

# Comparação da Dose e Qualidade da Imagem de um Detector *Flat-panel* e um Intensificador de Imagem

## Comparison of Dose and Image Quality of a *Flat-panel* Detector and an Image Intensifier

Lazzaro M.<sup>1</sup>, Friedrich, B. Q.<sup>2</sup>, da Luz, R. M.<sup>2</sup>, da Silva, A. M. M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> PUCRS, Faculdade de Física, Porto Alegre, Brasil

<sup>2</sup> PUCRS, Hospital São Lucas, Porto Alegre, Brasil

### Resumo

Com o surgimento de novas tecnologias, foram desenvolvidos novos métodos de conversão dos raios-x em imagem, como os detectores *flat panel*. O objetivo deste trabalho é comparar o kerma no ar na entrada da superfície (ESAK) e a qualidade da imagem entre um detector do tipo intensificador de imagem (A) e um *flat panel* (B). O ESAK foi obtido posicionando uma câmara de ionização sob simuladores de PMMA de 10, 20 e 30 cm e para a qualidade da imagem foi utilizado o simulador TOR 18FG. O ESAK para o equipamento A é mais elevado que quando comparado com o equipamento B. A resolução de alto contraste é melhor para o equipamento A para todas as espessuras do simulador. O equipamento A possui resolução de baixo contraste com um limiar de visualização melhor para as espessuras de 10 e 20 cm, e um pior desempenho para 30 cm. Conclui-se que o equipamento B possui ESAK menor e apesar de apresentar resolução inferior, em quase todos os casos, possui qualidade de imagem adequada para o diagnóstico.

**Palavras-chave:** radiologia intervencionista; proteção radiológica; qualidade da imagem.

### Abstract

*With the development of new technologies, have emerged new conversion methods of x-ray image, such as flat panel detectors. The aim of this work is the comparison of entrance surface air kerma (ESAK) and image quality between an image intensifier type of detector (A) and a flat panel (B). The ESAK was obtained by placing a ionization chamber under PMMA simulators of 10, 20 and 30 cm and the image quality was obtained by using the TOR 18FG simulator. The ESAK to the equipment A is higher when compared to the equipment B. The high contrast resolution is better for the equipment A for all thicknesses of simulators. The equipment A has low contrast resolution with a better viewing threshold for thicknesses of 10 and 20 cm, and a worse performance for 30 cm. It is concluded that the equipment B has ESAK smaller and despite having lower resolution, in almost all cases, have appropriate image quality for diagnosis.*

**Keywords:** interventional radiology; radiation protection; image quality.

### 1. Introdução

Desde a descoberta dos raios X, a incidência direta sobre placas de fósforo foi utilizada para a visualização em tempo real de imagens com baixa intensidade luminosa<sup>1</sup>, apenas no final da década de 40 se desenvolveu um método de visualização por meio de intensificadores de imagem, utilizados clinicamente apenas no início da década de 50<sup>2</sup>. Os intensificadores de imagem possuem na sua entrada uma placa de iodeto de césio (CsI), que converte a radiação proveniente do tubo de raios X em um sinal luminoso que, após ser convertido em elétrons, é multiplicado, acelerado e convertido novamente em sinal luminoso que após isso é captado por uma câmera e enviado a um computador para ser visualizado em um monitor<sup>3</sup>.

Os sistemas de fluoroscopia que utilizam um intensificador de imagem têm sido substituídos por sistemas digitais<sup>4</sup> que se utilizam de duas tecnologias de conversão dos raios X em imagem, um de conversão indireta, com detectores

constituídos de filmes finos de silício amorfo em substratos de vidro onde todos os detectores são mergulhados em iodeto de Césio, com transistores capturando a luz visível produzida e transformando em sinal elétrico que é transferido para um computador, e a outra tecnologia que utiliza um modo direto de conversão dos raios-x em sinal elétrico, os detectores que utilizam estas duas tecnologias são conhecidos como *Flat Panel (Flat Panel Detector – FPD)*<sup>5</sup>, que não possuem distorção geométrica, pouca ou nenhuma saturação do brilho, visualização uniforme de todo campo de visão e tamanho compacto<sup>3</sup>.

