

Análise da curva contraste detalhe para dois sistemas mamográficos com grades distintas

Analysis of the contrast detail curve for two mammographic systems with different grids

Lívia Raine Souza dos Santos¹, Wilson Otto Gomes Batista²

¹Graduada em Radiologia pelo Instituto Federal da Bahia. Bolsista do Projeto REBRATS. Coordenação de Tecnologia em Saúde. Instituto Federal da Bahia – IFBA; ²Professor Doutor. Departamento de Ciências Aplicadas, Coordenação do Curso de Tecnologia em Radiologia. Instituto Federal da Bahia – IFBA

Resumo

Introdução: A eficiência da mamografia no diagnóstico e rastreamento do câncer de mama está diretamente relacionada a um controle de qualidade eficaz que garanta uma boa qualidade da imagem, empregando menor dose possível para o paciente. A análise da curva contraste-detalhe, sugerido como principal teste para avaliação da qualidade de imagem pelo protocolo europeu é um método conceitual, visual e quantitativo que relaciona a resolução de contraste e a resolução espacial na imagem digital. **Objetivo:** Avaliar a qualidade da imagem, a partir da análise da curva contraste detalhe, em um sistema de radiografia CR, instalado em dois equipamentos de mamografia que utilizam diferentes tipos de grades antidifusoras. **Materiais e Métodos:** Foram avaliados os equipamentos da Siemens Mammomat 3000 NOVA e Hologic LORAD M-IV, os quais possuem diferentes tipos de grades. Foi utilizado o simulador CDMAM para obtenção das curvas contraste-detalhe e placas de PMMA para simular diferentes espessuras mamárias. Os valores da Razão Contraste Ruído (CNR) e os limiares de espessura de ouro foram determinados, seguindo as recomendações do protocolo europeu. **Resultados:** O equipamento da Hologic LORAD M-IV apresentou maiores valores de CNR, devido a melhor eficiência da grade, melhorando, conseqüentemente, a capacidade de detecção de detalhes menores que 0,1 mm, apresentando valores de limiar de espessura de ouro iguais ou menores que o recomendável. **Conclusão:** A eficiência da grade antidifusora tem uma grande influencia na qualidade da imagem, pois reduz a radiação espalhada, aumenta o contraste e possibilita uma maior nitidez dos pequenos detalhes.

Palavras chaves: Radiografia computadorizada. Mamografia. Controle de qualidade.

Abstract

Background: The efficacy of mammographic in the diagnosis and screening of breast cancer is directly related to an effective quality control to ensure a good image quality, using the lowest possible dose for the patient. The analysis of the contrast-detail curve, suggested as the main test for evaluation of image quality by the European protocol is a conceptual, visual and quantitative method that relates the contrast resolution and spatial resolution in digital imaging. **Objective:** To evaluate the image quality from the contrast detail curve analysis, in a radiography CR system, installed on two mammography equipment that use different types of anti-scatter grids. **Materials and Methods:** We evaluated equipment from Siemens Mammomat NOVA 3000 and Hologic LORAD M-IV, which have different types of grids. The CDMAM simulator was used to obtain contrast-detail curves and PMMA plates to simulate different breast thicknesses. Values Contrast Noise Ratio (CNR) and thresholds thickness of gold were determined by following the recommendations of the European protocol. **Results:** The equipment Hologic LORAD M-IV showed higher CNR due to better efficiency of the grid, thus improving the detection capability of less than 0.1 mm details, with threshold values of thickness of gold equal to or smaller than recommended. **Conclusion:** The efficacy of the anti-scatter grid has a great influence on image quality because it reduces the scattered radiation, increases contrast and provides greater sharpness of fine details. The analysis of the contrast detail curve is quite valid for check two main factors for the system of digital mammographic image, the spatial resolution and contrast resolution. **Keywords:** Computed Radiography. Mammography. Quality Control.

INTRODUÇÃO

O câncer de mama é considerado um problema de saúde mundial, pois é a principal causa de mortalidade por câncer em mulheres no mundo, segundo Agência Internacional de Energia Atômica¹. No Brasil, o Instituto Nacional de Câncer, estima em 2014, o aparecimento de

57.120 mil novos casos da doença na população feminina². A mamografia é um método de diagnóstico simples, eficaz, preciso e de baixo custo que utiliza radiação ionizante com a finalidade de detectar precocemente a doença¹. A evolução tecnológica das técnicas de mamografia tem contribuído para uma redução significativa da taxa de mortalidade por câncer de mama^{1,3-6}. A eficiência da mamografia no rastreamento e diagnóstico do câncer de mama está diretamente relacionada a um eficaz controle de qualidade para garantir exames de qualidade diagnóstica, empregando menor dose possível para

Correspondente / Corresponding: Lívia Raine Souza dos Santos, Rua Emídio dos Santos s/n, IFBA – Barbalho. Salvador, Bahia, Brasil, CEP 40.301-015 E-mail: llyu12@hotmail.com.

