

Objeto de teste de baixo custo para radiologia computadorizada

Low cost phantom for computed radiology

Paulo Cesar B. Travassos¹, Fernando M. Augusto², Thalys L.A. Sant'Yves², Elicardo A.S. Gonçalves², Luis Alexandre G. Magalhães¹ e Marina A. Botelho³

¹Laboratório de Ciências Radiológicas da Universidade do Estado do Rio de Janeiro (BRGAUERJ) – Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

²Instituto Nacional de Câncer (INCA) – Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

³Hospital Universitário Pedro Ernesto (UERJ) – Rio de Janeiro (RJ), Brasil.

Resumo

O presente trabalho apresenta os resultados da aplicação de um objeto de teste para avaliação da qualidade das imagens obtidas por meio de radiografia computadorizada (CR). Foi construído a partir de materiais com baixo custo, no valor total de aproximadamente US\$ 100,00. O objeto de teste mostrou ser bastante viável como auxiliar no controle de qualidade, possibilitando avaliação dos seguintes parâmetros: kVp, mAs, resolução de alto e baixo contraste, relação sinal ruído SNR, contraste radiográfico, uniformidade, acurácia na medida de comprimento.

Palavras-chave: radiologia, controle de qualidade, raios X, tecnologia de produtos.

Abstract

This article presents the results obtained from a low cost phantom, used to analyze Computed Radiology (CR) equipments. The phantom was constructed to test a few parameters related to image quality, as described in [1-9]. Materials which can be easily purchased were used in the construction of the phantom, with total cost of approximately US\$100.00. A bar pattern was placed only to verify the efficacy of the grids in the spatial resolution determination, and was not included in the budget because the data was acquired from the grids.

Keywords: radiology, quality control, x-rays, products technology.

Introdução

O presente trabalho apresenta os resultados obtidos a partir de um objeto de teste de baixo custo, utilizado para analisar equipamentos de Radiologia Computadorizada (CR).

O objeto de teste foi construído para testar alguns parâmetros relacionados à qualidade de imagem¹⁻⁶. No objeto de teste, foram utilizados materiais que podem ser encontrados facilmente no mercado. O custo desses materiais ficou em cerca de US\$100,00. Foi colocado um padrão de barras para conferir a eficácia das grades na determinação da resolução espacial. Esse componente não foi incluído no orçamento, pois as medidas de resolução espacial foram realizadas com as grades.

Material e Métodos

O objeto de teste (Figura 1) possui quatro estruturas básicas: um *stepwedge* feito em cobre, um atenuador de

chumbo, um padrão de barras e um conjunto de sete grades de aço inox com medidas variadas. As estruturas encontram-se dispostas em uma caixa de acrílico cuja

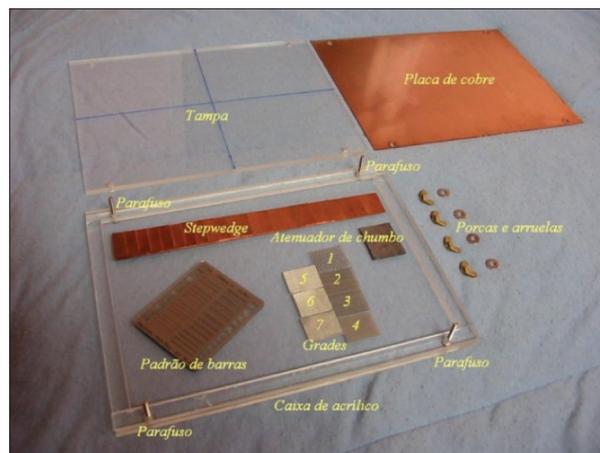


Figura 1. Fotografia do objeto de teste.

Autor correspondente: Paulo Cesar Baptista Travassos – Universidade Cândido Mendes, Instituto Universitário Cândido Mendes – Rua Luiz Leopoldo Fernandes Pinheiro, 517 – CEP: 24016-900 – Niterói (RJ), Brasil – E-mail: pctravassos@ufrj.br

tampa removível é fixada por quatro parafusos em aço inox, com porcas do tipo borboleta, confeccionadas em latão, e arruelas de aço inox. Sobre a face superior, foram fixadas duas placas de cobre.

Stepwedge: feito a partir de uma placa de cobre de 0,15 mm de espessura. Possui 25 degraus, com uma diferença de espessura de 0,15 mm entre eles, comprimento de 8 mm e largura de 20 mm.

