

Estudo de otimização de imagens em fluoroscopia intervencionista*

Study of optimization of images in interventional fluoroscopy

Alexandre Parizoti¹, Thomaz Ghilardi Netto²

Resumo **OBJETIVO:** O objetivo deste trabalho é o de estudar a otimização da qualidade da imagem fluoroscópica e a taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente em procedimentos de radiologia intervencionista, utilizando-se de um objeto simulador adaptado para fluoroscopia. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foi utilizado um objeto simulador desenvolvido para avaliação de imagens em radiologia convencional. O objeto simulador foi adaptado para fluoroscopia mediante incorporação de dois cateteres com diferentes espessuras, ambos utilizados em radiologia intervencionista. Os níveis de taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente foram determinados utilizando-se este objeto simulador. **RESULTADOS:** A avaliação dos parâmetros técnicos para diversos modos de exposição de um equipamento fluoroscópico com digitalização de imagens permitiu estabelecer os indicadores de taxa de kerma no ar, que permitem a otimização da qualidade das imagens em procedimentos intervencionistas. A redução na taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente pode chegar a 67%. **CONCLUSÃO:** A otimização da qualidade da imagem utilizando-se um objeto simulador possibilita reduzir a taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente, sem perda considerável de informação diagnóstica.

Unitermos: Otimização de imagens; Fluoroscopia; Objeto simulador; Redução de dose.

Abstract **OBJECTIVE:** The objective of the present study is to analyze the optimization of fluoroscopic image quality and patient entrance surface air kerma rate in interventional radiology procedures, utilizing a phantom adapted for fluoroscopy. **MATERIALS AND METHODS:** The authors utilized a phantom developed for evaluating conventional radiological images adapted for fluoroscopy through the addition of two catheters with different diameters, both of them utilized in interventional radiology. The patient entrance surface air kerma rate was determined with the aid of this phantom. **RESULTS:** The evaluation of technical parameters for different exposure modes of a digital fluoroscopic imaging system has allowed the determination of the air kerma rate, enabling the optimization of the image quality in interventional procedures. The decrease in the patient entrance surface air kerma rate may achieve 67%. **CONCLUSION:** The optimization of fluoroscopic image quality achieved with a phantom allows reducing the patient entrance surface air kerma with no significant loss of diagnostic performance.

Keywords: Images optimization; Fluoroscopy; Phantom; Dose reduction.

Parizoti A, Ghilardi Netto T. Estudo de otimização de imagens em fluoroscopia intervencionista. *Radiol Bras.* 2009;42(6):375-378.

INTRODUÇÃO

A produção de imagens fluoroscópicas, principalmente as intervencionistas, está entre os procedimentos radiológicos que

mais expõem os pacientes e profissionais neles envolvidos. Conforme estabelece o princípio ALARA⁽¹⁾, é de fundamental importância a implantação de programas de garantia de qualidade e radioproteção^(2,3) que visem à otimização da imagem, e que as doses a que são submetidos os pacientes sejam tão baixas quanto exequíveis. Com este objetivo, é de fundamental importância a avaliação dos parâmetros envolvidos na produção das imagens radiográficas otimizadas^(4,5) utilizando objetos simuladores.

Assim sendo, o objetivo principal do presente trabalho foi o de avaliar imagens fluoroscópicas, bem como o efeito da variação da taxa de kerma de entrada na superfície do paciente, para diferentes modos

de exposição, utilizando um objeto simulador adaptado para procedimentos intervencionistas⁽⁶⁾.

