

Universidade Federal de Uberlândia  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Comparação da Dose Absorvida em  
Radiografias Intraorais entre Objetos  
Simuladores Virtuais Antropomórficos  
Geométricos e Baseados em Voxel

Ariadny Thayla Machado

Uberlândia - MG

2025

Universidade Federal de Uberlândia  
Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Ariadny Thayla Machado

**Comparação da Dose Absorvida em Radiografias Intraorais  
entre Objetos Simuladores Virtuais Antropomórficos  
Geométricos e Baseados em Voxel**

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Uberlândia para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Linha de Pesquisa: Tecnologias em Radiações,  
Imagens Médicas e Biológicas

Orientador: Prof. Dr. Lucio Pereira Neves

Uberlândia - MG

2025

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU  
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

M149 Machado, Ariadny Thayla, 1999-  
2024 Comparação da Dose Absorvida em Radiografias  
Intraorais entre Objetos Simuladores Virtuais  
Antropomórficos Geométricos e Baseados em Voxel [recurso  
eletrônico] / Ariadny Thayla Machado. - 2024.

Orientador: Lucio Pereira Neves.  
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de  
Uberlândia, Pós-graduação em Engenharia Biomédica.  
Modo de acesso: Internet.  
Disponível em: <http://doi.org/10.14393/ufu.di.2024.804>  
Inclui bibliografia.

1. Engenharia biomédica. I. Neves, Lucio Pereira,  
1982-, (Orient.). II. Universidade Federal de  
Uberlândia. Pós-graduação em Engenharia Biomédica. III.  
Título.

CDU: 62:61

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091  
Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074



**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**  
Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Engenharia  
Biomédica

Av. João Naves de Ávila, 2121, Bloco 3N, Sala 115 - Bairro Santa Mônica, Uberlândia-MG,  
CEP 38400-902

Telefone: (34) 3239-4761 - www.ppgeb.feelt.ufu.br - ppegb@feelt.ufu.br



**ATA DE DEFESA - PÓS-GRADUAÇÃO**

|                                    |                                                                                                                                            |                 |       |                       |           |
|------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------------|-------|-----------------------|-----------|
| Programa de Pós-Graduação em:      | Engenharia Biomédica                                                                                                                       |                 |       |                       |           |
| Defesa de:                         | Dissertação de Mestrado Acadêmico, 113, PPGEb                                                                                              |                 |       |                       |           |
| Data:                              | dezenove de dezembro de dois mil e vinte e quatro                                                                                          | Hora de início: | 14:00 | Hora de encerramento: | 15h:25min |
| Matrícula do Discente:             | 12312EBI001                                                                                                                                |                 |       |                       |           |
| Nome do Discente:                  | Ariadny Thayla Machado                                                                                                                     |                 |       |                       |           |
| Título do Trabalho:                | Comparação da Dose Absorvida em Radiografias Intraorais entre Objetos Simuladores Virtuais Antropomórficos Geométricos e Baseados em Voxel |                 |       |                       |           |
| Área de concentração:              | Engenharia Biomédica                                                                                                                       |                 |       |                       |           |
| Linha de pesquisa:                 | Tecnologias em Radiações, Imagens Médicas e Biológicas                                                                                     |                 |       |                       |           |
| Projeto de Pesquisa de vinculação: | Dosimetria numérica em procedimentos de radioembolização hepática                                                                          |                 |       |                       |           |

Reuniu-se via plataforma Google Meet, a Banca Examinadora, designada pelo Colegiado do Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, assim composta: Professores Doutores: William de Souza Santos - PPGEb/UFU; Maria da Penha Albuquerque Potiens - IPEN/CNEN-SP; Lucio Pereira Neves PPGEb/UFU orientador da candidata.

Iniciando os trabalhos o presidente da mesa, Dr. Lucio Pereira Neves, apresentou a Comissão Examinadora e a candidata, agradeceu a presença do público, e concedeu a Discente a palavra para a exposição do seu trabalho. A duração da apresentação do Discente e o tempo de arguição e resposta foram conforme as normas do Programa.

A seguir o senhor presidente concedeu a palavra, pela ordem sucessivamente, aos examinadores, que passaram a arguir a candidata. Ultimada a arguição, que se desenvolveu dentro dos termos regimentais, a Banca, em sessão secreta, atribuiu o resultado final, considerando a candidata:

Aprovada.

Esta defesa faz parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre.

O competente diploma será expedido após cumprimento dos demais requisitos, conforme as normas do Programa, a legislação pertinente e a regulamentação interna da UFU.

Nada mais havendo a tratar foram encerrados os trabalhos. Foi lavrada a presente ata que após lida e achada conforme foi assinada pela Banca Examinadora.



