

## **DOSES DE EXPOSIÇÃO EM EXAMES RADIOLÓGICOS REALIZADOS EM SISTEMAS CR E TELA-FILME<sup>1</sup>**

### *EXPOSURE DOSES IN RADIOLOGICAL EXAMINATIONS CARRIED OUT IN CR SYSTEMS AND SCREEN-FILM*

**Giovana Tamiozzo Schmidt<sup>2</sup> e Valnir de Paula<sup>3</sup>**

#### **RESUMO**

Após a introdução dos sistemas de radiografia computadorizada nos serviços de radiodiagnóstico, em substituição ao então utilizado sistema tela-filme, percebeu-se que esta migração, apesar de trazer inúmeras vantagens, implicou no aumento da dose de radiação para a obtenção de imagens pelo novo sistema. Neste trabalho, objetivou-se otimizar as técnicas de exposição no sistema de radiografia computadorizada e, então, avaliar o percentual de elevação de dose de entrada na pele em relação ao sistema anterior. Após a obtenção das técnicas de exposição que possibilitassem imagens de bom padrão diagnóstico, com a menor dose possível de radiação para o sistema de radiografia computadorizada, comparou-se estas doses de exposição com aquelas que eram praticadas no sistema tela-filme. Calculou-se o percentual de aumento da dose na radiografia computadorizada em relação àquele sistema. Concluiu-se que os percentuais de elevação de dose encontrados, mesmo otimizando as técnicas de exposição para o sistema de radiografia computadorizada, foram significativamente altos.

**Palavras-chave:** otimização de dose, raios-x, dose de entrada na pele.

#### **ABSTRACT**

*After the introduction of computed radiography systems in the radio diagnosis services, in substitution to the screen-film system used, it was noticed that this migration, despite the innumerable advantages, implied in the increase of radiation*

---

<sup>1</sup> Trabalho Final de Graduação - TFG.

<sup>2</sup> Acadêmica do Curso de Física Médica - UNIFRA. E-mail: giovana.tamiozzo@gmail.com

<sup>3</sup> Orientador - UNIFRA. E-mail: valnirp@terra.com.br

*dosage to obtain images by the new system. The aim of this paper was to optimize the exposition techniques in computed radiography systems and to evaluate the increase dosage percentage of skin entrance in relation to the previous system. After the achievement of exposition techniques which allowed to acquire images with good diagnosis standard, with the least possible radiation dosage to the computed radiography system, these exposition dosages were compared to those which were used in the screen-film system. The increase percentage of the computed radiography dosage was calculated in relation to that system. It was concluded that the dosage increase percentage found, even with the exposition techniques optimization to the computed radiography system were significantly high.*

**Keywords:** *optimization dosage, x-rays, dosage percentage of skin entrance.*

## INTRODUÇÃO

Com a descoberta dos raios-x, em 1895, por Wilhelm Roentgen, a física e a medicina sofreram uma revolução, pois se passou a observar a anatomia interna de um paciente, sem precisar abri-lo. A nova radiação disseminou-se pelo mundo por meio do uso médico com o nome de “X” dado pelo próprio Roentgen. A falta de conhecimento na época causou efeitos danosos, tanto aos pacientes como aos profissionais, levando ao aparecimento de malefícios causados pela radiação. Com o passar dos anos, fez-se necessário a implantação de normas pertinentes ao uso adequado da radiação.

O sistema tela-filme, usado a mais de 100 anos, passou durante este período por constantes transformações. Tanto o filme como a tela intensificadora sofreram melhoria na sua sensibilidade, o que fez diminuir a dose necessária para a obtenção das imagens radiológicas.

O aparecimento e a evolução da informática permitiram o surgimento de um sistema de radiografia computadorizada que, agregando *softwares* e cálculos complexos a uma máquina leitora de placas de fósforo, possibilitou a digitalização das imagens radiográficas.

