



PESQUISA

Estimativa de dose de radiação espalhada para olhos e pescoço em fantoma e em pacientes submetidos a radiografias dentárias

Estimation of radiation dose spread to eyes and neck in phantom and patients submitted to dental radiographs

Propagación de radiación para los ojos y cuello en simulador y en pacientes durante radiografías dentales

Francisco Norberto de Moura Neto¹, Eutrópio Vieira Batista², Adriano Márcio dos Santos³, Luciana Angela Soares Maia⁴

RESUMO

O objetivo deste trabalho foi fazer uma estimativa de dose espalhada para o cristalino e pescoço de um paciente durante a realização de uma radiografia, com o uso de filmes radiográficos como dosímetros. Esses filmes foram colocados em pacientes e em um simulador de acrílico, em locais correspondentes àquelas estruturas. Os valores de densidade óptica (D.O.) foram registrados nas duas situações. A estimativa de dose foi feita pelo uso de equações que relacionam os valores de D.O. (escurecimento do filme) com a quantidade de radiação que o sensibilizou. Nos pacientes, o valor médio de densidade óptica dos dosímetros foi de 0,22 D.O. no olho direito, e de 0,23 D.O. no olho esquerdo e na tireoide. No simulador, esses valores foram de 0,24 D.O. no olho direito, 0,26 D.O. no olho esquerdo e 0,29 D.O. na tireoide. De posse desses resultados, pode-se inferir que parte da radiação incidente sobre a pele do paciente atinge o filme radiográfico usado para capturar a imagem, sendo espalhada pelos tecidos da cabeça e pescoço na forma de radiação secundária. Uma pequena parte dessa radiação espalhada atinge a região dos olhos e da glândula tireoide, já que houve um escurecimento dos filmes utilizados em localizações correspondentes a tais estruturas. **Descritores:** Radiologia. Radiografia Dentária. Dosimetria Fotográfica.

ABSTRACT

The aim of this study was to estimate the dose spread to the eyes and neck of a patient while performing an X-ray, with the use of radiographic films as dosimeters. These films were placed on patients and on an acrylic simulator in locations corresponding to those structures. The values of optical density (OD) were recorded in both situations. The estimated dose was taken by the use of equations that relate the values of OD (film darkening) with the amount of radiation sensitized. In the irradiation of patients, the average optical density was 0.22 OD in the right eye, and 0.23 OD in the left eye and the thyroid. In the simulator, these values were 0.24 OD in the right eye, 0.26 OD in the left eye and 0.29 OD in the thyroid. Based on these results, it is possible to infer that part of the radiation focuses onto the skin of the patient, reaches the radiographic film used to capture the image, and spreads to the tissues of the head and neck as secondary radiation. A small part of this scattered radiation reaches the area of the eyes and the thyroid gland, since there was a darkening of the films used in locations corresponding to these structures. **Descriptors:** Radiology. Radiography Dental. Film Dosimetry

RESUMEN

El objetivo de este estudio fue estimar la dosis difundida en el cristalino y en el cuello de un paciente durante un examen de rayos X, utilizando películas radiográficas como dosímetros. Estas películas se colocaron en pacientes y en un simulador de acrílico en lugares correspondientes a esas estructuras. Los valores de densidad óptica (DO) se registraron en ambas situaciones. La dosis estimada fue tomada por el uso de ecuaciones que relacionan los valores de DO (oscurecimiento de la película) con la cantidad de radiación que el sensibilizado. En los pacientes, la densidad óptica media del dosímetro era 0,22 DO en el ojo derecho, y 0,23 DO en el ojo izquierdo y la tiroides. En el simulador, estos valores fueron de 0,24 DO el ojo derecho, 0,26 DO el ojo izquierdo y 0,29 DO en la tiroides. Con estos resultados, se puede inferir que parte de la radiación incidente sobre la piel del paciente llega a la película radiográfica usado para capturar la imagen, siendo propagado a través de los tejidos de la cabeza y el cuello en forma de radiación secundaria. Una pequeña parte de esta radiación dispersada llega a la región de los ojos y de la glándula tiroides, ya que no hubo un oscurecimiento de las películas utilizadas en las ubicaciones correspondientes a dichas estructuras. **Descritores:** Radiología. Radiografía dental. Dosimetría fotográfica.

1 - Cirurgião Dentista pela Universidade Federal do Piauí - UFPI. Tecnólogo em Radiologia pelo Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí - IFPI. E-mail: nnorbertoneto@hotmail.com. 2 - Doutor em Tecnologias Energéticas Nucleares pela Universidade Federal de Pernambuco; Professor do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí - IFPI. E-mail: e_v_b@uol.com.br. 3 - Doutor em Tecnologias Energéticas Nucleares pela Universidade Federal de Pernambuco; Professor da Universidade do Estado do Amazonas. E-mail: adrimarcio.santos@gmail.com. 4 - Cirurgiã Dentista - Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia do Piauí - IFPI. E-mail: adrimarcio.santos@gmail.com

Moura Neto, F. N. et al.

