

# Avaliação das doses em tecidos durante radiografia interproximal: estudo por simulação de Monte Carlo

## Evaluation of doses in tissues during interproximal radiography: study by Monte Carlo simulation

Ariadny T. Machado<sup>1</sup>, Guilherme B. Guimarães<sup>2</sup>, William S. Santos<sup>1</sup>, Ana P. Perini<sup>1,2</sup>, Lucio P. Neves<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

<sup>2</sup>Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, FEELT, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil

### Resumo

A radiografia interproximal, conhecida como raio-X *bitewing*, é uma técnica de radiografia odontológica intraoral que obtém imagens das coroas dos dentes pré-molares e molares. Essa técnica é dividida em 4 partes para ser possível observar todos os dentes posteriores dos lados direito e esquerdo em um mesmo exame. O objetivo deste estudo foi determinar a distribuição de dose absorvida em um exame de radiografia interproximal completa, utilizando o método Monte Carlo para calcular os coeficientes de conversão para dose absorvida (CC[D]). As glândulas parótidas são as que receberam a maior dose absorvida com um CC[D] total de  $1,62E-1$  (0,7%). Os tecidos que receberam as menores doses foram as lentes dos olhos e a glândula tireoide, pois estão mais distantes do feixe primário durante o exame. Devido à radiosensibilidade das glândulas salivares, é importante atentar-se para a otimização do exame, visto que, a sua exposição recorrente à radiação ionizante pode acarretar modificação da composição salivar e na diminuição da quantidade de saliva secretada.

**Palavras-chave:** Radiografia Interproximal; Simulação; Dose Absorvida; Método Monte Carlo.

### Abstract

*Interproximal radiography, known as bitewing X-ray, is an intraoral dental radiography technique that obtains images of the crowns of premolar and molar teeth. This technique is divided into 4 parts to be able to observe all posterior teeth on the right and left sides in the same exam. The objective of this work was to determine the distribution of absorbed dose in a complete interproximal radiography examination, using the Monte Carlo method to calculate the conversion coefficients for absorbed dose (CC[D]). The parotid glands received the highest absorbed dose with a total CC[D] of  $1,62E-1$  (0,7%). The tissues that received the lowest doses were the eye lenses and the thyroid gland, as they are further away from the primary beam during the examination. Due to the radiosensitivity of the salivary glands, it is important to pay attention to the optimization of the exam since their recurrent exposure to ionizing radiation can lead to a modification of the salivary composition and a decrease in the amount of saliva secreted.*

**Keywords:** Monte Carlo method; interproximal radiography; simulation; absorbed dose.

### 1. Introdução

A radiografia odontológica veio como um importante método complementar ao diagnóstico na odontologia, permitindo ao profissional obter um diagnóstico mais seguro, além de acompanhar tratamentos (1). As principais radiografias utilizadas diariamente pelos odontólogos no seu consultório ou em centros especializados são as radiografias panorâmicas e as radiografias intraorais, que englobam as técnicas periapical, interproximal e oclusal (2).

A radiografia interproximal, conhecida como *bitewing*, é uma técnica para obter imagens da face distal e das coroas dos dentes posteriores, que são os pré-molares e molares. Essa radiografia é indicada para diagnosticar lesões cáries oclusais, interproximais e periodontais, alterações na camada pulpar, visualização de restaurações e próteses dentárias fixas e avaliação do estado periodontal (3).

A técnica *bitewing* é feita em oclusão dentária com o filme interproximal posicionado dentro da cavidade bucal no sulco lingual junto aos dentes molares e pré-molares do paciente. Em cada filme radiográfico é

possível visualizar os dentes posteriores do arco superior e inferior juntos, por isso, essa radiografia é dividida em 4 partes: duas para os dentes molares e duas para os pré-molares (3).

Considerando que essas radiografias odontológicas podem ser feitas várias vezes ao ano para acompanhar uma restauração, por exemplo, é necessário atentar-se às doses que os pacientes podem receber em tecidos radiosensíveis, como o cristalino, para determinar riscos radiológicos dos pacientes envolvidos nessa radiografia (4).