o paciente⁷. Uma boa imagem mamográfica é aquela que proporciona um diagnóstico preciso, permitindo a visualização de imagens detalhadas com alta resolução espacial da estrutura interna da mama e distinção de objetos com baixo contraste e diferentes diâmetros⁸. Instituições internacionais tais como o Colégio Americano de Radiologia (ACR) e a Comissão Europeia são responsáveis por estabelecer testes para o controle de qualidade dos equipamentos mamográficos. A Comissão Europeia estabeleceu o protocolo de parâmetros técnicos e clínicos para a mamografia convencional e mamografia digital. Dentre os testes sugeridos, o teste de limiar de visibilidade de contraste é considerado padrão ouro para a avaliação da qualidade da imagem mamográfica⁹. Este teste consiste no uso do simulador contraste detalhe para mamografia (CDMAM) que fornece a curva contraste detalhe que é um método conceitual, quantitativo e visual que relaciona a resolução espacial (menor estrutura visível) e a resolução de contraste (diferenciação de estruturas) na imagem final. No Brasil, a portaria 453/98 da Secretaria de Vigilância Sanitária, do Ministério da Saúde, estabelece critérios de qualidade apenas para os equipamentos mamográficos convencionais¹⁰. Desta forma, a legislação brasileira aplicada à mamografia digital limita-se apenas a avaliação de parâmetros relacionados a geração de raios X. Ainda não foi estabelecido nenhum método e parâmetro de qualidade nas imagens digitais, as quais estão sendo cada vez mais empregadas nas práticas clínicas com a adesão dos sistemas de radiografia computadorizada (CR)^{7,11,12}. Não obstante, o Brasil é signatário de todos os documentos da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA) e na ausência de legislações específicas o protocolo *Quality Assurance Programme For Digital Mammography* pode ser aplicado como recomendação¹.

Neste contexto, o objetivo deste estudo foi avaliar a qualidade da imagem em um sistema de radiografia CR, o qual é o mais utilizado no Brasil para obtenção de imagem mamográfica em formato digital, instalado em dois equipamentos de mamografia que utilizam diferentes

grades: grade linear e grade celular de alta transmissão, a partir da análise da curva contraste detalhe utilizando o simulador *CDMAM*.

MATERIAIS E MÉTODOS

Mamógrafos e sistemas de grades

Os testes foram realizados em um equipamento de mamografia da Siemens Mammomat 3000 NOVA, Figura 1(A), e em um equipamento da Hologic LORAD M-IV, Figura 1(B), em duas instituições privadas em Salvador e em Lauro de Freitas. Estes equipamentos foram identificados como equipamento 1 (Siemens Mammomat 3000 NOVA) que possui grade linear, Figura 2(A) e o equipamento 2 (Hologic LORAD M-IV) que possui grade Celular de Alta Transmissão (HTC), Figura 2(B).

Sistema CR

O sistema de radiografia computadorizada instalado e avaliado foi *CareStream DirectView CR* conjuntamente com as placas de imagem, *Image Plate M3*. O conjunto digitalizador e placa de imagem foram submetidos à avaliação de integridade e funcionalidade através de testes disponibilizados pelo fabricante e também avaliados sob os critérios do documento *European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis*⁹. As imagens foram exportadas no formato DICOM para avaliação via *software*.

Placas de Polimetilmetacrilato (PMMA)

Placas de *PMMA* foram utilizadas para simular o tecido mamário^{1,9,13}. As placas de *PMMA* simulam as características de atenuação para diferentes espessuras de mama. Foram usadas seis placa de *PMMA* com espessura de 10 mm e uma com espessura de 5 mm, com tamanho correspondente ao chassi 18 cm x 24 cm. As placas foram utilizadas para a determinação dos parâmetros de exposição no sistema automático e na determinação do limiar de contraste.



Figura 1 – Mamógrafos avaliados. (A) – Mamógrafo Siemens Mammomat 3000 NOVA¹⁴; (B) Mamógrafo Lorad MIV¹⁵.

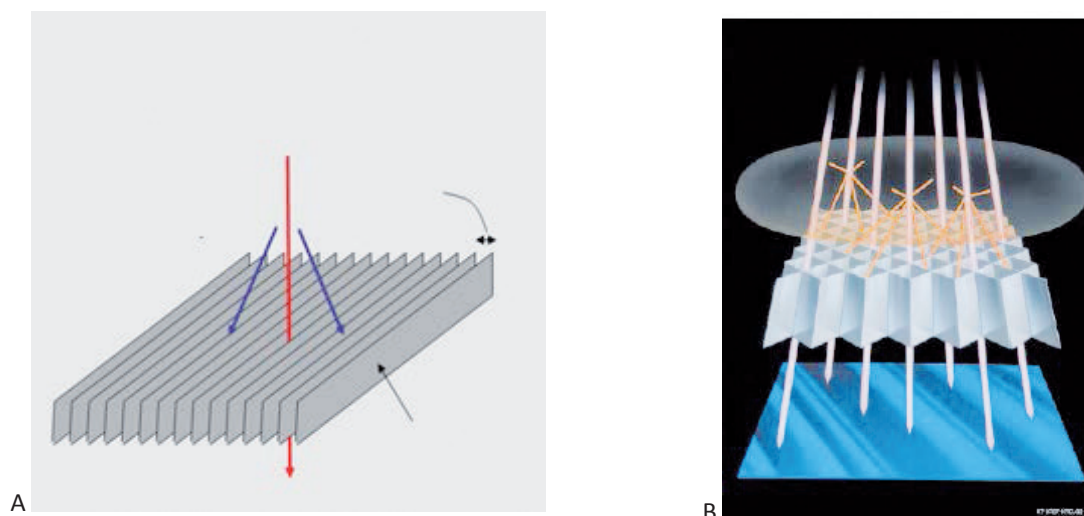


Figura 2 – Grades para reduzir radiação espalhada. (A) – Grade linear convencional; (B) Grade celular de alta transmissão (HTC) ⁽¹⁶⁾.