INTRODUÇÃO

As técnicas radiográficas intrabucais constituem um meio auxiliar para diagnóstico e tratamento em diversas especialidades da Odontologia, como na implantodontia, periodontia, cirurgia, endodontia entre outras. Os exames dentários representam 20% do total de radiografias realizadas no Brasil (SILVA, 2008), e, apesar de as doses de radiação decorrentes desses exames serem baixas, deve haver cautela quando de sua realização para evitar que pacientes e profissionais sejam irradiados desnecessariamente.

A verificação da dose absorvida torna-se então uma ferramenta importante, já que possibilita a otimização das práticas radiológicas, pelo uso de uma quantidade de radiação tão baixa quanto necessária para a obtenção de imagens de qualidade (JÚNIOR, 2006). Entre as técnicas de avaliação da exposição do corpo humano à radiação ionizante está a utilização de fantomas ou simuladores, os quais permitem avaliar a trajetória da radiação no meio estudado (SANTOS, 2006; VIEIRA, 2004).

Como essas medidas não podem ser feitas diretamente em pessoas (BRASIL, 1998), a utilização de um fantoma (simulador) é justificada, pois assim é possível a verificação de doses em diferentes técnicas radiográficas. Além dos simuladores, são usados diferentes dosímetros, que indicam o valor de uma quantidade física de radiação em função da sua calibração, podendo ser interpretada em termos da dose absorvida no indivíduo (CASTRO, 2005).

Entre esses dosímetros estão os filmes radiográficos, que depois de expostos à radiação e processados, podem ser avaliados quanto ao seu grau de escurecimento em aparelho apropriado (densitômetro digital). A determinação ou estimativa da dose de radiação pode ser feita então, já que o escurecimento ocorre

proporcionalmente à quantidade de radiação empregada (ALVES et al., 2010).

Diante dessas informações, a hipótese levantada é que, usando qualquer técnica radiográfica, é possível determinar a dose de radiação espalhada para os olhos (cristalino) e pescoço (glândula tireoide) em um paciente que se submete a uma radiografia e em um simulador da cabeça. Assim, o objetivo deste trabalho foi fazer a estimativa da dose que se espalha para tais regiões durante a realização de um exame radiográfico dentário. Para isso, foram usados filmes radiográficos como dosímetros, posicionados em pacientes e em um simulador, em locais correspondentes àquelas estruturas.

METODOLOGIA

1 Fantomas

Fantomas são simuladores do corpo humano e de outros meios, e se dividem em dois tipos: físicos, compostos por materiais como o acrílico, que possui densidade semelhante à dos tecidos moles (Figura 1), e os virtuais, que podem ser matemáticos ou computacionais (fantoma de voxels) (ANTOLIN, 2009; SANTOS, 2006).



Figura 1: Alderson Rando, um fantoma heterogêneo composto por materiais que simulam as densidades dos tecidos humanos (SANTOS, 2006).

2 Detectores de radiação

Detector é um dispositivo que, colocado em um meio onde exista um campo de radiação, é capaz de indicar sua presença imediatamente ou

Moura Neto, F. N. et al.
após algum tipo de processamento (JÚNIOR, 2006).

A câmara de ionização é um detector que se baseia na contabilização dos íons produzidos pela radiação ionizante na sua área sensível, o que depende da energia e do poder de ionização da radiação incidente (SILVA, 2009). Ela é utilizada para determinação tanto da exposição quanto da dose absorvida (NASCIMENTO, 2010).

Um filme radiográfico é formado por uma base e uma emulsão de grãos de brometo de prata (AgBr). Após a interação da radiação com a emulsão, são emitidos elétrons de alta energia, que sofrem numerosas colisões e originam elétrons de baixa energia. Algumas dessas partículas são aprisionadas nos cristais de AgBr, formando a prata metálica, responsável pelo escurecimento, que pode ser medido em unidades de densidade ótica (D.O.) em aparelho apropriado (densitômetro digital) (DALTRO, 1994; FREITAS et al., 2004; SANTANA, 2012).

3 Experimento

Trata-se de um estudo observacional, na modalidade transversal, não-probabilístico e não-intencional, onde foram feitas estimativas de dose de radiação espalhada para os olhos e pescoço, numa amostra de 50 pacientes, o que corresponde aproximadamente ao número de películas utilizadas no simulador. Os pacientes foram atendidos no Setor de Radiologia do Centro Integrado de Saúde Lineu Araújo - Teresina, Piauí. O critério de inclusão foi a necessidade de realização de algum exame radiográfico periapical complementar ao exame clínico. Os critérios de exclusão foram a necessidade de realização de algum outro exame e pacientes menores de 18 anos.