MATERIAIS E MÉTODOS

O procedimento experimental foi realizado usando-se um equipamento fluoroscópico do tipo arco cirúrgico marca Philips, modelo BV Pulsera (Philips Medical Systems; Eindhoven, Holanda), com digitalização de imagens. O objeto simulador utilizado trata-se de uma adaptação para fluoroscopia de um objeto simulador equivalente ao paciente e um objeto simulador analítico realístico⁽⁷⁾, tal como ilustrado na Figura 1, que simula estruturas da anatomia humana⁽⁸⁾, relevantes aos procedimentos

* Trabalho realizado no Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (FFCLRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

1. Físico Médico, Mestre em Física Médica Aplicada à Medicina e Biologia pelo Departamento de Física e Matemática da Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (DFM/FFCLRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

2. Professor Titular, Coordenador do Serviço de Física Médica do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP), Ribeirão Preto, SP, Brasil.

Endereço para correspondência: Dr. Alexandre Parizoti. Rua Eliza dos Reis Lourenço, 175, Parque Primavera. São Joaquim da Barra, SP, Brasil, 14600-000. E-mail: parizoti@yahoo.com.br

Recebido para publicação em 20/4/2009. Aceito, após revisão, em 27/8/2009.

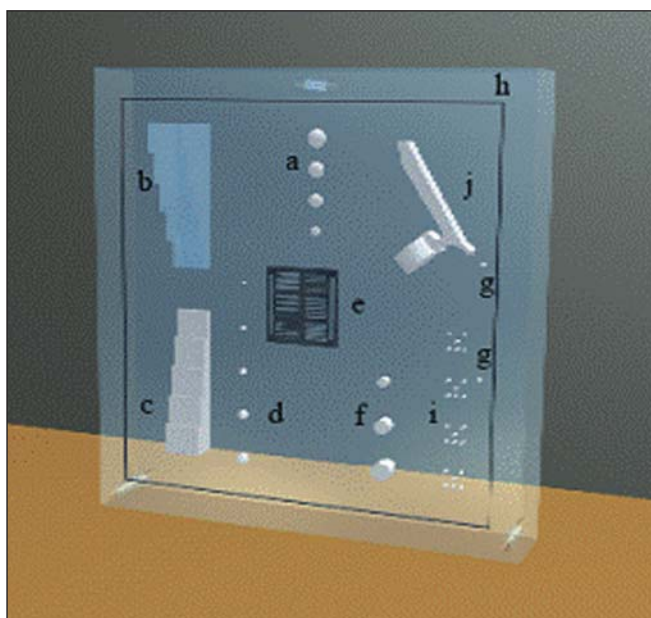


Figura 1. Distribuição geométrica dos simuladores componentes do objeto simulador analítico realístico.



Figura 2. Objeto simulador analítico realístico adaptado a fluoroscopia.

radiológicos. Esta adaptação consistiu da implantação ao objeto simulador analítico realístico de dois cateteres utilizados em intervenções pélvicas e intervenções vasculares cerebrais, com espessuras de 1,65 mm e 0,8 mm, respectivamente, tal como ilustrado na Figura 2. Os níveis de taxa de kerma no ar foram determinados por uma câmara de ionização modelo 10x5-60 (Radcal Corp.; Monrovia, EUA) acoplada a um eletrômetro modelo 9015 (Radcal Corp.; Monrovia, EUA).

As medidas de taxas de kerma no ar de entrada na superfície do paciente foram realizadas utilizando-se placas de alumínio com espessura total de 38 mm, tal como em procedimentos de testes de constância⁽⁹⁾, além do objeto simulador equivalente ao paciente. Nos dois casos, usou-se a mesma configuração geométrica empregada nos exames típicos, com distância entre o tubo de raios X e o intensificador de imagens igual a 100 cm, a câmara de ionização posicionada à distância de 30 cm da entrada do intensificador de imagem, e o corpo de prova a uma distância de 20 cm da câmara de ionização, ou seja, no ponto médio entre o ponto focal e a entrada do intensificador de imagens⁽⁹⁾.