Simulador CDMAM

Para avaliação da qualidade da imagem mamográfica digital foi utilizado o simulador de contraste detalhe CDMAM (Artinis Medical System, V. 3.4, UMC St. Radboud, University Nijmegen, Holanda) sugerido pelo protocolo europeu.

O CDMAM (*contrast-detail mammography*) foi desenvolvido especialmente para facilitar a avaliação de sistemas de mamografia, ou seja, a detecção de baixo contraste e pequenos diâmetros. O simulador determina o limiar de contraste em função do diâmetro do objeto, o qual é representado em uma curva contraste detalhe.

O CDMAM, Figura 3, consiste em uma base de

alumínio com discos de ouro (99,9% de pureza) de diferentes espessuras e diâmetros, depositados através do processo de evaporação em uma placa de alumínio. A base de alumínio é de 5 mm de espessura (99,5% de pureza). Os discos de ouro têm variáveis medidas de espessuras (0,05 – 1,60 μm) e diâmetro (0,10 – 3,20 μm)¹⁵.

Os discos de ouro são arranjados em uma matriz 16x16, possuindo 256 células, as quais contêm dois discos de ouro idênticos distribuídos no centro e em um dos vértices da célula aleatoriamente. Os discos de ouro diminuem em escala logarítmica de diâmetro em cada linha e decresce logaritmicamente de espessura em cada coluna numa placa de alumínio homogênea³.

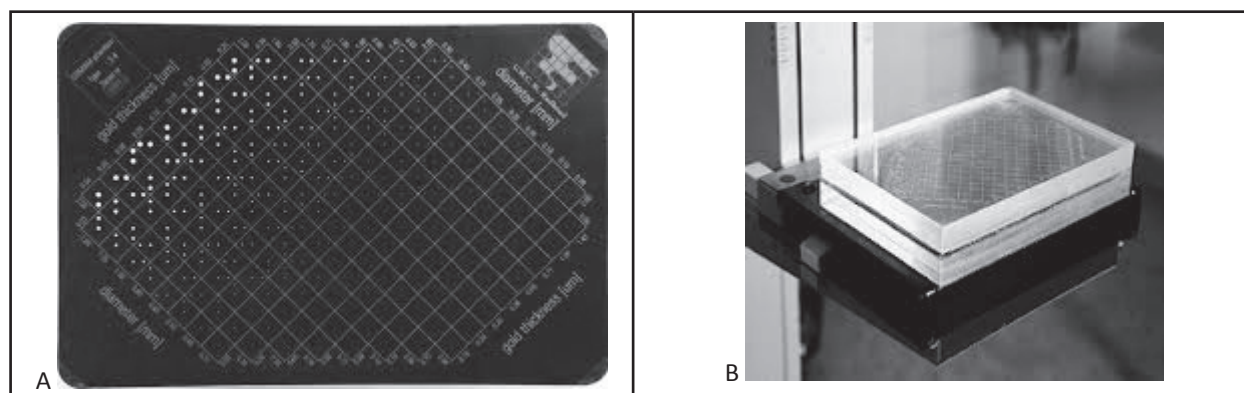


Figura 3 (A) – Simulador CDMAM¹⁷; (B) – Simulador CDMAM posicionado nas condições de aquisição da imagem^{18,19}.

O protocolo europeu sugere que o teste seja efetuado anualmente, através de oito imagens adquiridas em modo automático de exposição (CAE) e analisadas sem pré-processamento, ou seja, sem aplicação de filtros ou correções de uniformidade e ruído.

O diâmetro do disco abrange o intervalo entre 0,1 mm a 2,0 mm, conforme a Tabela 1. Neste intervalo é que se deve determinar o contraste mínimo visível para um amplo número de diâmetros, comparando-o com os valores aceitáveis e valores praticáveis⁹.

Tabela 1 – Valores limites de limiar de contraste.

Diâmetro do detalhe (mm)	Limiar de Contraste			
	Valor Aceitável		Valor Praticável	
	Contraste da radiação usando Mo/Mo 28 kV (%)	Espessura de ouro equivalente (µm)	Contraste da radiação usando Mo/Mo 28 kV (%)	Espessura de ouro equivalente (µm)
5*	< 0,85	0,056	< 0,45	0,032
2	< 1,05	0,069	< 0,55	0,038
1	< 1,40	0,091	< 0,85	0,056
0,5	< 2,35	0,150	< 1,60	0,103
0,25	< 5,85	0,352	< 3,80	0,244
0,1	< 23,0	1,68	< 15,8	1,10

*Este tamanho é opcional
Fonte: *European Commission* ⁹.

Software de análise das imagens do CDMAM

Foi utilizado o software *CDMAM Analysis v. 1.5.5*, Figura 4, desenvolvido pelo *National Co-ordinating Centre for the Physics of Mammography (NCCPM)* e distribuído

em versão gratuita pela Comunidade Europeia para utilização em programas de controle de qualidade em mamografia com imagem digital baseados no guia europeu⁹, disponível em: <http://www.euref.org>.