A dose de radiação decorrente do procedimento com uso desse tipo de equipamento e a qualidade da imagem visualizada depende de inúmeros fatores, alguns relacionados ao equipamento, como a calibração, outros que são operador dependente como a magnificação, modo de pulso, colimação, distância do detector até o corpo o paciente, modo de dose utilizado experiência do

operador e outros que são relacionados ao paciente como: peso e a complexidade da lesão<sup>6</sup>. Estudo realizando comparação do produto dose área em equipamentos que utilizam estes dois mecanismos de detecção já foi realizado anteriormente por Livingstone et al<sup>7</sup> demonstrou pequena variação no produto dose área entre os dois tipos de detectores, em procedimentos de angiografia coronária e angioplastia coronária transluminal percutânea, ao final do estudo conclui-se que os detectores *flat panel* fornecem uma melhor qualidade de imagem e ressalta a importância da implementação de procedimentos para a otimização da dose. Outro estudo realizado por Vano et al<sup>5</sup> realizou a comparação entre os dois sistemas de detecção através da avaliação da ESAK por quadro e parâmetros de avaliação da qualidade da imagem em um mesmo equipamento que passou pela troca de detectores e também não apresentou variação representativa entre a ESAK para os dois sistemas, mas apresentando melhor qualidade da imagem para o sistema quando do uso de detectores *flat panel* e ressaltou que estes detectores possuem potencial para diminuição da dose com relação aos intensificadores de imagem e ainda se beneficiar de uma melhor qualidade da imagem.

O objetivo deste trabalho é realizar a comparação entre a ESAK e parâmetros que descrevem a qualidade da imagem de dois equipamentos do mesmo fabricante, um com detector do tipo *flat panel* e outro com intensificador de imagem.

## 2. Materiais e Métodos

Este trabalho será realizado utilizando um instrumento de medida da taxa de dose da marca Radcal modelo 9010 com câmera de ionização com volume sensível de 60cc. Os parâmetros de qualidade de imagem analisados foram: resolução de baixo contraste e de alto contraste e para obtenção destes parâmetros foi utilizado o simulador da marca Leeds Tests Objects, TOR 18FG.

Os testes foram executados em dois equipamentos que identificaremos como A e B, instalados em um hospital privado da cidade de Porto Alegre. O modelo A fabricado no ano de 2012, conta com um intensificador de imagem com diâmetro de 33 cm e o modelo B fabricado no ano de 2013, possui detector *flat panel* de 30x40 cm, não havendo diferenças significativas de uso entre eles.

Nos testes realizados foram simulados pacientes de espessuras de 10, 20 e 30 cm, utilizando-se polimetil-metacrilato (PMMA) com parâmetros de operação clinicamente utilizados no serviço para procedimentos cardíacos: taxa de fluoroscopia igual a 15 quadros por segundo (*FPS*), modo de dose no menor nível, distância foco-paciente de 60 cm, distância paciente-detector próxima a utilizada clinicamente que é de 5 cm e magnificação igual a

16 cm no equipamento A e de 22 cm no equipamento B, utilizadas por serem as que mais se aproximam, respectivamente, da metade dos campos de visão dos equipamentos quando obtidas imagens sem magnificação.

Para a realização dos testes foram realizadas apenas uma medida para cada espessura e a câmera de ionização foi posicionada em baixo do simulador de PMMA. Foram incluídos espaçadores de 43 mm de espessura, o simulador TOR 18FG foi posicionado no isocentro, entre as placas de PMMA.

Os valores para a avaliação dos parâmetros da qualidade da imagem são obtidos através da visualização do instrumento TOR 18FG durante os testes averiguando a quantidade de círculos e grupos de pares de linha visualizados e comparando-os com a tabela de controle de qualidade fornecida pelo fabricante no manual de instruções do equipamento para se obter os valores de resolução de baixo e alto contraste<sup>8</sup>.

## 3. Resultados

Os resultados foram obtidos utilizando uma taxa de quadros de 15 fps, para ambos os equipamentos a magnificação utilizada foi a que resulta em uma imagem de dobro do tamanho real e o modo de fluoroscopia que foi avaliado neste trabalho foi o modo Low, o que proporciona a menor taxa de exposição.