A avaliação da qualidade das imagens foi realizada utilizando-se o objeto simu-

lador analítico realístico, devidamente adaptado para fluoroscopia com a implantação dos dois cateteres. Esta avaliação das imagens foi realizada com ajuda de médicos radiologistas e baseada nas condições de visualização de cada estrutura. O objeto simulador adaptado para fluoroscopia foi utilizado para obter-se cerca de 110 imagens fluoroscópicas, em todos os modos de exposições disponíveis no equipamento, sendo três diferentes modos de fluoroscopia de baixa definição (LDF – *low definition fluoroscopy*) e seis modos de fluoroscopia de alta definição (HDF – *high definition fluoroscopy*).

RESULTADOS

A Figura 3 apresenta uma imagem do objeto simulador adaptado a fluoroscopia, bem como as estruturas de interesse ao procedimento intervencionista presentes no mesmo, que possibilitou visualizar nas imagens, além dos cateteres C1 e C2, (a) as calotas de náilon que simulam tumores, (b) a cunha de degraus ar-acrílico que simula as cavidades corporais, (c) a cunha de degraus acrílico-PVC que simula estruturas ósseas, (d) as esferas de alumínio que representam as bordas de tecidos ósseos, (e) o dispositivo para avaliação da resolução,

dado em pares de linhas por milímetro, (g) as esferas de aço para análise da magnificação, (h) fio de estanho para avaliação de campo e, (j) meia vértebra torácica. Dessa forma, é possível avaliar diferenças de espessura de um dado material ou de materiais com números atômicos efetivos muito próximos, bem como visualizar e estabelecer os limites de estruturas ósseas, visualizar e guiar cateteres extremamente finos utilizados nos procedimentos intervencionistas cerebrais e estimar limites para resolução espacial do sistema.

As imagens do objeto simulador adaptado para fluoroscopia, obtidas em diferentes modos de exposição, mostram que não há perda considerável de informação diagnóstica para diferentes modos de exposição, tal como ilustrado na Figura 4. Em outras palavras, na maioria dos casos a variação nas condições de exposição que reduz a dose no paciente não afeta a imagem fluoroscópica de forma a condenar ou impossibilitar o procedimento intervencionista, fato que fica evidente pela observação da Figura 4, correlacionada à Tabela 1, em que a imagem A foi obtida empregando-se uma taxa média de kerma no ar de $4,6 \pm 0,1$ mGy/minuto, enquanto a imagem C foi obtida empregando-se uma taxa média de kerma no ar de $1,58 \pm 0,01$ mGy/minuto.

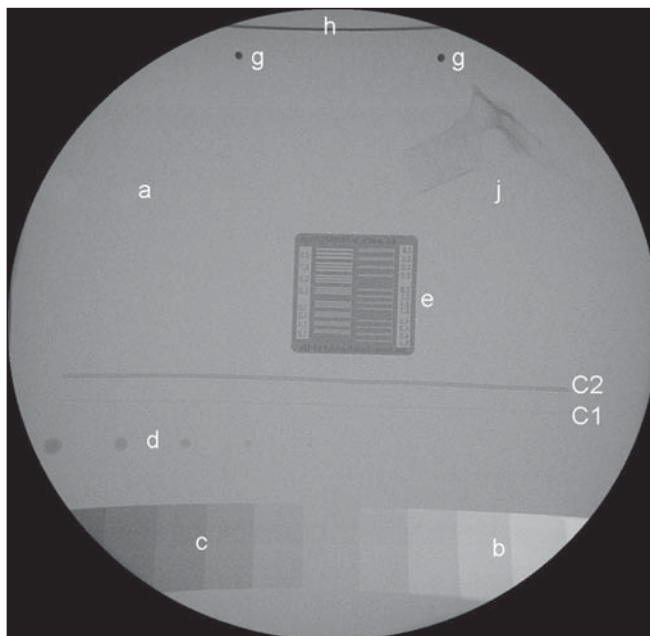


Figura 3. Imagem radiográfica do objeto simulador analítico realístico adaptado a fluoroscopia.