Essas doses podem ser calculadas de forma indireta com a utilização de simulações computacionais. Um dos métodos mais utilizados para obter os dados de dose absorvida simulada é o Método de Monte Carlo (MMC) (5). Esse método é uma ferramenta matemática comumente utilizada para simular problemas que podem ser representados por processos estocásticos, como simulações do transporte de radiação (6).

O objetivo deste trabalho é, a partir de um objeto simulador antropomórfico virtual, simular a distribuição de dose absorvida em um exame de radiografia interproximal completa, utilizando o MMC.

Além disso, calcular o coeficiente de conversão para dose absorvida simulada ( $CC[D]$ ) no cristalino, glândula tireoide e as principais glândulas salivares: parótida, submandibular e sublingual.

## 2. Materiais e Métodos

### 2.1. Objeto Simulador Antropomórfico Virtual

Foi utilizado um objeto antropomórfico virtual de cabeça para realizar a simulação. Esse objeto simulador foi construído para possuir as principais características físicas e químicas de cada tecido e órgão representado, como mostra a figura 1.

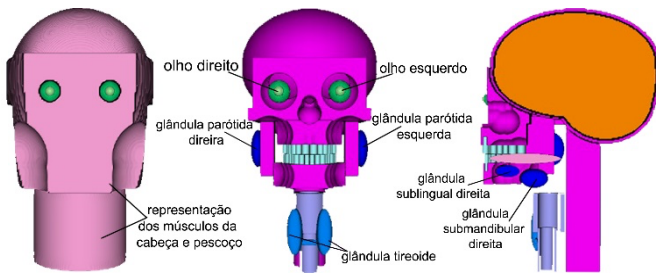


Figura 1. Objeto antropomórfico virtual de cabeça.

O objeto simulador foi baseado nas dimensões aproximadas de um homem adolescente entre 14 e 19 anos, com as medidas cranianas de 20,05 cm de diâmetro fronto-occipital, 16,46 cm de diâmetro bi-parietal e 15,71 cm de altura (7). A caixa craniana foi preenchida com material para representar o encéfalo (8). Também, foi construída uma medula espinal que foi revestida com o material ósseo representando a coluna vertebral (8).

Como esse objeto foi utilizado para simulações de radiografias odontológicas, foi construído uma arcada dentária completa, com 14 dentes para a arcada superior e 14 para a inferior, não sendo considerados os dentes do siso. Os formatos e a distância entre os dentes foram baseados em sua anatomia e no estudo de Rengifo Vásquez RM (9). Para melhores resultados na simulação foi construída uma língua para ocupar 1/3 de toda a cavidade oral e o restante foi preenchido de ar.

Também, foram construídos uma traqueia com diâmetro interno de 1,5 cm e espessura de 0,3 cm e uma laringe com diâmetro interno de 2,6 cm, espessura de 0,3 cm e comprimento de 4,7 cm. Ambas as estruturas foram preenchidas de ar em seu interior (8–10).

Para este trabalho, foram construídos com maiores graus de detalhes algumas geometrias que representam órgãos de maior interesse radiológico, que foram a glândula tireoide, as glândulas salivares parótidas, submandibulares e sublinguais e os olhos com destaque ao cristalino.

A tireoide foi construída a partir de duas elipses representando os lobos direito e esquerdo, com 5 cm de altura, 2,5 cm de largura e 1,5 de profundidade. Já o istmo da tireoide, foi construído com 2 cm de comprimento, 0,5 cm de altura e 0,2 cm de profundidade (11), como mostra a figura 2.

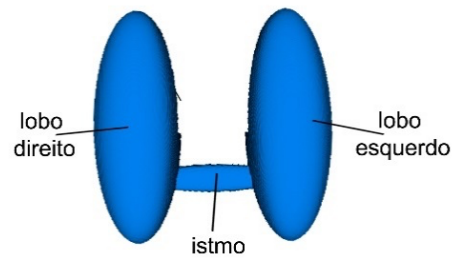


Figura 2. Objeto simulador representando a tireoide.

Das glândulas salivares, foram representados os 3 pares principais como elipses. A glândula parótida com 3,6 cm de largura, 4,4 cm de altura e 1,7 cm de profundidade. As glândulas submandibulares foram representadas com 2,3 cm de largura, 3,5 cm de altura e 1,7 cm de profundidade. E a última, a sublingual, com 1,4 cm de largura, 2,5 cm de altura e 0,5 cm de profundidade (12), como mostra a figura 3.

