

# Estudo comparativo da qualidade da imagem e do kerma, de entrada e de saída, em simulador de tórax utilizando sistemas analógico e digitalizado CR de aquisição de imagens\*

*Comparative study of image quality and entrance and exit air kerma measurements on chest phantom utilizing analog and CR digital imaging systems*

Renata Matos da Luz<sup>1</sup>, Gabriela Hoff<sup>2</sup>

**Resumo** **OBJETIVO:** O processo de migração de sistemas analógicos para digitalizados, para aplicações diagnósticas, requer cuidados específicos, a fim de manter a qualidade das imagens e minimizar a dose no paciente. Este trabalho tem como objetivo analisar e comparar a qualidade da imagem e o kerma num simulador não antropomórfico de tórax gerados por sistemas analógicos e digitalizados CR. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foram analisados a qualidade da imagem e o kerma, de entrada e saída, no simulador para dois equipamentos de raios X diferentes (Siemens e Emic), com diferentes sistemas de retificação de onda (12 pulsos e alta frequência). Ambos os sistemas (analógico e digitalizado) estavam sendo utilizados no mesmo local. Foram geradas imagens em filme e em *image plates*. **RESULTADOS:** Foi observado aumento na tensão e/ou na carga transportada pelo tubo de raios X quando houve a migração para o sistema CR, para manutenção das características diagnósticas da imagem. Isto resultou em aumento de kerma coletado. **CONCLUSÃO:** As maiores diferenças determinadas (aumento de dose e redução da qualidade da imagem) foram observadas no equipamento com retificação de onda de 12 pulsos e transdutor de imagem CR (*image plates*). **Unitermos:** Radiografia computadorizada; Qualidade da imagem; Kerma.

**Abstract** **OBJECTIVE:** The process of migration from analog to digital imaging system requires specific attention to preserve images quality and minimizing the dose to the patients. The present study was aimed at analyzing and comparing images quality and entrance and exist air kerma measurements in a non-anthropomorphic chest phantom with analog and CR digital imaging systems. **MATERIALS AND METHODS:** Two different X-ray units (Siemens and Emic) with different wave rectification systems (12-pulse and high-frequency) were utilized in a single institution along the process of migration from analog to CR digital imaging system. Images were acquired on films and image plates. **RESULTS:** An increase on the X-ray tube peak voltage and/or load was observed in the migration from analog to CR digital system to preserve the diagnostic quality of the image. As a result, an increase in the air kerma rate was observed. **CONCLUSION:** The greatest differences (increase in dose and decrease in image quality) were observed with the 12-pulse wave rectification system with the CR image transducer (imaging plates).

**Keywords:** Computed radiography; Image quality; Air kerma.

Luz RM, Hoff G. Estudo comparativo da qualidade da imagem e do kerma, de entrada e de saída, em simulador de tórax utilizando sistemas analógico e digitalizado CR de aquisição de imagens. Radiol Bras. 2010;43(1):39-45.

## INTRODUÇÃO

Em 1980, visando a aplicações médicas, a Fuji Film<sup>®</sup> do Japão desenvolveu um detector bidimensional denominado *image*

*plate* para radiografias, com o objetivo de substituir o filme radiográfico tradicional. Desde então, a necessidade de reduzir a dose de radiação e de proporcionar melhor contraste de imagem com baixo ruído tem sido um grande incentivo para as pesquisas de novos sistemas de armazenagem da imagem diagnóstica latente. A substituição da radiografia com telas intensificadoras por sistemas computadorizados trouxe muitas vantagens operacionais, tais como

o arquivamento eletrônico e o pós-processamento da imagem.

Neste campo da radiografia computadorizada, o conceito de qualidade da imagem diagnóstica tem novos significado e interpretação, devido aos atributos únicos e dinâmicos das imagens geradas neste sistema, sendo que o contraste e o brilho final da imagem podem ser manipulados com o pré-processamento do sinal digital. Entretanto, esta mesma característica pode ocultar falhas técnicas e implicar aumento de dose no paciente para uma determinada técnica. Assim sendo, surgiu a necessidade

\* Trabalho realizado na Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) – Faculdade de Física, Porto Alegre, RS, Brasil.

1. Graduada, Física Médica da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS) – Faculdade de Física, Porto Alegre, RS, Brasil.

2. Doutora, Professora TI 40 da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), Porto Alegre, RS, Brasil.

Endereço para correspondência: Dra. Gabriela Hoff. Avenida Ipiranga, 6681, Prédio 10, Sala 207, Partenon. Porto Alegre, RS, Brasil, 91629-900. E-mail: ghoff@pucls.br/renatafisicam@gmail.com

Recebido para publicação em 17/8/2009. Aceito, após revisão, em 13/11/2009.

da aquisição de novos conhecimentos, conceitos e a alteração de procedimentos existentes, ou seja, um conjunto novo de problemas a serem solucionados veio à tona. A dose absorvida pelo paciente também é uma das características a ser controlada em cada sistema, visto que a manipulação da imagem gerada pode mascarar doses excessivas. Além disso, as diferentes tecnologias de sistemas digitalizados disponíveis possuem eficiências de conversão de sinal e resoluções muito diferenciadas e podem acarretar num aumento de dose na realização do exame (intrínseco a cada tecnologia), principalmente se comparadas a um sistema de filmes.