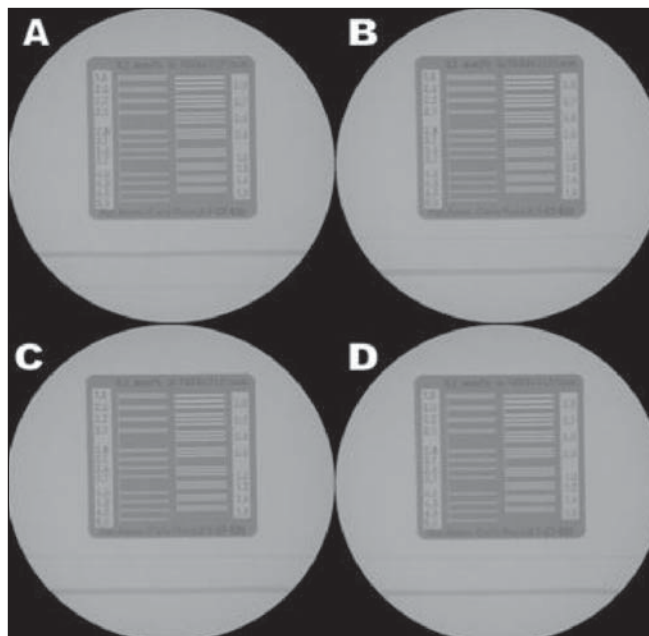


Figura 4. Efeito da variação da taxa de kerma na imagem A – modo contínuo; B – 1/2 dose; C – 1/4 dose; D – pulsado (8 frames/s).

Neste caso, a redução na taxa média de kerma no ar chega a 67%.

Embora as imagens em fluoroscopia intervencionista sejam dinâmicas, este estudo foi realizado com um objeto simulador estático. Dessa forma, é possível que existam casos em que não seja praticável a utilização de técnicas para reduzir a taxa de kerma no ar. Quando possível e aplicável, é importante empregar os recursos oferecidos no equipamento fluoroscópico, a fim de otimizar a qualidade da imagem e, consequentemente, reduzir a dose no paciente.

A Tabela 1 apresenta os níveis de taxa de kerma no ar de entrada na superfície do objeto simulador obtidos para os diversos modos de exposição do equipamento, evidenciando as alternativas para redução da dose no paciente durante o exame. A siglas LDF e HDF correspondem aos modos de exposições fluoroscópicas de baixa e alta definição, respectivamente.

A Tabela 2 mostra as medidas de taxa de kerma no ar típica de entrada na superfície do paciente realizadas com placas de alumínio, tal como sugerido nos protocolos de testes de constância. Isto permite estabelecer comparação dos valores expostos nas Tabelas 1 e 2, evidenciando a equivalência do objeto simulador adaptado para fluoroscopia, sob o ponto de vista dos níveis de taxa de kerma no ar, ou seja, os valores de

Tabela 1 Taxa de kerma no ar de entrada na superfície do objeto simulador.

Modo de exposição	Tensão (kVp)	Corrente (mA)	Taxa média de kerma no ar (mGy/min)		
LDF Contínuo	68	2,4	4,6 ± 0,1		
	69	1,3	3,07 ± 0,01		
	69	0,7	1,58 ± 0,01		
HDF	Contínuo	68	5,8	10,9 ± 0,1	
	1/2 dose	69	3,1	6,73 ± 0,01	
	1/4 dose	70	1,6	3,68 ± 0,02	
	Pulsado	3 frames/s	70	1,8	4,16 ± 0,07
		5 frames/s	70	3,0	6,93 ± 0,01
		8 frames/s	70	4,4	10,18 ± 0,01

Tabela 2 Taxa de kerma no ar típica de entrada na superfície do paciente.