Documento assinado eletronicamente por **Lucio Pereira Neves, Professor(a) do Magistério Superior**, em 19/12/2024, às 15:26, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **William de Souza Santos, Usuário Externo**, em 19/12/2024, às 15:28, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



Documento assinado eletronicamente por **Maria da Penha Albuquerque Potiens, Usuário Externo**, em 19/12/2024, às 15:28, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no art. 6º, § 1º, do [Decreto nº 8.539, de 8 de outubro de 2015](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site [https://www.sei.ufu.br/sei/controlador\\_externo.php?acao=documento\\_conferir&id\\_orgao\\_acesso\\_externo=0](https://www.sei.ufu.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0), informando o código verificador **5979019** e o código CRC **F41B351F**.

**Referência:** Processo nº 23117.088770/2024-40

SEI nº 5979019

# Agradecimentos

Gostaria de dedicar um sincero agradecimento aos meus queridos pais, Celma Mendes e Josiel Patrocínio, a minha avó materna, Zenira Mendes, meu irmão, Ayron Theylor e ao meu namorado Rafael Tavares, pelo amor incondicional, apoio inabalável e sacrifícios que fizeram ao longo da minha jornada acadêmica.

Aos meus estimados colegas de curso, agradeço por cada momento compartilhado, cada conselho dado e por serem uma fonte constante de inspiração e motivação.

Ao meu orientador, Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, pelo apoio e orientação ao longo deste processo de pesquisa e redação da dissertação. Além disso, sou imensamente grata pela sua paciência, incentivo e pela generosidade em compartilhar seu conhecimento e experiência.

Aos professores Dr. William de Souza Santos e Dra. Ana Paula Perini, pelas contribuições nas correções e sugestões durante todo o processo do trabalho.

Ao meu amigo, Ms. Guilherme Brilhante Guimarães, pelo apoio nos momentos difíceis, pelo comprometimento e dedicação ao trabalho, e pelas contribuições no processamento dos dados e no desenvolvimento do objeto simulador.

À Universidade Federal de Uberlândia, e ao Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica, pelos serviços prestados em prol do desenvolvimento acadêmico e científico, contribuindo para a sociedade.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES) pela bolsa de mestrado 88887.826502/2023-00. Ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelos projetos de pesquisa 312160/2023-2 (L.P.N), 312124/2021-0 (A.P.P) e 309675/2021-9 (W.S.S); Projeto UNIVERSAL (407493/2021-2); Projeto MAI/DAI (403556/2020-1).

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG) pelos projetos de pesquisa APQ-04215-22, APQ-01254-23 e APQ- 04348-23 e ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico, pelos projetos que contribuíram para o desenvolvimento do trabalho: FAPEMIG - APQ-02934-15, FAPEMIG - APQ03049-15, CNPq - 421603/2016-0, CNPq - 420699/2016-3, CNPq - 14520/2020-1, CNPq - 312160/2023-2 e CNPq - 312124/2021-0.

Este trabalho faz parte do Instituto Nacional de Ciência e Tecnologia – Instrumentação Nuclear e Aplicações na Indústria e Saúde (INCT.INAIS), projeto CNPq 406303/2022-3.

*“A tarefa não é tanto ver aquilo que  
ninguém viu, mas pensar o que  
ninguém ainda pensou sobre aquilo  
que todo mundo vê.”*

– Arthur Schopenhauer

# Resumo

As radiografias intraorais são amplamente utilizadas na odontologia para diagnóstico e acompanhamento de doenças bucais, permitindo a visualização detalhada de diferentes regiões da cavidade oral por meio das técnicas interproximal, periapical e oclusal. Devido à alta frequência desses exames na prática clínica, há uma preocupação com a exposição acumulada em tecidos radiosensíveis da região da cabeça e pescoço, como a lente dos olhos, a glândula tireoide e as principais glândulas salivares, uma vez que certas angulações do feixe de raios X podem irradiar diretamente esses órgãos. Este estudo busca quantificar a dose absorvida por esses tecidos utilizando simulações numéricas com o método de Monte Carlo (MMC) e uma componente experimental com um detector RTI RED PIRANHA. As simulações envolvem diferentes ângulos de radiografias intraorais realizadas no Hospital Odontológico da Universidade Federal de Uberlândia e utilizam tanto objetos simuladores geométricos quanto baseados em voxel, para identificar qual destes é mais adequado para essas análises. Além disso, foram realizadas comparações das variações nas doses absorvidas com e sem a presença de aparelhos ortodônticos. Os resultados indicam que a dose absorvida por tecidos radiosensíveis varia conforme a proximidade ao feixe de raios-X e o modelo de simulação utilizado. As glândulas salivares, especialmente as parótidas e sublinguais, registraram as doses mais altas na maioria dos ângulos analisados. Nas simulações com objetos simuladores baseados em voxel, essas glândulas mostraram maior absorção em comparação ao objeto simulador geométrico, que subestimou as doses devido à sua estrutura menos detalhada. Esse comportamento confirma que o modelo em voxel é mais preciso para representar a anatomia e a distribuição de doses, evidenciando a importância de uma modelagem anatômica fiel em simulações de radiodiagnóstico odontológico. A presença de aparelhos ortodônticos influenciou as doses absorvidas, especialmente em tecidos fora da cavidade oral, devido à dispersão dos raios-X. O aparelho de aço inoxidável, por exemplo, aumentou a dose no ângulo de vertex, impactando a lente do olho, enquanto, em tecidos dentro da cavidade oral, o aparelho reduziu a dose absorvida em alguns ângulos, atuando como uma barreira. Esses achados reforçam a necessidade de otimização do posicionamento e das configurações técnicas para minimizar a exposição de tecidos sensíveis, visando sempre reduzir a dose absorvida por esses tecidos, considerando o efeito estocástico.