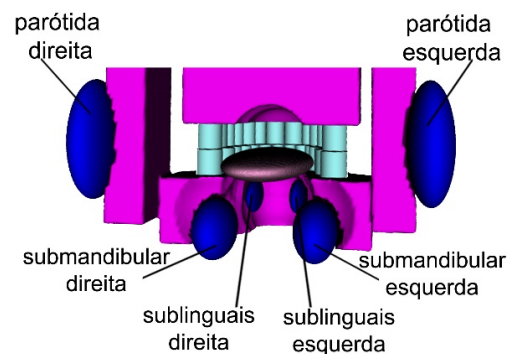


Figura 3. Posição das glândulas salivares do objeto simulador.

Nos olhos foram retratadas as estruturas do humor vítreo, humor aquoso, lente (cristalino), esclera e córnea, como mostra a figura 4. Os olhos construídos possuem uma geometria baseada na anatomia do olho humano, com um diâmetro de 2,0 cm e com um cristalino de diâmetro de 0,4 cm de largura e 0,9 cm de altura (13–14–15).

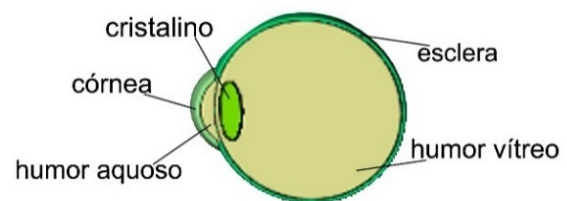


Figura 4. Objeto simulador representando o olho.

Já a geometria do aparelho de raios-X (fonte radioativa) foi construída baseada no modelo adotado neste trabalho que foi o aparelho de raios-X Odontológico D700 Max, produzido pela empresa Alliage S/A Indústrias Médico Odontológica, Brasil (16). O aparelho foi posicionado para que o feixe do raios-X mantenha uma angulação horizontal paralela às faces proximais dos dentes molares e pré-molares, com uma angulação vertical de 5°. Todas as geometrias foram modeladas no software Gxview (17).

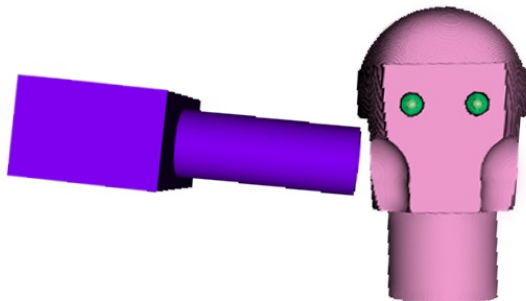
## 2.2. Características do espectro de raios-X

As características do raios-X odontológico precisam ser definidas para obter o espectro de raios-X, utilizado nas simulações Monte Carlo, e foram obtidas a partir do manual do equipamento (16).

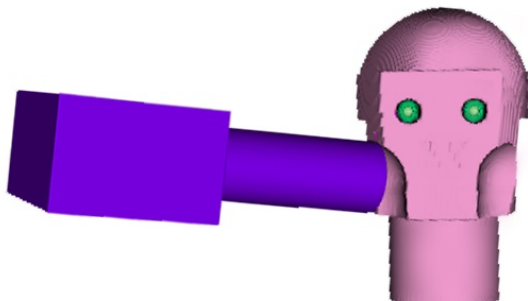
Com estas informações, foi utilizado o software SpekCalc (18–19–20) para gerar o espectro de raios-X empregando uma tensão de tubo de 70 kV, que é a tensão mais utilizada pelos profissionais, filtração total de 1,7 mmAl e um ângulo anódico de 16°. Para fins de comparação, foram feitas duas simulações da radiografia *bitewing* completa utilizando as mesmas características do espectro e dos ângulos, porém, com mais dois valores de tensão: 60 kV e 65 kV. Apesar de não serem tensões muito utilizadas estão dentro das recomendações (16–21).