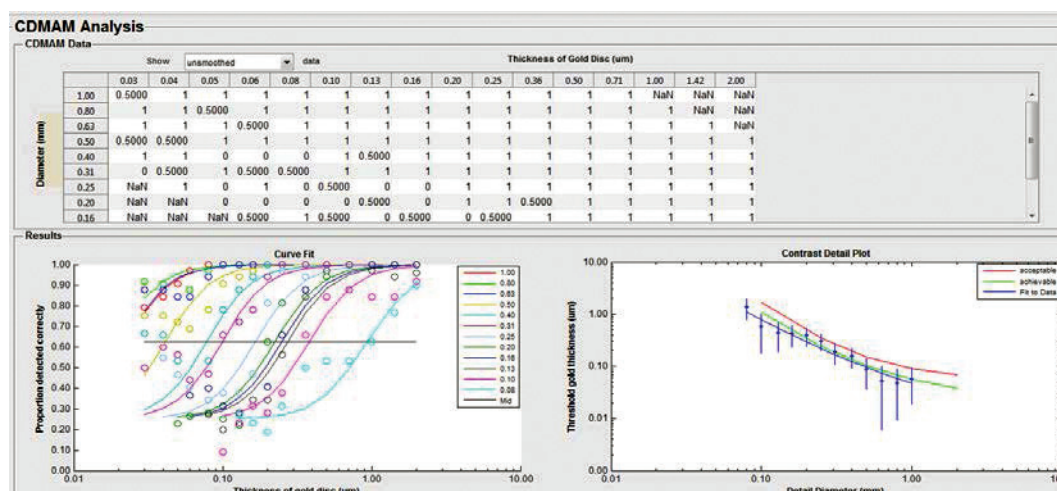


Figura 4 – Tela de saída dos resultados numéricos e gráficos do software CDMAM Analysis v.1.5.5.

PARÂMETROS DE AVALIAÇÃO

Determinação da Razão Contraste Ruído (CNR)

Para determinar a razão contraste ruído (CNR) foram utilizadas um conjunto de placas de PMMA para simular diferentes espessuras da mama (20 mm, 30 mm, 40 mm, 45 mm, 50 mm e 60 mm) e uma pequena placa de alumínio de tamanho 20 mm x 20 mm e 0,2 mm de espessura posicionada entre duas placas de PMMA centralizada lateralmente e localizada a 6 cm da borda externa da placa (lado da parede torácica), conforme a Figura 5. O alumínio é usado para apresentar uma diferença de contraste conhecida, típica de microcalcificações⁹.

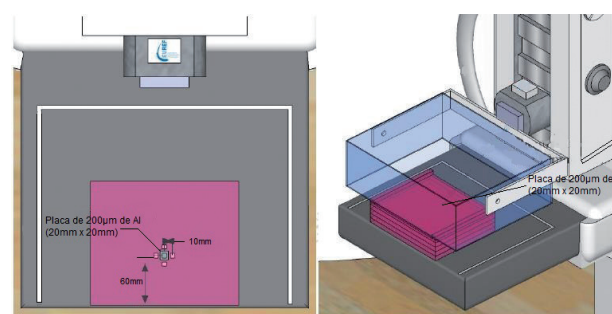


Figura 5 – Placas de PMMA posicionadas sobre a mesa do mamógrafo evidenciando a localização da placa de alumínio para determinação da Razão Contraste Ruído. Adaptado¹⁸.

Foi utilizado o modo automático de exposição para registrar o valor do produto corrente-tempo (mAs), da tensão (kV) e a combinação alvo/filtro para cada espessura. As imagens foram digitalizadas e disponibilizadas em formato DICOM. Utilizando as ferramentas de medição do software do digitalizador selecionamos pequenas Regiões de Interesse *ROIs*, Figura 6, para determinação do valor médio do pixel no local onde estava posicionada a lâmina de alumínio, o valor médio do pixel no *PMMA*, desvio padrão e densidade óptica.

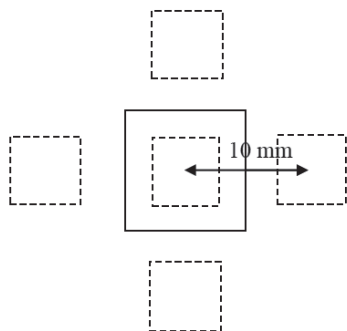


Figura 6 – Determinação dos ROIs para calcular o valor médio dos pixels no alumínio e no fundo¹⁸.

A *CNR* foi avaliada utilizando a expressão, Equação 1 definida no protocolo europeu⁹, em que *VMP (PMMA)* é o valor médio do pixel no *PMMA*, *VMP (Al)* é o valor médio do pixel no alumínio e *s* é o valor médio do desvio padrão no *PMMA* e no alumínio (Al), respectivamente.

$$CNR = \frac{VMP (PMMA) - VMP (Al)}{\sqrt{\frac{\sigma (PMMA)^2 + \sigma (Al)^2}{2}}} \quad (1)$$

A análise dos resultados foi realizada através da $CNR_{relativa}$ aos valores de CNR_n para diferentes espessuras com o valor de *CNR* da espessura padrão de 50 mm, conforme a Equação 2^{1,9}:

$$CNR_{relativa} = \frac{CNR_n}{CNR_{50\text{ mm}}} \times 100 \quad (2)$$

A Tabela 2 mostra os valores limites de *CNR* para cada espessura de *PMMA* segundo o protocolo europeu⁹:

Tabela 2 – Valores de *CNR* aceitável para cada espessura de *PMMA*.