**Palavras-chave:** Método Monte Carlo; radiografias intraorais; dose absorvida.

# Abstract

Intraoral radiographs are widely used in dentistry for the diagnosis and monitoring of oral diseases, allowing for detailed visualization of various regions of the oral cavity through interproximal, periapical, and occlusal techniques. Due to the high frequency of these examinations in clinical practice, there is concern regarding the accumulated exposure to radiosensitive tissues in the head and neck region, such as the lens of the eyes, the thyroid gland, and the major salivary glands, as certain X-ray beam angles can directly irradiate these organs. This study aims to quantify the dose absorbed by these tissues using numerical simulations based on the Monte Carlo Method (MCM) and an experimental component involving the RTI RED PIRANHA detector. The simulations involve different angles of intraoral radiographs performed at the Dental Hospital of the Federal University of Uberlândia and utilize both geometric and voxel phantoms to identify which phantom is more suitable for these analyses. Additionally, comparisons of variations in absorbed doses with and without the presence of orthodontic appliances were conducted. The results indicate that the absorbed dose in radiosensitive tissues varies according to their proximity to the X-ray beam and the simulation model used. Salivary glands, especially the parotid and sublingual glands, recorded the highest doses in most of the angles analyzed. In simulations with the voxel phantom, these glands showed higher absorption compared to the geometric phantom, which underestimated the doses due to its less detailed structure. This behavior confirms that the voxel model is more accurate for representing anatomy and dose distribution, highlighting the importance of accurate anatomical modeling in dental radiodiagnostic simulations. The presence of orthodontic appliances influenced the absorbed doses, particularly in tissues outside the oral cavity, due to X-ray scattering. The stainless-steel appliance, for instance, increased the dose at the vertex angle, affecting the lens of the eye, while in tissues within the oral cavity, the appliance reduced the absorbed dose at certain angles, acting as a barrier. These findings reinforce the need for optimization of positioning and technical settings to minimize exposure to sensitive tissues, with the aim of reducing the absorbed dose to these tissues, considering the stochastic effect.

**Keywords:** Monte Carlo Method; intraoral radiographs; absorbed dose.

# Lista de Tabelas

|     |                                                                                                                                                                     |    |
|-----|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| A.1 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias interproximais . . . . .                                                                  | 32 |
| A.2 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias oclusais . . . . .                                                                        | 32 |
| A.3 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias periapicais . . . . .                                                                     | 33 |
| B.1 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias interproximais . . . . .                                                                  | 35 |
| B.2 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias oclusais . . . . .                                                                        | 35 |
| B.3 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias periapicais . . . . .                                                                     | 36 |
| C.1 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias interproximais com a representação de um aparelho ortodôntico de aço inoxidável . . . . . | 38 |
| C.2 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias oclusais com a representação de um aparelho ortodôntico de aço inoxidável . . . . .       | 38 |
| C.3 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias periapicais com a representação de um aparelho ortodôntico de aço inoxidável . . . . .    | 39 |
| C.4 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias interproximais com a representação de um aparelho ortodôntico de titânio . . . . .        | 39 |
| C.5 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias oclusais com a representação de um aparelho ortodôntico de titânio . . . . .              | 40 |
| C.6 | Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias periapicais com a representação de um aparelho ortodôntico de titânio . . . . .           | 40 |

# Lista de Figuras

|      |                                                                                                                                                                                                                    |    |
|------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 3.1  | Espectro de Raio-X gerado com tensão de tubo de 70 kV, filtração total de 3,22 mmAl e ângulo anódico de 16°. Figura de autoria própria . . . . .                                                                   | 13 |
| 3.2  | Objeto antropomórfico virtual geométrico de cabeça utilizado para representar o paciente nos cenários das técnicas de radiografia intraoral. Imagem reproduzida de <a href="#">Machado et al. [2022]</a> . . . . . | 14 |
| 3.3  | Cenários com as angulações representando a técnica interproximal. Figura de autoria própria. . . . .                                                                                                               | 14 |
| 3.4  | Cenários com as angulações representando a técnica oclusal. Figura de autoria própria. . . . .                                                                                                                     | 15 |
| 3.5  | Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária superior, região da maxila. Figura de autoria própria. . . . .                                                 | 15 |
| 3.6  | Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária superior, região da maxila. Figura de autoria própria. . . . .                                                 | 16 |
| 3.7  | Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária superior, região da maxila. Figura de autoria própria. . . . .                                                 | 16 |
| 3.8  | Cenários com as angulações representando a técnica interproximal. Figura de autoria própria. . . . .                                                                                                               | 17 |
| 3.9  | Cenários com as angulações representando a técnica oclusal. Figura de autoria própria. . . . .                                                                                                                     | 17 |
| 3.10 | Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária superior, região da maxila. Figura de autoria própria. . . . .                                                 | 18 |
| 3.11 | Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária inferior, região da mandíbula. Figura de autoria própria. . . . .                                              | 18 |
| 3.12 | Posicionamento do detector RED PIRANHA. Figura de autoria própria. .                                                                                                                                               | 19 |