O que diferencia o sistema tela-filme e a radiografia computadorizada é o detector de imagem. No sistema de radiografia computadorizada, o filme foi substituído por uma placa de fósforo. Esta armazena informações da imagem radiografada para posteriormente ser inserida em um leitor que está conectado a um computador. A imagem, que antes se limitava a um filme, pode agora ser observada no monitor do computador, armazenada digitalmente e impressa. Aos

poucos a radiografia computadorizada está substituindo o sistema tela-filme, tornando-se cada vez mais utilizada por clínicas e hospitais.

Dessa forma, com estas duas técnicas de exposição, é importante avaliar a dose de entrada na pele. Assim, neste trabalho, será proposta a otimização das técnicas de exposição no sistema de radiografia computadorizada. Será analisado o percentual de elevação de dose de entrada na pele em relação ao sistema tela-filme.

## **REFERENCIAL TEÓRICO**

### **PRODUÇÃO DOS RAIOS-X E FORMAÇÃO DA IMAGEM RADIOGRÁFICA**

Quando elétrons de alta velocidade se chocam com a matéria de qualquer forma, ocorre a produção de raios-x. No tubo de raios-x, devido a uma diferença de potencial aplicada entre o cátodo (eletrodo negativo) e o anodo (eletrodo positivo), os elétrons em alta velocidade se chocam com o alvo (anodo) de metal e, ao interagir com os átomos deste alvo, liberam sua energia na forma de calor e raios-x. A maior parte desta energia é liberada na forma de calor e só 1% é liberada na forma de raios-x (VAL, 2006).

O tubo de raios-x está situado num alojamento de metal chamado de carcaça. Os raios-x irradiam-se da fonte em linha reta, da mesma maneira que a luz visível, em todas as direções até que um meio absorvedor os desacelerem. Desta forma, o alojamento de metal detém a maior parte dos raios-x. Só será útil a porção do feixe de raios-x que passarem pela janela do tubo, denominado feixe primário.

A formação da imagem radiográfica ocorre quando um feixe de raios-x, após atravessar a região em estudo, atinge um detector, como o filme radiológico, por exemplo. As diferenças de densidade entre as estruturas anatômicas farão com que o feixe sofra níveis diferentes de atenuação, o que resultará no contraste de visualização da imagem.

### **SISTEMA TELA-FILME**

O filme de raios-x é composto por base flexível, coberta por um ligante bem fino, que une a emulsão à base. A emulsão contém haletos de prata, suspensos em uma gelatina. O filme radiográfico proporciona imagens bidimensionais das estruturas do corpo humano. Este é de duplo revestimento e fica em contato com duas telas intensificadoras que contêm material fluorescente (JUHL; CRUMMY; KUHLMAN, 2000). Tanto a tela intensificadora quanto o filme ficam dentro de um chassi de plástico ou metal (HENDEE; REITENOUR, 2002).

As telas intensificadoras ou écrans são usados para potencializar a ação dos raios-x e sensibilizar o filme e consistem de uma camada de cristais de fósforo, muito pequenos, revestida com uma camada lisa e uniforme de suporte de plástico. Sendo ainda aplicado na superfície externa das camadas um revestimento protetor que permite a limpeza e a conservação do écran. Também pode conter uma camada fina localizada entre o suporte e o fósforo que contém material absorvedor ou material refletor de luz (HENDEE; REITENOUR, 2002).

No processo de exposição pelos raios-x e pela luz no écran, ocorre a formação da imagem latente, quando os microcristais, suspensos na gelatina, absorvem a energia dos raios-x. Nesta etapa, não se percebe uma mudança física. No instante em que o filme exposto for revelado, os microcristais que não foram sensibilizados permanecem inalterados. Os que foram sensibilizados sofrem uma redução de forma a se transformarem em prata metálica enegrecida. A imagem observada na radiografia será a da prata suspensa na gelatina (HENDEE; REITENOUR, 2002).