Os exames foram realizados da mesma forma que qualquer outro, e os filmes colocados fora da boca serviram para estimar a dose de radiação espalhada. Assim, o estudo não envolveu

nenhum risco de exposição adicional à radiação, já que participaram apenas pacientes com necessidade de realização de uma radiografia. O projeto foi enviado para apreciação em um Comitê de Ética em Pesquisa, e aprovado com o certificado nº 0289.0.043.000-11.

4 Confeção do Fantoma de acrílico

Para a construção do simulador foi utilizada uma placa de acrílico, com dimensões de 1 m x 2 m (comprimento x altura), e 4,9 mm de espessura, que foi cortada em cinquenta partes iguais de aproximadamente 19,5 cm x 19,5 cm, que sobrepostas, formam um paralelepípedo.

A posição que o filme ocuparia no paciente durante um exame foram determinadas para o fantoma com o auxílio do software Scion Image e do fantoma de voxels MAX (KRAMER et al., 2003) (Figura 2).

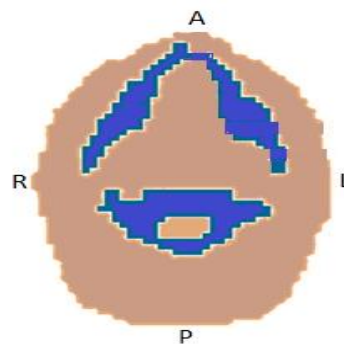


Figura 2: Corte transversal da face. Ossos e dentes (azul); e tecidos moles (marrom) (KRAMER et al., 2003).

Com o auxílio desse fantoma computacional e de imagens tomográficas, foram feitas marcações correspondentes ao contorno da cabeça nas fatias de acrílico, que foram cortadas para que apresentassem dimensões apropriadas para a simulação, de modo a reproduzir as condições de espalhamento no corpo irradiado (Figura 3).

Moura Neto, F. N. et al.

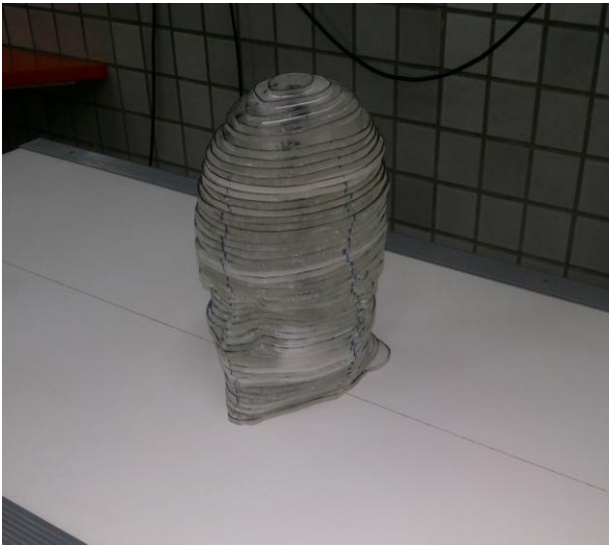


Figura 3: Fantoma de acrílico montado (Arquivo próprio).

5 Verificação de doses com a câmara de ionização e com filmes

Foi utilizada uma câmara de ionização (CI) (Fluke Corporation, Everett, Washington - USA), Modelo 451B-DE-II, Volume 349 cm^3 , parede de fonolite de 246 mg/cm^2 e janela em Nylon = $6,6 \text{ mg/cm}^2$. As medidas foram realizadas sob as mesmas condições de temperatura e pressão, como preconizadas pelo fabricante.

Foram usadas películas periapicais do tipo ultraspeed, grupo D de sensibilidade, fabricados pela Eastman Kodak Company, Rochester, New York - USA, todas do lote de fabricação 3109935, e processadas sob as mesmas condições de temperatura, umidade e iluminação em processadora automática.

Foram feitas irradiações com uso de um aparelho odontológico Dabi Atlante, São Paulo, SP - Brasil, de quilovoltagem-pico de 70kVp, 8mA, com tempo de exposição de 0,3 segundo. Inicialmente, foram estabelecidas quatorze posições em distâncias crescentes do ponto focal da fonte de radiação ao filme (Figura 4). Em cada uma delas foram realizadas e registradas três irradiações e tomados os valores médios. Cada posição teria uma dose diferente e, portanto, D.O. diferente correspondente a cada uma das doses.



Figura 4: Filmes posicionados em diversas distâncias da fonte de radiação (Arquivo próprio).

A seguir, utilizou-se a CI para determinar a relação entre a dose e o enegrecimento do filme radiográfico (Figura 5). Em duas distâncias daquelas utilizadas nas irradiações dos filmes (0,7 m e 1,0 m) foram realizadas cinco leituras. Foram calculados os valores médios para a determinação das doses nestes pontos, com a finalidade de obter suas respectivas correspondências com as densidades óticas dos filmes.