## 2.3. Simulação

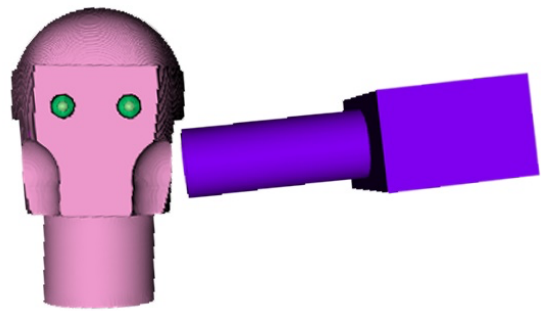
Foram realizadas 4 simulações, considerando uma radiografia *bitewing* completa: a primeira foi feita com o feixe de raios-X direcionado para os dentes molares do lado direito, ângulo 1, (figura 5); a segunda direcionada para os dentes pré-molares do lado direito, ângulo 2, (figura 6); a terceira direcionando o feixe para os dentes molares do lado esquerdo, ângulo 3, (figura 7); e a quarta simulação foi feita direcionando o feixe de raio-X para os dentes pré-molares do lado esquerdo, ângulo 4, (figura 8).



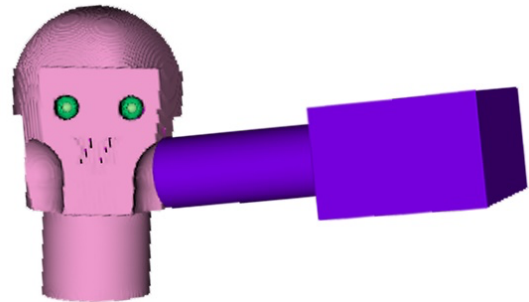
**Figura 5.** Ângulo 1: feixe de raio-X direcionado aos dentes molares do lado direito



**Figura 6.** Ângulo 2: feixe de raio-X direcionado aos dentes pré-molares do lado direito



**Figura 7.** Ângulo 3: feixe de raio-X direcionado aos dentes molares do lado esquerdo



**Figura 8.** Ângulo 4: feixe de raio-X direcionado aos dentes pré-molares do lado esquerdo

O posicionamento do ângulo da cabeça em relação ao feixe foi feito conforme o recomendado no *Essentials of Dental Radiography and Radiology* (21), de forma que as simulações representassem a radiografia *bitewing* (Interproximal) completa, que é dividida em 4 partes.

Para execução das simulações foi utilizado o software *Monte Carlo N-Particle Transport* versão 6.2 (MCNP 6.2), com a energia de corte para fótons de 1E-6 MeV, a partir das configurações predefinidas (22). Os materiais utilizados no objeto simulador foram empregados a partir das informações do *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling* (8).

Nas simulações computacionais, considerando 1E9 partículas, foram obtidos os valores da dose absorvida simulada por meio do *Tally F6*, em MeV/g/source-particle, nos tecidos da glândula tireoide, da lente dos olhos e das glândulas salivares (parótidas, submandibulares e sublinguais), em cada uma das 4 simulações, além de considerar o total que representa o raio-X *bitewing* completo em todas as 3 tensões simuladas.

Foi realizada também uma simulação irradiando uma esfera de água, representando uma câmara de ionização, o que permitiu obter os coeficientes de conversão ( $CC[D]$ ). Estes são utilizados para converter os valores computacionais em valores reais, permitindo determinar os valores recebidos pelo paciente. Para o cálculo do  $CC[D]$  são necessários os valores da dose absorvida simulada de cada tecido ( $D_{as}$ ) e a dose absorvida simulada pela esfera de água ( $D_{fa}$ ), conforme a equação (1).

$$CC[D] = \frac{D_{as}}{D_{fa}} \quad (1)$$

### 3. Resultados

A partir da simulação da  $D_{fa}$  foi obtido o valor de  $2,13E-5$  MeV/g/source-particle, com uma incerteza de 0,7%. Esses valores foram utilizados no cálculo dos valores de  $CC[D]$  de acordo com a equação (1).

As tabelas 1, 2, 3 e 4 mostram os valores de  $CC[D]$  para os tecidos considerados neste trabalho, e as respectivas incertezas.

