores médios da SNR e da U entre todas as combinações de pares de bobinas, sendo a bobina Z a que apresentou os valores médios da SNR e da U significativamente mais elevados [SNR (15,08u.a.) e U (0,58u.a.)] e, por isso, permitindo obter melhores imagens. Quanto à bobina X verificaram-se os valores de (SNR=4,77 e U=0,30u.a.) e para a bobina Y o SNR (2u.a.) e a U (0,06u.a.). Verificou-se que a posição da ROI nos procedimentos de medida (correlação de Spearman) não influencia a qualidade da imagem (valor- $p \geq 0$  em todas as bobinas). A classificação mais elevada relativamente ao conforto foi atribuída à bobina X, seguindo-se a bobina Z. A escolha do modelo da bobina é importante para promover o aumento da qualidade das imagens, do conforto da paciente e manipulação nas manobras de posicionamento. Este estudo poderá contribuir como regulador dos aspectos financeiros e comerciais desenvolvidos entre marcas concorrentes no mercado.

*Palavras-chave:* ressonância magnética, bobina de radiofrequência, mama, relação sinal-ruído, uniformidade, qualidade de imagem

## Magnetic resonance breast coils: models and image quality

**ABSTRACT:** In three MRI equipments [1,5 T], we evaluated and compared 3 models of dedicated coils to breast MR Imaging. The image quality variable was quantitatively assessed by the indicators: (i) signal-to-noise ratio (SNR) and (ii) uniformity (U). The qualitative assessment by the voluntaries and Radiographers in a Likert scale, considered: (iii) comfort provided during the examination, (iv) accessibility for interventional breast procedures, (v) handling and positioning by Radiographers, (vi) single or bilateral imaging selection, (vii)

guidance patient within the magnet. Three female volunteers without related breast disease represents the breast patterns of BIRADS system (35, 53 and 72 years old) were examined in all coils and underwent a SPIR (spectral inversion recovery) weighted T2 sequence. It was applied a factorial analysis of variance with five fixed factors without replicates to evaluate if there was significant differences between images, concerning the average of SNR and U in the three coils. The differences were significant with the best performance attributed to the coil Z [SNR (p-value=0, F=277,193) e U (p-value=0, F=1487,95)]. There were significant differences in the images quality obtained by the 3 coils (multiple comparisons Tukey test). To the coil z the values are [SNR (15,08u.a.) e U (0,58u.a.)] so, is these coil that produce the best images. The Y coil had lesser rating in image quality variable: (SNR values of 1.89 and U = 0.06). It was found that the draw position of the ROI (Spearman correlation) does not influence the image quality. The highest rating for comfort was given to the coil X followed by coil Z. The coil model choice is important to perform high quality images, patient comfort and handling in positioning. The study results can contribute to a reduction in financial speculation linked to the commercial approaches of competing manufacturers on the market.

*Keywords: magnetic resonance, radiofrequency coil, breast, SNR, uniformity, image quality*

## Introdução

Várias são as pesquisas<sup>1</sup> que demonstram que a imagem por ressonância magnética (RM) pode fornecer informação clínica importante e complementar. Para otimizar a capacidade de detecção de imagens atribuíveis a lesões mamárias, estas devem obedecer a critérios de qualidade<sup>2-3</sup>. As imagens de elevada qualidade caracterizam-se, entre outros atributos, por terem elevada relação sinal-ruído (SNR: *signal-to-noise ratio*) e contraste-ruído (CNR: *contrast-to-noise-ratio*), bem como resoluções temporal e espacial elevadas<sup>6-8</sup>.

Os modelos de bobinas de radiofrequência têm características próprias e particularidades de adaptação às regiões anatómicas que se propõem estudar<sup>5</sup> com o objectivo de otimizar a imagem obtida<sup>6,10</sup>. As bobinas de RM mamária são concebidas para receber o sinal proveniente da glândula mamária, axilas e parede torácica. O motivo pelo qual não se usam bobinas de corpo inteiro nestes estudos deve-se ao facto de que, sendo reduzida a área sensível da bobina, reduz-se também o ruído e, conseqüentemente, as interferências com o sinal do tecido mamário<sup>11</sup>. Este facto pode ser explicativo da importância da bobina de mama possibilitar a selecção de estudos uni e bilaterais<sup>12</sup>.

Existem bobinas de superfície simples ou *phased-array*, com ou sem detecção em paralelo<sup>8</sup>. As bobinas de superfície caracterizam-se por serem ajustadas directamente à configuração da estrutura anatómica em estudo<sup>8-9</sup>, permitindo melhorar a qualidade das imagens finais pela sua maior proximidade ao órgão e, conseqüentemente, maior SNR<sup>13-14</sup>. Como desvantagens, estas bobinas originam frequentemente imagens não uniformes, verificando-se uma diminuição da sensibilidade à medida que a região em estudo se afasta da mesma, permitindo, assim, estudar pequenas áreas pelo *field-of-view* (FOV) reduzido<sup>13</sup>. Esta última foi solucionada ao serem desenvolvidas as bobinas *phased-array* que se caracterizam por manter as vantagens das bobinas de superfície, aliando dimensões de FOV superiores e constante uniformidade (U) ao longo de todas

as imagens. As bobinas *phased-array* são constituídas por várias espiras metálicas que recebem e processam o sinal correspondente à região em estudo de uma forma independente, o qual é combinado para formar uma única imagem<sup>8,15</sup>.

O sinal é a radiofrequência medida pela bobina receptora como resultado da precessão dos prótons de hidrogénio. O ruído representa as variações aleatórias da intensidade de sinal dos vários pixels. A SNR diz respeito à razão entre a amplitude do sinal recebido e a amplitude média do ruído de fundo<sup>2,14,16-17</sup>. A U apresenta-se como o sinal constante ao longo de um objecto que possui características homogéneas<sup>18-19</sup>.

Pela avaliação da variação dos valores das variáveis dependentes, SNR e U, este estudo avaliou de que forma as características das bobinas de radiofrequência dedicadas para estudos mamários por RM, actualmente em uso clínico nos departamentos de RM da área de Lisboa, influenciam a qualidade das imagens obtidas<sup>10</sup>.

Os estudos mamários por RM utilizam, para além de outras ponderações, a técnica SPIR, dado que a presença do tecido lipomatoso na imagem pode ocultar a visualização de lesões. A função SPIR (*Spectral Saturation Inversion Recovery*) é uma técnica que satura selectivamente a gordura dos prótons numa fase prévia à aquisição da sequência de imagens RM de modo que, ao ser recolhido o sinal das estruturas tecidulares, o sinal proveniente do tecido adiposo é nulo. O impulso de pré-saturação funciona com frequências muito precisas e necessariamente na ordem de grandeza das frequências de precessão dos prótons do tecido adiposo. Para tal, é requerido um campo magnético muito homogéneo e, por este motivo, a sequência T2 SPIR é a mais sensível às variações da Uniformidade da imagem<sup>27</sup>.

Relativamente aos objectivos específicos pretendeu-se com este estudo: (i) estabelecer diferenças na qualidade das imagens nos estudos mamários, consoante as bobinas de radiofrequência<sup>2,10</sup>, (ii) comparar modelos de bobinas para estudos mamários de diferentes marcas de equipamentos

de RM no que diz respeito ao conforto que proporcionam, acessibilidade e manipulação, (iii) avaliar o comportamento dos modelos de bobinas em estudo de acordo com diferentes biótipos de mama com vista à uniformização de procedimentos<sup>10</sup>.

Salienta-se que a informação existente sobre o tema é escassa, podendo esta constituir uma base de apoio à decisão na escolha dos equipamentos e acessórios de RM.

## Metodologia

Trata-se de um estudo de tipologia quasi-experimental. Na realização deste estudo foram seguidas as linhas de orientação metodológica de Konyer, Ramsay, Bronskill e Plewes<sup>10</sup>.