O chassi exposto à radiação é levado para uma câmara escura para que o filme seja inserido em uma processadora automática para realizar o processo químico de revelação. Este processo é composto por quatro etapas: a revelação propriamente dita, fixação, lavagem e secagem. Na revelação ocorre a transformação dos íons de prata expostos em prata metálica. O fixador tem como função principal remover os cristais de haleto de prata que não foram expostos. Na lavagem, são removidos os resíduos químicos do filme para evitar que a imagem radiográfica se degrade e mude de cor. A secagem é a última etapa deste processo. Assim a imagem está pronta para ser analisada para fins de diagnóstico.

## QUALIDADE DA IMAGEM NO SISTEMA TELA-FILME

Pode-se avaliar uma imagem radiográfica pela densidade e pelo contraste. Quanto menos luz é transmitida através de uma imagem em um filme radiográfico, mais alta será sua densidade óptica. A densidade óptica de um filme pode ser controlada principalmente pela duração da exposição e pela quantidade de fótons de raios-x emitidos pela ampola. Também existem outros fatores que podem afetar a densidade, como, por exemplo, a espessura das estruturas anatómicas, a tensão do tubo (kVp) e o grau de sensibilidade do filme (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2006).

Em uma imagem radiográfica, a diferença de densidade em áreas adjacentes é denominada contraste radiográfico. Dessa forma, quanto maior o

contraste, maior serão as diferenças de densidades das áreas e quanto menor o contraste, menor as diferenças (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2006).

Para avaliar uma imagem, é muito importante considerar o contraste, pois ele permite visualizar o detalhamento anatômico das estruturas de uma imagem radiográfica. O contraste não é, necessariamente, alto ou baixo, mas sim adequado à estrutura anatômica que se deseja visualizar.

O controle da penetração ou energia do feixe é dado pelo kVp (tensão do tubo), o principal fator de controle do contraste radiográfico. Ao se utilizar um kVp mais elevado e um produto corrente pelo tempo (mAs) mais baixo, é possível se obter informações satisfatórias nos exames radiográficos. Com o aumento do kVp e uma diminuição significativa no mAs, o paciente terá uma menor absorção de radiação, ou seja, irá receber uma menor dose de radiação.

A imagem radiográfica precisa ser nítida. Define-se como resolução espacial a nitidez ou clareza entre as estruturas da imagem. No filme-écran, a resolução é geralmente medida em pares de linhas por milímetro e essa grandeza é tipicamente de 5 a 6 pl/mm. Quando a imagem não possui uma resolução satisfatória ocorre à falta de nitidez ou borramento (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2006).

## RADIOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Na tecnologia da radiografia computadorizada, o filme-écran utilizado para a aquisição de imagem no sistema tela-filme foi substituído por uma placa de fósforo, normalmente conhecido como IP (*imaging plate*), formada por um suporte de poliéster, uma camada de fósforo, uma camada protetora e outros componentes que variam conforme o fabricante. O IP é sensibilizado pelo feixe de raios-x que ao ser submetido à radiação libera elétrons (ERKONEN; SMITH, 2006).

O processo de leitura através de um *scanner* com tecnologia a *laser* identifica os elétrons que foram sensibilizados e proporciona os tons de cinza na imagem em um arquivo digital. Esse leitor, portanto, é um dispositivo eletromecânico que possui as funções necessárias para a extração da imagem latente e a reconstrução para a imagem final.

Para que a leitura seja realizada, o IP é aceito no sistema de alimentação, com velocidade uniforme, para que ocorra a luminescência fotoestimulada, ou seja, o IP é conduzido através de um *scanner* com o feixe de *laser* estimulador, *pixel* por *pixel*, sendo coletado por um filtro, o qual realiza a separação da fotoestimulação contra o espectro da luminescência. A próxima etapa é amplificar o sinal pelo fotomultiplicador/detector. Então o sinal analógico é convertido

em digital e armazenado no computador, o IP é apagado pela ação de uma luz fluorescente brilhante. Alguns *scanners* possuem a função de limpeza mecânica do IP (OLIVEIRA; LOPES, 2007).