Em razão dessas diferenças, intrínsecas à tecnologia de imagem digital, calibrar estes sistemas para a obtenção da menor dose necessária para atingir a qualidade diagnóstica da imagem torna-se um processo vital no aproveitamento completo dos benefícios desta tecnologia. Alguns autores, como Souza et al.<sup>(1)</sup>, têm publicado sobre este tema.

Este trabalho foi idealizado e realizado em um período de migração de sistemas analógicos para digitalizado CR e tem como objetivo analisar e comparar a qualidade da imagem e as medidas de kerma no ar de entrada e de saída num simulador não antropomórfico de tórax em procedimentos realizados em ambos os sistemas geradores de imagem. Apresenta, também, a proposta de um método comparativo simples entre imagens diferentes que pode ser adaptado para calibrar os sistemas digitais no processo de migração, bem como intercomparar sistemas quanto a qualidade da imagem e dosimetria externa.

## MATERIAIS E MÉTODOS

Este trabalho foi desenvolvido utilizando-se dois equipamentos de raios X diferentes lotados num mesmo hospital de Porto Alegre, RS, onde ocorreu a migração do sistema analógico de geração de imagens para um sistema de radiologia computadorizada tipo CR. Os equipamentos utilizados são o modelo Iconos da Siemens, que possui gerador com retificação de onda de alta frequência, e um modelo não identificado da marca Emic, que apresenta um gerador com retificação de onda de média frequên-

cia (12 pulsos). As etapas do processo desenvolvido para obter os dados foram: levantamento das características dos equipamentos e instrumentos utilizados; verificação dos testes de qualidade dos equipamentos utilizados; formação das imagens com parâmetros recomendados pela bibliografia adotada<sup>(2)</sup>; digitalização de todas as imagens obtidas para efetuar cálculo dos parâmetros de qualidade; estudo dos espectros médios emitidos e catalogados para as características dos equipamentos de raios X utilizados e suas implicações na qualidade da imagem e na dose absorvida. Os testes de controle da qualidade realizados mostraram que os referidos equipamentos estavam em conformidade com as exigências nacionais e em estado adequado para utilização.

O sistema analógico de processamento de imagens era constituído por uma processadora da marca Macrotec modelo MX-2, cuja temperatura padrão para o revelador era de 33,4°C. As imagens foram adquiridas um dia após a limpeza e substituição das soluções químicas utilizadas nessa processadora. O cassete utilizado foi da marca Konex, de tamanho (35 × 43) cm<sup>2</sup>. O filme e as substâncias químicas utilizadas foram da marca Kodak.

O sistema digitalizado era constituído de uma leitora CR multicassetes da marca Kodak, modelo 950. Os filmes para impressora a laser eram da marca Kodak, impressora a laser Dry View 8900 da marca Kodak e cassete com *image plate* da marca Kodak, de dimensões (35 × 43) cm<sup>2</sup>.

Para a aquisição das imagens foi utilizado um simulador não antropomórfico de tórax, de dimensões (30 × 30 × 20) cm<sup>3</sup>, formado de polimetilmetacrilato (PMMA). Esse material, nessa espessura, apresenta na imagem densidade óptica semelhante à do tórax de um paciente adulto padrão. Para simular a absorção e o espalhamento devido à coluna vertebral, uma barra de alumínio (Al) de (30,0 × 2,0 × 1,0) cm<sup>3</sup> foi adicionada ao modelo em uma fenda projetada para tal.

As imagens foram adquiridas em ambos os equipamentos com os mesmos fatores de exposição, mesma distância foco-filme e mesmo posicionamento utilizado para radiografias de tórax, conforme definido na bibliografia usual de técnica radiográfica<sup>(2)</sup>.

O fator de exposição foi variado até que as imagens geradas adquirissem uma semelhança visual em contraste. Os fatores de exposição usados foram 102 kVp e 2 mAs, 102 kVp e 4 mAs e 117 kVp e 4 mAs, todos utilizando corrente anódica de 200 mA (foco grosso) a uma distância de 1,5 m do ponto focal ao filme. Utilizando os fatores de exposição descritos, foram geradas três imagens para o sistema analógico e três imagens para o sistema CR, isso para cada um dos equipamentos.

Tendo em vista a aplicação clínica deste trabalho, fundamentada nos princípios de proteção radiológica e visando à aplicação do princípio ALARA, não é possível dissociar da técnica radiográfica a dose absorvida pelo paciente durante o procedimento radiográfico. Ou seja, uma aplicação que busca avaliar e/ou melhorar a qualidade diagnóstica da imagem somente será válida quando a dose a que o paciente é submetido for a mínima possível, mantendo-se os critérios de qualidade da imagem para uso diagnóstico. Por essa razão, foram realizadas medidas da exposição durante a simulação dos procedimentos, por meio de uma câmara de ionização Radcal, modelo 9010, devidamente calibrada. Na geometria de coleta esta câmara foi alinhada com o ponto focal. Após, foram realizadas duas medidas, uma na superfície de entrada do feixe primário e outra na superfície de saída do feixe primário do simulador. Dessa forma, foi determinado o kerma no ar de entrada e de saída do simulador.

