

Qualidade da imagem e redução de dose em radiografia digital: um paradigma para a otimização

Image quality and dose reduction in digital radiography: a paradigm for optimization

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

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

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

Resumo: Para a otimização das imagens em radiologia digital deve-se considerar a dose fornecida ao paciente e a qualidade da imagem. Este estudo avaliou o impacto do controle de sensibilidade nos valores de produto dose-área (DAP, do inglês, *dose area product*), estabelecendo uma qualidade de imagem aceitável para os exames abdominais. Valores do índice de exposição, de razão sinal-ruído e razão contraste-ruído foram também analisados. Alterações no controle de sensibilidade não apresentaram mudanças significativas na qualidade da imagem, porém a dose fornecida ao paciente foi otimizada, seguindo os princípios de proteção radiológica.

Palavras-chave: radiologia digital, controle de sensibilidade, qualidade da imagem, otimização de dose.

Abstract: For the optimization of digital radiology images, the dose provided to patient and quality image must be considered. This study evaluated impact of sensitivity control on dose-area product (DAP) values, establishing an acceptable image quality for abdominal exams. Exposure index values, signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio were also evaluated. Modifications in sensitivity control showed no significant changes in quality image, however the dose provided to patient was optimized, according to principles of radiological protection.

Keywords: Digital radiology, sensitivity control, image quality, dose optimization.

1. INTRODUÇÃO

Em sistemas modernos de radiologia diagnóstica, os detectores digitais planos tornaram-se parte dos sistemas de radiologia digital (DR, do inglês, *digital radiology*). Com o avanço e vantagens da era digital, estes detectores permitiram obter uma melhor qualidade de imagem com uma dose de radiação mais baixa e com menor tempo de processamento (SAMEI, E., 2003).

Detectores digitais planos convertem a energia proveniente de uma fonte de raios X em cargas elétricas, através de um processo direto ou indireto. As cargas elétricas são armazenadas, digitalizadas e quantificadas em uma escala de cinza que representa a quantidade de energia da radiação X depositada em cada *locus* de digitalização que foi necessária para a aquisição da imagem (KÖMER, M., 2007).

A radiografia digital e o sistema de radiografia convencional, tela-filme, são abordagens muito diferentes para a aquisição de imagens radiográficas, apesar de ambos os métodos compartilharem os mesmos princípios físicos e envolverem exposição à radiação ionizante. No sistema de radiografia convencional, o filme exposto é resultado de um procedimento bem estabelecido, sendo um registro permanente, o qual não pode ser manipulado posteriormente. Já no sistema de radiologia digital, as informações são adquiridas pelo detector e armazenadas em formato digital, fazendo-se necessário o pós-processamento da imagem após sua aquisição (BUSCH, H. P., 2005).

Nos sistemas de radiografia convencional, para fins de otimização de dose, os filmes radiográficos com velocidades altas eram utilizados. A velocidade (ou sensibilidade) de um filme determina a quantidade de exposição que deve ser recebida para produzir uma imagem, definida como o inverso da exposição necessária para produzir densidade óptica (DO) igual a 1. Um filme de velocidade alta necessita de menos exposição que um filme de baixa velocidade (SPENZIERI, A. C. M., 2011).

Para sistemas de radiologia digital, a medida da velocidade não é, de fato, aplicável à dose do detector. A densidade de uma imagem digital é totalmente arbitrária e dependente do processamento e não necessariamente está relacionada à dose. A velocidade do filme, em sistemas convencionais, também descreve o desempenho da resolução espacial do sistema de tela/filme. Porém, em radiologia digital o tamanho do pixel é o fator relevante para avaliação da resolução espacial (UFFMANNA, M., 2009).

Em imagens digitais não há ligação direta entre exposição e brilho ou densidade da imagem. O processamento automático geralmente garante a exibição adequada da imagem, independente da exposição aplicada. Os detectores de radiografia digital são considerados sistemas de imagem com sensibilidade variável (NEITZEL, U., 2005).