# Sumário

|                                                                     |           |
|---------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>Agradecimentos</b>                                               | <b>i</b>  |
| <b>Abstract</b>                                                     | <b>iv</b> |
| <b>Lista de Tabelas</b>                                             | <b>v</b>  |
| <b>Lista de Figuras</b>                                             | <b>vi</b> |
| <b>1 Introdução</b>                                                 | <b>1</b>  |
| 1.1 Justificativa . . . . .                                         | 2         |
| 1.2 Objetivos . . . . .                                             | 2         |
| 1.2.1 Objetivos gerais . . . . .                                    | 2         |
| 1.2.2 Objetivos específicos . . . . .                               | 3         |
| <b>2 Fundamentação Teórica</b>                                      | <b>4</b>  |
| 2.1 Radiações Ionizantes . . . . .                                  | 4         |
| 2.2 Interações da radiação ionizante com a matéria . . . . .        | 4         |
| 2.2.1 Efeito Compton . . . . .                                      | 5         |
| 2.2.2 Efeito Fotoelétrico . . . . .                                 | 5         |
| 2.3 Grandezas Dosimétricas . . . . .                                | 5         |
| 2.3.1 Dose Absorvida . . . . .                                      | 5         |
| 2.3.2 Kerma . . . . .                                               | 6         |
| 2.4 Raio-X . . . . .                                                | 6         |
| 2.4.1 Radiografia Odontológica . . . . .                            | 6         |
| 2.5 Efeitos Biológicos provenientes da radiação ionizante . . . . . | 8         |
| 2.5.1 Efeitos Estocásticos . . . . .                                | 8         |
| 2.5.2 Reações Teciduais . . . . .                                   | 8         |
| 2.6 Tecidos Radiossensíveis . . . . .                               | 8         |
| 2.6.1 Cristalino . . . . .                                          | 8         |
| 2.6.2 Glândulas Salivares . . . . .                                 | 9         |
| 2.6.3 Tireoide . . . . .                                            | 9         |
| 2.7 O Método de Monte Carlo . . . . .                               | 9         |
| 2.8 Objetos simuladores antropomórficos virtuais . . . . .          | 10        |
| 2.8.1 Objetos Simuladores Geométricos . . . . .                     | 10        |
| 2.8.2 Objetos Simuladores Baseados em Voxel . . . . .               | 10        |

|          |                                                                                                                                                |           |
|----------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----------|
| <b>3</b> | <b>Metodologia</b>                                                                                                                             | <b>12</b> |
| 3.1      | Simulação . . . . .                                                                                                                            | 12        |
| 3.2      | Espectro do raio-X . . . . .                                                                                                                   | 12        |
| 3.3      | Geometria da simulação . . . . .                                                                                                               | 13        |
| 3.3.1    | Geometria do objeto simulador geométrico . . . . .                                                                                             | 13        |
| 3.3.2    | Geometria do objeto simulador baseado em voxel . . . . .                                                                                       | 17        |
| 3.4      | Análise dos resultados . . . . .                                                                                                               | 19        |
| <b>4</b> | <b>Resultados e Discussões</b>                                                                                                                 | <b>21</b> |
| 4.1      | Coleta de dados com a câmara de ionização . . . . .                                                                                            | 21        |
| 4.2      | Análise da dose absorvida nos tecidos de interesse radiológico . . . . .                                                                       | 21        |
| 4.2.1    | Simulações com o objeto simulador geométrico . . . . .                                                                                         | 21        |
| 4.2.2    | Simulações com o objeto simulador baseado em voxel . . . . .                                                                                   | 22        |
| 4.2.3    | Comparação entre os resultados dos objetos simuladores geométrico<br>e baseado em voxel . . . . .                                              | 23        |
| 4.2.4    | Comparação entre os resultados com e sem o aparelho ortodôntico<br>nas simulações do objeto simulador geométrico . . . . .                     | 24        |
| <b>5</b> | <b>Conclusões e Considerações Finais</b>                                                                                                       | <b>26</b> |
|          | Referências . . . . .                                                                                                                          | 28        |
| <b>A</b> | <b>Valores de Dose Absorvida utilizando o objeto simulador geométrico</b>                                                                      | <b>31</b> |
| <b>B</b> | <b>Valores de Dose Absorvida utilizando o objeto simulador baseado em voxel</b>                                                                | <b>34</b> |
| <b>C</b> | <b>Valores de Dose Absorvida utilizando o objeto geométrico com a representação<br/>do aparelho ortodôntico de Aço inoxidável e de Titânio</b> | <b>37</b> |
| <b>A</b> | <b>Produções Científicas</b>                                                                                                                   | <b>41</b> |