Os filmes contendo as imagens obtidas foram digitalizados em um *scanner* específico de filmes da marca Microtek, modelo ScanMaker 1000 XL. As imagens foram digitalizadas em 16 bits e 300 dpi, com os parâmetros de contraste, brilho, realce e sombra mínimos, para que não houvesse alterações nas características das imagens. Depois de digitalizadas, todas as imagens foram convertidas para o formato *digital imaging communications in medicine* (DICOM). As imagens coletadas com o sistema CR foram salvas e trabalhadas, sem adição de quaisquer filtros, pelo sistema da Kodak.

Os parâmetros de qualidade são uma maneira de avaliar a qualidade da imagem digital<sup>(3)</sup>. Os principais fatores que influenciam a qualidade de uma imagem digital

são: a resolução, a intensidade de sinal, o contraste, o ruído e a relação sinal-ruído. Os valores desses descritores, para cada imagem, foram obtidos com o auxílio do *software* ImageJ<sup>(4)</sup>, que é um programa de domínio público em Java voltado para o desenvolvimento de aplicações de processamento e análise de imagens. Com esse *software* foi possível obter, através da seleção de uma região de interesse (ROI), a área, a média e o desvio-padrão (DP) do sinal, fundamentais para o cálculo dos parâmetros de qualidade da imagem.

Foi delimitada uma ROI com área circular aproximadamente constante para todas as imagens, sobre a região de simulação do campo pulmonar e sobre a região de simulação da coluna.

O contraste da imagem radiográfica é definido como a diferença de sinal entre duas regiões adjacentes do filme. Ela depende diretamente do contraste do objeto<sup>(a)</sup> (material irradiado), refletindo diferenças entre o número atômico, a densidade de elétrons, a densidade e a espessura do material que se deseja gerar a imagem, bem como as características do espectro de energia do feixe de radiação emitido<sup>(5-7)</sup>. Tem-se como exemplo a medida do fluxo de radiação (F) entre duas regiões adjacentes do paciente, F1 e F2, sendo estes fluxos diferentes por causa das diferenças na constituição desses tecidos. Dessa forma, o contraste da imagem<sup>(b)</sup> (CI) pode ser medido como a diferença na intensidade de sinal (S), onde S representa o valor médio da ROI, entre as duas áreas do filme ou da imagem digital, dividida pelo sinal da área da ROI, conforme mostra a equação 1.

$$CI = (S2 - S1) / S1 \quad (1)$$

O ruído é o principal fator que limita o contraste de uma imagem digital; é um sinal que interfere na homogeneidade, reduzindo o contraste. É frequentemente definido como a incerteza em um sinal devido a flutuações randômicas do mesmo<sup>(8,10)</sup>. As possíveis causas para estas flutuações são decorrentes da natureza estatística do feixe

de radiação emergente do tubo e cujo número de fótons emitidos por unidade de tempo varia como uma distribuição gaussiana ou uma distribuição de Poisson<sup>(10)</sup>. Outras fontes de flutuação randômica são introduzidas pelo processo de atenuação da radiação pela matéria, que também obedece a uma distribuição de Poisson, além do fato do sistema eletrônico introduzir ruído devido ao processamento eletrônico binário<sup>(10)</sup>.

O DP é a variável mais adequada para caracterizar o ruído de um sistema de imagens, pois ele quantifica a variação dos valores de *pixel* de uma imagem em torno de um valor médio<sup>(10)</sup>, sendo determinado, para uma distribuição de Poisson, conforme a equação 2.

$$DP = (S)^{-1/2} = \text{desvio-padrão do sinal da ROI} \quad (2)$$

Em nosso estudo foi utilizado o DP da ROI como representativo do ruído da imagem, além da estimativa acima apresentada na equação 2. Com base na distribuição do gráfico de frequências da intensidade de sinal, o DP foi calculado como sendo a incerteza dos valores de intensidade de sinal em torno de um valor médio. A equação 2 representa a média de *pixels* na ROI.

Para o ruído ter um significado físico, ele é associado a um sinal da ROI, sendo, dessa forma, usado na definição da razão sinal-ruído (*signal noise ratio* – SNR). A SNR descreve a relação entre o valor médio do sinal e a variação em torno desse valor médio. Através desse descritor, pode-se definir a eficiência do sistema de aquisição de imagens. A equação 3 demonstra a SNR.

$$SNR = S / DP \quad (3)$$

As imagens foram analisadas também a partir do seu histograma, que é a representação gráfica da distribuição de frequências em função do sinal<sup>(3)</sup>. Ele é uma função estatística da imagem que, para cada nível de tonalidade de cinza, calcula quantos *pixels* existem naquela tonalidade, de modo que o contraste da imagem é determinado pela largura da janela e pelo nível de brilho do histograma.

O aumento da largura da janela reduz o contraste, mas aumenta a possibilidade de representar maior número de tons de cinza perceptíveis a olho nu, ao passo que o aumento do nível aumenta o brilho<sup>(10)</sup>.