A sensibilidade (do inglês, *speed class* ou *sensitivity class*, para a radiologia digital), também chamada de valor S, é um dos parâmetros do sistema de radiologia digital que fornecem melhor aproveitamento dos detectores. O sistema permite realizar ajustes nas células do controle automático de exposição (CAE) resultando em maior ou menor exposição ao receptor, tal ação pode contribuir para a otimização da dose e da qualidade da imagem (JONAS, K., 2008).

No entanto, esta ferramenta é desconhecida para a maioria dos usuários destes sistemas. Imagens digitais podem ser obtidas com baixas doses, como resultado da alta eficiência quântica do detector.

Desta forma, alterações no valor da sensibilidade do detector, podem melhorar a qualidade da imagem, mas por outro lado, se usado de forma inadequada, podem diminuir a qualidade e criar artefatos que podem ser confundidos com patologias (BUSCH, H. P., 2005).

Sendo assim, o objetivo deste estudo é avaliar o impacto de alterações no valor de sensibilidade em um sistema de radiologia digital, de forma a aperfeiçoar o uso desta ferramenta, visando manter uma boa qualidade de imagem e doses mais baixas.

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 µm. Ambos pertencem à Unidade de Diagnóstico por Imagem de um hospital universitário de grande porte da cidade de Curitiba, Paraná, Brasil.

2.2 Simulador

Para aquisição das imagens, utilizou-se um simulador constituído por parafina e resina epóxi (figura 1), para a simulação dos exames abdominais.

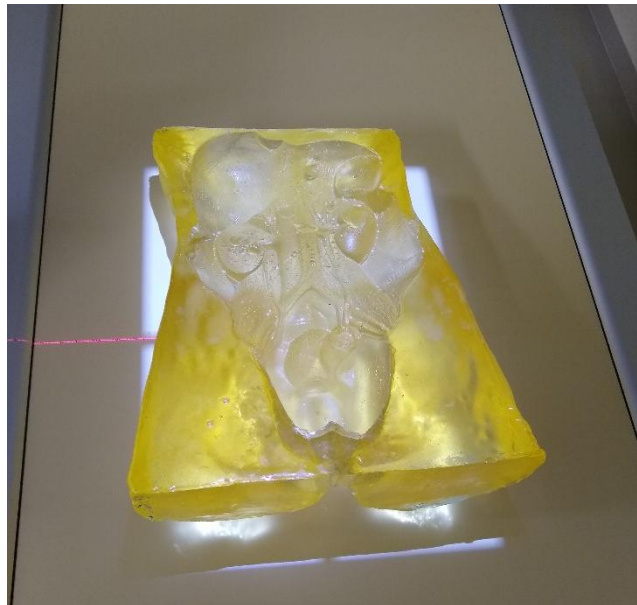


Figura 1 - Simulador de abdome posicionado para irradiação. (Fonte: O autor).

2.3 Metodologia

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

O simulador foi posicionado com distância foco-detector de 1 metro, conforme os exames abdominais são realizados na rotina do serviço. As imagens foram adquiridas com uso de grade anti-espalhamento, com razão de 12:1 e 44 linhas/cm. A filtração inerente do tubo de raios X é de 2,5 mm Al e não foi utilizada filtração adicional.

Foram adquiridas quatro imagens, com uso do sistema de controle automático de exposição, utilizando-se valores de sensibilidade (S) do detector de S200, S400, S800 e S1000. Após a aquisição, as imagens foram avaliadas por meio do software ImageJ®. Duas ROI's (do inglês, *Region of Interest*) foram posicionadas na região que simula o tecido e na estrutura que representa o rim, como demonstrados na figura 2.