# Capítulo 1

## Introdução

Em 1895, Wilhelm Röntgen realizou a primeira radiografia, capturando uma imagem da mão de sua esposa, Anna Bertha, ao expô-la a um tipo de radiação até então desconhecido. Essa descoberta proporcionou um avanço na medicina por permitir a observação das estruturas internas do corpo humano ([Santin Filho \[1995\]](#)).

Poucas semanas depois, a odontologia também começou a aplicar essa descoberta: o cientista alemão Dr. Giesel produziu a primeira radiografia dentária ao registrar a arcada do dentista Otto Walkhoff. A partir daí, a radiografia tornou-se uma ferramenta indispensável para o diagnóstico e acompanhamento de condições bucais, possibilitando a visualização dos tecidos e estruturas bucais ([Bolner \[2011\]](#)).

Atualmente, a odontologia emprega várias técnicas radiográficas, como as radiografias intraorais, panorâmicas, cefalométricas e tomografias, cada uma oferecendo diagnósticos precisos e seguros ([Pereira e Amorim \[2022\]](#)). As radiografias intraorais, em especial, fornecem imagens detalhadas das arcadas dentárias por meio das técnicas periapical, interproximal e oclusal ([Whaites e Drage \[2020\]](#)). Essas práticas seguem diretrizes como as recomendadas em guidelines e relatórios de segurança ([Whaites e Drage \[2020\]](#); [International Atomic Energy Agency \(IAEA\) \[2022\]](#); [European Commission and Directorate-General for Energy and Transport \[2004\]](#)), que especificam parâmetros técnicos, como tensão e filtração, bem como posicionamentos e ângulos do tubo de raios-X necessários para a obtenção de imagens de alta qualidade.

Dada a alta frequência dos exames radiográficos na prática odontológica, em comparação com a área médica, é necessário analisar a dose que os tecidos e órgãos da região de cabeça e pescoço, que estão próximos à região bucal, recebem, especialmente a lente dos olhos e a tireoide. A fim de, evitar danos decorrentes dessa exposição, uma vez que esses tecidos podem receber radiação direta do feixe primário em algumas técnicas ([International Commission on Radiological Protection \(ICRP\) \[2007\]](#)).

Para estimar essa dose, podem ser utilizados métodos de dosimetria numérica, que permitem quantificar a exposição de órgãos sensíveis e otimizar os protocolos de exame, reforçando a proteção radiológica dos pacientes ([International Commission on Radiological Protection \(ICRP\) \[2007\]](#)). Alguns estudos, assim como neste trabalho, empregam o método de Monte Carlo para calcular doses absorvidas e efetivas ([Rogers \[2006\]](#)).

Por exemplo, no estudo de [Morant et al. \[2013\]](#), foram realizadas simulações de Monte Carlo para calcular doses em exames de tomografia computadorizada de feixe cônico.

Além disso, [Ozaki et al. \[2021\]](#) aplicaram o código MCNP para estimar as doses absorvidas em exames radiográficos panorâmicos e intraorais, destacando a utilidade dessa metodologia na avaliação de riscos e na otimização de protocolos clínicos.

Outros trabalhos, como os de [Hayes \[2003\]](#) e [Novaes et al. \[2022\]](#), analisaram a dose de entrada na pele em radiografias odontológicas. Também há estudos realizados por [Machado et al. \[2022\]](#), [Huh et al. \[2018\]](#), [Campillo et al. \[2022\]](#) e [Freire et al. \[2024\]](#), que investigaram as doses absorvidas nos tecidos radiosensíveis durante radiografias odontológicas.

Essas pesquisas evidenciam a contribuição das simulações de Monte Carlo para a proteção radiológica, permitindo análises detalhadas das doses nos tecidos sensíveis e avaliando o impacto das exposições radiográficas nesses órgãos.

Neste trabalho, buscou-se ampliar a gama de posicionamentos do aparelho de raios-X intraorais estudados, abrangendo as três técnicas principais utilizadas na prática clínica. A análise inclui a maioria dos ângulos frequentemente aplicados nas clínicas odontológicas, a fim de avaliar como as diferentes configurações de posicionamento influenciam os resultados de dosimetria.

Além disso, realizar uma comparação entre objetos antropomórficos virtuais, com diferentes níveis de detalhe anatômico, para investigar de que maneira a complexidade estrutural desses modelos interfere na precisão e nos valores obtidos nas simulações.