**Tabela 1.** Valores de  $CC[D]$  para a simulação do ângulo 1

Tecido	$CC[D]$	Incerteza (%)
Lente dos olhos direito	1,95E-3	1,8
Lente dos olhos esquerdo	3,93E-4	3,3
Glândula parótida direita	1,55E-1	0,7
Glândula parótida esquerda	2,01E-3	0,7
Glândula submandibular direita	1,99E-2	0,7
Glândula submandibular esquerda	9,66E-3	0,7
Glândula sublingual direita	3,78E-2	0,7
Glândula sublingual esquerda	2,05E-2	0,7
Tireoide	2,33E-3	0,8

Fonte: O autor (2022).

**Tabela 2.** Valores de  $CC[D]$  para a simulação do ângulo 2

Tecido	$CC[D]$	Incerteza (%)
Lente dos olhos direito	3,01E-3	1,7
Lente dos olhos esquerdo	9,39E-4	2,6
Glândula parótida direita	2,50E-3	0,8
Glândula parótida esquerda	2,22E-3	0,7
Glândula submandibular direita	3,26E-2	0,7
Glândula submandibular esquerda	1,93E-2	0,7
Glândula sublingual direita	4,04E-2	0,7
Glândula sublingual esquerda	3,13E-2	0,7
Tireoide	4,96E-3	0,7

Fonte: O autor (2022).

**Tabela 3.** Valores de  $CC[D]$  para a simulação do ângulo 3

Tecido	$CC[D]$	Incerteza (%)
Lente dos olhos direito	4,04E-4	3,3
Lente dos olhos esquerdo	1,97E-3	1,8
Glândula parótida direita	2,01E-3	0,7
Glândula parótida esquerda	1,55E-1	0,7
Glândula submandibular direita	9,64E-3	0,7
Glândula submandibular esquerda	2,01E-2	0,7
Glândula sublingual direita	2,08E-2	0,7
Glândula sublingual esquerda	3,82E-2	0,7
Tireoide	2,34E-3	0,8

Fonte: O autor (2022).

**Tabela 4.** Valores de  $CC[D]$  para a simulação do ângulo 4

Tecido	$CC[D]$	Incerteza (%)
Lente dos olhos direito	9,36E-4	2,7
Lente dos olhos esquerdo	3,06E-3	1,7
Glândula parótida direita	2,22E-3	0,7
Glândula parótida esquerda	2,51E-3	0,8
Glândula submandibular direita	1,94E-2	0,7
Glândula submandibular esquerda	3,27E-2	0,7
Glândula sublingual direita	3,14E-2	0,7
Glândula sublingual esquerda	4,07E-2	0,7
Tireoide	4,98E-3	0,7

Fonte: O autor (2022).

A tabela 5 mostra os valores de  $CC[D]$  para uma radiografia interproximal completa, considerando as 4 simulações.

**Tabela 5.** Valores de  $CC[D]$  para a simulação de uma radiografia interproximal completa, utilizando uma tensão de 70 kVp

Tecido	$CC[D]$	Incerteza (%)
Lente dos olhos direito	6,29E-3	2,3
Lente dos olhos esquerdo	6,36E-3	2,3
Glândula parótida direita	1,62E-1	0,7
Glândula parótida esquerda	1,62E-1	0,7
Glândulas parótidas (total)	1,62E-1	0,7
Glândula submandibular direita	8,15E-2	0,7
Glândula submandibular esquerda	8,16E-2	0,7
Glândulas submandibulares (total)	8,15E-2	0,7
Glândula sublingual direita	1,30E-1	0,7
Glândula sublingual esquerda	1,31E-1	0,7
Glândulas sublinguais (total)	1,31E-1	0,7
Glândulas salivares (total)	1,34E-1	0,7
Tireoide	1,46E-2	0,7

Fonte: O autor (2022).

Nas tabelas 6 e 7, temos os resultados das simulações da radiografia interproximal completa utilizando as tensões de 60 kV e 65 kV respectivamente.