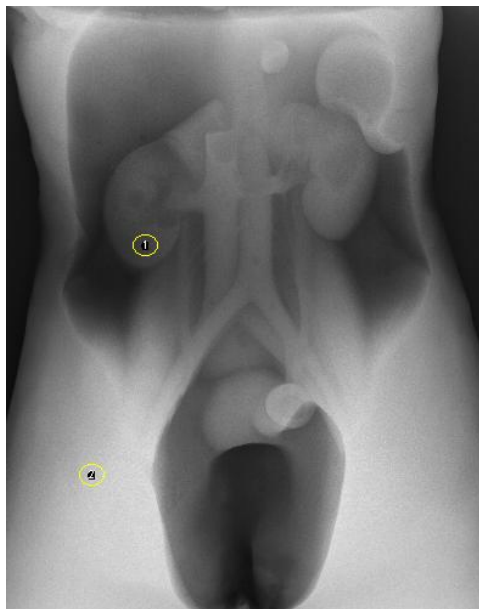


Figura 2 – Localização das ROI's. 1) rim, 2) tecido. (Fonte: O autor).

Conforme o fabricante, por padrão, o detector é definido para uma sensibilidade equivalente a um sistema tela-filme de velocidade 400. Desta forma, utilizou-se o valor S400 como referência para comparação, pois é o valor padrão definido pelo sistema, sendo considerada uma sensibilidade de “qualidade média” de acordo com o sistema tela-filme (PHILIPS HEALTHCARE®, 2017).

A fim de determinar a qualidade da imagem de maneira objetiva, avaliaram-se os descritores de qualidade das imagens, razão sinal-ruído e a razão contraste-ruído, para todos os valores de sensibilidade selecionados. Para a 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. O índice de exposição do detector, EI_s, também foi avaliado.

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 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 (cm^2), cujo produto é expresso em Gycm^2 .

2.3.4 Índice de exposição (EI_s)

A dose de radiação no receptor de imagem é indicada pelo índice de exposição EI_s . Nos sistemas de raios X convencionais, é possível informar uma exposição incorreta diretamente a partir da densidade do filme. Entretanto, nos sistemas digitais não há conexão direta discernível entre a densidade e a dose do receptor de imagens.

O indicador de dose fornece uma referência para a dose relativa do receptor de imagens da exposição por meio do valor de EI_s (índice de exposição, baseado em sinal). Com este valor, é

possível comparar exposições semelhantes do mesmo órgão com a mesma qualidade de radiação, em termos de dose, e analisar os desvios da dose ideal.

Para o sistema utilizado, o índice de exposição (EI_s) é proporcional à dose do receptor de imagens. O EI_s fornece uma indicação da dose do receptor de imagens diretamente na superfície detectora (kerma do ar em μGy , multiplicado por 100). Esta relação aplica-se apenas à qualidade de radiação usada para a calibração (70kV, filtro de Al de 21mm). Se a qualidade de radiação desviar das condições de calibração, o EI_s calculado desviará dessa correlação. Isto significa que não é possível deduzir precisamente a dose no detector a partir dos valores absolutos do EI_s em condições de trabalho clínico (PHILIPS HEALTHCARE®, 2017).

3. RESULTADOS E DISCUSSÕES

Na tabela 1, estão representados os valores de sensibilidade (S) disponíveis no equipamento, o kV sugerido pelo sistema referente à estrutura simulada, a carga transportável (mAs) fornecida pelo controle automático de exposição (CAE), o produto dose-área (DAP), o índice de exposição (EI_s), a razão sinal-ruído (RSR) e também a razão contraste-ruído (RCR).

Conforme o aumento do valor S, é necessário um menor valor de mAs para a formação da imagem. Isto se dá ao fato de que aumentando a sensibilidade, mais fótons de raios X serão detectados pelo receptor de imagem (UFFMANN, M., 2009). Com a redução do valor de mAs, há também uma redução do DAP, já que a exposição é interrompida quando a imagem é adquirida no detector.