## 1.1 Justificativa

Pacientes odontológicos frequentemente passam por diversos exames radiográficos ao longo do ano, principalmente para acompanhamento contínuo de tratamentos. Em certos posicionamentos e ângulos, essas radiografias podem expor estruturas mais radiosensíveis, como a lente dos olhos e a tireoide, ao feixe primário de radiação ([Whaites e Drage \[2020\]](#)). Essa exposição demanda estudos aprofundados para quantificar as doses recebidas por esses tecidos.

Dado o contexto, a utilização de simulação computacional para estimar a dose absorvida de forma não invasiva torna-se uma ferramenta crucial. O método de Monte Carlo (MMC) é amplamente empregado para esse fim, permitindo calcular as doses absorvidas em diversos tecidos ([Yoriyaz \[2009\]](#)).

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Objetivos gerais

Realizar uma análise abrangente da dose absorvida em tecidos radiosensíveis em radiografias intraorais odontológicas, empregando objetos simuladores antropomórficos geométricos e baseados em voxel, considerando diferentes técnicas, ângulos radiográficos e o uso

de aparelhos ortodônticos, por meio de simulações com o código Monte Carlo e medições experimentais, correlacionando os resultados simulados com dados clínicos obtidos.

### 1.2.2 Objetivos específicos

- Montar os cenários das simulações, representando as principais técnicas e ângulos de radiografia intraoral odontológica, com o uso de um objeto simulador antropomórfico virtual geométrico e um baseado em voxel, e uma geometria aproximada do aparelho de raio-X do Hospital Odontológico da Universidade Federal de Uberlândia;
- Obter a dose absorvida simulada nos tecidos e órgãos de interesse (lente dos olhos, glândula tireoide e principais glândulas salivares) por meio do código Monte Carlo N-Particle Transport (MCNP) versão 6.2 ([Werner et al. \[2018\]](#));
- Calcular os coeficientes de conversão de dose absorvida (CC[D]) para cada órgão e tecido de interesse radiológico, considerando diferentes ângulos e técnicas de radiografia intraoral;
- Medir a radiação total em que o paciente é exposto utilizando o detector de estado sólido RTI RED PIRANHA ([Piranha \[2022\]](#));
- Converter os valores simulados de dose absorvida em valores clínicos a partir dos CC[D] e das medidas com o detector RTI RED PIRANHA, comparando as diferenças observadas entre os objetos simuladores geométricos e baseado em voxel;
- Avaliar o impacto do uso de aparelho ortodôntico na dose absorvida pelos tecidos radiosensíveis, comparando os resultados com e sem o uso do dispositivo ortodôntico utilizando o objeto simulador geométrico.

# Capítulo 2

## Fundamentação Teórica

### 2.1 Radiações Ionizantes

As radiações ionizantes possuem energia suficiente para remover elétrons dos átomos, desencadeando a formação de íons e radicais livres. No grupo das radiações eletromagnéticas, temos os raios-X e os raios gama como radiações ionizantes, e no grupo das corpusculares temos, dentro outras, os elétrons ([Okuno e Yoshimura \[2016\]](#)).

Os raios X são gerados principalmente pela desaceleração de elétrons de alta energia, em um processo denominado radiação de bremsstrahlung, ou pela transição de elétrons em átomos, resultando na emissão característica. Já os raios gama são emitidos pelos núcleos atômicos em transições de energia, sendo mais comuns em processos de decaimento radioativo. Tanto os raios X quanto os raios gama são constituídos por fótons de alta energia que podem ionizar átomos com os quais interagem ([Okuno e Yoshimura \[2016\]](#)).

No grupo das radiações corpusculares, os elétrons se destacam por serem partículas com carga negativa e massa relativamente pequena. Podem ser liberados em processos como o decaimento beta e interagem com a matéria através de ionizações e estímulos, variando conforme sua energia. A interação dos elétrons com átomos e moléculas também pode provocar efeitos secundários, como a geração de radicais livres, que têm um papel significativo nos prejuízos biológicos ligados às radiações ionizantes ([Okuno e Yoshimura \[2016\]](#)).

### 2.2 Interações da radiação ionizante com a matéria

As interações da radiação ionizante com a matéria são processos que ocorrem quando a radiação passa por um meio material. Essas interações são cruciais para diversas aplicações, como diagnóstico por imagem ([Okuno e Yoshimura \[2016\]](#)).

Os efeitos Compton e o efeito fotoelétrico, provenientes da interação da radiação com a matéria, desempenham papéis fundamentais na obtenção de imagens por raios-X em técnicas radiográficas ([Okuno e Yoshimura \[2016\]](#)).

### 2.2.1 Efeito Compton

O efeito Compton é uma interação entre um fóton de radiação e um elétron livre ou fracamente ligado em um átomo. Durante esse processo, o fóton transfere parte de sua energia para o elétron, fazendo com que o fóton seja espalhado em uma direção diferente, enquanto o elétron é ejetado do átomo com energia cinética (Okuno e Yoshimura [2016]).