**Tabela 6.** Valores de  $CC[D]$  para a simulação de uma radiografia interproximal completa, utilizando uma tensão de 60 kVp

Tecido	$CC[D]$	Incerteza (%)
Lente dos olhos direito	5,15E-3	3,1
Lente dos olhos esquerdo	5,08E-3	3,1
Glândula parótida direita	1,63E-1	0,8
Glândula parótida esquerda	1,63E-1	0,8
Glândulas parótidas (total)	1,63E-1	0,7
Glândula submandibular direita	5,98E-2	0,7
Glândula submandibular esquerda	5,98E-2	0,7
Glândulas submandibulares (total)	5,98E-2	0,7
Glândula sublingual direita	9,66E-2	0,7
Glândula sublingual esquerda	9,70E-2	0,7
Glândulas sublinguais (total)	9,68E-2	0,7
Glândulas salivares (total)	1,26E-1	0,7
Tireoide	1,21E-2	0,8

Fonte: O autor (2022).

**Tabela 7.** Valores de  $CC[D]$  para a simulação de uma radiografia interproximal completa, utilizando uma tensão de 65 kVp

Tecido	$CC[D]$	Incerteza (%)
Lente dos olhos direito	5,64E-3	2,6
Lente dos olhos esquerdo	5,72E-3	2,6
Glândula parótida direita	1,62E-1	0,7
Glândula parótida esquerda	1,62E-1	0,7
Glândulas parótidas (total)	1,62E-1	0,7
Glândula submandibular direita	7,08E-2	0,7
Glândula submandibular esquerda	7,08E-2	0,7
Glândulas submandibulares (total)	7,08E-2	0,7
Glândula sublingual direita	1,14E-1	0,7
Glândula sublingual esquerda	1,14E-1	0,7
Glândulas sublinguais (total)	1,14E-1	0,7
Glândulas salivares (total)	1,31E-1	0,7
Tireoide	1,34E-2	0,7

Fonte: O autor (2022).

Para fins de comparação com a literatura, também foram obtidos a dose de entrada na pele (DEP), considerando toda a pele do fantoma, em cada uma das simulações e na radiografia interproximal completa, como mostra a Tabela 8.

**Tabela 8.** Dose de entrada na pele (DEP) obtidas nas simulações

Simulação	DEP (MeV/g/source- particle)	Incerteza (%)
Simulação para o ângulo 1	2,35E-5	0,04
Simulação para o ângulo 2	2,31E-5	0,04
Simulação para o ângulo 3	2,35E-5	0,04
Simulação para o ângulo 4	2,31E-5	0,04
Simulação de um raio-X <i>bitewing</i> completo	9,31E-5	0,04

Fonte: O autor (2022).

#### 4. Discussão

Para as simulações do ângulo 1, com o feixe direcionado aos dentes molares do lado direito, os tecidos que receberam os maiores valores de  $CC[D]$  foram as glândulas parótida direita e sublingual direita. Na tabela 2, que representa a simulação do ângulo 2, com o feixe de raios-X no lado direito direcionado aos dentes pré-molares, os maiores valores de  $CC[D]$  foram para as glândulas sublinguais direita e esquerda e a submandibular direita, respectivamente.

Nas simulações do lado esquerdo, para o feixe apontado para os dentes molares, ângulo 3, as maiores doses foram recebidas pelas glândulas parótida esquerda e sublingual esquerda, como mostra a tabela 3. Já para a simulação do ângulo 4, com o feixe direcionado para os dentes pré-molares, como mostra a tabela 4, as maiores doses foram nas glândulas sublingual esquerda, submandibular esquerda e sublingual direita, respectivamente.

Para as simulações com o feixe do raio-X direcionado aos dentes molares, as glândulas parótidas foram as que apresentaram os maiores valores de  $CC[D]$  devido ao posicionamento do aparelho, já que essas glândulas ficam na direção do feixe primário. Já para o feixe direcionado aos dentes pré-molares, as glândulas parótidas não são as mais próximas do feixe primário, nestes casos, as glândulas submandibulares e sublinguais são as que apresentaram os maiores valores de  $CC[D]$ .