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

S	Tensão	Carga transportável	EI _s	DAP	RSR Rim	RSR Tecido	RCR
200	85 kVp	1,73 mAs	292	12,03 μGym^2	16,90	29,08	19,66
400	85 kVp	1,13 mAs	168	7,2 μGym^2	15,64	25,53	17,35
800	85 kVp	0,87 mAs	114	5,1 μGym^2	14,63	24,49	16,72
1000	85 kVp	0,81 mAs	103	4,7 μGym^2	14,46	24,13	16,47

Ambos descritores de qualidade da imagem, RCR e RSR, apresentam redução de seus valores com o aumento do valor da sensibilidade. Constatou-se também uma redução do índice de exposição (EI_s) com o aumento da sensibilidade, conforme apresentado na tabela 1. Esta redução no EI_s já era esperada, visto que com o aumento do controle de sensibilidade o valor de DAP diminui.

Para o valor de S1000, o qual apresentou o menor valor de DAP entre os valores de sensibilidade selecionados, constatamos que o valor do ruído na imagem aumentou, ocasionando uma redução na RSR de 7,54% e de 5,51% para as estruturas que simulam o rim e o tecido, respectivamente, em relação ao valor de referência de S400. A RCR apresentou queda de 5,04%, em relação ao valor de referência, conforme demonstrado na tabela 2.

Tabela 2 - Variação percentual do EI_s, DAP, RSR e RCR em relação ao valor de referência, S400.

S	EI _s	DAP	RSR Rim	RSR Tecido	RCR
200	73,81%	67,08% μGym^2	8,06%	13,90%	13,33%
800	-32,14%	-29,17% μGym^2	-6,43%	-4,09%	-3,62%
1000	-38,69%	-34,72% μGym^2	-7,54%	-5,51%	-5,04%

As pequenas variações dos descritores, RSR e RCR, em relação ao valor de referência, não apresentaram mudanças significativas visíveis na qualidade da imagem. Isto pode ser observado na figura 3, que compara as imagens realizadas com valores de sensibilidade S200 e S1000, os quais apresentaram, respectivamente, aumento de 67,08% e queda de 34,72% no valor do DAP em relação ao valor de S400.

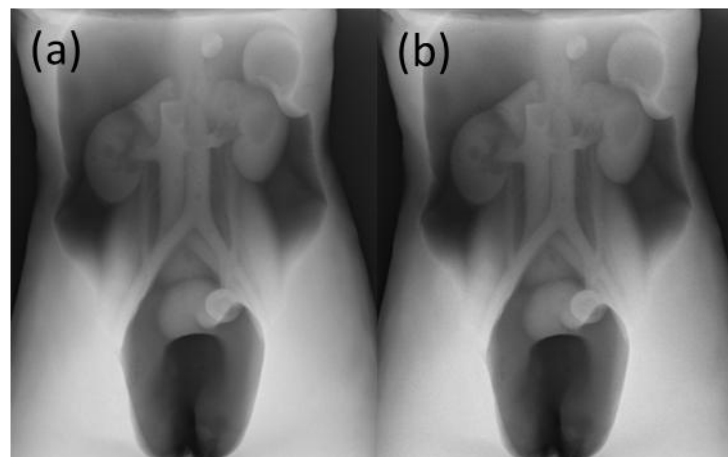


Figura 3 – Comparação das aquisições com valores de a) S200 e b) S1000. (Fonte: O autor).

Neste estudo, em todas as aquisições foram utilizados valores de tensão (kV) fixo. Como mostrado por (AHO, E., 2018), o aumento do kV em todos os valores de sensibilidade fez com que o mAs detectado diminuísse. Combinar uma sensibilidade alta com um valor de kV alto pode também contribuir na otimização da dose entregue ao paciente, se a qualidade da imagem ainda estiver boa o suficiente para esta mudança. Não avaliamos variações de sensibilidade em conjunto com variações do kV, mas podemos considerar um estudo futuro com esta análise.

A qualidade da imagem radiográfica é uma questão vital para um bom diagnóstico, no entanto deve-se sempre considerar a dose de radiação a qual o paciente está sendo exposto. Todos os procedimentos, em radiologia diagnóstica, devem estar em consonância com os princípios gerais de proteção radiológica: Justificação, otimização, limitação da dose e prevenção de acidentes, de modo a garantir que a exposição dos pacientes aos riscos inerentes de cada tecnologia seja a mínima

necessária para garantir a segurança e a qualidade esperada das imagens. As exposições médicas de pacientes devem ser otimizadas ao valor mínimo necessário à obtenção do objetivo radiológico, bem como ser compatíveis com os padrões aceitáveis de qualidade de imagem (BRASIL, 2019).