Figura 5: Câmara de Ionização e fonte de radiação posicionadas (Arquivo próprio).

6 Leitura das densidades óticas dos filmes

Depois de irradiados, os filmes foram analisados quanto ao grau de escurecimento em densitômetro digital, modelo MRA CQ-01 (MRA Ltda., Ribeirão Preto, SP - Brasil), com detector

Moura Neto, F. N. et al.
de fotodiodo com filtro, resposta espectral de 500 nm, fenda de 2,5 mm, tempo de resposta de 2 segundos, controle de zeragem e precisão de 0,02.

7 Construção do gráfico da densidade ótica em função da dose

Com os valores de D.O. para cada distância, foi construído um gráfico para a observação do comportamento destas variáveis. Como não foi observado uma variação da D.O. dos filmes pela Lei do Inverso do Quadrado da Distância, decidiu-se tomar como base a equação deste gráfico para a determinação de uma outra função matemática que relacionasse a dose (μSv) e a distância (m), através da utilização dos dois valores obtidos pela CI.

Após os cálculos e a obtenção dessa equação (dose x distância), foram determinados os valores de doses correspondentes aos outros pontos referentes às irradiações dos filmes. Por fim, de posse dos valores de dose, em μSv , e seus respectivos valores de D.O., foi construído um gráfico para determinação da equação que relacione estas duas grandezas para a análise da dose no paciente e no fantoma.

8 Irradiações e estimativas de dose no fantoma e nos pacientes

Foi desempenhada a técnica periapical, com tempo de exposição de 0,3 segundo. No fantoma, foram feitas três irradiações para cada técnica, com os detectores posicionados em local correspondente aos olhos e à glândula tireoide, além de três filmes não expostos, totalizando 57 películas avaliadas.

Com os dosímetros colocados sobre os olhos e na região do pescoço, os pacientes foram irradiados da mesma forma em que são irradiados durante uma radiografia. Por fim, foi feita a leitura da densidade ótica de todos os dosímetros, e os valores observados foram comparados com os

valores de dose absorvida correspondentes na curva característica obtida.

RESULTADOS E DISCUSSÃO DOS DADOS

Valores de densidade ótica dos filmes

Tabela 1: Valores de D.O. dos filmes nas diferentes distâncias entre o detector e a fonte de radiação.

DISTÂNCIAS (em metros)	Valores médios de D.O.	Desvio padrão	Valor de D.O. Líquida (D.O. - FOG)
0,20m	2,22	0,02	2,00
0,25m	1,52	0,01	1,30
0,30m	1,12	0,01	0,90
0,35m	0,90	0,04	0,68
0,40m	0,76	0,00	0,54
0,45m	0,63	0,00	0,41
0,50m	0,58	0,00	0,36
0,60m	0,46	0,00	0,24
0,70m	0,39	0,01	0,17
0,80m	0,38	0,00	0,16
0,90m	0,32	0,01	0,10
1,0m	0,29	0,01	0,07
1,25m	0,26	0,01	0,04
1,50m	0,24	0,00	0,02
2,0m	0,22	0,00	0,00
Filmes não expostos	0,22	0,00	0,22

Fonte: Pesquisa direta.

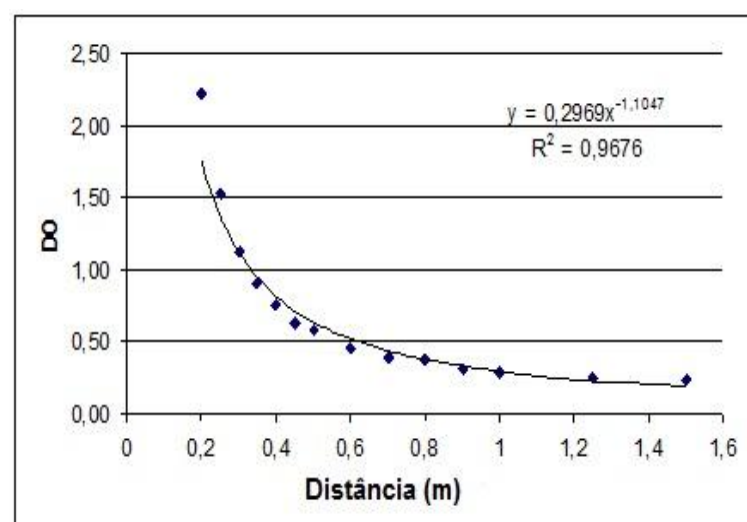


Figura 06: Gráfico com os valores de D.O. registrados nos filmes em função da distância à fonte de radiação. Fonte: Pesquisa direta.

