

Impacto do controle de densidade sobre produto dose-área e qualidade da imagem em um sistema de radiologia digital

Impact of density control on dose area product and image quality in a digital radiology system

M R Neczypor¹, L G Bestel¹, J V Real², R B Doro²

¹ Universidade Tecnológica Federal do Paraná; ² Complexo Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná.

E-mail: neczypor@alunos.utfpr.edu.br

Resumo: Neste trabalho, avaliou-se o impacto do controle de densidade nos valores de produto dose-área (*dose area product*, DAP), estabelecendo-se uma qualidade de imagem aceitável em exames de extremidades. Valores de razão sinal-ruído e razão contraste-ruído, foram também avaliados. À medida que o controle de densidade varia de -1,5 até 1,5, o mAs detectado pelo equipamento aumenta e o DAP apresenta variação entre 2,29 μGym^2 a 4,59 μGym^2 . A RSR medida no osso e no tecido e a RCR aumentaram sutilmente. Portanto, modificações no controle de densidade não apresentaram mudanças significativas nos valores destes descritores quando comparados com variações de DAP.

Palavras-chave: radiologia digital, controle de densidade, qualidade da imagem, produto dose-área.

Abstract: In this work, the impact of density control on the dose area product (DAP) values was evaluated, establishing an acceptable image quality in extremity exams. Signal-to-noise and contrast-to-noise ratios were also chosen. As the density control varies from -1.5 to 1.5, the mAs detected by the increase and the DAP varies between 2.29 μGym^2 to 4.59 μGym^2 . The RSR measured in bone and tissue and the RCR

increased slightly. Therefore, modifications without density control have no relevant differences in the values of these descriptors when compared with variations in DAP.

Keywords: digital radiology, density control, image quality, dose-area product.

1. INTRODUÇÃO

Devido à ampla faixa dinâmica e a alta eficiência de dose, sistemas de radiologia digital oferecem diversas opções para redução de dose (PROKOP, C. S., 2008). Com a otimização automática do contraste e da densidade da imagem em uma radiografia digital, qualquer variação na densidade da imagem pode não ser percebida, podendo resultar em um aumento gradual na dose com pouca ou nenhuma alteração perceptível na qualidade da imagem (UFFMANN, M., 2009).

Em equipamentos que dispõem de técnicas de exposição automática, ou seja, controle automático de exposição (CAE), a intensidade da radiação é medida por uma fotocélula ou câmara de ionização. Assim, a exposição da radiação ao paciente é encerrada quando a quantidade adequada atinge o detector de imagem (BUSHONG, S. C., 2010).

Para produzir uma imagem radiográfica de qualidade utilizando o CAE, todos os fatores que envolvem a técnica de exposição devem estar pré-programados no equipamento e ser continuamente ajustados e avaliados de maneira que se obtenha a menor exposição e melhor qualidade da imagem. Algumas configurações do CAE podem ser modificadas, a fim de reduzir a dose sem prejudicar a qualidade da imagem, como por exemplo, a correção da densidade (ou controle de densidade). Alterações na correção da densidade, podem resultar em variações de até 25% do mAs (MOORE, C. S., 2019).

Em radiologia, para se produzir uma imagem otimizada, deve-se levar em consideração a dose e a qualidade da imagem (INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 2005). Uma medida dosimétrica recomendada em radiologia diagnóstica é o DAP (do inglês, dose área product) (TAPIOVAARA, M., 2008). De forma a conhecer o risco relacionado da exposição à radiação, valores de DAP podem ser convertidos em dose absorvida em órgãos e dose efetiva utilizando-se fatores de conversão ou simulações por Monte Carlo (MENDES, H.R., 2018).

Sendo assim, o objetivo deste estudo é avaliar o impacto do controle de densidade para exames de extremidades, com uso do sistema de controle automático de exposição, nos valores de DAP de forma a estabelecer uma qualidade de imagem aceitável em um sistema de radiologia digital.