O foco deste estudo foi otimizar a dose, a partir de alterações nos valores de sensibilidade do detector, sem reduções significativas dos descritores de qualidade de imagem. Verificamos ser possível, para a estrutura simulada, a redução de 34,72% nos valores de DAP, com reduções menores que 10% nos descritores de qualidade da imagem.

4. CONCLUSÃO

Alterações no controle de sensibilidade, em radiologia digital, impactam em alterações significativas na dose de radiação fornecida ao paciente. À medida que o parâmetro de sensibilidade é acrescido de S400 para S1000 ocorre diminuição expressiva do mAs e no DAP, ou seja, menos dose de radiação está sendo distribuída na região analisada. A alteração deste parâmetro, no entanto, não causa perdas significativas na qualidade da imagem.

Deste modo, o aumento do controle de sensibilidade contribui para a otimização da dose fornecida ao paciente nos exames radiológicos digitais, mantendo em vigor os princípios de proteção radiológica.

AGRADECIMENTOS

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

REFERÊNCIAS

- AHO, E. ILLIKAINEN, K. KANTOLA, M. HENNER, A. Children's abdominal plain X-ray examinations: A phantom study of common artifacts. **Electronic presentation online system**. 2018. Disponível em: <<https://epos.myesr.org/poster/esr/ecr2018/C-2297>>. Acesso em 14 de julho de 2020.
- BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Diretoria Colegiada. **Resolução RDC nº 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.
- BUSH, H. P.; FAULKNER, K. Image quality and dose management in digital radiography: a new paradigm for optimization. **Radiation Protection Dosimetry**, vol. 117, n. 1-3, pp. 143–147, 2006. Disponível em: <<https://academic.oup.com/rpd/articleabstract/117/13/143/1670652?redirectedFrom=fulltext>>. Acesso em 10 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.

JONAS, K. Using automatic exposure control in digital radiography. **U.T. M. D. Anderson Cancer Center**. Houston, TX. 2008. Disponível em: <<https://www.aapm.org/meetings/amos2/pdf/35-9964-61632-988.pdf>>. Acesso em 10 de julho de 2020.

KÖMER, M.; WEBER, C. H.; WIRTH, S.; PFEIFER, K. J.; REISER, M. F.; TREITL, M. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. **RadioGraphics**, vol, 27, n. 3, pp. 675 – 686, 2007. Disponível em: <<https://pubs.rsna.org/doi/full/10.1148/rg.273065075>>. Acesso em 7 de julho de 2020.

NEITZEL, U. The exposure index: definition of “speed” in digital radiography. **Educational pôster**. 2005. Disponível em: <https://www.researchgate.net/publication/235933873_The_exposure_index_Definition_of_speed_in_digital_radiography>. Acesso em 12 de julho de 2020.

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.

PHILIPS HEALTHCARE (Suzhou) Co., Ltd. Digital Diagnostic C50. Sistema Digital de Raios X. Instruções de uso, 2017.

SAMEI, E.; FLYNN, M. An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. **Med. Phys.**, vol. 30, n. 4, pp. 608 - 622, 2003.

SPENZIERI, A. C. M. Técnica radiológica: processamento radiográfico. 2011. Disponível em: <<http://www.spenzieri.com.br/alunos/tecnica-radiologia/>>. Acesso em 12 de julho de 2020.

UFFMANNA, M.; PROKOPB, C.S. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. **European Journal of Radiology**, vol. 72, pp. 202 – 208, 2009. Disponível em: <[https://www.ejradiology.com/article/S0720-048X\(09\)00354-4/pdf](https://www.ejradiology.com/article/S0720-048X(09)00354-4/pdf)>. Acesso em 9 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.