## RESULTADOS

Os resultados apresentam dados que foram avaliados com base nas características das imagens (Tabela 1) e com base nos dados de kerma no ar coletados.

As imagens para o sistema CR que apresentaram melhor contraste visual e possuem características visualmente semelhantes para os dois equipamentos foram as imagens formadas com o fator de exposição de 117 kVp e com 4 mAs. Por esse motivo, serão analisadas em particular as imagens obtidas nestas condições técnicas.

As Figuras<sup>(c)</sup> 1 e 2 comparam as imagens adquiridas nos dois equipamentos para os dois sistemas analisados.

Outro ponto a ser considerado, além da dose absorvida pelo paciente, é que para gerar uma imagem com o sistema CR estudado foi necessária uma fluência maior de fótons do que com sistema analógico, para um determinado índice de exposição. Uma análise dos espectros de fótons pode auxiliar na compreensão das diferenças entre os dois equipamentos e as diferentes respostas para cada transdutor de imagem. Para tanto, os gráficos incluídos nas Figuras 3 e 4 mostram, respectivamente, o espectro de emissão de equipamento de raios X considerando tubo com trilha de tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de vôo dos elétrons de 22° e filtro de Al de 3 mm de espessura, para um *ripple* de 5% e 15%, e as diferentes filtrações para espectros com diferentes *ripples*<sup>(11,12)</sup>.

## DISCUSSÃO

Com base nos dados apresentados na Tabela 1, considerando as imagens geradas no equipamento da Siemens no sistema analógico, o sinal foi reduzido de 15,6 para 3,0, após o aumento da tensão de tubo de 102 kVp para 117 kVp, considerando a corrente de tubo constante em 4 mAs. Neste sistema, com o aumento da tensão e da carga transportada, ocorreu a redução do sinal em 527% do valor inicial. Para o sistema CR, o valor de sinal foi 114% menor para a tensão de 117 kVp quando este é

<sup>(a)</sup> Contraste do objeto é definido como a diferença de fluência de energia de duas regiões adjacentes do objeto de interesse.

<sup>(b)</sup> Contraste da imagem deve ser compreendido aqui como sendo o resultado da interação entre o contraste do objeto e o contraste do transdutor de sinal.

<sup>(c)</sup> As imagens apresentadas não sofreram nenhum pré-tratamento ou adequação do níveis de brilho e contraste para geração da figura.

**Tabela 1** Planilha apresentando valores dos parâmetros de qualidade (valores médios da ROI da área, ruído e SNR para PMMA – representando o pulmão –, e para AI – representando a coluna, e o sinal resultante destas regiões estudadas) para os sistemas analógico e digitalizado (CR) em ambos os equipamentos.

Equipamento Siemens – retificação de onda de alta frequência – ripple menor que 5%												
	Técnica radiográfica: 102 kVp, 2 mAs				Técnica radiográfica: 102 kVp, 4 mAs				Técnica radiográfica: 117 kVp, 4 mAs			
	Analógico		CR		Analógico		CR		Analógico		CR	
	Valor	DP	Valor	DP	Valor	DP	Valor	DP	Valor	DP	Valor	DP
Valores médios de sinal da ROI para PMMA	150,9	2,54	136,9	5,87	66,3	1,56	132,2	5,49	5,31	1,34	132,6	3,52
Valores médios de sinal da ROI para AI	166,7	1,74	168,5	5,09	81,9	2,07	168,1	5,11	8,29	1,8	164,0	3,37
Sinal	15,8	NA	35,9	NA	15,6	NA	35,9	NA	3,0	NA	31,4	NA
Contraste PMMA	0,10	NA	0,23	NA	0,24	NA	0,27	NA	0,56	NA	0,24	NA
Contraste AI	0,09	NA	0,19	NA	0,19	NA	0,21	NA	0,36	NA	0,19	NA
Ruído PMMA	12,28	NA	11,7	NA	8,14	NA	13,06	NA	2,88	NA	12,81	NA
Ruído AI	12,91	NA	12,98	NA	9,05	NA	12,24	NA	2,3	NA	11,52	NA
SNR PMMA	1,29	6,22	3,07	6,11	1,92	10,0	1,68	6,54	1,29	2,24	2,7	8,92
SNR AI	1,22	9,08	2,76	7,05	1,72	7,54	1,58	7,02	1,03	1,67	2,4	9,31