2. MATERIAIS E MÉTODOS

2.1 Equipamento

As imagens foram adquiridas em um equipamento de radiologia digital, modelo Digital Diagnostic C50, marca Philips®. O detector utilizado, modelo PaxScan 4336W, possui uma matriz de 2869×2874 pixels e tamanho de pixel de $148 \mu\text{m}$. Ambos pertencem à Unidade de Diagnóstico por Imagem de um hospital universitário de grande porte da cidade de Curitiba, Paraná, Brasil.

2.2 Simulador de mão

Para a simulação dos exames de extremidades, utilizou-se um simulador antropomórfico de mão (figura 1), constituído por parafina e gesso.

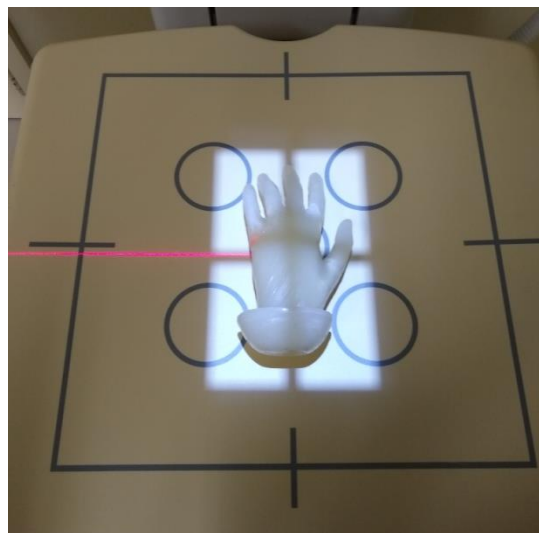


Figura 1 - Simulador de mão posicionado para irradiação. (Fonte: O autor).

2.3 Metodologia

Anteriormente a aquisição das imagens, foram realizados todos os testes de controle de qualidade no equipamento de raios X utilizado e no sistema de detecção, os quais apresentaram desempenho em conformidade com a legislação vigente (BRASIL, 2019).

O simulador foi posicionado, conforme os exames são realizados na rotina do serviço. Foram adquiridas sete imagens, com uso do controle automático de exposição, com valores de controle de densidade de -1,5; -1,0; -0,5; 0; 0,5; 1,0 e 1,5.

Após a aquisição, as imagens foram analisadas por meio do software ImageJ®. Duas ROI's (do inglês, Region of Interest) foram posicionadas para obtenção dos valores de sinal e ruído para o osso e tecido, como mostrado na figura 2.

Para fins de otimização de dose, avaliou-se a grandeza DAP fornecida por uma câmara de ionização de placas paralelas, modelo VacuDAP – OEM marca VacuTec®, acoplada na saída do colimador do equipamento de raios X. A fim de determinar a qualidade da imagem de maneira objetiva, avaliou-se a razão sinal-ruído e a razão contraste-ruído das imagens, para todos os valores de controle de densidade, comparando-os com o valor zero, utilizado como referência.

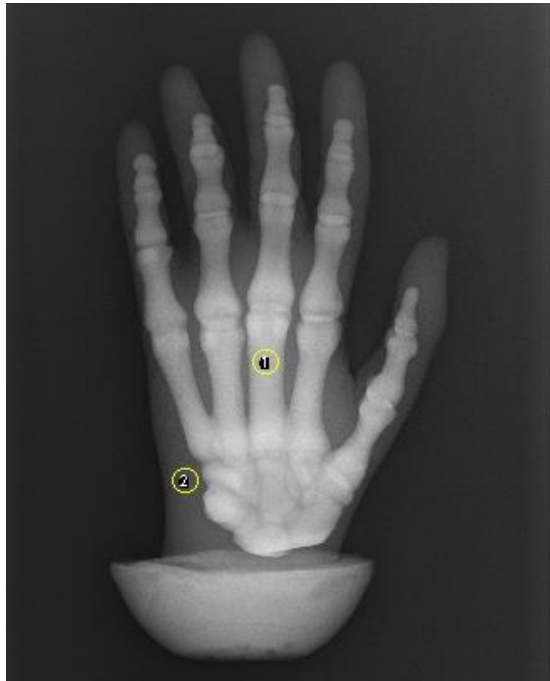


Figura 2 – Localização das ROI's. 1) osso, 2) tecido. (Fonte: O autor).