O armazenamento da imagem no computador permite a sua manipulação, além dos recursos de transmissão e arquivamento característicos dos dados digitais. A imagem uma vez gravada pode ser enviada para estações de laudo ou efetuar a impressão em uma impressora a *laser*.

A radiografia computadorizada é diferenciada do sistema convencional que utiliza filme-écran, pois a variação dos tons de cinza, ou seja, a latitude de exposição é linear. Pode ser observada em imagens digitais numa escala de cinza que vão de branco ao preto, sendo que todos os tons intermediários participam da imagem. No sistema tela-filme isto não ocorre, pois este possui apenas uma faixa estreita de tons de cinza úteis à imagem, conforme pode ser visto na figura 1. Assim a imagem digitalizada possibilita uma melhor visualização das estruturas ósseas e das partes moles (LUZ, 2008).

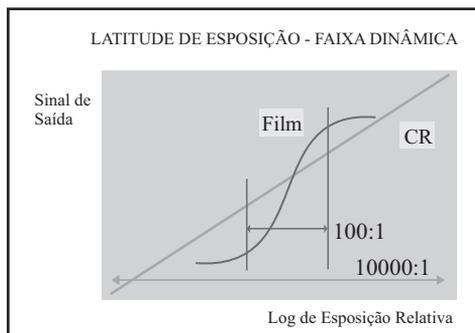


Figura 1 - Processo de formação da imagem- curvas de sensibilidades.

Fonte: Adaptado de Wolbarst (2005).

## QUALIDADE DA IMAGEM NA RADIOGRAFIA DIGITAL.

A densidade da imagem radiográfica, na imagem digital, é substituída pelo brilho, podendo ser definido como os pixels individuais representados pela intensidade de luz na imagem (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2006).

O contraste da imagem digital é parecido com o contraste do filme-écran, pois é diferenciado entre as áreas mais claras e as mais escuras como a diferença de brilho. Quando o indivíduo expõe o filme e este passa pelo processo de revelação, este não pode ser ajustado, o que não ocorre na imagem digital, a qual pode ser manipulada. Além disso, existem *softwares* cujos filtros matemáticos ajustam o

contraste das imagens de acordo com a anatomia em estudo. Isto faz com que no sistema digital haja uma tolerância maior ao aumento do kVp, sem alterações significativas do contraste da imagem (MANUAL PCR PHILIPS, 2006).

Uma alteração aleatória que reduz a claridade ou escurece pode ser definida como o ruído na imagem digital e pode ser conceituada como a relação sinal ruído (RSR). Desta maneira, os fótons de raios-x que atingem o detector (mAs) são considerados como o sinal. Já os fótons que afetam de forma negativa a imagem final são nomeados de ruído. Na imagem, o sinal deve ser maior que o ruído, ou seja, uma RSR elevada é desejada, pois possibilita demonstrar estruturas de tecidos moles de menor contraste. Quando o sinal for baixo o ruído será alto, então a RSR baixa não é desejável, pois as estruturas dos tecidos moles serão escurecidas, e a imagem será granulosa (BONTRAGER; LAMPIGNANO, 2006).

## **METODOLOGIA**

Os equipamentos utilizados para este trabalho foram: um aparelho de raios X de alta frequência, marca Philips, com tensão e correntes máximas de 150 kVp e 1000mA, respectivamente; dois aparelhos de raios X convencionais, marca Ray Tec, com tensão e correntes máximas de 125 kVp e 500mA, respectivamente; uma leitora de placas de imagem da marca Philips, modelo Corado e placas de imagem da marca Fuji. Para os cálculos de dose de entrada na pele, foi utilizada uma câmara de ionização da marca Radcal, modelo 9015.

Em uma etapa inicial, os exames de rotina executados pelos técnicos em radiologia da Clínica DIX Diagnóstico por Imagem, que é o serviço de radiodiagnóstico do Hospital de Caridade de Santa Maria-RS, foram acompanhados de forma a coletar dados como a espessura do paciente, tensão e corrente do tubo, para cada procedimento.