Antes de iniciar a fase experimental e a selecção da amostra, procederam-se às considerações ético-legais com a obtenção do consentimento das voluntárias. Acautelaram-se as questões de segurança em RM mamária e solicitaram-se as autorizações aos responsáveis dos departamentos de Radiologia das 3 Instituições.

## Amostra

Três mulheres voluntárias, sem história conhecida de patologia mamária, foram submetidas a avaliação por RM mamária com 3 diferentes bobinas. O critério de inclusão utilizado visou garantir que as voluntárias pertencessem a 3 faixas etárias distintas, presumindo-se representarem, por consequência, os padrões 1, 2 e 3 da classificação BIRADS, definidos pelo *American College of Radiology*.

As voluntárias foram recrutadas da comunidade da Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa de forma dirigida, atendendo ao critério idade, designadamente: uma estudante, uma docente e uma funcionária.

Pretendeu-se, com este critério de inclusão, que a presença de tecido lipomatoso/fibroglandular estivesse presente nas 3 mulheres, em proporções diferentes. Excluiu-se o padrão tipo 4 por ser muito idêntico ao padrão 3 e se considerar não acrescentar informação relevante aos objectivos do estudo<sup>20-21</sup>. Assim, da amostra fizeram parte mulheres com as seguintes particularidades de forma e volume mamários medidos pelas características do *soutien*:

Tabela 1: Características da amostra

Unidade amostral	Características do soutien		Idade (anos)
	Copa	Largura (cm)	
A	D	36	35
B	B	38	53
C	D	42	72

## Equipamentos

A aquisição das imagens foi realizada em 3 equipamentos de RM de distintos departamentos de Radiologia em Lisboa. Definiram-se que todos tivessem intensidades de

campo magnético iguais (1,5T), estarem apetrechados convenientemente para a realização de estudos mamários e pertencerem a diferentes fabricantes segundo os modelos:

- › Siemens-Magneton Avanto TIM System;
  - › General Electric (GE)-Signa Horizon Lx;
  - › Philips-Gyroscom Intera ACS-NT Powertrak 1000.
- › A cada equipamento está associada uma bobina da mesma marca cujo modelo é:
- › Siemens – “7-Channel Breast Array Coil” definida bobina X e pertencente ao hospital X (cf. Figura 1);
  - › GE – “2-Breast” definida bobina Y pertencente ao hospital Y (cf. Figura 2);
  - › Philips – “4 – Channel Sense Coil” denominada Z utilizada no hospital Z(cf. Figura 3).



Figura 1: Bobina X.

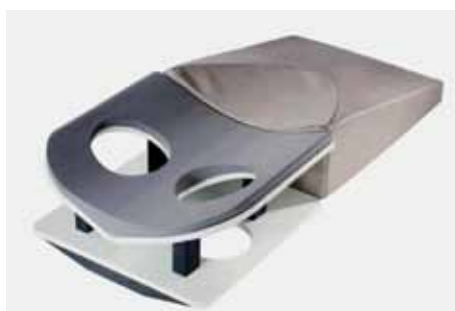


Figura 2: Bobina Y.



Figura 3: Bobina Z.

## Avaliação do desempenho das bobinas

Todas as bobinas utilizadas eram específicas para estudos mamários e sobre estas incidiram dois tipos de avaliação: 1) avaliação quantitativa da qualidade de imagem; 2) avaliação qualitativa [2a – Pelas voluntárias; 2b – Pelos Técnicos de Radiologia (TR)].

**Tabela 2:** Características das bobinas em avaliadas pelos TR

Características das Bobinas						
Bobina	Nº de canais	Opções de imagem	Orientação	Acesso		
				Visual	Para intervenção	Facilidade de posicionamento
X	7	Uni/Bilateral	Head-First	Não	Sim	Sim
Y	2	Uni/Bilateral	Feet-First	Sim	Sim	Sim
Z	4	Uni/Bilateral	Head-First	Não	Não	Não

**Tabela 3:** Parâmetros técnicos dos protocolos de aquisição

Protocolos de Aquisição													
Bobina	TR	TE	FA	Th	Gap	Fov	Scan time	NEX	Nbr. Slices	Matrix	BW	Blade Coverage	ETL
X	6100	95	120	4.0	20	350	5:31	1	33	-	-	152,9	-
Y	5500	90	90	3.0	0	350	4:18	1	42	256 x 512	25	-	6
Z	4000	125	90	3.0	0	400	4:11	3	36	256 x 512	25	-	6

**Nota:** TR = tempo de repetição (mseg); TE = Tempo de eco (mseg); FA = ângulo de magnetização (graus); Th = espessura do plano de corte (mm); Gap = distância entre planos (mm); FOV = área anatômica coberta pela imagem (mm<sup>2</sup>); Scan Time = tempo de sequência (min); Nex = codificações de fase (nº.); Matriz = pixels em linha por pixels em coluna (nº.); BW = banda de recepção de radiofrequência (Hz); ETL = ecos por tempo de repetição (nº).

Avaliou-se a qualidade das imagens (variável dependente) pela variação dos valores das variáveis mediadoras (i) SNR e da (ii) U. (avaliação quantitativa).

As variáveis, constantes da Tabela 2, foram avaliadas pelas voluntárias (2a) e pelos TR (2b) (i.e., avaliação qualitativa) e consideraram: (iii) o conforto proporcionado às voluntárias durante o exame; (iv) a acessibilidade à mama para procedimentos de intervenção; (v) a manipulação e posicionamento pelos Técnicos de Radiologia; (vi) as opções de imagem através da possibilidade de seleção uni ou bilateral na aquisição e (vii) a orientação da paciente dentro do magneto.

O conforto proporcionado às voluntárias durante o exame foi medido através dos itens:

- › Temperatura da sala de exame;
- › Ruído acústico produzido pelo equipamento (mediante o uso de protectores auriculares) e
- › Tolerância ao exame tendo em conta a sua duração média (30-45 minutos).

Na avaliação realizada pelos TR foram consideradas as características das bobinas apresentadas na Tabela 2<sup>10-11,15,22-24</sup>.

A recolha dos dados para avaliar o conforto total foi feita através do preenchimento de um inquérito realizado a cada uma das voluntárias após a realização do exame. As opções de resposta variaram segundo uma escala de Likert equilibrada, crescente e ponderada em 5 categorias numéricas onde o valor 1 correspondia ao mau e o 5 a excelente.

### Protocolo de aquisição

Para minimizar a influência do protocolo na qualidade das

imagens obtidas, foram definidos intervalos de variação para os parâmetros de aquisição, atendendo sempre às especificações dos manuais do utilizador e às orientações decorrentes de práticas baseadas em evidência recomendadas pelos Técnicos de Radiologia locais<sup>25-26</sup>.

Assim, as imagens foram obtidas com os parâmetros técnicos apresentados na Tabela 3.

Por se tratar de mulheres voluntárias e saudáveis, apenas se efectuou uma sequência SPIR em ponderação T2<sup>31</sup>.

### Análise das imagens

Para o cálculo da SNR foi utilizada a expressão segundo Hendrick<sup>28</sup>. A metodologia utilizada nas medições para determinar os valores de U de imagem teve como referência o estudo de Konyer, Ramsay, Bronskill e Plewes<sup>10</sup>.

### SNR

Foram considerados três planos transversais: o plano central ou mamilar, um plano suprajacente e um infrajacente, sendo estes últimos intervalados do inicial de dois planos. A SNR foi medida, em todas as imagens, com 5 ROI (*region of interest*) distintas e em cada uma das mamas de forma independente. A área das ROI utilizadas variou entre 100,52 e 100,94mm<sup>2</sup>, estando a primeira localizada no centro da imagem e as restantes distanciadas da ROI central de 1cm<sup>24,33</sup> (cf. Figura 4). O valor de sinal considerado foi o valor médio do sinal em cada ROI. O ruído considerado respeita ao desvio padrão (SD: *standard deviation*) do valor de sinal dos pixels de uma mesma ROI. As medições foram realizadas com recurso ao programa de análise de imagens para diagnóstico (*Image J*)<sup>10,29</sup>.