Atenuador de chumbo: consiste em uma folha de chumbo com espessura de 0,01 mm. É utilizado para determinação da relação sinal-ruído.

Padrão de barras: é utilizado para a determinação da resolução espacial, medida em pares de linhas por milímetro. Sua função é servir como parâmetro de comparação para avaliar a viabilidade de se utilizar grades de aço para esta finalidade.

Conjunto de grades: cada grade possui fio com uma determinada espessura e espaçamento. Considerando cada fio como uma linha, temos a resolução em pares de linha por milímetro, conforme indica a Tabela 1.

Estrutura de suporte: confeccionada a partir de uma placa de acrílico transparente com 5 mm de espessura, medindo 170x230 mm. As dimensões externas da caixa são 170x230x150 mm. É fixada por quatro parafusos de aço, que prendem a tampa. A caixa oferece proteção e sustentação mecânica à montagem; as arruelas possuem a função adicional de servirem como marcadores para que sejam feitas medidas de distância. A distância entre a borda das arruelas é de 150 mm, horizontalmente, e de 180 mm, verticalmente.

Placas atenuadoras: feitas em cobre, servindo como atenuadores para o feixe primário. Possuem a função de possibilitar o uso do objeto de teste com feixes mais energéticos (i.e. maiores kVp). A espessura total é de 1,35 mm e as dimensões da largura e altura são, respectivamente, 170 e 230 mm.

Critérios de qualidade

O objeto de teste foi radiografado com diversas técnicas radiográficas. Foram obtidas imagens com 3480x3480 pixels, profundidade de 12 bits (4096 tons de cinza) para cada técnica. A distância foco-filme utilizada foi de 1 m.

Foi obtida a curva de resposta referente a cada imagem, analisando-se a região referente ao *stepwedge*. Os valores médios de número de pixel foram obtidos selecionando-se uma região de interesse (ROI) retangular para

cada degrau. As espessuras de cada um dos degraus foram convertidas em intensidade relativa de radiação transmitida. A curva de resposta é formada pelos valores de pixel médios referentes a cada degrau, em função da exposição relativa correspondente. A resposta para uma placa de imagem CR é linear⁷⁻¹³. No sistema utilizado, o sinal é submetido a um pré-amplificador que possui ganho proporcional à raiz quadrada do sinal de entrada. Por isso, para obter uma resposta linear, é necessário que seja feita uma correção nos valores do número de pixel, elevando-se esses valores ao quadrado. O coeficiente angular da reta plotada a partir da regressão linear com os dados de resposta é chamado de contraste. Avaliando-se as curvas de resposta para um dado mAs, e diversos valores de kVp, é possível obter o gráfico do contraste em função do kVp. De forma análoga, mantendo-se fixo um dado kVp, variando-se o mAs, é possível obter o gráfico do contraste em função do mAs. Esses gráficos possibilitam que o objeto de teste seja utilizado em futuras análises de kVp ou mAs com uma única exposição.

A camada semirredutora (HVL) em milímetros de cobre pode ser avaliada a partir da curva de resposta. Deve ser considerada a influência da placa atenuadora colocada sobre o objeto de teste. Por esse motivo, para essa medida é recomendado retirar as placas atenuadoras.

A relação sinal-ruído (SNR)¹², dada pela Equação 1, é o quociente entre a intensidade do sinal e o ruído. Foi obtida selecionando-se uma ROI retangular sobre a região da imagem referente ao atenuador de chumbo.

$$SNR = \frac{\mu}{\sigma} \quad (1)$$

Aqui, σ é o desvio padrão dos valores de pixel para cada ROI.

A resolução espacial foi determinada com a visualização do padrão de barras e das grades, utilizando uma ampliação de dez vezes, com a janela de cores que permitiu a melhor visualização. Adotou-se o critério de avaliação descrito na Tabela 2⁸.

Foi medida a distância entre as imagens dos espaçadores (parafusos) para posterior comparação com o objeto real.

Resultados

O gráfico da Figura 2 representa a curva de resposta do sistema para a técnica de 66 kVp e 6,4 mAs. A partir de gráficos análogos, determinou-se a dependência entre o kVp e o contraste (Figura 3) e entre o mAs e o contraste

Tabela 1. Pares de linha por milímetro.

Grade	Espessura do fio (mm)	Pares de linhas /mm
1	0,46	1,1
2	0,30	1,7
3	0,20	2,5
4	0,18	2,8
5	0,12	4,2
6	0,10	5,0
7	0,08	6,3

Tabela 2. Resolução espacial: resultado.