Observando os dados da Tabela 1, é possível afirmar que quanto mais próximo da fonte o filme se encontrou, maior foi a dose que o sensibilizou, e maior foi o seu escurecimento. Para a distância de 0,2 metros foi observado o maior

Moura Neto, F. N. et al.
valor de D.O. (2,22 para o valor médio e 2,0 para o valor de densidade líquida). Nesse caso, é subtraído do valor médio o valor da densidade base e velamento de um filme não exposto à radiação. A partir de 2 metros, a D.O. se igualou à densidade base e velamento.

A densidade base e velamento é a densidade intrínseca da base do filme e pode ser resultante da qualidade da emulsão e sua interação com as soluções de processamento, radiação secundária e luz de segurança (FREITAS et al., 2004; SANTANA, 2012). Esses valores são de 0,2 a 0,3 D.O. para as películas intrabucais (COSTA et al., 2007).

A análise desses valores de densidade permite dizer que o enegrecimento dos filmes é maior quanto maior for a dose empregada. No entanto, como pode ser observado pela equação do Gráfico da Figura 6,

$$DO=0,2969.d^{1,1047}, \quad (\text{Eq. 1})$$

este comportamento não seguiu a Lei do Inverso do Quadrado da Distância.

Para que os valores de dose se comportem de tal forma, a fonte deve ser pontual, os materiais utilizados no experimento não devem causar atenuação da radiação e não deve haver material espalhador próximo à fonte e ao detector (JOHNS & CUNNINGHAM, 1983). Esse último pode ter sido o fator responsável pela não adequação das leituras à referida lei, pois o experimento foi feito em um ambiente de consultório odontológico.

Valores de doses registrados pela câmara de ionização

Tabela 2: Valores de doses registrados pela CI nas diferentes distâncias entre o detector e a fonte de raios X.

DISTANCIAS (em metros)	Valores de doses (em microsievert - μSv)					Valores médios	Desvio padrão
0,70m	44,0	52,0	37,0	58,0	48,0	47,8 μSv	7,1
1,0m	20,0	19,5	24,0	20,0	22,0	21,1 μSv	1,7

Fonte: Pesquisa direta.

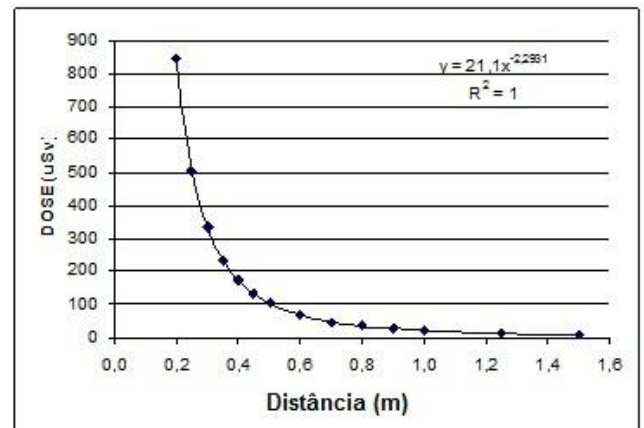


Figura 07: Gráfico com os valores de dose calculados pela equação Dose x Distância, tendo como base a dose registrada pela CI na distância de 1 metro. Fonte: Pesquisa direta.

Os valores médios de dose detectados pela CI nas distâncias de 0,7m e 1,0m da fonte são mostrados na Tabela 2. Seguindo as instruções do fabricante, todos os valores registrados foram multiplicados pelo fator de conversão, que leva em consideração a pressão atmosférica e a temperatura ambiente, conforme a fórmula $[(\text{Temperatura } ^\circ\text{C} + 273,15) / 295,15] \times [760 / \text{Pressão mmHg}]$. Para as condições em que foi feito esse estudo, o fator de conversão foi aproximadamente 1.

Com base na Equação 1, observou-se que o comportamento matemático que rege a variação da D.O. ou da dose (y) com a distância (x) é do tipo: $y = a.x^b$. Tendo-se dois valores (médios) de doses referentes às distâncias de 0,7 m e 1,0 m obtidos pela CI, determinou-se através de um sistema as constantes a e b (da equação genérica acima), produzindo uma equação entre as variáveis dose (D) e distância (d):

$$D = 21,1.d^{-2,2931}. \quad (\text{Eq. 2})$$

De posse da Equação 2, e tomando como referência a dose determinada na distância de 1,0 m (menor desvio-padrão), foi possível calcular os valores de doses (μSv) para as outras distâncias (m) utilizadas nas irradiações dos filmes (Tabela 3).

Moura Neto, F. N. et al.

Tabela 3: Valores de doses calculados a partir da equação que relaciona dose e distância.