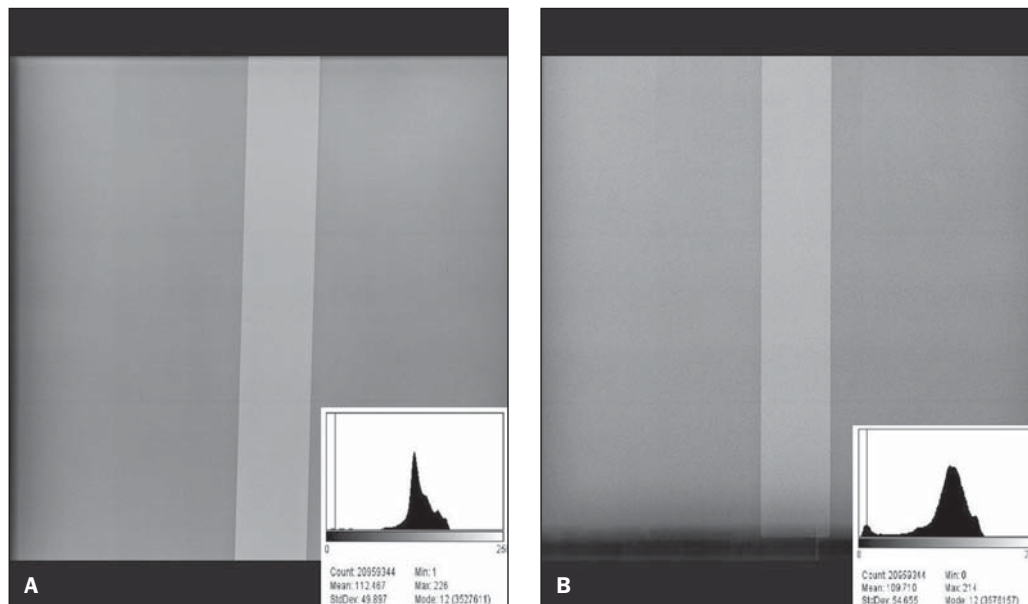
  

Equipamento Emic – retificação de onda de 12 pulsos – ripple de aproximadamente 15%												
	Técnica radiográfica: 102 kVp, 2 mAs				Técnica radiográfica: 102 kVp, 4 mAs				Técnica radiográfica: 117 kVp, 4 mAs			
	Analógico		CR		Analógico		CR		Analógico		CR	
	Valor	DP	Valor	DP	Valor	DP	Valor	DP	Valor	DP	Valor	DP
Média PMMA	211,4	2,98	139,2	9,36	182,1	2,78	134,1	6,95	137,0	2,60	135,5	6,10
Media AI	217,8	3,09	174,6	7,66	197,9	2,76	172,0	5,82	165,5	2,79	169,4	5,12
Sinal	6,4	NA	35,5	NA	15,8	NA	37,9	NA	29,4	NA	33,9	NA
Contraste PMMA	0,030	NA	0,25	NA	0,09	NA	0,28	NA	0,21	NA	0,25	NA
Contraste AI	0,029	NA	0,20	NA	0,08	NA	0,22	NA	0,17	NA	0,2	NA
Ruído PMMA	14,54	NA	11,80	NA	13,49	NA	11,58	NA	12,86	NA	11,64	NA
Ruído AI	14,76	NA	13,21	NA	14,07	NA	13,11	NA	11,71	NA	13,02	NA
SNR PMMA	0,45	2,15	3,01	3,79	1,17	5,68	3,27	5,45	2,41	14,7	1,97	5,56
SNR AI	0,44	2,07	2,69	4,63	1,12	5,72	2,89	6,51	2,19	10,53	1,82	6,62

DP, desvio-padrão; NA significa "não se aplica", ou seja, o cálculo do descritor da imagem não tem sentido em ser aplicado nesta coluna de dados.



**Figura 1.** Comparação da imagem do sistema analógico para o fator de exposição 117 kVp com 4 mAs para o equipamento Siemens (alta frequência) (A) e equipamento Emic (12 pulsos) (B).



**Figura 2.** Comparação da imagem do sistema CR para o fator de exposição 11.7 kVp com 4 mAs para o equipamento Siemens (alta frequência) (A) e equipamento Emic (12 pulsos) (B).

comparado com a menor tensão utilizada de 102 kVp, sendo o valor do sinal mais alto obtido de 35,9. Já para as imagens geradas no equipamento Emic, verificou-se que o processamento analógico resultou num acréscimo de sinal de 247% com a duplicação da carga transportada no tubo, pois para os fatores de 102 kVp e 2 mAs o valor do sinal foi de 6,4, ao passo que para 102 kVp e 4 mAs o valor foi de 15,8 e um acréscimo de 186% com o aumento da tensão de tubo. Os valores de sinal para os fatores de exposição de 102 kVp e 2 mAs e 117 kVp e 4 mAs, respectivamente, foram de 6,4 e 29,4. Para o equipamento Emic e o sistema CR, o sinal apresentou um acréscimo de 107% com a duplicação do mAs, onde o valor de sinal para 102 kVp e 2 mAs foi de 35,5 e para 102 kVp e 4 mAs foi de 37,9. Uma redução de 112% do valor inicial do sinal foi observada quando ocorreu o aumento da tensão de tubo de 102 kVp para 117 kVp. Assim, para os sistemas analógicos de processamento da imagem, a SNR aumentou com o aumento da carga transportada e reduziu com o aumento da tensão. Já para o sistema CR de transdução de sinal, a SNR aumentou tanto com o aumento da tensão como com o aumento da corrente de tubo. As imagens das Figuras 1 e 2 auxiliarão na discussão dos resultados apresentados na Tabela 1.