Espessura de <i>PMMA</i>	<i>CNR</i> (relativa para 50 mm de <i>PMMA</i>)
[mm]	[%]
20	>115
30	>110
40	>105
45	>103
50	>100
60	>95
70	>90

Fonte: *European Commission* ⁹.

Determinação do limiar de contraste

Para determinar o limiar de contraste foi usado o simulador de contraste detalhe *CDMAM*. O simulador *CDMAM* foi posicionado as placas de *PMMA* obtendo diferentes espessuras. Vale ressaltar que o simulador equivale a 10 mm de *PMMA*. Foi utilizado o modo de exposição automática, registrado os valores do produto corrente-tempo, da tensão e da combinação alvo/filtro. As imagens foram digitalizadas e disponibilizadas em formato *DICOM* com o mínimo de processamento possível. Para a determinação automática do limiar de contraste foi usado o software *CDMAM Analysis v. 1.5.5* (2012). A curva contraste detalhe é obtida por meio dos valores limiares de diâmetro e espessura dos discos de ouro corretamente analisados por um observador humano e/ou por um software *CDCOM*.

Os resultados da análise automática são apresentados em forma de gráfico no qual o diâmetro do disco é a função da espessura do ouro. Da probabilidade de detecção medida em cada célula, a curva contraste detalhe pode ser estimada para um dado limiar de detecção, sendo que para o cálculo da curva contraste detalhe é utilizado um modelo baseado no esquema de interpolação para ajustar uma curva através dos dados^{6,15}.

RESULTADOS E DISCUSSÃO

Razão contraste ruído (*CNR*)

As Tabelas 3 e 4 apresentam os valores da Razão Contraste Ruído (*CNR*), $CNR_{relativa}$, valores previstos e fatores de exposições em imagens obtidas no equipamento 1 e no equipamento 2, respectivamente.

Tabela 3 – Valores Razão Contraste Ruído (*CNR*) no equipamento 1.

Espessura em <i>PMMA</i> (mm)	kV Mo/Mo	mAs	Valor médio do pixel no fundo	Desvio Padrão do pixel	Valor médio do pixel para 0.2 mm de Al	Desvio Padrão do pixel para 0.2 mm de Al	<i>CNR</i> medido	<i>CNR</i> relativa (%)	Valor Limite para <i>CNR</i> relativa (%)*
20	26	27,7	2121,0	7,6	2058	8	8,07	141	> 115
30	26	58,9	2109,0	7,9	2050	8,1	7,39	129	>110
40	27	96,6	2122,8	8,3	2070	8,2	6,39	112	>105
45	27	134	2072,5	8,4	2022	8,4	6,02	105	>103
50	28	152	2102,8	8,2	2056	8,2	5,71	100	>100
60	28	304	2131,8	8,2	2091	7,9	5,06	89	>95

*Fonte: *European Commission* ⁹.

Tabela 4 – Valores Razão Contraste Ruído (CNR) no equipamento 2.

Espessura em PMMA (mm)	kV Mo/Mo	mAs	Valor médio do pixel no fundo	Desvio Padrão do pixel	Valor médio do pixel para 0.2 mm de Al	Desvio Padrão do pixel para 0.2 mm de Al	CNR medido	CNR relativa (%)	Valor Limite para CNR relativa (%)*
20	26	32,2	2242,5	6,5	2172	6,8	10,58	165	> 115
30	27	59,5	2239,8	6,4	2175	8,5	8,61	134	>110
40	28	93,3	2213,8	6,7	2156	7,2	8,33	130	>105
45	28	130	2217,8	6,5	2161	7,0	8,40	131	>103
50	29	175	2173,5	6,7	2130	6,9	6,41	100	>100
60	31	178	2208,0	6,5	2154	6,7	8,18	128	>95

*Fonte: *European Commission* ⁹.

Os valores medidos para *CNR* e *CNRrelativa* correspondentes a todas as espessuras de *PMMA* avaliadas atendem aos limites recomendados. A principal função da grade antidifusora é reduzir a radiação secundária, a qual aumenta o ruído da imagem. Observa-se uma maior resposta nos valores de *CNR* obtidos pelo equipamento 2, devido a maior eficiência da grade HTC, pois diferente da grade linear que reduz apenas a radiação perpendicular ao material de absorção, a grade HTC reduz também a ra-

dição espalhada na direção paralela às linhas da grade¹³. Isso permite o aumento do valor da *CNR*, melhorando a qualidade da imagem.

Análise de curva contraste detalhe

Nas Tabelas 5 e 6 estão apresentados os limiares de espessura de ouro para os diferentes diâmetros em cada espessura de *PMMA* nas imagens adquiridas em cada equipamento e os valores limites aceitáveis e praticáveis.

Tabela 5 – Limiar de espessura para diferentes diâmetros nas imagens adquiridas no equipamento 1.

Diâmetro (mm)	Limiar de espessura de ouro (µm)				
	Aceitável*	Praticável*	40 mm	45 mm	50 mm
0,1	1,680	1,100	2,851	4,540	6,673
0,25	0,352	0,244	0,183	0,218	0,313
0,5	0,150	0,103	0,079	0,101	0,152
1	0,091	0,053	0,072	0,062	0,012

*Fonte: *European Commission* ⁹.