Esse efeito é significativo porque afeta a nitidez e contraste das imagens. Ele tende a reduzir a qualidade da imagem ao aumentar o ruído, o que pode dificultar a interpretação precisa de estruturas dentárias ou ósseas e dos tecidos adjacentes. Além disso, a radiação espalhada pode aumentar a exposição de tecidos sensíveis, como a tireoide e as glândulas salivares, devido a radiação secundária (Okuno e Yoshimura [2016]).

### 2.2.2 Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico ocorre quando um fóton de radiação interage com um elétron fortemente ligado a um átomo, resultando na remoção deste elétron do átomo. Nesse processo, o fóton transfere toda a sua energia para o elétron, que é ejetado do átomo com uma quantidade significativa de energia cinética (Okuno e Yoshimura [2016]).

No contexto da radiologia, o efeito fotoelétrico é fundamental para criar imagens detalhadas das estruturas dentárias. Esse efeito predomina quando o material radiografado possui elementos de número atômico elevado em comparação aos tecidos circundantes. Por exemplo, o esmalte dentário e os ossos, que apresentam maior densidade e número atômico do que os tecidos moles, mostram um efeito fotoelétrico mais acentuado, resultando em um contraste aprimorado nas imagens, característica essencial para identificar cáries, fraturas e outras anomalias dentárias (Okuno e Yoshimura [2016]).

## 2.3 Grandezas Dosimétricas

As grandezas dosimétricas são parâmetros utilizados para quantificar a quantidade de energia absorvida pelos tecidos biológicos quando expostos à radiação ionizante. Essas grandezas são fundamentais para avaliar os riscos associados à exposição à radiação e garantir que os níveis de dose sejam mantidos dentro de limites aceitáveis (Ramos et al. [2011]).

### 2.3.1 Dose Absorvida

A dose absorvida é uma grandeza dosimétrica fundamental que quantifica a quantidade de energia depositada nos tecidos biológicos quando são expostos à radiação ionizante. Ela é medida em gray (Gy), que representa a energia absorvida por unidade de massa do tecido, sendo definida como joules por quilograma (J/kg) (Ramos et al. [2011]).

A dose absorvida é importante porque está diretamente relacionada aos efeitos biológicos da radiação nos organismos vivos. A depender do valor de dose absorvida, podem ocorrer danos às células e ao material genético, podendo levar a efeitos adversos, como mutações genéticas, câncer e reações teciduais (Ramos et al. [2011]).

### 2.3.2 Kerma

O kerma (kinetic energy released per unit mass) é uma grandeza dosimétrica que mede a energia cinética liberada pela radiação ionizante em um meio material por unidade de massa desse meio. É uma medida da energia transferida pela radiação para o meio em que está sendo absorvida, sem levar em consideração os efeitos biológicos dessa radiação nos tecidos. O kerma é expresso em gray (Gy) ([Ramos et al. \[2011\]](#)).

Uma característica fundamental do kerma é que ele representa a energia liberada no ponto de interação da radiação com o meio, sem considerar a energia subsequentemente depositada nos tecidos adjacentes. Isso o torna uma grandeza útil para fins de dosimetria e cálculos de dose ([Ramos et al. \[2011\]](#)).

## 2.4 Raio-X

A descoberta dos raio-X aconteceu ao final do século XIX pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen. Röntgen estava conduzindo experimentos com tubos de raios catódicos em seu laboratório quando notou que um pedaço de papel revestido com uma substância fluorescente próxima ao tubo começou a brilhar mesmo estando a certa distância dele. Com isso, Röntgen percebeu que uma forma de radiação invisível, emitida pelo tubo e penetrando objetos sólidos ([Santin Filho \[1995\]](#)).

Röntgen dedicou-se a estudar essa nova forma de radiação e a realizar experimentos para caracterizá-la. Em 22 de dezembro de 1895, Röntgen realizou a primeira radiografia bem-sucedida da história da medicina. Ele colocou a mão de sua esposa, Bertha, entre um tubo de raios catódicos e uma placa fotográfica e obteve a imagem dos ossos da mão e do anel de casamento que estava na mão de Bertha ([Santin Filho \[1995\]](#)).

A descoberta dos raios-X por Röntgen foi revolucionária e teve um impacto imenso na medicina e em diversas outras áreas. Em poucos meses, os raios-X estavam sendo amplamente utilizados em diagnóstico médico e cirúrgico, permitindo aos médicos visualizar as estruturas internas do corpo humano de maneira não invasiva e revolucionando o campo da radiologia ([Santin Filho \[1995\]](#)).

### 2.4.1 Radiografia Odontológica

Apenas 20 dias após a descoberta dos Raios-X, o Dr. Friedrich Oskar Giesel, foi responsável pelo primeiro raio-X odontológico ao empregar uma placa de emulsão fotográfica envolta em papel preto para radiografar a cavidade oral do cirurgião-dentista Friedrich Otto Walkhoff ([Bolner \[2011\]](#)).