2.3.1 Razão sinal-ruído

A razão sinal-ruído (RSR) quantifica o ruído presente na imagem, baseado na razão entre o sinal médio de uma estrutura (S) e o seu respectivo desvio padrão (σ), conforme definido pela equação (1).

$$RSR = \frac{S}{\sigma} \quad (1)$$

A RSR é uma grandeza que compara o nível de sinal desejado com o nível de ruído de fundo, quanto maior a RSR, menor o efeito do ruído na visualização da imagem (BUSHBERG, J. T., 2011).

2.3.2 Razão contraste-ruído

A razão contraste-ruído (RCR) avalia a relação entre o contraste na imagem e o ruído relativo, pode ser considerado como uma grandeza que aperfeiçoa a qualidade da imagem. É definida pela equação

(2), onde S_f e S_o representam o sinal referente a uma região de fundo e um objeto, respectivamente, e σ representa o ruído de fundo (BUSHBERG, J. T., 2011).

$$RCR = \frac{S_f - S_o}{\sigma} \quad (2)$$

A RCR não é afetada pelo processamento da imagem, sendo assim uma grandeza mais relevante para descrever a visualização de diferentes estruturas em uma imagem digital.

2.3.3 Produto dose-área (DAP)

Para dosimetria do paciente em radiologia diagnóstica, pode-se utilizar a grandeza produto dose-área (ZHANG, M., 2009; FAUBER, T. L., 2011).

Os efeitos biológicos, que podem ser induzidos por exposição à radiação, dependem diretamente do volume de tecido irradiado e da magnitude da dose de radiação. Portanto, o DAP é um importante descritor de dose em procedimentos radiológicos (NICKOLOFF, E. L., 2008).

O DAP é definido como a média de kerma no ar (Gy) multiplicado pela área transversal do feixe de raios X correspondente (cm²), cujo produto é expresso em Gycm².

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Na tabela 1 estão representados os valores do controle de densidade selecionados no equipamento, o kV sugerido pelo sistema referente à estrutura simulada, o mAs fornecido pelo controle automático de exposição (CAE), o produto dose-área (DAP), a razão sinal-ruído (RSR) e também a razão contraste-ruído (RCR).

Tabela 1. Parâmetros de aquisição e valores obtidos de DAP, RSR e RCR.

Densidade	kV	mAs detectado	DAP (μGym^2)	RSR Osso	RSR Tecido	RCR
-1,5	55	1,97	2,29	22,99	12,05	16,20
-1	55	2,20	2,55	23,16	12,00	16,07
-0,5	55	2,42	2,80	23,24	12,37	16,56
0	55	2,74	3,20	24,43	12,48	16,80
0,5	55	3,07	3,59	24,82	12,72	16,98
1	55	3,51	4,10	24,91	12,93	17,20
1,5	55	3,92	4,59	25,78	13,11	17,55

Fonte: O autor.

De acordo com os resultados obtidos neste estudo, foi possível verificar que à medida que o controle de densidade varia de -1,5 até 1,5, o mAs detectado pelo equipamento aumenta de 1,97 até 3,92 e o DAP apresenta variação entre 2,29 μGym^2 a 4,59 μGym^2 . A RSR medida no osso varia entre 22,99 e 25,78, e a RSR medida no tecido aumenta sutilmente de 12,05 até 13,11. Por fim, a RCR apresenta valor mínimo de 16,20 e valor máximo de 17,55. Para o valor denominado como referência (densidade 0), o qual é o valor padrão utilizado na rotina, o DAP registrado é de 3,20 μGym^2 . c

Para a aquisição com valor de controle de densidade -1,5 houve uma redução de 28,4% no valor do DAP, já a RSR no osso diminuiu aproximadamente 6,0% e no tecido 3,4%, comparado ao valor de referência. O valor da RCR sofreu uma redução de 3,5%.