A análise dos dados referentes à intensidade do sinal obtidos a partir das imagens

geradas no equipamento Siemens não mostrou alteração significativa quando o mAs foi duplicado de 2 mAs para 4 mAs, com o kVp constante (102 kVp), independentemente do processamento utilizado ser analógico ou digital. Todavia, quando a tensão foi aumentada de 102 kVp para 117 kVp, verificou-se que, para ambos os casos, ocorreu um decréscimo na intensidade do sinal. As imagens geradas pelo sistema analógico são sobre-expostas e apresentam baixo contraste (imagem enegrecida), o que evidencia o excesso de radiação captada pelo sistema de transdução. A imagem ideal para este sistema é obtida a 102 kVp e 2 mAs para ambos os equipamentos. Por outro lado, as imagens geradas pelo sistema CR apresentavam baixo contraste e, de acordo com a equipe médica do hospital, mesmo com os recursos digitais de processamento a qualidade diagnóstica não poderia ser alcançada. Esta característica era especialmente ressaltada para o equipamento Emic com retificação de onda de 12 pulsos.

Pode-se observar, pelas informações apresentadas nas Figuras 1 e 2 e pelos dados expostos na Tabela 1, que para a imagem analógica gerada no equipamento Siemens (retificação de alta frequência) ocorre uma redução no contraste da imagem. Isto se deve ao fato de que o espectro gerado pelo equipamento Siemens possui, em média, energia superior à gerada no equipamento Emic, visto que, para a mesma

técnica de exposição, o resultado visual foi significativamente diferente para este sistema de geração de imagem. Além disso, o comportamento do sinal que é reduzido com o aumento da tensão para o equipamento de alta frequência aumenta quando é considerado o equipamento de retificação de onda de 12 pulsos. Isto reflete diretamente no contraste da imagem, sendo este menor no equipamento de alta frequência.

Os dados da Tabela 1 mostram que a diferença entre as imagens digitais está principalmente no aumento do ruído da imagem, representado na Figura 2B. Este fato aparece nitidamente no pontilhado dessa imagem e no alargamento das possibilidades de tons de cinza do histograma das imagens, que demonstra a representação do ruído nas mesmas.

Usualmente, o histograma com um pico de distribuição de intensidades de sinal no centro das possibilidades de tons de cinza é observado em processos padronizados e estáveis, em que a característica de qualidade é contínua.

Com os resultados de kerma no ar obtidos, foi possível perceber que a fluência de saída do simulador para o equipamento Emic com retificação de onda de média frequência (retificação de 12 pulsos e *ripple* de aproximadamente 15%) é inferior à obtida com o equipamento Siemens, que possui retificação de onda de alta frequência (*ripple* de aproximadamente 4%). Além

disso, o espectro gerado pelo equipamento Emic apresenta menor energia média do que o gerado pelo equipamento Siemens, o que está relacionado com a retificação de onda de cada equipamento. Esta característica influencia diretamente na qualidade do espectro de raios X, resultando, para o equipamento Emic, num espectro que apresenta menor poder de penetração no simulador e, conseqüentemente, em imagens de menor definição e maior ruído. Isto ocorre por causa da diminuição de fluência na saída do simulador. Para se obter uma imagem semelhante à obtida no equipamento Siemens, seria necessária a aplicação de outra técnica com maiores fatores para a exposição e conseqüente aumento de dose absorvida pelo paciente. O valor calculado para a razão entre a fluência de entrada e de saída do simulador para o equipamento Emic é maior que o equipamento Siemens. Isto ocorre porque a energia média do espectro emitido pelo equipamento Emic (Figura 3) é inferior à produzida pelo equipamento Siemens e, à medida que o feixe atravessa o simulador, irá ocorrer uma maior deposição de energia nas diferentes cama-

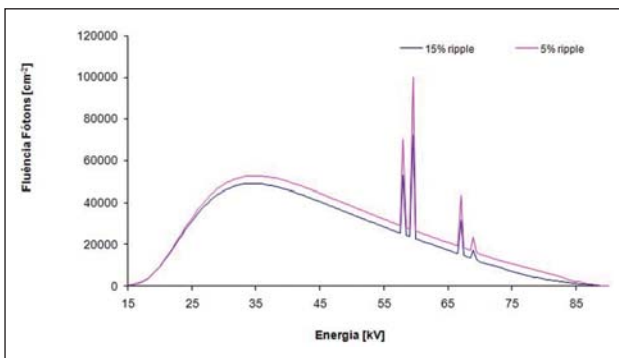
das do mesmo. Isto é claro dependendo da espessura do simulador e sua composição, que resulta diferentes fluências de saída (Figura 3). Comparando-se os espectros característicos dos equipamentos estudados, o Siemens sempre apresentará fluência de fótons maior que o Emic para as mesmas condições de exposição e espessura de simulador, se for levado em conta unicamente os possíveis espectros gerados por cada equipamento e suas alterações por causa da *ripple* de cada sistema.