Para a análise dos dados foi utilizado o programa *Microsoft Excel 2007*® e *SPSS*®15.0. Os resultados estatísticos foram considerados ao nível de significância de  $\alpha=5\%$ .

A expressão aplicada para o cálculo da SNR foi:

$$SNR = S_{\text{médio}} / \delta \quad (28)$$

\*Medido em u.a. - unidades arbitrárias.

Onde  $S_{\text{médio}}$  é a intensidade de sinal médio e  $\delta$  representa o desvio padrão.

### Uniformidade

A U de imagem foi determinada na projecção axial (plano mamilar) através da expressão:

$$1 - [(SI_{\text{máx}} - SI_{\text{mín}}) / SI_{\text{máx}}] \quad (10)$$

\*Medido em u.a. - unidades arbitrárias.

Onde  $SI_{\text{máx}}$  representa a intensidade máxima de sinal de uma ROI e  $SI_{\text{mín}}$  corresponde ao valor mínimo da intensidade de sinal para essa mesma ROI. Os valores de U estão compreendidos no intervalo [0-1], sendo que quanto mais se aproximam do 0, menor é o valor de U na região anatómica em estudo e, quando o valor é 1, significa que a imagem é perfeitamente uniforme<sup>10</sup>.

A partir das 5 ROI obtiveram-se os valores máximo e mínimo de intensidade de sinal, os quais foram posteriormente aplicados à expressão apresentada. Assim, ambas as mamas foram consideradas, tal como para a SNR, de forma independente.



Figura 4: Ilustração da posição das ROI para medição da Intensidade de sinal e a sua posição relativa na mama.

## Resultados

### SNR

No Gráfico 1 apresentam-se os valores médios de SNR obtido em cada uma das bobinas.

Analisando os valores apresentados, verifica-se que a bobina Z apresenta um valor médio de SNR=15,08u.a., enquanto a bobina Y apresenta um valor inferior (valor médio de SNR=2u.a.). O valor médio da SNR para a bobina X é de 4,77u.a.

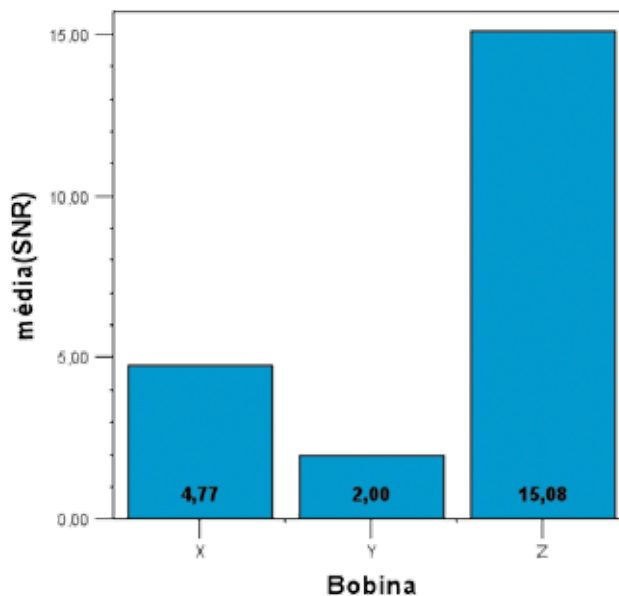


Gráfico 1: Valores médios da SNR por bobina.

Procedeu-se a uma *análise de variância factorial com 5 factores fixos sem réplicas* (cf. Apêndice II) para testar se existiam diferenças significativas nos valores médios da SNR e nos valores médios da Uniformidade entre as três bobinas, tendo-se verificado a existência de diferenças significativas entre as três bobinas, quer para a SNR (valor- $p=0$ ,  $F=277,193$ ) quer para a U (valor- $p=0$ ,  $F=1487,95$ ). Uma vez identificadas estas diferenças procedeu-se a uma análise das *comparações múltiplas de Tukey* (cf. Tabela 4), tendo-se verificado a existência de diferenças significativas entre os valores médios da SNR e da U entre todas as combinações de pares de bobinas. A bobina Z foi a que apresentou os valores médios da SNR e da U significativamente mais elevados com um valor- $p=0$ , indicando que as diferenças são significativas.

Sabendo que o ruído tende a diminuir do centro de frequência da bobina para a periferia, calculou-se o seu valor em vários pontos da mesma mama.

Nos Gráficos 2, 3 e 4 está representada a variação dos valores de SNR em função da posição relativa da respectiva ROI na mama. Estes valores resultaram da média da SNR das mamas esquerda e direita, medida nas imagens (plano mamilar) obtidas em cada um dos equipamentos. Pretendeu-se demonstrar a existência de variação do valor de SNR consoante a proximidade da ROI ao centro de frequência da bobina.

No Gráfico 2 observa-se que o valor mais elevado corresponde à ROI 3 (quadrantes internos) com 5,5 e 6,8u.a., respectivamente, com excepção da voluntária C cujo valor mais elevado corresponde à ROI 1 (central com 7,2u.a.).

No Gráfico 3 verifica-se que a ROI 1 regista um valor de SNR elevado e semelhante em todas as voluntárias (entre 2,1 e 2,4u.a.). Contudo, o valor de SNR mais elevado verificou-se na ROI 3 em imagens da voluntária C (2,8u.a.).

Por fim, o Gráfico 4 apresenta valores discrepantes por excesso para as medições da ROI 1 nas imagens da voluntária C (23u.a.), enquanto que os valores para a mesma

Tabela 4: Comparações múltiplas de Tukey

Comparações múltiplas de Tukey		
Bobina vs Bobina	Valor-pSNR	Valor-pU
X vs Y	0	0
X vs Z	0	0
Y vs Z	0	0

ROI das restantes voluntárias correspondem aos valores de SNR mais baixos (3 e 4u.a., respectivamente). Observa-se uma mesma tendência de comportamento nos valores da ROI 4 em todas as voluntárias, apresentando valores de SNR elevados.

Se os valores médios de SNR são mais elevados para a bobina Z, quando avaliados por voluntária, observa-se que a voluntária C, com padrão predominantemente adiposo, apresenta os valores mais elevados de SNR em todas as bobinas. A voluntária B, com padrão mamário no início da involução lipomatosa, é aquela em que os valores de SNR se apresentam globalmente inferiores, porém menos oscilantes. Ao contrário das outras voluntárias, os valores mais elevados da SNR situam-se no ponto mais afastado do centro de frequência (média da ROI 5=10u.a.) (cf. Gráfico 4).

Os valores médios mais elevados das ROI correspondem à ROI 3 seguidos da ROI 1 mostrando que, na proximidade do centro de frequência, a SNR é superior.

Com o objectivo de verificar se existe um aumento da SNR ou da U à medida que a ROI se aproxima do centro de frequência em cada bobina, calculou-se o coeficiente de correlação de Spearman e obtiveram-se os valores:  $r_{sp}=0,148$  para a bobina X,  $r_{sp}=0,145$  para a bobina Y e  $r_{sp}=-0,126$  para a bobina Z com valor-p superior a 0,05, evidenciando a não existência de correlação entre os valores da SNR e a localização da ROI.

### Uniformidade

O Gráfico 5 representa os valores médios de U obtidos em cada bobina.

O valor de U mais elevado vai traduzir-se numa imagem com valores de intensidade de sinal médios, distribuídos de forma constante ao longo de toda a imagem e, por conseguinte, de maior qualidade.

Analisando os valores apresentados, verifica-se que a bobina X apresenta o valor de 0,30u.a., a Z apresenta a qualidade de imagem mais elevada com um valor de U de 0,58u.a., enquanto que a bobina Y apresenta um valor de 0,06u.a.

Tal como para a SNR, procedeu-se a uma *análise de variância factorial com 5 factores fixos sem réplicas* (cf. Apêndice II) para verificar a existência de diferenças significativas nos valores médios da U entre as três bobinas. Obteve-se um valor-p=0 e considerou-se que as diferenças são significativas. Após a análise das *comparações múltiplas de Tukey* (cf. Tabela 4), verificou-se que a bobina Z é a que apresenta valores médios da U significativamente elevados (valor-p=0).