Resolução	Valor
$R_{hor}/F_{Nyquist}$	>0,9
$R_{ver}/F_{Nyquist}$	>0,9
$R_{45^\circ}/(1,41 F_{Nyquist})$	>0,9

(Figura 4). A partir desses gráficos, é possível estimar o valor de kVp para uma exposição qualquer, com uma acurácia de $\pm 4\%$ kVp, e o mAs, com acurácia de $\pm 0,2$ mAs.

A relação sinal-ruído obteve variação linear com o valor da exposição. Conforme era esperado, quanto maior for a intensidade do sinal, maior será a SNR, coeficiente de

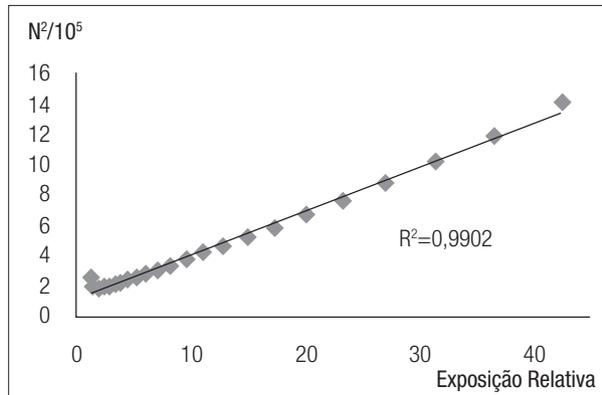


Figura 2. Curva de resposta para 66 kVp, 6,4 mAs. Contraste de 0,2846.

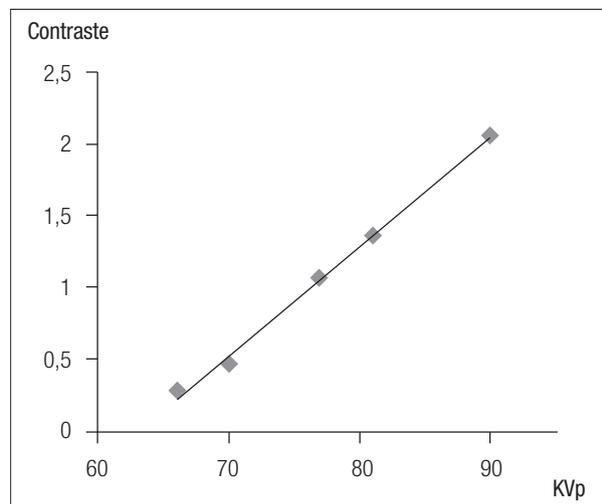


Figura 3. Variação contraste em função do kVp para 6,4 mAs.

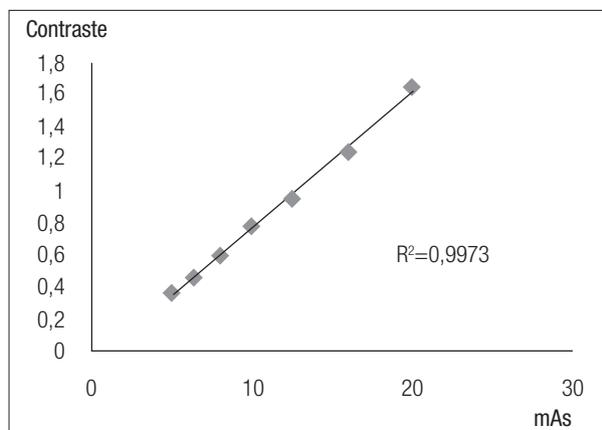


Figura 4. Variação do contraste com mAs para 70 kVp.

correlação de 0,976 (Figura 5). Pode ser criado um critério para a avaliação de SNR em radiologia convencional.

A resolução espacial manteve-se constante para todas as imagens, 2,8 pares de linhas por milímetro, tanto horizontalmente quanto verticalmente, utilizando as grades ou o padrão de barras comercial (Tabela 3).

Na medida de comprimento, utilizando-se a região da imagem correspondente às arruelas, foi encontrada diferença, entre a imagem e o objeto real, menor do que 0,5 mm, o que demonstra grande acurácia na medição desse parâmetro.

Discussão e Conclusões

Com o objeto de teste, é possível uma avaliação do sistema de imagem. Medidas de kVp realizadas com equipamento eletrônico comercial estão em conformidade com as estimativas obtidas a partir do objeto de teste. O mesmo ocorre para a medida de comprimento. As grades tiveram um desempenho satisfatório, com resultados idênticos aos obtidos com o padrão de barras comercial.

