



ESTUDO DOSIMÉTRICO UTILIZANDO UM EQUIPAMENTO DE RAIOS X DIGITAL

DOSIMETRIC STUDY USING DIGITAL X-RAY EQUIPMENT

Millena Hutim de Souza Andrade^{1*}; Bruno Beraldo Oliveira¹; Willian Rafael de Almeida²

1. Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos, Av. Professor Roberto Frade Monte, 389, Aeroporto, Barretos – SP, Brasil.

2. Hospital de Amor - Fundação Pio XII, Rua Antenor Duarte Vilela, 1331, Dr. Paulo Prata, Barretos - SP, Brasil.

Resumo

A utilização de imagens para o diagnóstico médico se tornou uma ferramenta indispensável. Entretanto, é necessário que essas imagens estejam claras e concisas para realizar um diagnóstico preciso. Assim, o equipamento deve estar adequado ao funcionamento, ou seja, dentro dos padrões determinados pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). Com o intuito de avaliar os parâmetros de exposição de um equipamento de raios X digital, foram realizados testes dosimétricos de exatidão, reprodutibilidade da tensão do tubo e do tempo de exposição, rendimento e camada semirredutora, utilizando um detector semicondutor. Os resultados obtidos se apresentaram em conformidade com os valores de referência estipulados, significando que o feixe de raios X tem uma boa qualidade ao considerar os testes realizados e que está apto ao funcionamento.

Palavras-chave: Dosimetria, níveis de referência, tubo de raios X, detector semicondutor.

Abstract

The use of images for medical diagnosis has become an indispensable tool. However, these images must be clear and concise to make an accurate diagnosis. Thus, the equipment must be suitable for operation, that is, within the standards determined by the National Health Surveillance Agency (ANVISA). To evaluate the exposure parameters of digital X-ray equipment, dosimetry tests of accuracy, reproducibility of the tube tension, and exposure time, yield, and half-value layer were performed, using a semiconductor detector. The results obtained were presented following the stipulated reference values, meaning that the X-ray beam has a good quality when considering the tests performed and that it can work.

Keywords: Dosimetry, reference levels, X-ray tube output, semiconductor detector.

***Autor correspondente:** Millena Hutim de Souza Andrade – Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos – Av. Professor Roberto Frade Monte, 389 – Aeroporto – CEP:14783-226 – Barretos (SP), Brasil – E-mail: mhutim@gmail.com

Recebido para publicação: 30/Mar/2021

Aceito para publicação: 21/Nov/2021

Introdução

No final do século XIX, ocorreram duas descobertas revolucionárias: os raios X, pelo físico alemão Wilhelm Röntgen, e a radioatividade, pelo casal Curie, o que ocasionou inúmeros desenvolvimentos na área da saúde (Watson, 1945).

Desde a sua descoberta, a radiação ionizante vem sendo utilizada no âmbito hospitalar, inclusive no radiodiagnóstico médico. O equipamento de raios X é formado por um tubo (envolto por uma capa protetora) que contém um cátodo (suporta um alto ponto de fusão, acima de 3300°C) e um ânodo, colocados dentro de uma ampola de vidro na qual é feito vácuo (Scaff, 1997).

A formação dos raios X consiste quando o cátodo, sujeito a um alto potencial elétrico, produz um feixe de elétrons em alta velocidade que se choca com um alvo (ânodo), formando dois tipos de raios X. Ao considerar os raios X de freamento, conhecidos também como *bremsstrahlung*, uma pequena fração desses elétrons é atraída para o núcleo do átomo (os alvos com o maior número atômico Z convertem uma fração maior da energia dos elétrons projetados em raios *bremsstrahlung*) (Attix, 2004; Khan, 2003). Por causa da força eletrostática, esses elétrons sofrem uma desaceleração e mudam o seu percurso. A energia cinética perdida reaparece em forma de fótons de raios X de freamento (Bushong, 2006). Essa radiação pode ter qualquer energia que dependerá do grau de aproximação dos elétrons com o núcleo do átomo e da energia cinética deles; assim, o espectro da radiação é contínuo, podendo variar de zero até um valor máximo de energia (Okuno & Yoshimura, 2010). Já os raios X característicos são ocasionados quando um elétron externo arranca o elétron do átomo, formando uma lacuna que é preenchida pelo elétron da camada mais externa, emitindo ondas eletromagnéticas. Essa denominação se dá em razão de a energia de criação ser igual à diferença de energia das camadas eletrônicas envolvidas (Romberg, 2019).