Considerando a radiografia interproximal completa, representada pela junção das 4 simulações, de acordo com a tabela 5, observa-se que as glândulas salivares são as mais atingidas durante essa radiografia com  $CC[D]$  total de  $1,34E-1$  (0,7%), dentre as glândulas salivares, as que receberam a maior dose foram as glândulas parótidas com  $CC[D]$  total de  $1,62E-1$  (0,7%), em seguida as glândulas sublinguais com valor de  $1,31E-1$  (0,7%) e, com os menores valores, foram as glândulas submandibulares com o  $CC[D]$  total de  $8,15E-2$  (0,7%).

Como as lentes dos olhos e a glândula tireoide estão distantes do feixe primário durante essa técnica radiográfica, esses tecidos não receberam uma dose significativa em comparação com as glândulas

salivares. Devido a pouca interação com a radiação, as suas incertezas também foram mais altas.

Utilizando as tabelas 6 e 7, que representam os resultados da radiografia interproximal completa com variações das tensões, observamos que os valores simulados não possuem uma diferença significativa em comparação com os valores da tabela 5, que representa a tensão mais utilizada, 70 kV. Comparando as glândulas salivares, que são as mais afetadas nessa radiografia, observa-se que para 60 kV o  $CC[D]$  total foi de  $1,26E-1$  (0,7%), para 65 kV foi de  $1,31E-1$  (0,7%) e para 70 kV o  $CC[D]$  das glândulas salivares foi de  $1,34E-1$  (0,7%).

Na tabela 8, pode-se observar o valor sobre a pele, considerando a radiografia interproximal completa, que é de  $9,31E-5$  (0,04%) MeV/g/source-particle. A publicação de Da Silva, Silva e Santos (4), traz um estudo de estimativa da DEP de pacientes submetidos a variadas técnicas diagnósticas odontológica, incluindo a *bitewing*, os valores encontrados da DEP para a técnica interproximal na simulação foi de  $8,58E-5$  (1,7%) MeV/g/source-particle. Comparando os valores, pode se dizer que este valor coincide com o publicado na literatura.

Para que estes resultados sejam empregados na clínica, basta o profissional multiplicar a taxa de dose do equipamento, aferida com uma câmara de ionização, pelo tempo de irradiação e os valores de  $CC[D]$ . Deve-se, entretanto, atentar-se para o tamanho do crânio empregado neste estudo. Valores muito diferentes poderão alterar significativamente os resultados.

#### 5. Conclusões

Com base nos resultados dos  $CC[D]$ , pode-se concluir que, dos tecidos analisados, as glândulas salivares foram as que receberam a maior dose, com a glândula parótida com a maior dose absorvida, em seguida a sublingual e por fim a submandibular. Os valores encontrados devem-se ao fato de as glândulas salivares estarem próximas ao feixe primário, diferentemente do cristalino e da glândula da tireoide.

As glândulas salivares, que são as mais atingidas nessa radiografia, podem sofrer modificação da composição salivar e na quantidade de saliva secretada em consequência da exposição à radiação ionizante. Devido a isso, assim como em qualquer outro exame que utiliza radiação ionizante, é necessária a otimização do seu uso, com a realização dos exames apenas sob indicação médica ou odontológica e atentar-se a proteção radiológica do paciente e do profissional que realiza o exame, uma vez que, a exposição recorrente do paciente poderia ocasionar danos permanentes nas glândulas salivares.

Analisando, também, os resultados das radiografias completas com as tensões de 60 kV, 65 kV e 70 kV, concluímos que não há diferença significativa dos  $CC[D]$  dos tecidos com a variação da tensão, no caso do raio-X *bitewing*. Por isso, a tensão 70 kV é a mais utilizada entre os odontologistas pois,

fornece uma imagem melhor sem submeter o paciente à uma alta exposição.

### Agradecimentos

O autor A. T. M. agradece à Pró-reitoria de Graduação. Alguns dos autores também agradecem ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelas bolsas de Produtividade em Pesquisa: 314520/2020-1 (L.P.N), 312124/2021-0 (A.P.P) e 309675/2021-9 (W.S.S); e pelo Projeto UNIVERSAL 407493/2021-2.