Após a leitura das placas de imagem e das imagens impressas, estas foram analisadas pelo físico do serviço e pelos médicos radiologistas, a fim de estabelecer o nível de qualidade diagnóstica. O fator mais importante nesta etapa foi à verificação do nível de ruído quântico das imagens. As imagens consideradas boas para diagnóstico possuíam um nível de ruído mínimo.

Uma vez que a imagem foi considerada boa para diagnóstico, a técnica de exposição utilizada para obtê-la tornou-se a referência para aquele determinado exame e espessura da região radiografada. Esta técnica então pode ser comparada com a técnica utilizada anteriormente no sistema tela-filme, para um paciente com as mesmas características.

Dentre todos os exames realizados na clínica, foram selecionados para a análise comparativa aqueles mais frequentes e que representam regiões anatômicas distintas, como seios paranasais, tórax, coluna lombar, joelho e mão.

Após, para cada tipo de exame, cujas técnicas de exposição deveriam ser comparadas, utilizou-se a câmara de ionização e realizaram-se três exposições para cada regime utilizado nos dois sistemas. Dessas três medidas, fez-se uma média a qual serviu para calcular a DEP (dose de entrada na pele). Após esta etapa foi calculado o percentual de aumento de dose da radiografia computadorizada, em relação ao sistema tela-filme. Os valores para a DEP foram calculados por

$$DEP = K_{ar} \cdot F_c \cdot FRE, \quad (1)$$

em que o  $K_{ar}$  é a medida do Kerma no ar, que representa a deposição de energia do feixe de radiação por unidade de massa no ar, na distância correspondente de cada exame, o  $F_c$  é o fator de calibração da câmara de Ionização (1,02). Este valor é extraído do certificado de calibração da câmara. FRE é o fator de retroespalhamento (1,4) (PROTOCOLO ARCAL, 2001).

## RESULTADOS E DISCUSSÕES

Como podem ser observados na tabela 1, todos os exames analisados tiveram as doses de entrada na pele aumentada no sistema CR em relação ao sistema tela-filme. Sendo que o maior aumento foi verificado no exame de mão de incidência PA. Os dados desta tabela estão baseados nos aparelhos de raios X convencionais.

**Tabela 1** - Percentual de aumento de dose utilizando um aparelho de raio X convencional.

Exame	Incidência	Sistema Tela-filme	Sistema CR	Percentual de aumento de dose
		DEP (mGy)	DEP (mGy)	
Seios Paranasais	<i>Waters</i>	2,667	6,451	140,91%
Tórax	PA	0,137	0,216	57,91%
Tórax	Lat	0,363	0,463	27,55%
Coluna Lombar	AP	9,670	16,545	71,08%
Joelho	AP	1,478	3,828	159,03%
Mão	PA	0,053	0,177	235,13%

Nas tabelas 1 e 2, *Waters* é a incidência parietoacantial, PA é a incidência posteroanterior, Lat é a lateral e AP é a anteroposterior. A DEP é a dose de entrada na pele.

Na tabela 2, podem-se observar os dados adquiridos com um aparelho de alta frequência, os quais se diferem dos aparelhos convencionais pelo fato de possuírem menor oscilação da tensão, o que resulta em maior precisão na técnica selecionada. Pode-se também observar neste aparelho um aumento significativo de dose de entrada na pele em todos os exames realizados no sistema de radiografia computadorizada, tendo como o exame de maior aumento o de Seios paranasais, incidência *Waters*.