Modo de exposição	Tensão (kVp)	Corrente (mA)	Taxa média de kerma no ar (mGy/min)		
LDF Contínuo	68	2,4	3,37 ± 0,03		
	69	1,3	2,88 ± 0,01		
	69	0,7	1,50 ± 0,01		
HDF	Contínuo	68	5,7	10,63 ± 0,09	
	1/2 dose	69	3,0	6,37 ± 0,06	
	1/4 dose	69	1,5	3,38 ± 0,01	
	Pulsado	3 frames/s	69	1,7	3,98 ± 0,01
		5 frames/s	69	2,9	6,46 ± 0,01
		8 frames/s	69	4,3	9,53 ± 0,01

taxa de kerma no ar na entrada da pele do paciente obtidos com o objeto simulador adaptado à fluoroscopia são muito próximos dos valores obtidos usando-se as placas de alumínio de espessura total 38 mm.

DISCUSSÃO

A Figura 3 mostra a imagem do objeto simulador adaptado para avaliar as condições de equipamentos fluoroscópicos. As

imagens obtidas em diferentes modos de exposição não sofreram perda considerável de informação diagnóstica, ressaltando que os modos de exposição com fluoroscopia pulsada com baixa taxa de quadros e modo contínuo de um quarto de dose são as opções que menos expõem os pacientes.

Os valores obtidos para a taxa de kerma no ar de entrada na superfície do objeto simulador (Tabela 1) são aproximadamente iguais aos valores encontrados usando-se o simulador de alumínio (Tabela 2). Em alguns casos a redução na taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente pode chegar a 67%, de acordo com o procedimento a ser realizado.

A comparação entre as Tabelas 1 e 2 comprova o método de determinação da taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente por intermédio do objeto simulador adaptado para fluoroscopia e mostra a equivalência entre o objeto simulador e o paciente.

CONCLUSÕES

O estudo de otimização de imagens em fluoroscopia intervencionista mostrou a importância de um método para otimização

da qualidade de imagens e dose no paciente neste tipo de procedimento.

A utilização de um objeto simulador para fluoroscopia permite avaliar a qualidade das imagens e determinar a taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente.

O objeto simulador permite avaliar a taxa de kerma no ar de entrada na superfície do paciente, bem como determinar os modos de exposição que reduzem a dose no paciente sem perda de informação diagnóstica. Mediante avaliação das imagens obtidas com o objeto simulador, inclusive em procedimentos intervencionistas vasculares cerebrais, possibilita alcançar a otimização das imagens fluoroscópicas.

Agradecimentos

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (Capes), pelo suporte financeiro, e ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo (HCFMRP-USP) e toda sua equipe técnica.

REFERÊNCIAS

1. International Commission on Radiological Protection. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 26. Annals of the ICRP. 1977;1(3).

2. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453, de 1º de junho de 1998. Diário Oficial da União, Brasília, 2 de junho de 1998.
3. Secretaria de Estado da Saúde. Uso, posse e armazenamento de fonte de radiação ionizante no âmbito do Estado de São Paulo. Resolução SS-625. Diário Oficial do Estado, São Paulo, 14 de dezembro de 1994.
4. Pina DR, Ghilardi Netto T, Rocha SL, et al. Construção de um fantoma homogêneo para padronização de imagens radiográficas. Radiol Bras. 2000;33:41-4.
5. Pina DR, Duarte SB, Ghilardi Netto T, et al. Optimization of standard patient radiographic images for chest, skull and pelvis exams in conventional x-ray equipment. Phys Med Biol. 2004;49: N215-26.
6. Parizoti A. Otimização de imagens e proteção radiológica em fluoroscopia [dissertação de mestrado]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo; 2008.
7. Pina DR, Duarte SB, Ghilardi Netto T, et al. Phantom development for radiographic image optimization of chest, skull and pelvis examination for nonstandard patient. Appl Radiat Isot. 2009;67: 61-9.
8. Pina DR, Duarte SB, Morceli J, et al. Development of phantom for radiographic image optimization of standard patient in the lateral view of chest and skull examination. Appl Radiat Isot. 2006;64:1623-30.
9. Brasil. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. Radiodiagnóstico médico: desempenho de equipamentos e segurança. Brasília: Ministério da Saúde; 2005.