Tabela 6 – Limiar de espessura para diferentes diâmetros nas imagens adquiridas no equipamento 2.

Diâmetro (mm)	Limiar de espessura de ouro (µm)				
	Aceitável*	Praticável*	40 mm	45 mm	50 mm
0,1	1,680	1,100	1,50	0,58	1,22
0,25	0,352	0,244	0,35	0,30	0,18
0,5	0,150	0,103	0,08	0,09	0,14
1	0,091	0,053	0,50	0,06	0,04

*Fonte: *European Commission* ⁹.

O limiar de contraste para pequenos objetos, nas imagens adquiridas no equipamento 1, não atende aos valores aceitáveis estabelecidos no protocolo europeu⁹, inclusive para espessura de mama comprimida típica de 45 mm de *PMMA*. Vários fatores justificam esses resultados, o tamanho de grãos do cristal da placa de imagem é o principal limitador da resolução espacial nos sistemas

CR, além do uso da grade linear. No entanto, em maiores diâmetros os limiares de contrastes são melhores do que o esperado.

As imagens obtidas no equipamento 2 apresentam contraste satisfatório e capacidade de detecção de pequenos objetos, atendendo a todos os valores limites de espessuras aceitáveis no protocolo europeu⁹.

De acordo com o protocolo europeu, a qualidade da imagem de um sistema só é aceitável se os limiares de contraste para todos os diâmetros cumprirem os valores limites estabelecidos e avaliados através da imagem do simulador CDMAM⁹. Isto indica que o sistema consegue detectar estruturas de pequenos diâmetros na imagem,

como por exemplo, microcalcificações.

Os gráficos a seguir, Figuras 7, 8 e 9, apresentam as curvas de contraste detalhe em diferentes espessuras de PMMA. Nestes gráficos estão representados os valores aceitáveis, valores praticáveis, segundo normas europeias e a curva resultante deste estudo.

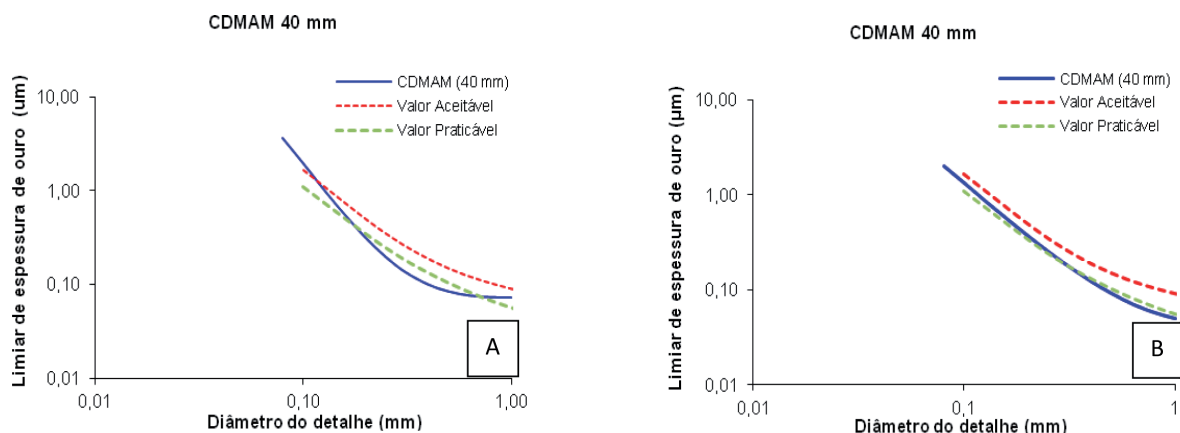


Figura 7 – Curvas de contraste-detalhe para espessura de 30 mm de PMMA + CDMAM (40 mm de espessura total). (A) Equipamento 1; (B) Equipamento 2.

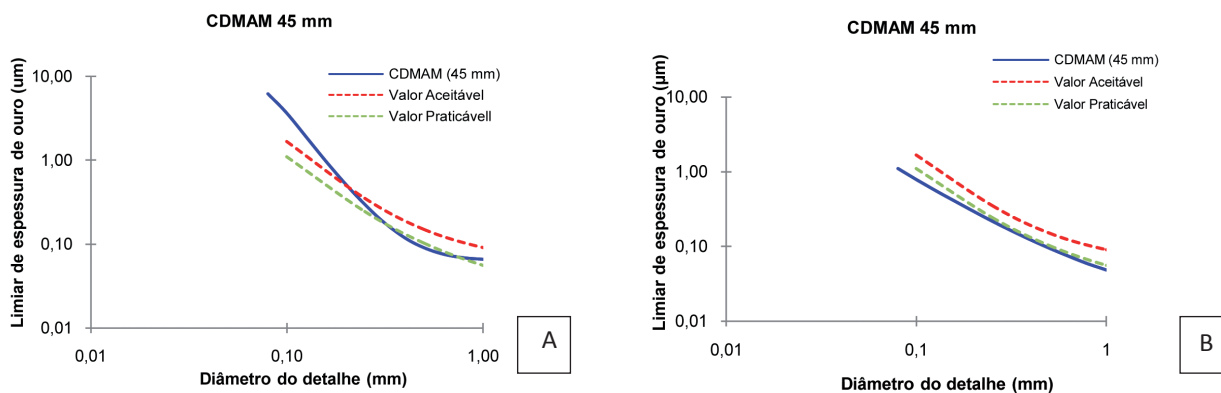


Figura 8 – Curvas de contraste-detalhe para espessura de 35 mm de PMMA + CDMAM (45 mm de espessura total). (A) Equipamento 1; (B) Equipamento 2.