**Tabela 2** - Percentual de aumento de dose utilizando um aparelho de raio X alta frequência.

Exame	Incidência	Sistema Tela-filme		Sistema CR	
		DEP (mGy)	DEP (mGy)	DEP (mGy)	Percentual de aumento de dose
Seios Paranasais	<i>Waters</i>	1,59	10,89	10,89	583,63%
Tórax	PA	0,26	0,58	0,58	124,72%
Tórax	Lat	0,37	2,24	2,24	509,73%
Coluna Lombar	AP	5,91	11,05	11,05	87,27%
Joelho	AP	0,73	1,95	1,95	169,25%
Mão	PA	0,079	0,179	0,179	125%

Existem doses de referência para exames de radiografia, com valores aceitáveis de DEP (SECRETARIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 1998). No sistema tela-filme, as exposições realizadas não ultrapassavam estes valores de dose de referência, ou seja, a DEP medida, não ultrapassa os valores de dose recomendados pela legislação. Já na migração para a radiografia computadorizada ocorreu um aumento significativo em relação às doses permitidas pela Portaria 453.

## CONCLUSÃO

Com este estudo, pode-se comprovar um aumento significativo de dose de radiação para os pacientes na migração do sistema tela-filme para a radiografia computadorizada. Mesmo com a otimização das técnicas de exposição, observou-se que os percentuais aumentados dependeram das regiões de incidências radiografadas, e mesmo melhorando a eficiências das tabelas para este novo sistema, ocorreu um aumento significativo de dose.

Este percentual difere tanto pela espessura quanto pela técnica utilizada. Devido ao fato de dois aparelhos de raio-x utilizados para adquirir os dados serem convencionais, pode-se notar a falta de precisão, comparados com o aparelho de raio-X de alta frequência.

O fato de aumentar mais de 100 % a dose média de entrada na pele do sistema tela-filme para a radiografia computadorizada implica também na redução da vida útil dos tubos de raios-x, que possui uma relação linear direta com a dose de radiação produzida.

Considerando que a sensibilidade das placas de imagem vem aumentando desde a criação do novo sistema, espera-se que num período curto de tempo a tecnologia avance ainda mais e consiga conciliar as grandes vantagens do sistema CR com níveis bem menores de radiação aos pacientes.

## REFERÊNCIAS

BONTRAGER, K.; LAMPIGNANO, J. P. **Tratamento e posicionamento radiográfico e anatomia associada**. 6ª ed. Rio de Janeiro: Elsevier Editora Ltda, 2006.

ERKONEN, W. E.; SMITH, W. L. **Radiologia 101-bases e fundamentos**. 2ª ed. Tijuca, Rio de Janeiro: Livraria e Editora Reninter Ltda, 2006.

HENDEE, W. R.; RITENOUR, E. R. **Medical imaging physics**, 4ª ed. New York: Wiley - Liss, 2002.

JUHL, J. H.; CRUMMY, A. B.; KUHLMAN, J. E. **Paul e Juhl interpretação radiológica**. 7ª ed. Rio de Janeiro, RJ: Editora Guanabara Koogan S.A, 2000.

LUZ, R. M. da. **Estudo comparativo de dose e qualidade da imagem em exames de tórax realizados em sistemas analógicos e digitalizados** – Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação - Pontifca Universidade Católica do Rio Grande do Sul- Faculdade de Física Curso de Bacharelado em Física, Porto Alegre, 2008.

MANUAL PCR PHILIPS, **PCR eleva instruções de utilização**. Germany, 2006

OLIVEIRA, D. F.; LOPES, R. T. **Avaliação da qualidade de imagens em sistemas de radiografia computadorizada e image plates**. In: IV CONFERENCIA PANAMERICANA DE END, **Anais...** Buenos Aires, 2007.

SECRETARIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **Portaria Federal Nº 453, de 1 de junho de 1998.**

PROTOCOLO ARCAL, **Protocolos de control de calidad em radiodiagnostico.** Documento de trabajo -7 DIC Acuerdo de Cooperación Regional para la Promoción de la Ciencia Nuclear y Tecnología em América Latina y el Caribe, 2001.

VAL, F. L. do. **Manual de técnica radiográfica.** Barueri, São Paulo: ed Manole Ltda, 2006.

WOLBARST, A. B. **Physics of radiology.** 2<sup>a</sup> ed. Medical Physics Publishing, 2005.