No equipamento Emic, com espectros que apresentam menor poder de penetração que o equipamento Siemens, haverá desgaste adicional do tubo de raios X, que irá operar superaquecido, podendo causar danos ao filamento. Ou seja, muitas vezes a compensação será realizada pelo controle automático de exposição, aumentando o mAs. Na verdade, esse aumento no mAs (geralmente no tempo de exposição) gera um aumento na dose absorvida pelo paciente e reduz significativamente a vida útil do tubo, por aquecimento e desgaste do filamento. Considerando a geometria de irradiação estudada e o transporte do feixe

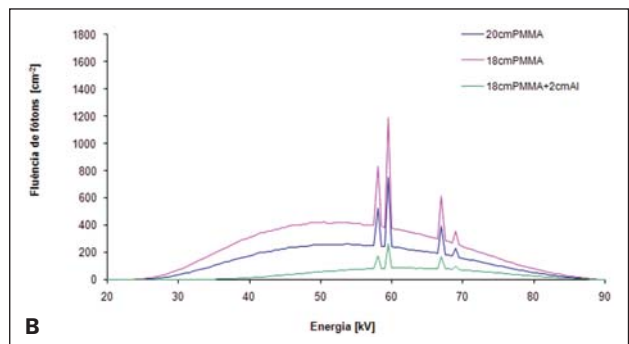
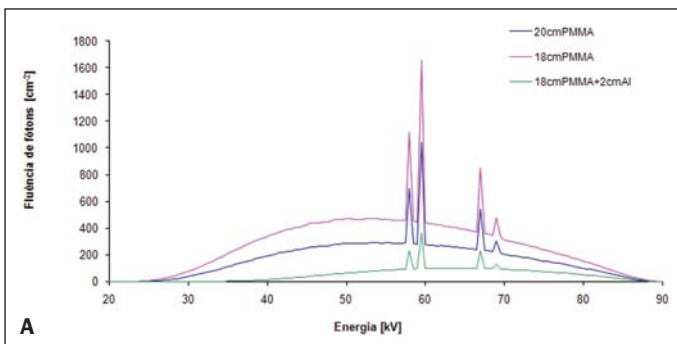
de raios X desde o ponto focal, ao penetrar no simulador, o feixe pode passar somente por 20 cm de PMMA, ou por 18 cm de PMMA (representando este a fluência de entrada na coluna de Al do simulador), ou passar pelos 18 cm de PMMA e pela coluna de 2 cm de Al (representando este a fluência de saída do simulador). A Figura 4(A,B) exemplifica as alterações no espectro ao passar pelo simulador para cada espectro estudado. Foram utilizados espectros de 90 kVp, pois no catálogo utilizado estes eram os espectros mais próximos dos estudados, considerando as alterações de *ripple* características dos equipamentos.

Comparando as Figuras 4A e 4B é possível perceber que a fluência final de fótons, após atravessar o material, é maior para o *ripple* de 5%, indicando que para um *ripple* de 15% a energia e, conseqüentemente, o poder de penetração do espectro é menor. Isto influencia diretamente a geração de ruído quântico na imagem, sendo este espectro não aconselhável para uso com transdutores de baixa eficiência de conversão. Torna-se visível a redução da área abaixo das curvas do gráfico representativo do espectro com 15% de *ripple*, em comparação com o espectro com 5% de *ripple* para todos os casos calculados. Esta análise torna-se importante, pois os dois diferentes espectros sofrem alterações diferentes até chegar ao transdutor, apresentando fluências diferentes que serão registradas de forma diferente, influenciando na qualidade da imagem e dose do exame.

Na realidade, este estudo foi realizado após subsequentes trocas de tubo devido a queima do equipamento Emic (com retificação de 12 pulsos). Este estudo vem cor-



**Figura 3.** Gráfico do espectro de emissão de equipamento de raios X considerando tubo com trilha de tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de voo dos elétrons de 22° e filtro de Al de 3 mm de espessura, para um *ripple* de 5% e de 15%.



**Figura 4.** Gráfico da fluência de fótons de saída do simulador, considerando o espectro de emissão de raios X do tubo com trilha de tungstênio operando a 90 kVp, ângulo de voo dos elétrons de 22° e filtro de Al de 3 mm de espessura, para um *ripple* de 5% (A) e de 15% (B) e espessura de 20 e 18 cm de PMMA e 18 cm mais 2 cm de Al.

roborar a indicação de, quando da migração de sistemas analógicos para digitalizados, tornar-se importante verificar a eficiência de conversão de sinal de radiação X da imagem latente do transdutor e o tipo de equipamento disponível (especialmente de retificação de onda do gerador de entrada). Caso se disponha de sistemas com retificação de onda de 12 pulsos ou *ripple* igual ou superior a 15%, cabe verificar a eficiência de conversão do transdutor para garantir a qualidade da imagem e a integridade de seus equipamentos.