Já na aquisição na qual se utilizou o valor de controle de densidade de 1,5 o DAP sofreu um aumento de 43,4%, enquanto que a RSR no osso e tecido aumentaram aproximadamente 5,0%, e a RCR aumentou em 4,5%, comparando-se com o valor zero, definido como padrão, conforme demonstrado na tabela 2.

Com a tecnologia de aquisição de imagem digital, os profissionais têm a oportunidade de reduzir a dose em pacientes devido à resposta linear do detector de imagens digital em relação à dose de radiação. Na imagem digital a superexposição e subexposição não são facilmente reconhecíveis como no sistema tela-filme e o indicativo de uma exposição baixa está no nível quantitativo de ruído da respectiva imagem processada digitalmente. Neste caso o aumento ou a redução do ruído é característico da subexposição ou superexposição, respectivamente (CLAUS, T.V., 2019).

Tabela 2. Variação percentual do DAP, RSR e RCR em relação ao valor de referência.

Densidade	DAP	RSR Osso	RSR Tecido	RCR
-1,5	-28,40%	-5,90%	-3,40%	-3,50%
-1	-20,30%	-5,20%	-3,90%	-4,30%
-0,5	-12,50%	-4,90%	-0,90%	-1,40%
0	0%	0%	0%	0%
0,5	12,20%	1,60%	1,90%	1,10%
1	28,10%	1,90%	3,60%	2,40%
1,5	43,40%	5,50%	5,10%	4,50%

Fonte: O autor.

Apesar das alterações nos valores de controle de densidade, todos os valores de DAP encontrados neste estudo, para a estrutura simulada, estão abaixo dos valores encontrados por outros autores (SILVESTRO, A., 2018).

Estudos anteriores, concluíram que alterações no controle de densidade, em sistemas de radiologia digital, não demonstraram diferença significativa na qualidade da imagem, mesmo com redução

significativa de dose para exames de tórax. Isto é possível devido à resposta complexa e subjetiva do mecanismo de controle visual humano, a menos que a diferença no ruído seja significativa (aproximadamente 50%) (GREWAL, R. K., 2012).

Tal fato se comprova também neste estudo, pois foi possível verificar que não houve variações significativas nos valores dos descritores de qualidade de imagem, quando comparados com as variações no DAP.

4. CONCLUSÃO

Alterações no controle de densidade, em radiologia digital, impactam em variações significativas nos valores de DAP e, conseqüentemente, na dose fornecida ao paciente durante a irradiação. Entretanto, mudanças na qualidade da imagem são imperceptíveis.

Desta forma, é injustificável o aumento de dose para a melhoria da imagem radiográfica. O ajuste na seleção de um valor alto de controle de densidade, só deve ser feito em casos de real importância e quando se tem o conhecimento no que a mudança do parâmetro irá impactar na imagem e no paciente, visto que o ajuste desnecessário pode resultar em uma dose elevada com pouca ou nenhuma mudança significativa para a qualidade da imagem.

AGRADECIMENTOS

Agradecemos ao Instituto Federal do Paraná, por nos fornecer o simulador de mão para a aquisição das imagens utilizadas neste estudo.

REFERÊNCIAS

BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Diretoria Colegiada. **Resolução RDC n° 330**, de 20 de dezembro de 2019. Disponível em: <http://portal.anvisa.gov.br/documents/10181/3426718/RDC_330_2019_.pdf/3fdd505e-e324-47a7-b121-c8767e31208d>. Acesso em: 07 de julho de 2020.

BUSHBERG, J. T.; SEIBERT, J. A.; LEIDHOLDT JR, E. M.; BOONE, J. M. **The essential physics of medical imaging**. 3 ed. Philadelphia: Lippincott Williams e Wilkins, 2011.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos**. 9 ed. São Paulo: Elsevier, 2010.