Nas imagens, existe grande quantidade de radiação espalhada. Este seria um fator a ser melhorado em um futuro trabalho. A relação entre a dose e a qualidade da imagem seria outro trabalho.

Observando-se o conjunto de grades, existe um grande intervalo de resolução espacial entre as grades de 2,8 e 4,2 pares de linha por milímetro, assim como entre as grades de 5 e 6,3 pares de linha por milímetro. Esse problema poderia ser resolvido colocando-se mais duas grades, com as dimensões adequadas para superar essa falha.

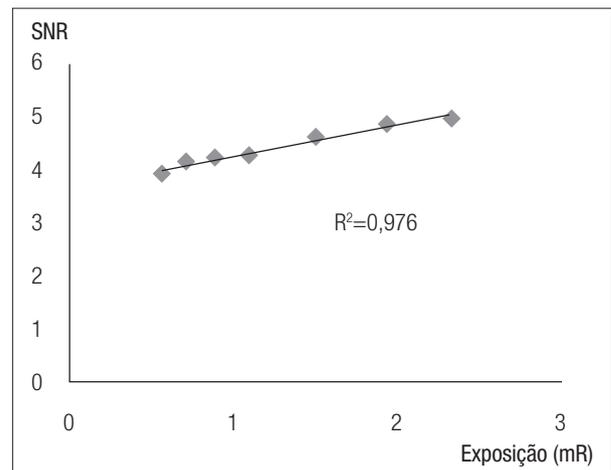


Figura 5. Variação da SNR com a taxa de exposição para 66 kVp.

Tabela 3. Resolução espacial.

Resolução	Valor
$R_{hor}/F_{Nyquist}$	1,12
$R_{ver}/F_{Nyquist}$	1,12
$R_{45}/(1,41 F_{Nyquist})$ (padrão de barras)	1,13
$R_{hor}/F_{Nyquist}$ (padrão de barras)	1,13
$R_{ver}/F_{Nyquist}$ (padrão de barras)	1,13

Agradecimentos

Ao Instituto Nacional de Câncer, Rio de Janeiro, Brasil.

Referências

1. Travassos P. C. B. Objeto de teste de baixo custo para avaliação da qualidade em radiografia computadorizada [Dissertação de pós-graduação]. Rio de Janeiro: MS/Brasil/INCA, 2010.
2. Brasil. Ministério da Saúde (Brasil), Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico: Portaria 453. Brasília: Diário Oficial da União; 1998.
3. International Atomic Energy Agency (IAEA). Applying radiation safety standards in diagnostic radiology and interventional procedures using X-ray. Viena: IAEA; 2006. (Safety Reports Series, 39)
4. Drexler, G. Eriskat, H. and Schilla H. Criteria and methods for quality assurance in medical X-ray diagnosis. Br J Radiol. 1985; Suppl 18.
5. American Association of Physicists in Medicine (AAPM). Assessment of display performance for medical imaging systems: executive summary of AAPM TG18 report. Med Phys. 2005;32:1205-25.
6. Magalhães L. Implantação do laboratório para controle de qualidade dos filmes radiográficos [Tese]. Rio de Janeiro: IB/UERJ; 2007.
7. AAPM. An exposure indicator for digital radiography: executive summary of AAPM TG116 report. Med Phys. 2009;36(7):2898-914.
8. AAPM [Internet]. Acceptance testing and quality control of photostimulable storage phosphor imaging systems: AAPM TG10 report. Maryland: AAPM; 2006 [acesso em 2013 abr 24]. Disponível em: http://www.aapm.org/pubs/reports/RPT_93.pdf
9. Seibert JA, Alvarez RE. Tools for statistical quality control of diagnostic X-ray equipament. University of California Davis, Department of Radiology; 2008.
10. Oliveira DF. Análise da radiografia computadorizada em condições de águas profundas [Dissertação de Mestrado]. Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ, 2007.
11. Correa SCA. Correlação de grandezas utilizadas para a determinação de kVp com o contraste da imagem [Dissertação de Mestrado]. Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ; 2005.
12. Bushong SC. Radiologic science for technologists. Washington: The C.V. Mosby Company; 1975.
13. Bushberg JT, Seibert JA, Leidholdt EM, Boone J M. The essential Physics of Medical Imaging. Williams e Wilkins; 1994.