## CONCLUSÕES

Os valores medidos de kerma no ar mostraram que o equipamento com retificação de onda que apresenta *ripple* igual ou maior que 15% gera fluência de fótons, na saída do simulador, significativamente inferior à do equipamento com retificação de onda com *ripple* igual ou menor que 5%. Já os parâmetros de qualidade da imagem mostraram-se mais adequados para as imagens formadas no sistema CR, quando equipamentos de retificação de onda com *ripple* igual ou menor que 5% forem utilizados. Quando o equipamento de retificação de onda que apresenta *ripple* igual ou maior que 15% foi utilizado, a técnica de exposição determinada teve de ser maior que a recomendada pela bibliografia<sup>(8)</sup>, para reduzir o ruído das imagens, que caracterizaria uma imagem de baixa qualidade diagnóstica. Sendo assim, torna-se importante a determinação da técnica radiográfica mais adequada para o sistema CR, a fim de não resultar em aumento de dose para o paciente, com redução da qualidade da imagem diagnóstica gerada. A imagem que apresenta melhores características para o diagnóstico, neste trabalho, foi a adquirida no equipamento Siemens com 117 kVp e 4 mAs a 1,5 m do ponto focal. Cabe res-

saltar que para cada sistema gerador de imagem e equipe de trabalho a técnica radiográfica adequada deve ser determinada.

Este trabalho trouxe, como contribuição, a determinação de um método relativamente simples e reproduzível para adaptação da técnica radiográfica através da comparação da dose e de descritores da imagem, e/ou um método que possa ser utilizado para comparar equipamentos de imagem digitalizada que possa ser aplicado em hospitais diferentes, com baixo custo, dado ao instrumental utilizado. Cabe ressaltar que todo esse processo proposto só tem validade quando os critérios descritores da imagem estiverem de acordo com critérios mínimos de qualidade da imagem para uso diagnóstico.

Nesta etapa do trabalho, sugere-se que quando uma instituição planejar a aquisição de um sistema CR, deverá realizar um estudo das características de seus equipamentos de raios X, considerando a necessidade de fluência de fótons e eficiências de conversão de sinal para a geração da imagem no sistema CR. Caso contrário, poderá ser necessária a compra de um equipamento de raios X novo após a instalação do sistema CR, o que implicará maior custo. Sugere-se, ainda, a adoção dos níveis de referência de dose definidos pela Portaria nº 453 do Ministério da Saúde<sup>(12)</sup>, nos exames a serem realizados nos sistemas recém-instalados, para garantir que a dose nos pacientes seja a menor possível<sup>(1,13)</sup>. Dessa forma, pode-se aplicar de forma eficiente o princípio ALARA de proteção radiológica.

## Agradecimentos

Ao Núcleo de Imagens Médicas da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul (PUCRS), por ceder o *scanner* de filmes e o processo de calibração desenvolvido para a correta digitalização das imagens dos filmes. À Professora Elaine

Evani Streck, pelo auxílio na elaboração pelas contribuições na pesquisa que deu origem a este artigo.

## REFERÊNCIAS

1. Souza ABB, Dias SK, Mecca FA, et al. Avaliação do kerma no ar na superfície de entrada e da qualidade da imagem em radiografias de tórax. *Radiol Bras.* 2009;42:315-9.
2. Bontrager LK. Tratado de técnicas radiológicas e base anatômica. 7ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan; 1999.
3. Rangayyan RM. Biomedical image analysis. Florida: CRC Press LLC; 2005.
4. ImageJ: image processing and analysis in Java. [acessado em 20 de novembro de 2008]. Disponível em: [rsbweb.nih.gov/ij/](http://rsbweb.nih.gov/ij/)
5. Montgomery DC, Runger GC. Estatística aplicada e probabilidade para engenheiros. 2ª ed. Rio de Janeiro: LTC; 2003.
6. Silva RR. Processamento de imagens radiográficas e análise de defeitos em cordão-de-solda [dissertação de mestrado]. Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ; 2000.
7. Universidade de Caxias do Sul. Centro de Ciências Exatas e Tecnologia. Departamento de Física e Química. Medidas e grandezas físicas E. Teoria de erros. [acessado em 5 de novembro de 2008]. Disponível em: [http://hermes.uces.br/ccet/defq/mlandreazza/Teo-ince.htm#\\_toc416523375](http://hermes.uces.br/ccet/defq/mlandreazza/Teo-ince.htm#_toc416523375)
8. Shinohara AH, Acioli E, Khoury HJ. Avaliação da técnica de radiografia digital em gamagrafia. Anais da 6ª COTEQ – Conferência sobre Tecnologia de Equipamentos. Salvador, BA, Brasil; agosto de 2002.
9. Oliveira DF. Análise da radiografia computadorizada em condições de águas profundas [dissertação de mestrado]. Rio de Janeiro: COPPE/UFRJ; 2007.
10. Sprawls P Jr. Physical principles of medical imaging. Madison: Medical Physics Pub; 1995.
11. Cranley K, Gilmore BJ, Fogarty GWA, et al. Catalogue of diagnostic X-ray spectra and other data. IPEM Report 78. York: Institute of Physics and Engineering in Medicine; 1997.
12. Brasil. Ministério da Saúde. Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria nº 453, de 1º de junho de 1998. Brasília: Diário Oficial da União, 2 de junho de 1998.
13. Luz MR. Estudo comparativo de dose e qualidade da imagem em exames de tórax realizados em sistemas analógicos e digitalizados. *Revista da Graduação.* 2009;2:26-81. [acessado em 16 de junho de 2009]. Disponível em: <http://revistaseletronicas.pucrs.br/ojs/index.php/graduacao/issue/view/229>