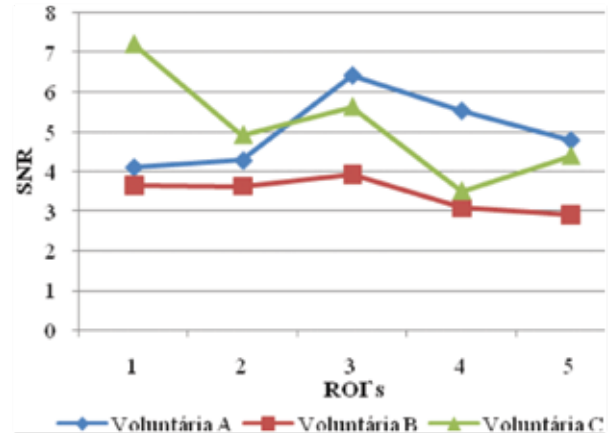


Gráfico 2: Variação dos valores médios da SNR nas ROI (Bobina X).

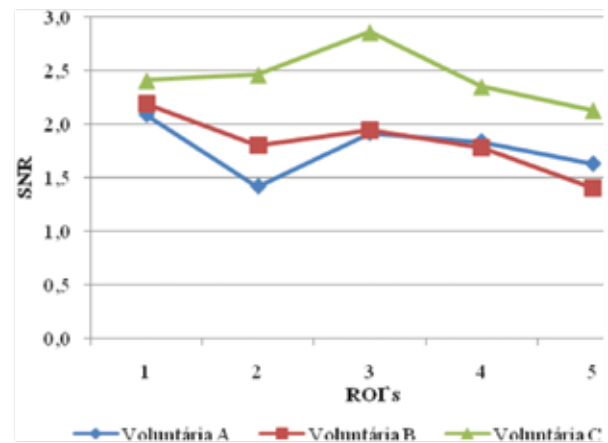


Gráfico 3: Variação dos valores médios da SNR nas ROI (Bobina Y).

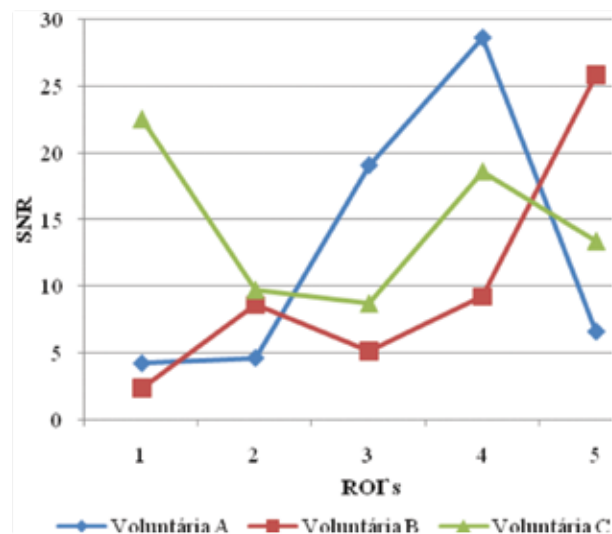


Gráfico 4: Variação dos valores médios da SNR nas ROI (Bobina Z).

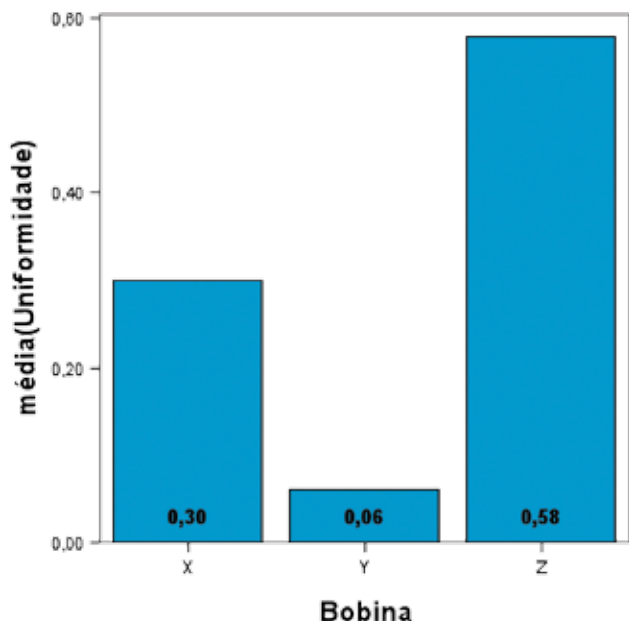


Gráfico 5: Valores médios da U obtidos por bobina.

Os Gráficos 6, 7 e 8 apresentam a variação dos valores de U das imagens, de acordo com a posição relativa da ROI na mama. Foi calculada a média dos valores de U das mamas (esquerda + direita) nas imagens centrais para todas as voluntárias e em cada bobina, com o objectivo de demonstrar a existência de variação do valor da U nas imagens.

No Gráfico 6 observa-se que os valores de U são elevados para a ROI 3 (vol. A=0,2 e vol. B=0,45u.a.), com excepção da voluntária C cujo pico se apresenta na ROI 1 com 0,49 u.a.

No Gráfico 7 observa-se que, para duas das voluntárias (A e C), o valor mais elevado de U se regista na ROI 3 (0,08 e 0,12 u.a., respectivamente), embora para a voluntária B os valores mais elevados decorram da medição da ROI 1 (0,09 u.a.).

No Gráfico 8 apresentam-se os valores máximos de U na ROI 4 (Vol. A=0,85 e Vol. C=0,75 u.a.), com excepção da voluntária B que, embora também registre um valor elevado, apresenta o seu máximo de SNR na ROI 5 com 0,89 u.a.

A uniformidade mostrou-se mais elevada na ROI central (ROI 1) e na posicionada nos quadrantes Internos (ROI 3), reforçando a assumção de que a maior uniformidade se localiza na proximidade do centro de frequência da bobina.

A voluntária C, com padrão mamário lipomatoso, apresenta os valores médios de U mais elevados nas três bobinas e a voluntária B, em início da involução lipomatosa, apresenta os valores médios mais baixos.

Porém, com o objectivo de verificar se existia um aumento da U à medida que a ROI se aproximava do centro de frequência em cada bobina, calculou-se o coeficiente de correlação de Spearman e obtiveram-se os seguintes valores:  $r_{sp}=0,108$  para a bobina X,  $r_{sp}=0,122$  para a bobina Y e  $r_{sp}=-0,129$  para a bobina Z, indicando que, com valores de p de 0,226; 0,254 e 0,313, não existe correlação entre os valores da U e a localização da ROI.

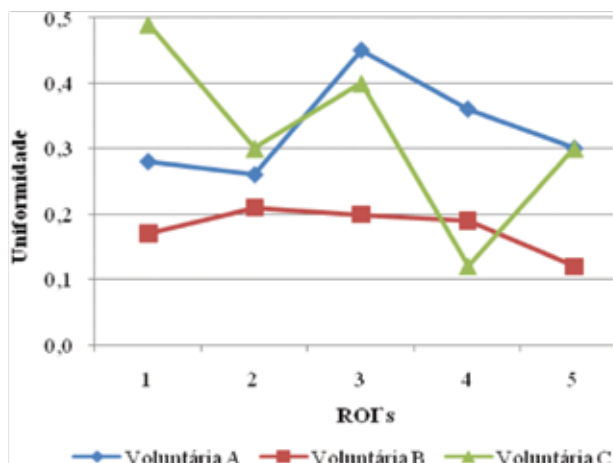


Gráfico 6: Valores médios de U obtidos na bobina X.