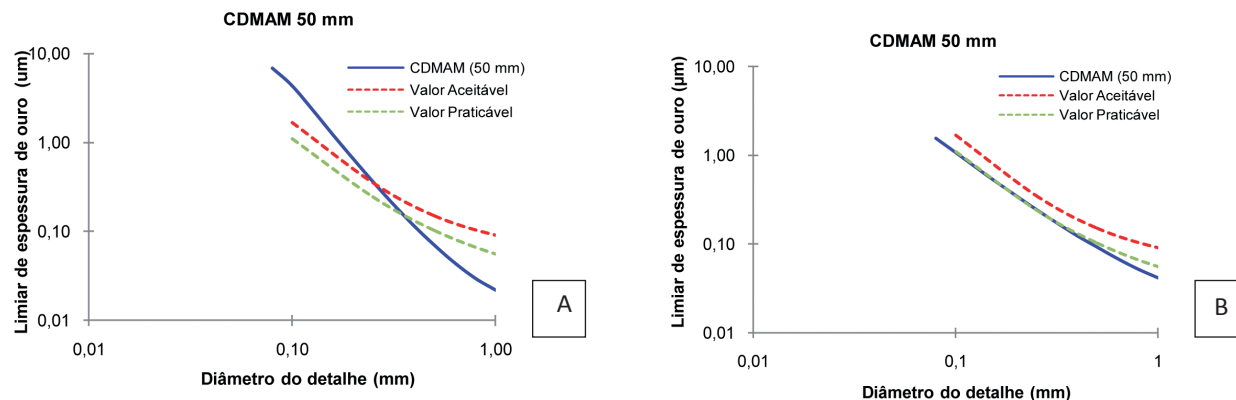


Figura 9 – Curvas de contraste-detalhe para espessura de 40 mm de PMMA + CDMAM (50 mm de espessura total). (A) Equipamento 1; (B) Equipamento 2.

Os gráficos, Figura 10(A) e 10(B), apresentam o desempenho do controle automático de exposição em função da CNR versus as espessuras de PMMA nos dois equipamentos, comparados aos valores limites estabelecidos pelo protocolo europeu. Nota-se que a curva resultante do equipamento 1, Figura 10(A),

encontra-se abaixo dos valores recomendáveis, devido aos altos limiares de espessura de pequenos diâmetros que ultrapassa o maior diâmetro existente no simulador, 2 mm. Na Figura 10(B) observa-se que a curva está localizada acima dos limites estabelecidos pelo protocolo europeu⁹, devido ao bom desempenho do sistema de imagem associado à grade celular.

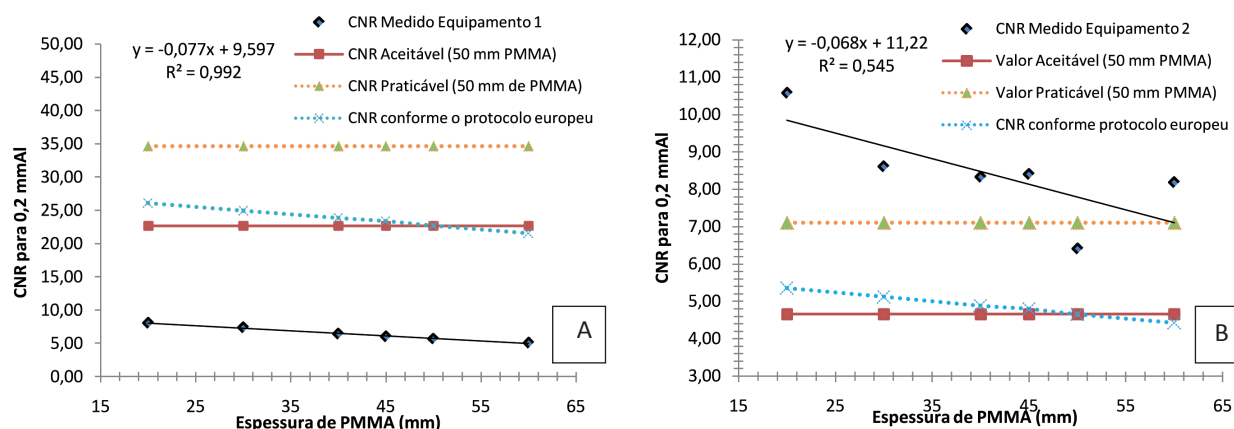


Figura 10 – Relação entre CNR medido e CNR mínimo, desejável e satisfatório em diferentes espessura de PMMA. (A) Equipamento 1; (B) Equipamento 2.

CONCLUSÃO

As análises das curvas contraste detalhe do sistema de imagem do equipamento 1 permite afirmar que o sistema apresenta baixa resposta na detecção para detalhes menores que 0,1 mm, não atendendo aos valores aceitáveis do protocolo europeu.