### Referências

- Kreich EM, Queiroz MG, Sloniak MC. Controle De Qualidade Em Radiografias Periapicais Obtidas No Curso De Odontologia Da Uepg (Control Of Quality In Periapical Radiographies From The Dentistry Course In Uepg). Publicatio UEPG: Ciências Biológicas e da Saúde. 2002;8(1).
- Belinato W. Avaliação de parâmetros físicos em radiologia odontológica de consultórios públicos de Sergipe [dissertação]. São Cristóvão (SE): Universidade Federal de Sergipe; 2010.
- Whaites E, Drage N. Essentials of dental radiography and radiology. Elsevier Health Sciences; 2013 Jun 20.
- Da Silva LM, Silva G, Santos WD. Determinação da dose de entrada na pele devido a raio-X odontológico utilizando método de Monte Carlo.
- Yoriyaz H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. Revista Brasileira de Física Médica. 2009;3(1):141-9.
- Raychaudhuri S. Introduction to Monte Carlo simulation. In 2008 Winter simulation conference 2008 Dec 7 (pp. 91-100). IEEE.
- Pereira IM, Barros Filho AD, Alvares BR, Palomari ET, Nanni L. Determinação radiológica do índice e do tamanho craniano por mensuração dos diâmetros cranianos em uma população infantil brasileira. Radiologia Brasileira. 2008 Aug;41(4):229-34.
- Detwiler RS, McConn RJ, Grimes TF, Upton SA, Engel EJ. Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling. Pacific Northwest National Lab.(PNNL), Richland, WA (United States); 2021 Apr 19.
- Rengifo Vásquez RM. Comparison of dental inclination in digital models of cases treated with self-ligating or conventional fixed appliances with and without rapid maxillary expansion [dissertação]. Bauru (SP): Universidade de São Paulo; 2016.
- Mäkitie AA, Korpela J, Elomaa L, Reivonen M, Kokkari A, Malin M, et al. Novel additive manufactured scaffolds for tissue engineered trachea research. Acta oto-laryngologica. 2013 Apr 1;133(4):412-7.
- Prince JS, Stark P. Normal cross-sectional dimensions of the thyroid gland on routine chest CT scans. Journal of computer assisted tomography. 2002 May 1;26(3):346-8.
- Fang KM, Wen MH, Hsu WL, Chang CM, Hou PY, Liao LJ. Ultrasonographic and elastographic biometry in adult major salivary glands: A preliminary case-control report. Scientific Reports. 2019 Jun 20;9(1):1-7.
- Nogueira P, Zankl M, Schlattl H, Vaz P. Dose conversion coefficients for monoenergetic electrons incident on a realistic human eye model with different lens cell populations. Physics in Medicine & Biology. 2011 Oct 7;56(21):6919.
- Waiswol M, Cursino JW, Cohen R. Variações nas dimensões do cristalino humano de acordo com a idade. Arquivos Brasileiros de Oftalmologia. 2001 Nov;64(6):507-12.
- Sridhar MS. Anatomy of cornea and ocular surface. Indian journal of ophthalmology. 2018 Feb;66(2):190.
- Manual do proprietário do aparelho de Raios-X Odontológico D700 Max. Alliage S/A Indústrias Médico Odontológica. Rev. 08, 2021
- Ohnishi S. Gxsview: Geometry and cross section viewer for calculating radiation transport. SoftwareX. 2021 Jun 1;14:100681.
- Poludniowski GG, Evans PM. Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part I. Electron penetration characteristics in x-ray targets. Medical physics. 2007 Jun;34(6Part1):2164-74.
- Poludniowski GG. Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part II. X-ray production and filtration in x-ray targets. Medical physics. 2007 Jun;34(6Part1):2175-86.
- Poludniowski G, Landry G, Deblois F, Evans PM, Verhaegen F. SpekCalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. Physics in Medicine & Biology. 2009 Sep 1;54(19):N433.
- Whaites E, Drage N. Essentials of dental radiography and radiology. Elsevier Health Sciences; 2013 Jun 20.
- Werner CJ, Little RC. MCNP6. 2 Release Notes. Los Alamos National Lab.(LANL), Los Alamos, NM (United States).

### Contato:

Ariadny Thayla Machado  
 Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia  
 Instituto de Física, Campus Santa Mônica – Sala 1X01A, Av. João Naves de Ávila 2121, CP 593, Uberlândia, MG, CEP 38.400-902  
 E-mail: ariadny.machado@ufu.br