Para identificar a radiação, são utilizados equipamentos denominados detectores de radiação, que são dispositivos que, quando colocados em um meio em que exista um campo de radiação, são capazes de indicar a presença dela. Um detector é normalmente constituído de um elemento ou material sensível à radiação e um sistema que transforma esses efeitos em um valor relacionado

a uma grandeza de medição dessa radiação (Tauhata et al., 2014).

Na escolha do detector, deve-se considerar inúmeros fatores, como: tipo da radiação, intervalo de tempo de interesse, precisão, exatidão, resolução, condições de trabalho do detector e tipo de informação desejada. Além desses fatores, a facilidade na operação, a disponibilidade de manutenção e o custo são variáveis que influenciam bastante a seleção, além de estarem devidamente calibrados em laboratórios certificados (Tauhata et al., 2014; Xavier, 2020).

O detector de estado sólido, chamado também de detector semicondutor, é formado por materiais semicondutores cristalinos com um alto nível de pureza e uma introdução controlada de determinadas impurezas, denominadas dopantes (Martins, 2015). Sua operação é análoga aos detectores de ionização, mas, em vez de a passagem da radiação criar pares de elétron-íon, são criados pares de elétron-buraco, que são coletados por um campo elétrico. O funcionamento desse tipo de detector consiste na passagem da radiação nesses cristais, fazendo com que os elétrons, que estão na banda de valência, desloquem-se para a banda de condução. Desta forma, surge uma corrente elétrica ou uma diferença de potencial (ddP), gerando sinais elétricos que serão transformados, posteriormente, em valores de grandeza de medição de radiação (Laan et al., 2013). A vantagem do semicondutor está na energia média necessária para criar os pares de íons cerca de 10 vezes menores em relação à ionização (Knoll, 2010).

Portanto, para realizar um diagnóstico preciso, é necessário que a imagem possa mostrar, de maneira clara e concisa, o que está ocorrendo internamente no corpo do paciente (Okuno et al., 1982). Para isso, o equipamento deve estar apto ao funcionamento (Tauhata et al., 2014). Assim, é indispensável que sejam realizados os denominados teste de constância exigidos pela Portaria RDC nº 330, art. 3º, parágrafo XII, para avaliar parâmetros rotineiros e certificar o desempenho de instrumentos e equipamentos utilizados (Brasil, 2019a, 2019b; Sales et al., 2021). Alinhado ao que foi citado, o estudo traz como objetivo geral verificar as condições de funcionamento de um equipamento de raios X digital por meio de testes de controle de qualidade determinados e padronizados pela Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), para averiguar se a radiação

eletromagnética emitida está como planejada, ou seja, dentro dos padrões estabelecidos, e, dessa maneira, certificar a irradiação do paciente e avaliar o desempenho e a qualidade do equipamento (Brasil, 2005).

Materiais e métodos

Neste trabalho, foram utilizados: um equipamento de raios X da marca GE Healthcare, modelo Definium 8000 (Figura 1), pertencente ao Hospital de Amor (Fundação Pio XII), que faz parceria com o Centro Universitário da Fundação Educacional de Barretos (UNIFEB), e um detector semicondutor da marca RTI Electronics AB, modelo Cobia Smart (Figura 2), pertencente ao UNIFEB. O detector de estado sólido foi escolhido para efetuar os procedimentos experimentais nesta pesquisa, pois é adequado para medições utilizando raios X (Laan et al., 2013).

Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

Com o objetivo de avaliar a exatidão e a reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X, o medidor de tensão foi colocado sobre o suporte,

alinhado com o tubo de raios X, e foi ajustada a distância foco-medidor para 1 m (Figura 1). Em seguida, foi aberto o campo de luz, cobrindo toda a área sensível do medidor (Figura 2). Foram escolhidos quatro valores de kVp e três valores de mAs mais utilizados clinicamente. Foi realizada uma série de três exposições para cada combinação de kVp com mAs e foram anotadas as medidas de kVp obtidas em cada série de medições.

Para obter a exatidão do equipamento, foi calculada, para cada série de medidas, a média das leituras de tensão obtidas por meio da seguinte equação:

$$\bar{x} = \frac{\sum x}{n} \quad (1)$$

Para cada valor de tensão, o desvio (d) foi calculado entre os valores nominais (KVP_n) e os valores médios (KVP_m), utilizando a relação a seguir:

$$d (\%) = \frac{100.KVP_n - KVP_m}{KVP_n} \quad (2)$$

A fim de obter a reprodutibilidade, foram calculados, para cada série de medidas, o valor máximo (KVP_{mx}) e o valor mínimo (KVP_{mn}) entre as leituras de tensão obtidas:



Figura 1. Raios X digital: posicionamento do tubo com o sistema de detecção.



Figura 2. Detector semicondutor com campo de luz ajustado.

$$R(\%) = \frac{100.KVP_{mx} - KVP_{mn}}{\frac{KVP_{mx} + KVP_{mn}}{2}} \quad (3)$$

A exatidão deve estar dentro de $\pm 10\%$ e a reprodutibilidade deve ser $\leq 10\%$ (Brasil, 2005). De acordo com a Portaria RDC nº 330, a tolerância para o teste de exatidão é $< 10\%$, apresentando também um limite de restrição $> 20\%$. Para o teste reprodutibilidade, a tolerância é $< 5\%$, e a restrição, $> 10\%$ (Brasil, 2019a).

Teste de exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

Com o intuito de avaliar a exatidão e a reprodutibilidade do tempo de exposição, foram definidos três valores de tempo mais utilizados clinicamente. O detector foi colocado sobre o suporte adequado (Figura 2), e foram selecionados quatro valores de tensão e três valores de mAs empregados com frequência. Posteriormente, foram feitas três exposições para cada combinação de tempo, tensão e carga.

A média das leituras de tempo foi calculada por meio da seguinte equação:

$$\bar{t} = \frac{\sum t}{n} \quad (4)$$

Para cada valor de média de tempo ($t_{\text{médio}}$), foi calculado o desvio percentual por intermédio da seguinte equação:

$$d(\%) = 100 \cdot \frac{t_{\text{nom}} - t_{\text{médio}}}{t_{\text{nom}}} \quad (5),$$

em que: t_{nom} = valor de tempo selecionado no equipamento.

A fim de determinar a reprodutibilidade $R(\%)$ para cada série de medidas, foi utilizada a seguinte equação:

$$R(\%) = 100 \cdot \frac{t_{\text{máx}} - t_{\text{mín}}}{\frac{(t_{\text{máx}} + t_{\text{mín}})}{2}} \quad (6),$$

em que: $t_{\text{máx}}$ = tempo máximo para cada série; e $t_{\text{mín}}$ = tempo mínimo para cada série.

A exatidão deve estar dentro de $\pm 10\%$ e a reprodutibilidade deve ser $\leq 10\%$ (Brasil, 2005). De acordo com a Portaria RDC nº 330, a tolerância para o teste de exatidão é $< 10\%$, apresentando também um limite de restrição $> 30\%$. Para o

teste reprodutibilidade, a tolerância é $< 10\%$, e a restrição, $> 20\%$ (Brasil, 2019a).