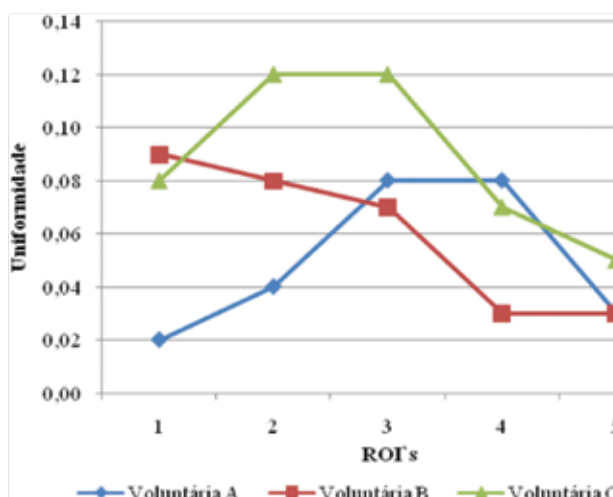


Gráfico 7: Valores médios de U obtidos na bobina Y.

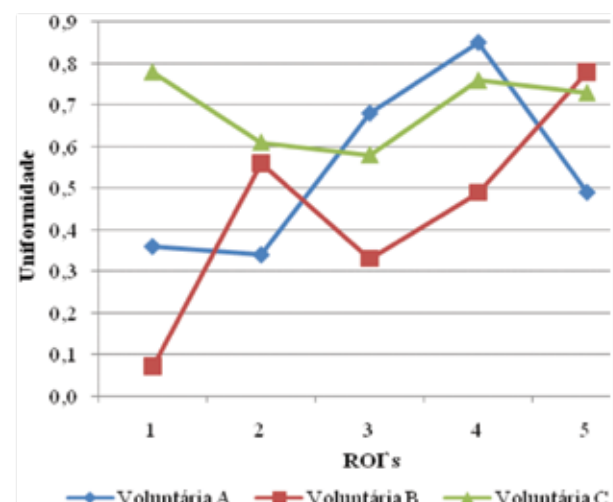


Gráfico 8: Valores médios de U obtidos na bobina Z.

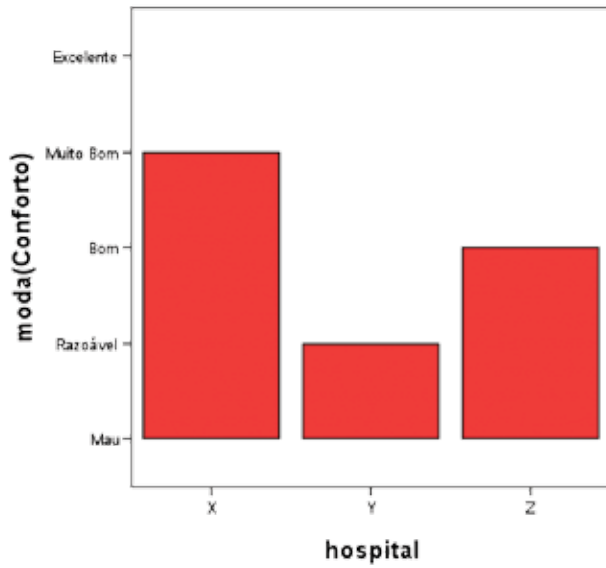


Gráfico 9: Moda da variável conforto em cada hospital.

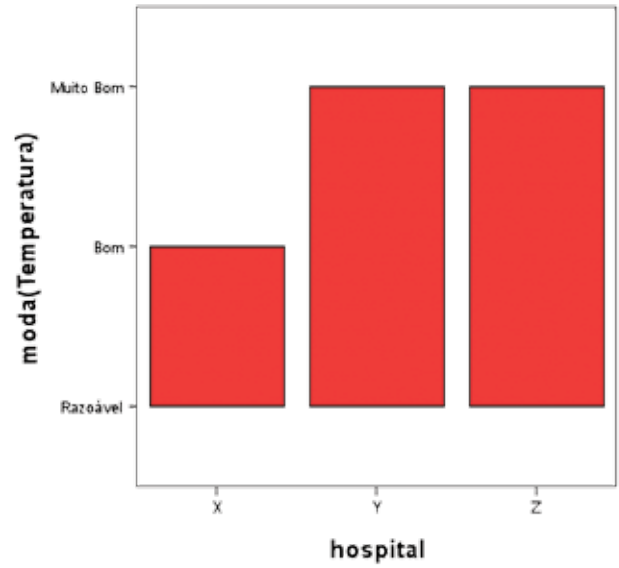


Gráfico 10: Moda da variável ruído em cada equipamento por hospital.

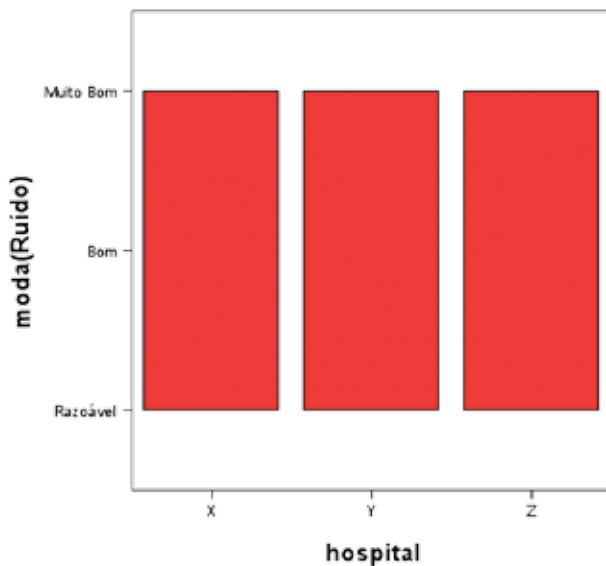


Gráfico 11: Moda da variável temperatura da sala em cada hospital.

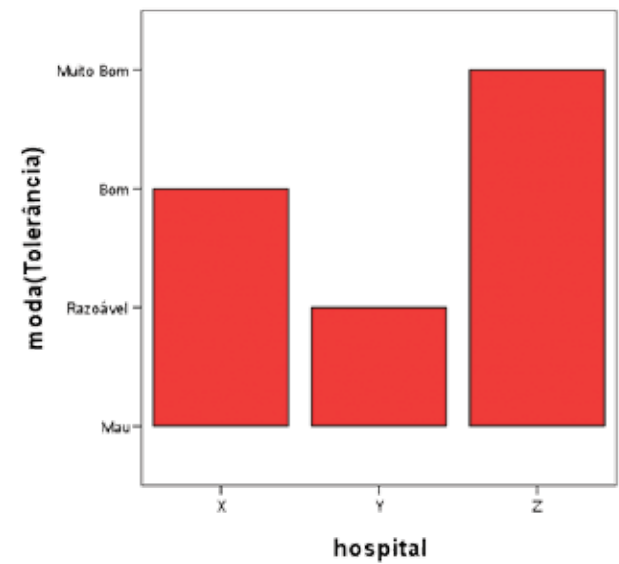


Gráfico 12: Moda da variável tolerância ao exame por bobina de cada hospital.

### Conforto

Apresentam-se no Gráfico 9 os resultados do conforto referentes a cada bobina. A bobina X obteve a melhor classificação ( $\approx$  muito bom), enquanto a Y a pior ( $\approx$  razoável).

No Gráfico 10 apresentam-se os resultados do ruído acústico que, mediante o uso de protectores auriculares, são semelhantes entre as bobinas.

O Gráfico 11 apresenta a avaliação das voluntárias para a variável temperatura da sala de exame. A sala que contém a bobina X é a que apresenta valor inferior, enquanto a Y e Z apresentam resultados idênticos ( $\approx$  muito bom).

Por fim, os resultados apresentados no Gráfico 12 demonstram que a bobina Y apresenta o pior resultado ( $\approx$  razoável),

enquanto que a Z a melhor classificação para a variável tolerância ao exame ( $\approx$  muito bom).

### Discussão

Comparando as bobinas, a Y é a que permite adquirir valores de SNR e U mais aproximados entre as voluntárias. A Z é a que apresenta uma maior variabilidade de resultados, contudo é a Y que apresenta os piores resultados para ambas as variáveis avaliadas com os valores mais baixos de SNR (2u.a.) e U (0,06)u.a.