Os gráficos da relação contraste detalhe no sistema de imagem do equipamento 2 apresentam curvas semelhantes que atendem aos requisitos estabelecidos no protocolo europeu com ótima resposta de detecção para detalhes menores que 0,1 mm. Conclui-se que a grade celular de alta transmissão, do ponto de vista da resolução contraste-detalhe, apresenta nitidez superior para pequenas estruturas, tais como microcalcificações.

REFERÊNCIAS

- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY (Org.). **Quality Assurance Programme for Digital Mammography**: human health series 17. Vienna: IAEA, 2011. 2014 ©. Disponível em: <<http://www-pub.iaea.org/books/>>
- IAEABooks/8560/Quality-Assurance-Programme-for-Digital-Mammography>. Acesso em: 28 abr. 2014.
- INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. José Alencar Gomes da Silva. **Incidência de Câncer no Brasil**. Rio de Janeiro: INCA/MS, 2014. Disponível em: <<http://www.inca.gov.br/estimativa/2014/>>. Acesso em: 28 abr. 2014.
- BOSMANS, H. et al. Image quality measurements and metrics in full field digital mammography: an overview. **Radiat. Prot. Dosimetry**, Ashford, v. 117, n. 1-3, p.120-130, 2005.

- CALDAS, F. A. A. et. al. Controle de qualidade e artefatos em mamografia. **Radiol. Bras.**, São Paulo, v. 38, n. 4, p. 295-300, 2005.
- FAUSTO, A. M. F. **Estudo de otimização de imagem e dose em mamografia digital**. 2013. 166 f. Tese (Doutorado) – Curso de Física, Departamento de Departamento de Física, Universidade de Aveiro, Aveiro, 2013.
- JAKUBIAK, R. R. **Qualidade da imagem, limiar de contraste e dose glandular média em mamografia digital**. 2013. 162 f. Tese (Doutorado) – Curso de Engenharia Elétrica, Departamento de Programa de Pós-graduação em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2013.
- CORRÊA, E. L. **Metodologia de controle de qualidade e implantação de campos padrões de radiação X, nível mamografia, seguindo a norma IEC 61267**. 2010. 163 f. Dissertação (Mestrado) – Curso de Tecnologia Nuclear – Aplicações, Departamento de Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.
- MAYO, P. et al. Analysis of digital image quality indexes for CIRS SP01 and CDMAM 3.4 mammographic phantoms. In: ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, 30. 2008, Vancouver. **Anal...** Vancouver: IEEE, 2008. p. 418 – 421.
- EUROPEAN COMMISSION (Org.). **European guidelines for quality assurance in breast cancer screening and diagnosis**. 4. ed. Luxembourg: European Communities, 2006. p. 181-196.
- BRASIL. Ministério da Saúde. Portaria nº 453, de 1 de junho de 1998. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. **Diário Oficial [da] República Federal do Brasil**, Poder Executivo, Brasília, DF, de 2 de junho de 1998.
- ALVARENGA, F. L. **Análise de parâmetros e controle de qualidade de sistemas de radiologia computadorizada para mamografia**. 2008.

99 f. Dissertação (Mestrado) – Curso de Pós-graduação em Ciências e Tecnologia das Radiações Minerais e Materiais, Departamento de CDTN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Belo Horizonte, 2008.

13. DANTAS, M. V. A. **Dose glandular e controle de qualidade de imagem em serviços de mamografia com sistema de radiografia computadorizada**. 2010. 119 f. Dissertação (Mestrado)- Curso de Pós-Graduação em Ciências e Tecnologia das Radiações, Minerais e Materiais, Departamento de CDTN, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Belo Horizonte, 2010.

14. DANCE D. R. et al. Additional factors for the estimation of mean glandular breast dose using the UK mammography dosimetry protocol. **Phys. Med. Biol.**, London, v.45, n.11, p. 3225-40, 2000.

15. E-FLECHA Sistemas Médicos. **Mamografo Siemens Mammomat 3000 NOVA**. Disponível em: < <http://www.e-flecha.com/blog/index.php?m=04&y=14&d=11&entry=entry140411-154420>>. Acesso em: 10 jul. 2014.

16. CENTER Médica. **Mamógrafo LORAD MIV** (Catálogo online). Disponível em: <<http://www.flickr.com/photos/viamedicadobrasil/5079742960/>>. Acesso em: 10 jul. 2014.

17. GRAY, J. E.; PRINCEHORN, J. A. **HTC™ Grids Improve Mammography Contrast**. 2004. Disponível em: <http://www.hologic.com/data/File/pdf/W-BI-HTC_HTC_GRID_09-04.pdf>. Acesso em: 15 fev. 2014.

18. KARSEMEIJER, N.; THIJSSSEN, M. A. O. Determination of contrast-detail curves of mammography systems by automated image analysis. In: DOI, K. et al. **Digital Mammography**. Amsterdam: Elsevier, 1996. p. 155-160.

19. EUROPEAN COMMISSION (Org.). **Supplement to the European Guidelines**. 4. ed. Luxembourg: European Communities, 2011. 476 p.

20. CHUNG SHAN MEDICAL UNIVERSITY. Departamento de Física Médica (Taiwan). **Análise de qualidade da imagem**. 2013. Disponível em: <<http://w3.csmu.edu.tw/~medphy/index.files/Page353.html>>. Acesso em: 10 jul. 2014.

Submetido em 09.02.2014;

Aceito em 24.04.2014.