Rendimento do Tubo de Raios X

Com a intenção de avaliar o rendimento do tubo de raios X, foram selecionados um valor de tensão igual a 80 kVp e três valores de carga. Posteriormente, o detector foi posicionado de forma alinhada com o tubo (Figura 1), sendo ajustados o tamanho e o centro do campo de luz, cobrindo todo o volume sensível do detector (Figura 2), e foi realizado o ajuste da distância do foco-detector para 1 m. Logo depois, foram realizadas três exposições. Para obter o rendimento, foi utilizada a seguinte equação:

$$R(\text{mGy} / \text{mAs}) = \frac{\bar{L} \cdot f(p, T)}{I} \quad (7),$$

em que: $\bar{L}$ = média das leituras em mGy; $f(p, T)$ = fator de correção para pressão e temperatura; e I = carga em mAs.

Em relação aos níveis referenciais para esse teste, de acordo com a Portaria RDC nº 330, os limites de aceitação são para valores entre 30 e 65 (mGy/mAs), mas apresentando restrições para valores < 20 e > 80 (mGy/mAs) (Brasil, 2019a).

Camada Semirredutora (CSR)

Os materiais e a metodologia para a realização do teste e a obtenção dos valores da camada semirredutora (CSR) estão descritos no manual da ANVISA (Brasil, 2005). Entretanto, neste trabalho, foi utilizado o detector semicondutor Cobia Smart, que fornece os valores da CSR automaticamente.

A Portaria RDC nº 330 traz como nível de restrição quaisquer valores $< 20\%$ em relação aos níveis de referência (Brasil, 2019a, 2019b).

Resultados e discussão

Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo

A Tabela 1 apresenta os valores médios das tensões de pico com diferentes cargas e os respectivos valores de desvio e reprodutibilidade.

Como é possível observar, o desvio e a reprodutibilidade são inferiores aos valores recomendados, $< 10\%$ e $< 5\%$, respectivamente (Brasil, 2005, 2019a, 2019b), ou seja, os resultados estão em conformidade com as recomendações

da ANVISA e da Portaria RDC nº 330, a qual apresenta uma restrição mais rigorosa quanto à reprodutibilidade da tensão. Dessa forma, essa conformidade indica que a tensão de pico não sofre muita variação, o que é primordial ao considerar que essa é uma ferramenta de controle direto para o técnico de radiologia durante a realização do exame. Além disso, essa capacidade de o feixe de ser reprodutível e não desviar muito do valor nominal mostra que o feixe de raios X apresenta uma boa qualidade (Bushong, 2006).

Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição

A Tabela 2 mostra a média do tempo obtido para diferentes valores de tensão e carga, além dos respectivos valores de desvio e reprodutibilidade.

O desvio e a reprodutibilidade estão inferiores aos valores recomendados, $\pm 10\%$ e $\leq 10\%$,

respectivamente (Brasil, 2005, 2019a, 2019b). O tempo de exposição também é uma ferramenta de controle direto para o técnico durante o exame, por isso a importância de estar em conformidade com os valores nominais, além de indicar que o paciente está recebendo uma irradiação conforme a esperada, pois o tempo de exposição é diretamente proporcional à dose no paciente (Okuno & Yoshimura, 2010; Tauhata et al., 2014).

Outro fator indicado pela precisão no tempo de exposição é o contraste, pois o tempo de exposição influencia diretamente o enegrecimento da imagem, que acarreta um bom contraste e melhoria da qualidade da imagem (Tauhata et al., 2014).

Rendimento do Tubo de Raios X

A Tabela 3 apresenta o rendimento de um tubo de raios X e a média de dose a uma tensão fixa relacionada com diferentes cargas.