Os valores baixos de SNR e U, medidos predominantemente no ROI 5, podem dever-se ao facto de ser este o ROI mais



afastado do centro de frequência da bobina, o que, na técnica de saturação de gordura em SPIR, se apresenta muito relevante. Porém, a correlação de Spearman não mostrou que esta relação fosse estatisticamente significativa. Verificou-se uma exceção para a voluntária B, provavelmente por ter um menor volume mamário, fazendo com que o ROI 5, embora o mais afastado do centro de frequência, não o seja tão marcadamente como nas outras voluntárias<sup>15</sup>. Verificou-se, porém, que esta relação não foi significativa, pelo que as conclusões deste resultado devem ser cautelosas.

Dos resultados obtidos destacam-se os da bobina Z, quer na variável SNR (15,08u.a.) quer na U (0,58u.a.). Este facto pode dever-se à aquisição de imagens com ausência de saturação da gordura pela impossibilidade de determinação exacta do pico da frequência da gordura<sup>26</sup>. A saturação da gordura traz como principais vantagens permitir evidenciar lesões e/ou estruturas anatómicas situadas em regiões com algum tecido adiposo bem como realçar a captação do meio de contraste<sup>27</sup>. No entanto, tem como desvantagens acarretar a degradação da imagem, devido a um aumento da susceptibilidade magnética e também de uma diminuição da SNR.

Assim, apesar dos valores mais elevados de SNR e U se verificarem na bobina Z, quando comparadas as bobinas X e Y, é a X que apresenta os melhores resultados (SNR=4,77 e U=0,30u.a.), concordando com estudos anteriormente realizados<sup>10</sup>.

Konyer, Ramsay, Bronskill e Plewes<sup>10</sup> defendem que as bobinas *phased-array* com um maior número de canais e, conseqüentemente, com melhor qualidade de imagem, possuem também um *design* mais elaborado, contribuindo para uma melhor SNR e U de imagem. Verificou-se, neste estudo, que a bobina *phased-array* com 7 canais permitiu obter uma melhor performance quando comparada com a bobina Y (*phased-array* de 2 canais), sendo a avaliação mais elevada para a bobina de 4 canais, o que nos leva a concluir que a qualidade da imagem medida pela SNR e U não depende do número de canais. Todas as bobinas estudadas possuem as opções de imagem (uni e bilateral), o que representa uma grande vantagem em termos de SNR e U em estudos unilaterais.

Em relação ao conforto físico, os valores mais elevados foram atribuídos à bobina X e devem-se provavelmente à sua geometria física e *design*, a qual possui um revestimento almofadado destinado a suportar a região do tronco. Possui também um suporte de cabeça que permite distribuir o peso por todo o tronco e não apenas a sua concentração na região anterior do tórax. A bobina deve ser ergonómica, promovendo o maior conforto possível, não esquecendo que o perfil de bobina se deve adaptar às variações anatómicas das pacientes, fornecendo-lhes suporte e uma distribuição equilibrada do peso sobre o abdómen, esterno, ombros e cabeça<sup>10</sup>.

Constatou-se que a mais elevada temperatura da sala de exame é menos preferida pelas voluntárias, provavelmente por essa temperatura vir a ser reforçada durante o exame pela exposição dos tecidos biológicos à radiofrequência.

Como consequência, a sala da bobina X obteve avaliação inferior por se encontrar a 25 graus Celsius (C), em oposição às salas dos equipamentos Y e Z que se encontravam a 18/19°C e 20°C, respectivamente.

Foi referido pelas voluntárias que, nas condições desta experiência, o exame de RM mamária era tolerável em termos de duração, verificando-se classificações mais baixas para a bobina Y. Tal justifica-se pelo facto das voluntárias ficarem posicionadas em *feet-first*, ao contrário de todos as outras bobinas e com os membros superiores flectidos acima da cabeça em vez de os manter em extensão ao longo do corpo.

Relativamente ao ruído acústico produzido pelos equipamentos, e tendo em conta que foram fornecidos a todas as voluntárias protectores auriculares de atenuação de 27 décibéis em cada um dos ensaios, obtiveram-se resultados semelhantes em todas as avaliações. Chama-se a atenção para o facto (por razões de conciliação de disponibilidade dos equipamentos e das voluntárias) dos dados terem sido recolhidos entre 13 de Maio e 18 de Junho de 2009 e que o factor *memória para os acontecimentos passados* possa ter sido um viés contaminador.

Sobre a acessibilidade para abordagem às pacientes, em casos de emergência e facilidade de manipulação das pacientes quanto ao posicionamento, destaca-se a bobina X, embora a bobina Y também tenha obtido resultados favoráveis. Apenas a bobina Z obteve resultados menos favoráveis.

Reconhecem-se algumas limitações a este estudo, tais como: não saturação do sinal da gordura pela bobina Z; impossibilidade de garantir a aquisição das imagens na fase recomendada do ciclo menstrual (7º-17º dia do ciclo) de uma das voluntárias. Sabe-se a este propósito que o tecido mamário sofre alterações durante o ciclo menstrual, resultando em variações nas imagens de RM<sup>30</sup>. Não ter sido possível estudar todas as variáveis concorrentes para a qualidade de imagem, nem a dimensão económica associada a estas componentes de *hardware*; a reduzida amostra por se tratar de mulheres voluntárias saudáveis e a reduzida disponibilidade de equipamentos de RM que, em primeira instância, têm de responder às solicitações de assistência. A não existência de valores de referência das variáveis estudadas para efeitos de comparabilidade foram também consideradas limitações a este estudo.

## Conclusões

Em RM mamária é reconhecido que a qualidade de imagem depende em grande medida do tipo de bobinas utilizadas, das suas características físicas e eléctricas e do seu *design*. É também considerado importante que as bobinas de radiofrequência sejam seguras, de elevado desempenho, ergonómicas e confortáveis pela adequação à região anatómica em análise.

A partir dos resultados obtidos, podemos afirmar ser evidente a influência das características da bobina na qualidade final das imagens, demonstrando como a escolha da bobina é importante. São evidentes as diferenças na qualidade das

imagens obtidas. O facto de a bobina X possuir 7 canais não constitui a justificação para permitir obter um valor médio de SNR de 4,77u.a., em oposição aos 1,89u.a. medidos nas imagens obtidas com a bobina Y de 2 canais e de 15,08u.a. na bobina Z de 4 canais. Concluímos que a performance das bobinas relativamente à U de imagem tem um comportamento semelhante, tendo a bobina Z um melhor desempenho com um valor de 0,58u.a. em oposição ao 0,06u.a. da bobina Y, tendo tido a X o valor de 0,30u.a.

Concluiu-se também que não existem correlações estatisticamente significativas entre os valores de SNR e U com a posição de medida da ROI (valor-p superior a 0,05 em todas as bobinas), o que nos leva a concluir que a SNR e a U não diferem se a ROI for colocada interna, externa anterior ou posteriormente. Este resultado permite afirmar que os valores obtidos de SNR e U não diferiram com a variação do volume mamário dos casos estudados.

Relativamente à variável conforto físico, destaca-se a bobina X, o que mostra a importância do *design* e construção das mesmas.

No acto da aquisição de equipamentos e acessórios, as instituições devem considerar a importância de garantir, para além de uma elevada qualidade de imagem, um bom acesso à paciente para actuar em situações de emergência, permitir procedimentos de intervenção e facilitar o correcto posicionamento. Sugerem-se estudos envolvendo outras marcas e considerando o custo-efectividade, pois pensa-se que este propósito poderá vir a ter um impacto regulador sobre os aspectos comerciais entre marcas concorrentes no mercado.

Sugere-se a realização de mais estudos contemplando amostras de maior dimensão, de modo a permitir obter conclusões mais robustas e que possam contribuir para a estruturação de orientações e valores de referência para as variáveis em análise.