Para a espessura de 10 cm os valores de ESAK para o equipamento A foi de 2,77 mGy/min e para o equipamento B 1,45 mGy/min, com 20 cm o equipamento A ficou com ESAK de 14,34 mGy/min e o B 9,97 mGy/min. Para a maior espessura do simulador, 30 cm, o kerma no ar na entrada da superfície para o equipamento A ficou em 49,48 mGy/min e para o B 18,74 mGy/min. Na Figura 1 encontra-se a comparação dos valores de ESAK entre os equipamentos A e B em função da espessura dos simuladores.

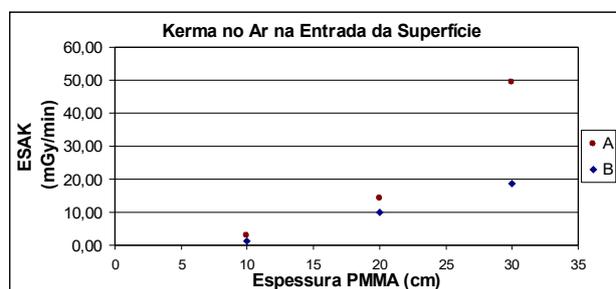


Figura 1. Comparação de ESAK dos equipamentos com relação a espessura dos simuladores

Para a resolução de alto contraste a frequência espacial para 10 e 20 cm ficou em 1,6 pl/mm para o equipamento A e 1,4 pl/mm para o equipamento B e para 30 cm em 1,25 pl/mm para o equipamento A e 1,12 pl/mm para o equipamento B. A Figura 2 apresenta os valores de resolução de alto contraste obtidos através da tabela de controle

de qualidade fornecida pelo fabricante do instrumento.

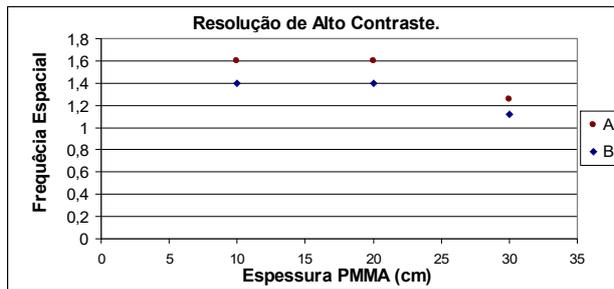


Figura 2. Comparação de resolução de alto contraste com relação a espessura dos simuladores

Os valores de contraste para a resolução de baixo contraste ficaram em 0,022, 0,032 e 0,067 para 10, 20 e 30 cm, respectivamente, para o equipamento A e para o equipamento B em 0,027, 0,039 e 0,053 para 10, 20 e 30 cm. Na Figura 3 encontra-se a comparação dos valores de resolução de baixo contraste obtidos através da tabela de controle de qualidade fornecida pelo fabricante do instrumento, entre os equipamentos A e B.

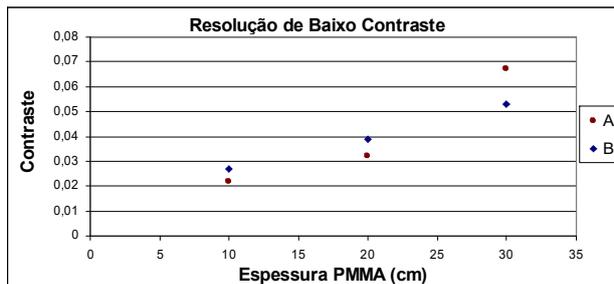


Figura 3. Comparação de resolução de alto contraste com relação a espessura dos simuladores

#### 4. Discussão

Observa-se que em todas as espessuras de PMMA o ESAK para o equipamento A com detector do tipo intensificador de imagem é maior que o do detector do tipo *flat panel*. Inclusive, para a espessura de 30 cm o kerma no ar na entrada é mais que o dobro para o Intensificador de Imagem.

O detector do tipo *flat panel*, equipamento B, apresenta resolução de alto contraste inferior quando comparado com o detector intensificador de imagem, porém a variação entre a frequência espacial entre ambos é de, no máximo, 0,2.

O equipamento A apresenta resolução de baixo contraste melhor para as espessuras de 10 e 20 cm, porém para 30 cm o detector do tipo *flat panel* possui resolução melhor.