DISTÂNCIA (em metros)	Valores de Dose Calculados (em microsievert - µSv)
0,20m	845,46
0,25m	506,83
0,30m	333,65
0,35m	234,30
0,40m	172,50
0,45m	131,67
0,50m	103,41
0,60m	68,08
0,70m	47,81
0,80m	35,20
0,90m	26,87
1,00m	21,10
1,25m	12,65
1,50m	8,33

Fonte: Pesquisa direta.

Com os valores médios de D.O. em função da distância (Tabela 1), e os valores das doses em função da distância (Tabela 3), construíram-se gráficos de D.O. em função da dose, e de densidade ótica excluindo-se a densidade base e velamento, também em função da dose (Gráfico da Figura 8).

Construção da curva característica de d.o. em função da dose

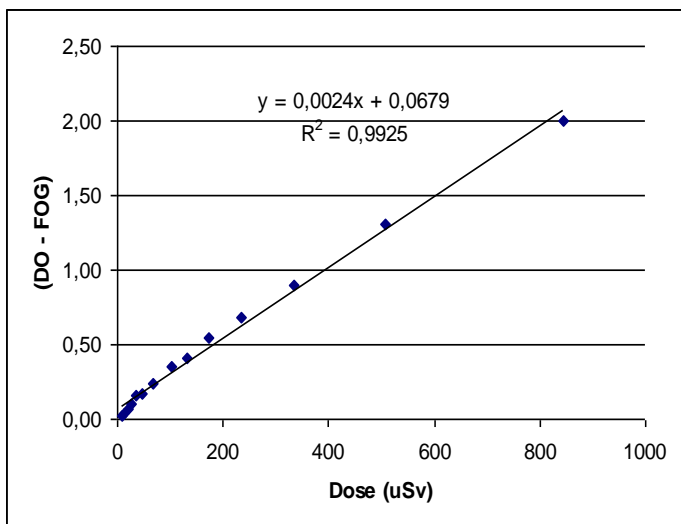


Figura 8: Gráfico com os valores da D.O. dos filmes (valores de densidade líquida) em função da dose de radiação empregada. Fonte: Pesquisa direta.

A análise desse gráfico permite afirmar que a densidade ótica dos filmes irradiados aumenta linearmente com o aumento da dose empregada. As equações $y = 0,0024x + 0,2879$ (Eq. 3)

e $y = 0,0024x + 0,0679$ (Eq. 4) podem ser usadas para estimar a dose que sensibilizou um filme (valores de x nas equações) depois de conhecido o valor de D.O. do mesmo (valores de y).

Valores de densidade ótica dos filmes irradiados nos pacientes

Tabela 4: Valores de densidade ótica dos dosímetros nos pacientes.

	DENSIDADE ÓTICA - D.O.		
	OLHO DIREITO	OLHO ESQUERDO	GLÂNDULA TIREIODE
VALOR MÉDIO	0,22	0,23	0,23
DESVIO PADRÃO	0,01	0,02	0,02

Fonte: Pesquisa direta.

Valores de densidade ótica dos filmes irradiados no fantoma

Tabela 5: Valores de densidade ótica dos dosímetros no fantoma.

	DENSIDADE ÓTICA - D.O.		
	OLHO DIREITO	OLHO ESQUERDO	GLÂNDULA TIREIODE
VALOR MÉDIO	0,24	0,26	0,29
DESVIO PADRÃO	0,03	0,01	0,03

Fonte: Pesquisa direta.

Durante a realização das irradiações nos pacientes, o posicionamento da fonte (cabecote do aparelho) foi feita de acordo com a solicitação dos respectivos exames. Assim, dependendo da região e dos dentes a serem radiografados, o cabecote foi colocado no lado direito ou esquerdo do rosto do paciente. O mais esperado era que, quando a fonte de radiação estivesse em um lado da face, a região do cristalino daquele mesmo lado recebesse uma maior quantidade de radiação, representada por um maior escurecimento do filme.

Da mesma forma, era esperada uma maior incidência de radiação na região do pescoço quando da realização de uma radiografia dos dentes inferiores, com a fonte mais próxima a essa

Moura Neto, F. N. et al.
região. Porém, conforme a Tabela 4, a quantidade de radiação espalhada que atingiu os detectores foi praticamente a mesma nos olhos e na região do pescoço.

Na faixa de energia dos aparelhos odontológicos (até 120 kVp) apenas dois processos de interação da radiação são importantes: a absorção fotoelétrica e o espalhamento Compton (OLIVEIRA, 2005). O efeito Compton envolve uma colisão da radiação incidente com um elétron orbital, ocorrendo apenas uma transmissão parcial da energia. O elétron ejetado produz ionização secundária, enquanto que o fóton tem sua trajetória alterada, podendo produzir novas interações (YOSHIMURA, 2009).