Tabela 1. Exatidão e reprodutibilidade da tensão do tubo de raios X.

kVp	mAs	Média (KVp)	Desvio (%)	Reprodutibilidade (%)
80	20	80,08	-0,10	0,06
	32	80,05	-0,06	1,25
	40	80,05	-0,06	0,00
90	20	89,98	0,22	0,06
	32	90,03	-0,03	0,06
	40	90,00	0,00	0,28
100	20	100,00	0,00	0,15
	32	99,18	0,82	0,15
	40	100,07	-0,07	0,10
110	20	109,87	0,12	0,09
	32	109,97	0,03	0,09
	40	109,90	0,09	0,18

Tabela 2. Exatidão e reprodutibilidade do tempo de exposição.

kVp	mAs	Tempo (ms)	Média de tempo (ms)	Desvio (%)	Reprodutibilidade (%)
80	20	100	99,98	0,02	0,02
	32	160	159,97	0,02	0,63
	40	200	200,10	0,05	0,00
90	20	100	100,00	0,00	0,00
	32	160	160,00	0,00	0,00
	40	200	200,00	0,00	0,00
100	20	100	100,00	0,00	0,00
	32	160	160,10	-0,06	0,00
	40	200	200,07	-0,03	0,05
110	20	100	100,03	-0,03	0,10
	32	160	160,10	-0,06	0,00
	40	200	200,10	-0,05	0,00

Tabela 3. Rendimento do tubo de raios X.

Tensão (kVp)	Carga (mAs)	Média de dose (mGy)	Rendimento (mGy/mAs)
80	20	1193,67	59,68
	32	1907,33	59,60
	40	2386,33	59,66

Tabela 4. Média da camada semirredutora relacionada com os referenciais da Portaria RDC nº 330.

Tensão de pico (kVp)	Média da CSR (mmAl)	Níveis de referencia (mmAl)
80	3,3	2,6
90	3,8	3,0
100	4,3	3,2
110	4,7	3,5

Fonte: Brasil (2019a).

O teste de rendimento serve de parâmetro para avaliar o desgaste do tubo de raios X ou até mesmo do sistema como um todo. É por meio dele que se alega a aptidão do tubo em transformar energia eletrônica em raios X, influenciando, assim, vários aspectos, como camada semirredutora, taxa de Kerma no ar e também a dose recebida pelo paciente (Attix, 2004; Khan, 2003).

O rendimento se encontra dentro do intervalo de aceitação recomendado pela Portaria RDC nº 330, entre 30 e 65 (mGy/mAs) (Brasil, 2019a, 2019b). Além do mais, o percentual de rendimento apresentou uma variação mínima com a variação de carga. Esse resultado deve se manter sempre constante, porém, com o tempo e o desgaste do tubo de raios X, geralmente se faz necessário um aumento no valor de carga para apresentar a mesma irradiação.

Camada Semirredutora (CSR)

Na Tabela 4, estão apresentados a média dos valores da CSR em relação às respectivas tensões de pico e os referenciais mínimos recomendados para cada valor de tensão.

O teste de camada semirredutora auxilia na certificação da dose de radiação recebida pelo paciente, ao testar o poder de penetração da radiação ionizante vigente. Com esse teste, é possível avaliar a espessura do material absorvedor necessário para reduzir a intensidade dos raios X à metade da original, avaliando, assim, a qualidade do feixe de radiação. É observado que os valores médios de CSR obtidos estão em conformidade com os

valores mínimos recomendados, mostrando que o feixe de raios X apresenta uma alta qualidade, o que resulta em um alto poder de penetração no tecido do paciente, possibilitando uma boa qualidade da imagem e influenciando também um bom contraste. Ademais, esses resultados indicam que o feixe possui uma boa intensidade e pouca filtração inerente (pouca atenuação em seus componentes internos), contribuindo para que não haja acúmulo de radiação no paciente.

Conclusão

Para realizar um diagnóstico preciso, é necessário que o exame radiológico apresente uma boa qualidade, ou seja, uma imagem nítida e bem definida das partes internas do paciente. Além disso, o paciente necessita receber somente a dose necessária, pois a radiação ionizante em excesso pode prejudicar a sua saúde. Em relação a isso, é primordial que seja realizado o controle de qualidade para verificar se todos os parâmetros selecionados durante a realização do exame estão saindo conforme o planejado.