CLAUS, T.V.; SOARES, F. A.P.; WEIS, G. L.; BAUHARDT, T. Otimização de técnicas de exposição em sistema de radiologia computadorizada (RC). **Brazilian Journal of Health Review**, Curitiba, v. 2, n. 5, p. 4071-4087, 2019. Disponível em< <https://www.brazilianjournals.com/index.php/BJHR/article/view/3283/3149>>. Acesso em: 07 de julho de 2020.

FAUBER, T. L.; COHEN, T. F.; DEMPSEY, M. C. High kilovoltage digital exposure techniques and patient dosimetry. **Radiologic Technology**, v. 82, n. 6, p. 501-510, 2011.

GREWAL, R. K.; YOUNG, N.; COLLINS, L.; KARUNARATNE, N.; SABHARWAL, R. Digital chest radiography image quality assessment with dose reduction. **Australasian Physical & Engineering Sciences in Medicine**, v. 35, p. 71-80, 2012. Disponível em: <<https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s13246-012-0125-5.pdf>>. Acesso em: 07 de julho de 2020.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. Patient dosimetry for x rays used in medical imaging. **ICRU Report 74**, Bethesda, MD:International Commission on Radiation Units and Measurements, 2005.

MENDES, H. R. Otimização da qualidade da imagem e dose em radiologia pediátrica usando simulação Monte Carlo e métodos experimentais. Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Instituto de Física Gleb Wataghin, Campinas, SP, 108 p., 2018. Disponível em: <<http://repositorio.unicamp.br/jspui/handle/REPOSIP/332464>>. Acesso em: 07 de julho de 2020.

MOORE, C. S.; WOOD, T. J.; JONES, S.; SAUNDERSON, J. R.; BEAVIS, A. W. A practical method to calibrate and optimise automatic exposure control devices for computed radiography (CR) and digital radiography (DR) imaging systems using the signal-to-noise ratio (SNR) metric. **Biomedical Physics & Engineering Express**, v. 5, n. 3, 2019.

NICKOLOFF, E. L., LU, Z. L., DUTTA, A. K., SO, J. C. Radiation dose descriptors: BERT, COD, DAP, and other strange creatures. **Radiographics**, v. 28, n. 5, p. 1439-1450, 2008. Disponível em: <<https://pubs.rsna.org/doi/pdf/10.1148/rg.285075748>>. Acesso em: 08 de julho de 2020.

PROKOP, C.S.; NEITZEL, U.; VENEMA, H.W.; UFFMANN, M.; PROKOP, M. Digital chest radiography: an update on modern technology, dose containment and control of image quality. **European Radiology**, v. 18, n. 9, p. 1818–1830, 2008. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2516181/pdf/330_2008_Article_948.pdf>. Acesso em: 07 de julho de 2020.

SILVESTRO, A.; MARTINI, K.; BECKER, A.S.; KIM-NGUYEN, T.D.L.; GUGGENBERGER, R.; CALCAGNI, M.; FRAUENFELDER, T. Postoperative imaging of orthopaedic hardware in the hand and wrist: is there an added value for tomosynthesis. **Clinical Radiology**, v. 73, n. 2, p. 214-219, 2018.

TAPIOVAARA, M; SIISKONEN, T. PCXMC-A Monte Carlo program for calculating patient doses in medical X-ray examinations. **Radiation and nuclear safety authority STUK**, v. 40, n. 21, 2008.

UFFMANN, M.; PROKOP, C. S. Digital radiography: the balance between image quality and required radiation dose. **European Journal of Radiology**, v. 72,n. 2, p. 202–208, 2009. Disponível em: <[https://www.ejradiology.com/article/S0720-048X\(09\)00354-4/fulltext](https://www.ejradiology.com/article/S0720-048X(09)00354-4/fulltext) >. Acesso em: 07 de julho de 2020.

ZHANG, M.; CHU, C. Optimization of the radiological protection of patients undergoing digital radiography. **Journal of Digital Imaging**.v. 25, n. 1, p. 196–200, 2009. Disponível em: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3264715/pdf/10278_2011_Article_9395.pdf>. Acesso em: 07 de julho de 2020.