Já ionização criada pela ejeção de um fotoelétron pode ser rapidamente neutralizada pela captura de um elétron livre do meio em que o átomo se encontra ou pela redistribuição dos elétrons de outra camada do átomo. Se o material absorvedor tiver um número atômico alto a probabilidade de ocorrer efeito fotoelétrico aumenta (ANTOLIN, 2009; TAUHATA et al., 2003).

Isso pode explicar a ocorrência de pouco ou nenhum espalhamento da radiação para as regiões dos olhos e do pescoço, pois a densidades dos tecidos duros da face (ossos e dentes) pode ter sido responsável pela ocorrência de interações fotoelétricas e efeitos Compton, e pela absorção da radiação ainda nesses tecidos.

A irradiação no fantoma foi feita com a fonte de radiação posicionada no lado esquerdo do simulador, e houve um maior escurecimento dos filmes posicionados nos locais correspondentes ao olho esquerdo e à tireoide. Os filmes localizados na região do olho direito apresentaram menores valores de densidade ótica (D.O.), conforme a Tabela 5. Essa diferença pode ser devida ao fato de o fantoma ser homogêneo (construído apenas com acrílico), e não simular perfeitamente as condições de espalhamento e absorção da radiação nos tecidos humanos.

A falta de calibração do equipamento também pode ter sido responsável pela diferença entre a quantidade de radiação detectada nos pacientes e no simulador. De acordo com Guerra (2011) são recomendados testes de constância para garantir maior fidedignidade das estimativas da radiação proveniente do aparelho, a saber: cálculo da camada semi-redutora (CSR), avaliação do tamanho de campo de irradiação, exatidão do tempo de exposição, da tensão nominal e da reprodutibilidade da taxa de Kerma no Ar.

Além disso, para garantir um arranjo mais semelhante das condições do espalhamento da radiação, é necessária uma avaliação da adequabilidade da utilização do substituto de tecido. Essa avaliação é feita pela comparação dos coeficientes de atenuação e densidades dos tecidos corporais e dos seus substitutos. A mesma espessura de tecido corporal e substituto de tecido deverá atenuar de igual modo os raios X, se os coeficientes de atenuação forem idênticos para os dois materiais (SILVA, 2009).

CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia utilizada e de posse dos resultados encontrados, pode-se afirmar que parte da radiação proveniente do aparelho de raios X incide sobre a pele do paciente, atinge em seguida o filme usado para capturar a imagem, sendo espalhada pelos tecidos da cabeça e pescoço na forma de radiação secundária.

A maior parte dessa radiação é atenuada após sua interação com os tecidos da cabeça ou com seus substitutos (acrílico), e outra parte atravessa essas estruturas sem qualquer interação. Uma pequena parte dessa radiação espalhada atinge a região dos olhos e da glândula tireoide, já que houve um maior escurecimento dos filmes utilizados em localizações correspondentes a tais estruturas. Porém, no caso do simulador, os

Moura Neto, F. N. et al. valores de D.O. observados podem estar relacionados aos valores de dose em entrada de pele (Kerma no Ar), já que se trata de um simulador homogêneo.

O uso de filmes radiográficos como dosímetros mostrou-se um método eficiente para a faixa de energia dos aparelhos odontológicos, na medida em que houve o escurecimento dos mesmos nas diversas geometrias estudadas, mesmo para doses relativamente baixas.

São necessários novos testes de calibração do aparelho, para que a quantidade de radiação proveniente dessa fonte possa ser medida da forma mais exata possível, e, a partir desses dados, as equações 3 e 4 possam ser usadas.

Além disso, sugere-se a realização de simulação computacional pelo método de Monte Carlo, com um arranjo correspondente à geometria utilizada nas irradiações dos pacientes e do fantoma. Esses testes adicionais podem mostrar o comportamento da radiação proveniente do aparelho quando ela atravessa o ar e interage com os tecidos da cabeça humana e com o material substituto desses tecidos.

REFERÊNCIA

SILVA, F.H.F.; CAMPOS, T.P.R. **Avanços no desenvolvimento de um fantoma analítico computacional para órgãos internos**. Monografia. (Pós-graduação em Ciências e Técnicas Nucleares) - Universidade Federal de Minas Gerais - UFMG, Belo Horizonte, 2008.

JÚNIOR, S.B.P. **Avaliação da exposição na região dos olhos e do pescoço em pacientes submetidos a exame periapical completo**. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, Rio de Janeiro, 2006.

SANTOS, A.M. **Desenvolvimento de um modelo computacional para cálculos de dose absorvida em órgãos e tecidos do corpo humano nas situações de exposições acidentais**. Tese. (Doutorado em Dosimetria e Instrumentação Nuclear) - Universidade Federal de Pernambuco - UFPE, Recife, 2006.