Para as espessuras de 10 e 20 cm se observa que a relação da qualidade de imagem entre os equipamentos se mantém constante, com uma pequena vantagem para o equipamento A, mas em relação ao ESAK, o equipamento B apresenta valores muito menores, evidenciando uma melhor relação entre a dose e a qualidade da imagem.

No entanto, para 30 cm, a diferença da qualidade da imagem entre os equipamentos diminui, com o equipamento B chegando a possuir melhores valores de baixo contraste com a ESAK sendo menos que a metade do equipamento A.

Os resultados obtidos são de difícil comparação em relação a Livingstone et al<sup>7</sup> e Vano et al<sup>5</sup>, pois estes estudos não determinam a ESAK, apenas grandezas relacionadas a ela.

As considerações anteriores mostram que existem duas possíveis razões para os resultados: o equipamento A necessita aplicar uma ESAK consideravelmente maior para conseguir uma qualidade da imagem semelhante ao do equipamento B, ou o equipamento B possui parâmetros muito mais otimizados, possibilitando a mesma qualidade da imagem e ESAK muito abaixo do outro equipamento.

Considerando que o equipamento A não possui um sistema que possibilita seleção de protocolos específicos para cada tipo de procedimento pressupõe-se que o equipamento B possui parâmetros mais otimizados, possibilitando assim uma ESAK mais baixa e qualidade da imagem apropriada para diagnóstico e tratamento.

#### 5. Conclusões

Levando em consideração os resultados obtidos, pode-se afirmar que apesar do equipamento A apresentar melhores valores para os parâmetros de avaliação da qualidade da imagem, eles possuem pouca diferença com relação aos valores do equipamento B, e considerada a grande diferença entre as ESAK dos equipamentos e a otimização de protocolos presente em um equipamento, chegou-se a conclusão que o equipamento B obteve no geral um resultado melhor do que o equipamento A, pois segue o princípio ALARA (*as low as reasonably achievable*), proporcionando dose em média 46,78% menor com frequência espacial apenas 11,80% menor e contraste 7,90% maior.

#### Agradecimentos

A equipe do setor de Hemodinâmica do Hospital São Lucas da PUCRS pela disponibilização dos equipamentos para realização deste trabalho.

#### Referências

- Wang J, Blackburn TJ. The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents X-ray Image Intensifiers for Fluoroscopy. *RadioGraphics* 2000; 20:1471-1477.
- Gingold E. *Modern Fluoroscopy Imaging Systems*. Image Wisely publicado em 2014.
- Seibert JA. Flat-panel detectors: How much better are they? *Pediatr. Radiol.* 2006; 36(Suppl 2):173-81.
- Tsapaki V, Kottou S, Kollaros N, Dafnomili P, Koutelou M, Vano E, Neofotistou V. Comparison of a conventional and a flat-panel digital system in interventional cardiology procedures. *Br J Radiol.* 2004 Jul; 77(919):562-7.
- Vano E, Geiger B, Schreiner A, Back C, Beissel J. Dynamic flat panel detector versus image intensifier in cardiac imaging: dose and image quality. *Physics in Medicine and Biology*, vol 50(23); p. 5731-5742, 2005.

6. Vano E, Gonzalez L, Fernandez J M, Prieto C, Guibelalde E. Influence of patient thickness and operation modes on occupational and patient radiation doses in interventional cardiology. *Radiation Protection Dosimetry* (2006), Vol. 118, No. 3, pp. 325–330.
7. Livingstone R S, Chase D, Varghese A, George P V, George O K. Transition from image intensifier to flat panel detector in interventional cardiology: Impact of radiation dose. *J Med Phys.* 2015 Jan-Mar; 40(1): 24–28.
8. Leeds Test Objects Ltd. TOR18FG User Manual. In:Leeds Test Objects Ltd, Boroughbridge, North Yorkshire 2012.

**Contato:**

Marcos Vinicius Lazzaro

*Hospital São Lucas da PUCRS*

*Av. Ipiranga, 6690, Jardim Botânico.*

*Porto Alegre/RS – CEP: 90610-00*

*marcos.lazzaro@acad.pucrs.br*