Dessa forma, por meio dos testes executados, é possível notar que há diversos fatores que influenciam uma boa qualidade de imagem e o paciente não ser exposto a uma radiação acima da necessária. O equipamento avaliado neste estudo está em conformidade com as recomendações da ANVISA e da nova Portaria RDC nº 330. Ademais, este trabalho poderá servir de apoio para discentes e profissionais da área para a realização de testes de controle de qualidade de outros equipamentos de raios X, além de servir de base para futuras pesquisas relacionadas ao tema.

Referências

Attix, F. H. (2004). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. Wisconsin: Wiley-VCH.

Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA. (2005). *Radiodiagnóstico médico: segurança e desempenho de equipamentos* (1ª ed). Brasília: Editora Anvisa.

Brasil. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária – ANVISA. (2019a, 26 de dezembro). Resolução da Diretoria Colegiada ANVISA RDC nº 330, de 20 de dezembro de 2019. Dispõe sobre requisitos sanitários para a

garantia da qualidade e da segurança em sistemas de radiografia médica convencional, e dá outras providências. *Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil*, Brasília.

Brasil. Ministério da Saúde. (2019b). Instrução normativa n. 52 de 20 de dezembro 2019. Esta Instrução Normativa estabelece requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de radiografia médica convencional, bem como a relação mínima de testes de aceitação e de controle de qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde, determinando respectivas periodicidades, tolerâncias e níveis de restrição, conforme Anexo I desta Instrução Normativa. *Diário Oficial [da] República Federativa do Brasil*, Brasília.

Bushong, S. C. (2006). *Ciência radiológica para tecnólogos: física, biologia e proteção* (9ª ed). Rio de Janeiro: Elsevier.

Khan, F. M. (2003). *The physics of radiation therapy* (3ª ed.). Minnesota: Lippincott Williams & Wilkins.

Knoll, G. F. (2010). *Radiation detection and measurement* (4th ed.). Michigan: John Wiley & Sons.

Laan, F. T., Borges, V., & Zabada, J. R. (2013). Detector para Raios X de baixa energia, usando diodo PIN fotovoltaico. *Revista Liberato*, 14(21), 91-98.

Martins, J. F. T. (2015). *Influência de defeitos e da qualidade superficial no desempenho do cristal de iodeto de mercúrio aplicado como detector*

de radiação (Tese de doutorado). Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

Okuno, E., & Yoshimura, E. M. (2010). *Física das radiações*. São Paulo: Oficina de Textos.

Okuno, E., Caldas, I. L., & Chow, C. (1982). Física para ciências biológicas e biomédicas. São Paulo: Harper & Row do Brasil.

Romberg, H. C. J. (2019). *Espectrometria de Raios X de um sistema de microtomografia por transmissão* (Trabalho de conclusão de curso). Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro.

Sales, D., Sales, A., Padilha, L., Fo., & Araújo, G. (2021). Impactos da RDC 330/19 no radiodiagnóstico. *Revista Cathedral*, 3(1), 1-9. Recuperado em 30 de março de 2021, de <http://cathedral.ojs.galoa.com.br/index.php/cathedral/article/view/224>

Scaff, L. A. M. (1997). *Física da radioterapia*. São Paulo: SARVIER.

Tauhata, L., Salati, I., Di Prinzio, R., & Di Prinzio, A. R. (2014). *Radioproteção e dosimetria: fundamentos* (10ª ed.). Rio de Janeiro: IRD/CNEN.

Watson, E. C. (1945). The discovery of X-rays. *American Journal of Physics*, 13(5), 281-291. <http://dx.doi.org/10.1119/1.1990728>

Xavier, J. M. F. (2020). Espectros de feixes padrões de radiação X nas qualidades de radiodiagnóstico e mamografia a partir de simulações Monte Carlo. In *Anais do VII Congresso Brasileiro de Metodologia das Radiações Ionizantes*. Local: Sociedade Brasileira de Metrologia.