VIEIRA, J.W. **Construção de um modelo computacional de exposição para cálculos**. R. Interd. v. 7, n. 2, p. 1-10, abr. mai. jun. 2014

dosimétricos utilizando o código Monte Carlo EGS4 e fantasmas de voxels. Tese. (Doutorado em Energia Nuclear) - Universidade Federal de Pernambuco - UFPE, Recife, 2004.

BRASIL. Ministério da Saúde. Secretaria de Vigilância Sanitária. **Portaria nº 453, de 1 de junho de 1998**. Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico. Diário Oficial da União, Brasília, 02 de junho de 1998. Disponível em: http://www.cefetba.br/nts/portaria_453_98.pdf Acesso em jan. 2012.

CASTRO, R.C. **Cálculo de dose equivalente em órgãos de pacientes devido a fotonêutrons gerados em aceleradores lineares clínicos**. Tese. (Doutorado em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, Rio de Janeiro, 2005.

ALVES, T.M.M.T. et al. Verificação dosimétrica de tratamentos de IMRT utilizando câmara de ionização, filme radiográfico e função gama. **Rev. Bras. de Física Médica.**, v. 4, n. 2, p.15-8. 2010. Disponível em: http://www.abfm.org.br/rbfm/publicado/RBFM_v4n2_p15-8.pdf Acesso em set. 2011.

ANTOLIN, M.Q. **Simulação de tomografia computadorizada de raios x utilizando programação paralela em sistemas de processamento de alto desempenho**. Dissertação. (Mestrado em Instrumentação Científica) - Centro Brasileiro de Pesquisas Físicas - CBPF, Rio de Janeiro, 2009.

SILVA, H.M.M.F. **Estudo Comparativo de Três Câmaras de Ionização para Medição Directa do Equivalente de Dose Individual, a 10 mm de Profundidade, Hp(10)**. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Biomédica) - Universidade Nova de Lisboa, Monte de Caparica, 2009.

NASCIMENTO, C.D. **Desenvolvimento de um kit postal para verificação de parâmetros da qualidade em raios x convencional**. Dissertação. (Mestrado em Física) - Universidade Federal de Sergipe - UFSE, São Cristóvão, 2010.

DALTRO, T.F.L. **Desenvolvimento de uma nova metodologia para o cálculo de dose em dosimetria fotográfica**. Dissertação. (Mestrado em Tecnologia Nuclear) - Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares, São Paulo, 1994.

FREITAS, A.; ROSA, J.E.; SOUZA, I.F. **Radiologia Odontológica**. São Paulo: Artes Médicas, 2004.

SANTANA, J.C.G. **Estudo sobre a detecção de água e sua quantização através das técnicas de filme radiográfico, RC e DDA em materiais compostos com estrutura em sanduíches**. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Nuclear) -

Moura Neto, F. N. et al.

Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, Rio de Janeiro, 2012.

KRAMER, R. et al. All about MAX: a male adult voxel phantom for Monte Carlo calculation in radiation protection dosimetry. **Phys. Med. Biol.** v. 35, n. 48, p.1239-1262. 2003. Disponível em: <http://irpa11.irpa.net/pdfs/4b43.pdf> Acesso em jun. 2012.

COSTA, R.; VIEIRA, J.; LIMA, F. Obtenção de radiografias digitais sintéticas utilizando modelos computacionais de exposição do tipo fantomas e voxels / egs4. In: **II Congresso de Pesquisa e Inovação da Rede Norte Nordeste de Educação Tecnológica**. João Pessoa - PB, 2007. Disponível em:

http://www.redenet.edu.br/publicacoes/arquivos/20080211_102607_INFO-039.pdf Acesso em mai. 2011.

JOHNS, H,E,; CUNNINGHAM, J.R. **The Physics of Radiology**. USA: Charles Thomas Publisher, 1983.

OLIVEIRA, M.G.N. **Avaliação e caracterização de espalhamento dos raios X em tecidos e simuladores mamográficos usando simulação de Monte Carlo**. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, Rio de Janeiro, 2005.

YOSHIMURA, E.M. Física das Radiações: interação da radiação com a matéria. **Rer. Bras. de Física Médica**. v. 3, n. 1, p. 57-67. 2009. Disponível em: http://www.abfm.org.br/rbfm/publicado/rbfm_v3n1_57-67.pdf Acesso em dez. 2012.

TAUHATA, L. et al. Radioproteção e Dosimetria. IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 2003. Disponível em: <http://www.cnen.gov.br/seguranca/documentos/FundamentosCORv5.pdf> Acesso em nov. 2012.

GUERRA, N.O.M. **Avaliação da dose na tireoide e nas glândulas salivares em radiologia odontológica utilizando dosimetria termoluminescente**. Dissertação. (Mestrado em Engenharia Nuclear) - Universidade Federal do Rio de Janeiro - UFRJ, Rio de Janeiro, 2011.

Submissão: 10/12/2013

Aprovação: 24/02/2014