### Referências bibliográficas

- Kuhl C. The current status of breast MR imaging part I: choice of technique, image interpretation, diagnostic accuracy, and transfer to clinical practice. *Radiology*. 2007 Aug;244:356-78.
- Westbrook C, Kaut C. Parâmetros e ajustes. In: Westbrook C, Kaut C, editors. *Ressonância magnética prática*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p. 61-9.
- Westbrook C. Contrast-to-noise ratio (CNR). In: Westbrook C, editor. *MRI at a glance*. Oxford: Blackwell Science; 2002. p. 66-7.
- Insko EK, Connick TJ, Schnall MD, Orel SG. Multicoil array for high resolution imaging of the breast. *Magn Reson Med*. 1997 May;37(5):778-84.
- Spincemaille P, Brown R, Qian Y, Wang Y. Optimal coil array design: the two-coil case. *Magn Reson Imaging*. 2007 Jun;25(5):671-7.
- Saba J, Yousef E. The breast. In: Higgins CB, Hricak H, editors. *Magnetic resonance imaging of the body*. New York: Raven Press; 1987. p. 227-9.
- Hendrick RE. Spatial resolution in magnetic resonance imaging. In: Hendrick RE, editor. *Breast MRI: fundamentals and technical aspects*. Chicago: Springer; 2008. p. 33-5.
- Westbrook C. Radio-frequency coils. In: Westbrook C, editor. *MRI at a glance*. Oxford: Blackwell Science; 2002. p. 92-3.
- Westbrook C, Kaut C. Instrumentos e equipamentos. In: Westbrook C, Kaut C, editors. *Ressonância magnética prática*. 2nd ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 2000. p. 166-78.
- Konyer NB, Ramsay EA, Bronskill MJ, Plewes DB. Comparison of MR imaging breast coils. *Radiology*. 2002 Mar;222(3):830-4.
- Hendrick RE. Fundamentals of magnetic resonance imaging. In: Hendrick RE, editor. *Breast MRI: fundamentals and technical aspects*. Chicago: Springer; 2008. p. 15-6.
- Hendrick RE. Signal, noise, signal-to-noise, and contrast-to-noise ratios. In: Hendrick RE, editor. *Breast MRI: fundamentals and technical aspects*. Chicago: Springer; 2008. p. 93-101.
- Heiken JP, Glazer HS, Lee JK, Mulphy WA, Gado M. Imaging techniques. In: Heiken JP, Glazer HS, Lee JK, Mulphy WA, Gado M, editors. *Manual of clinical magnetic resonance imaging: a practical guide to conducting magnetic resonance imaging examination of the head and body*. New York: Raven Press; 1986. p. 28-9.
- Curry TS, Dowdey JE, Murry Jr RC. Magnetic resonance imaging. In: Curry TS, Dowdey JE, Murry Jr RC, editors. *Christensen's physics of diagnostic radiology*. 4th ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1990. p. 496-7.
- Larkman DJ, Nunes RG. Parallel magnetic resonance imaging. *Phys Med Biol*. 2007;52:R15-R55.
- Price RR, Axel L, Morgan T, Newman R, Perman W, Schneiders N, et al. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging: report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group No 1. *Med Phys*. 1990 Mar-Apr;17(2):287-95.
- Westbrook C. Signal-to-noise ratio (SNR). In: Westbrook C, editor. *MRI at a glance*. Oxford: Blackwell Science; 2002. p. 64-5.
- Heywang-Köbrunner SH, Beck R. Technique. In: Heywang-Köbrunner, editor. *Contrast: enhanced MRI of the breast*. 2nd ed. Berlin: Springer; 1995. p. 7-11.
- Mekle R, van der Zwaag W, Joosten A, Gruetter R. Comparison of three commercially available radio frequency coils for human brain imaging at 3 Tesla. *MAGMA*. 2008 Mar; 21(1-2):53-61.
- American College of Radiology. Mammography accreditation program: submitting clinical images [Internet]. ACR; 2009. Available from: [http://www.acr.org/accreditation/mammography/mammo\\_qc\\_forms/testing\\_instructions/FeaturedCategories/DigMammoGE/submitting\\_clinical\\_images.aspx](http://www.acr.org/accreditation/mammography/mammo_qc_forms/testing_instructions/FeaturedCategories/DigMammoGE/submitting_clinical_images.aspx)
- American College of Radiology. The American College of Radiology BI-RADS® ATLAS and MQSA: frequently asked questions [Internet]. ACR; 2009. Available from: [http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality\\_safety/BIRADSAtlas/BIRADSFAQs.aspx](http://www.acr.org/SecondaryMainMenuCategories/quality_safety/BIRADSAtlas/BIRADSFAQs.aspx)
- Orel SG, Schnall MD. MR imaging of the breast for the detection, diagnosis, and staging of breast cancer. *Radiology*. 2001 Jun;220(1):13-30.

23. Glockner JF, Hu HH, Stanley DW, Angelos L, King K. Parallel MR imaging: a user's guide. *Radiographics*. 2005 Sep-Oct;25(5):1279-97.
24. Ikeda T, Monzawa S, Komoto K, Aso E, Saito Y, Maeda T, et al. Performance assessment of phased-array coil in breast MR imaging. *Magn Reson Med Sci*. 2004 Apr;3(1):39-43.
25. DeBruhl ND, Gorczyca DP, Bassett LW. Imagens por ressonância magnética da mama. In: Lufkin RB, editor. *Manual de ressonância magnética*. 2ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999. p. 216-7.
26. Hendrick RE. Breast magnetic resonance imaging: acquisition protocols. In: Hendrick RE, editor. *Breast MRI: fundamentals and technical aspects*. Chicago: Springer; 2008. p. 135-41.
27. Tien RD. Fat-suppression MR imaging in Neuroradiology: techniques and clinical application. *AJR Am J Roentgenol*. 1992;158:369-79.
28. Hendrick RE. Signal, noise, signal-to-noise, and contrast-to-noise ratios. In: Hendrick RE, editor. *Breast MRI: fundamentals and technical aspects*. Chicago: Springer; 2008. p. 93-101.
29. McRobbie DW, Quest RA. Effectiveness and relevance of MR acceptance testing: results of an 8 year audit. *Br J Radiol*. 2002;75:523-31.
30. Hussain Z, Brooks J, Percy D. Menstrual variation of breast volume and T<sub>2</sub> relaxation times in cyclical mastalgia. *Radiography*. 2008 Feb;14(1):8-16.
31. Centre for Functional Magnetic Resonance Imaging. Safety guidelines for conducting magnetic resonance imaging (MRI) experiments involving human subjects [Internet]. San Diego: University of California; 2007 [cited 2007 Jul 13]. Available from: [http://fmriserver.ucsd.edu/pdf/center\\_safety\\_policies.pdf](http://fmriserver.ucsd.edu/pdf/center_safety_policies.pdf)
32. Liney GP, Tozer DJ, van Hulten HB, Beerens EG, Gibbs P, Turnbull LW. Bilateral open breast coil and compatible intervention device. *J Magn Reson Imaging*. 2000 Dec;12(6):984-90.
33. Scaranelo AM. Estudo comparativo entre bobinas de corpo e superfície na mamografia por ressonância magnética de próteses de silicone [Comparative study between body and surface coils in magnetic resonance mammography of silicone prosthesis]. *Radiol Bras*. 2001;34(2):71-7.
34. Friedman PD, Swaminathan SV, Smith R. SENSE Imaging of the Breast. *AJR Am J Roentgenol*. 2005 Feb;184(2):448-51.

### Agradecimentos

Às voluntárias pela disponibilidade e cooperação; a todos os departamentos de Imagiologia e seus responsáveis e aos TR pelo seu envolvimento e atitude durante o processo de recolha dos dados.

### Apêndice I: Séries de imagens por voluntária e por bobina.

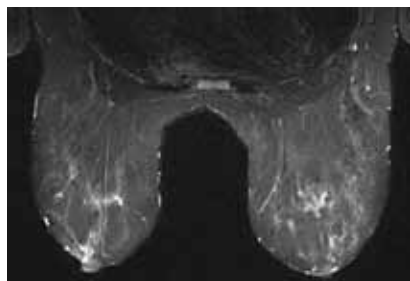


Figura 1: Imagem da Voluntária A, obtida com a bobina X.

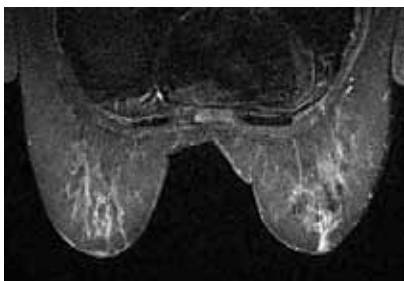


Figura 2: Imagem da Voluntária B, obtida com a bobina X.

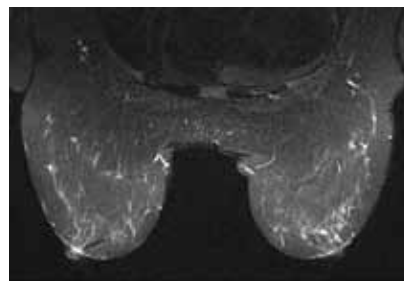


Figura 3: Imagem da Voluntária C, obtida com a bobina X.

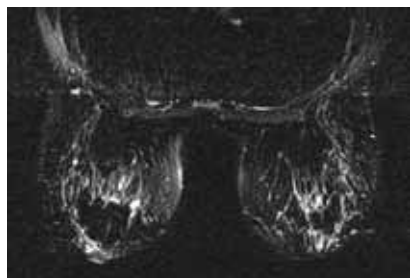


Figura 1: Imagem da Voluntária A, obtida com a bobina Y.



Figura 2: Imagem da Voluntária B, obtida com a bobina Y.

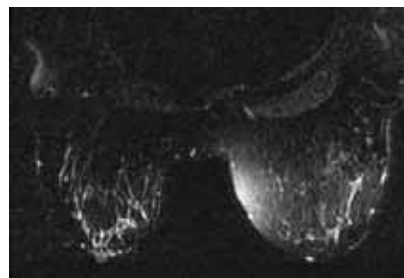


Figura 3: Imagem da Voluntária C, obtida com a bobina Y.

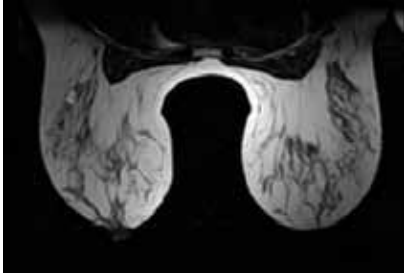


Figura 1: Imagem da Voluntária A, obtida com a bobina Z.



Figura 2: Imagem da Voluntária B, obtida com a bobina Z.

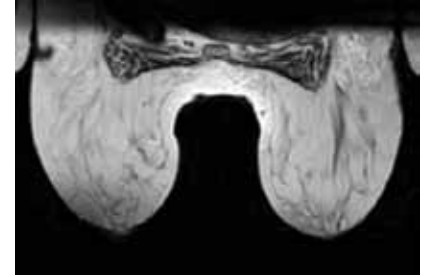


Figura 3: Imagem da Voluntária C, obtida com a bobina Z.

## Apêndice II: Modelo estatístico de análise para as variáveis SNR e U.

Modelo para a análise de variância factorial com cinco factores fixos e sem réplicas:

$$y_{ijklm} = \mu + \alpha_i + \beta_j + \gamma_k + \sigma_l + \delta_m + (\alpha\beta)_{ij} + (\alpha\gamma)_{ik} + (\alpha\sigma)_{il} + (\alpha\delta)_{im} + (\beta\gamma)_{jk} + (\beta\sigma)_{jl} + (\beta\delta)_{jm} + (\gamma\sigma)_{kl} + (\gamma\delta)_{km} + (\sigma\delta)_{lm} + (\alpha\beta\gamma)_{ijk} + (\alpha\beta\sigma)_{ijl} + (\alpha\beta\delta)_{ijm} + (\alpha\gamma\sigma)_{ikl} + (\alpha\sigma\delta)_{ilm} + (\beta\gamma\sigma)_{jkl} + (\beta\gamma\delta)_{jkm} + (\beta\sigma\delta)_{jlm} + (\gamma\sigma\delta)_{klm} + (\alpha\beta\gamma\sigma)_{ijkl} + (\alpha\beta\gamma\delta)_{ijkm} + (\alpha\beta\sigma\delta)_{ijlm} + (\alpha\gamma\sigma\delta)_{iklm} + (\beta\gamma\sigma\delta)_{jklm} + \varepsilon_{ijklm}$$

com  $i=1,2,3$   $j=1,2$   $k=1,2,3$   $l=1,2,3,4,5$   $m=1,2,3$  onde

$y_{ijklm}$  representa o valor da SNR (ou da U) para a bobina  $i$ , mama  $j$ , corte  $k$ , ROI  $l$  e paciente  $m$

valor médio global

$\alpha_i$  efeito da bobina  $i$

$\beta_j$  efeito da mama  $j$

$\gamma_k$  efeito do corte  $k$

$\sigma_l$  efeito do ROI  $l$

$\delta_m$  efeito da voluntária  $m$

$(\alpha\beta)_{ij}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$  e mama  $j$

$(\alpha\gamma)_{ik}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$  e corte  $k$

$(\alpha\sigma)_{il}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$  e ROI  $l$

$(\alpha\delta)_{im}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$  e voluntária  $m$

$(\beta\gamma)_{jk}$  efeito da interacção entre a mama  $j$  e corte  $k$

$(\beta\sigma)_{jl}$  efeito da interacção entre a mama  $j$  e ROI  $l$

$(\beta\delta)_{jm}$  efeito da interacção entre a mama  $j$  e a voluntária  $m$

$(\gamma\sigma)_{kl}$  efeito da interacção entre o corte  $k$  e o ROI  $l$

$(\gamma\delta)_{km}$  efeito da interacção entre o corte  $k$  e a voluntária  $m$

$(\sigma\delta)_{lm}$  efeito da interacção entre o ROI  $l$  e a voluntária  $m$

$(\alpha\beta\gamma)_{ijk}$  efeito da interacção entre bobina  $i$ , mama  $j$  e corte  $k$

$(\alpha\beta\sigma)_{ijl}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$ , mama  $j$  e ROI  $l$

$(\alpha\beta\delta)_{ijm}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$ , mama  $j$  e voluntária  $m$

$(\alpha\gamma\sigma)_{ikl}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$ , corte  $k$  e ROI  $l$

$(\alpha\sigma\delta)_{ilm}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$ , ROI  $l$  e voluntária  $m$

$(\beta\gamma\sigma)_{jkl}$  efeito da interacção entre a mama  $j$ , corte  $k$  e ROI  $l$

$(\beta\gamma\delta)_{jkm}$  efeito da interacção entre a mama  $j$ , corte  $k$  e voluntária  $m$

$(\beta\sigma\delta)_{jlm}$  efeito da interacção entre a mama  $j$ , ROI  $l$  e voluntária  $m$

$(\gamma\sigma\delta)_{klm}$  efeito da interacção entre o corte  $k$ , ROI  $l$  e voluntária  $m$

$(\alpha\beta\gamma\sigma)_{ijkl}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$ , mama  $j$ , corte  $k$  e ROI  $l$

$(\alpha\beta\gamma\delta)_{ijkm}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$ , mama  $j$ , corte  $k$  e voluntária  $m$

$(\alpha\gamma\sigma\delta)_{iklm}$  efeito da interacção entre a bobina  $i$ , corte  $k$ , ROI  $l$  e voluntária  $m$

$(\beta\gamma\sigma\delta)_{jklm}$  efeito da interacção entre a mama  $j$ , corte  $k$ , ROI  $l$  e voluntária  $m$

$\varepsilon_{ijklm}$  erro aleatório com distribuição  $N(0, s^2)$

Artigo recebido em 10.10.2009 e aprovado em 27.11.2009.