No entanto, o primeiro raio-X especificamente voltado para a odontologia ocorreu pouco depois, em 1896, quando o dentista americano Dr. C. Edmond Kells realizou uma radiografia da mandíbula de um paciente ([Bolner \[2011\]](#)).

A partir desses primeiros experimentos, o uso dos raios-X na odontologia rapidamente se disseminou, tornando-se uma ferramenta indispensável para o diagnóstico de uma variedade de condições dentárias, como cáries, doença periodontal, abscessos dentários e lesões ósseas ([Pereira e Amorim \[2022\]](#)).

Hoje, a radiografia odontológica é uma parte essencial da prática odontológica, sendo amplamente utilizada para auxiliar no diagnóstico, planejamento de tratamento e acompanhamento de procedimentos odontológicos ([Pereira e Amorim \[2022\]](#)).

Uma variedade de técnicas radiográficas está disponível atualmente, incluindo radiografias panorâmicas, cefalométricas, tomografia dentária e radiografias intraorais que são divididas em 3 técnicas: a técnica interproximal, a técnica oclusal e a técnica periapical ([Whaites e Drage \[2020\]](#)).

### **Técnica Interproximal**

A radiografia interproximal, também conhecida como raio-x bitewing, é uma técnica usada para visualizar as coroas e as estruturas interproximais dos dentes posteriores, que são os molares e pré-molares, superiores e inferiores em um único filme radiográfico. Essa técnica é especialmente útil para identificar cáries interproximais, avaliar a adaptação de restaurações dentárias e examinar a saúde do osso alveolar ([Whaites e Drage \[2020\]](#)).

Na radiografia bitewing, o paciente é instruído a morder firmemente em um suporte de filme radiográfico, em formato de asa, que é colocado entre os dentes posteriores e o sulco lingual de ambos os lados da boca. Isso permite que o filme capture imagens das coroas dentárias e das áreas interproximais onde as cáries frequentemente se desenvolvem ([Whaites e Drage \[2020\]](#)).

### **Técnica Oclusal**

A técnica radiográfica oclusal é usada na odontologia para visualizar as estruturas dentárias e ósseas da arcada dentária superior ou inferior, bem como áreas adjacentes, em um único filme radiográfico, de uma região específica. Essa técnica é particularmente útil para avaliar a relação entre os dentes superiores e inferiores, a posição dos dentes inclusos, a presença de corpos estranhos e a condição do osso alveolar ([Whaites e Drage \[2020\]](#)).

Na técnica radiográfica oclusal, o paciente é colocado em posição de oclusão dentária, mordendo firmemente um suporte de filme radiográfico posicionado entre os dentes superiores e inferiores. O posicionamento do filme pode variar dependendo da área de interesse a ser visualizada, como região dos caninos, incisivos, pré-molares, entre outros ([Whaites e Drage \[2020\]](#)).

### **Técnica Periapical**

A técnica radiográfica periapical é a mais utilizada, pois permite a visualização de estruturas específicas de um ou mais dentes em detalhes. Ela é especialmente utilizada para avaliar a coroa, raiz e a estrutura óssea circundante de um dente específico identificando problemas dentários, como cáries, fraturas, lesões periapicais e patologias ósseas ([Whaites e Drage \[2020\]](#)).

Para realizar uma radiografia periapical, o paciente fica com a boca aberta com um suporte de filme radiográfico posicionado dentro da boca, próximo ao dente de interesse. O posicionamento do filme e do paciente pode variar dependendo da área de interesse ([Whaites e Drage \[2020\]](#)).

## 2.5 Efeitos Biológicos provenientes da radiação ionizante

A exposição à radiação ionizante pode ter uma série de efeitos biológicos no corpo humano e em outros organismos vivos. Esses efeitos biológicos podem variar dependendo da dose de radiação recebida, da área do corpo exposta e da sensibilidade do tecido. Esses efeitos podem ser divididos em reações teciduais ou estocásticos (Okuno e Yoshimura [2016]).

### 2.5.1 Efeitos Estocásticos

São efeitos que não dependem de um limiar de dose para determinar sua gravidade, mas aumenta a probabilidade de ocorrer com o aumento da dose. Isso inclui o câncer induzido pela radiação, onde a exposição à radiação aumenta o risco de desenvolver câncer ao longo do tempo. Outros efeitos estocásticos incluem mutações genéticas e danos ao DNA das células germinativas, que podem levar a efeitos hereditários (Okuno e Yoshimura [2016]).

### 2.5.2 Reações Teciduais

São causados por danos diretos às células e tecidos do corpo e estão relacionados à dose de radiação recebida. Eles incluem eritema (vermelhidão da pele), queimaduras de radiação, síndrome aguda de radiação, dentre outros. Os efeitos teciduais geralmente ocorrem em níveis de dose acima de um limiar específico (Okuno e Yoshimura [2016]).

## 2.6 Tecidos Radiossensíveis

Os tecidos radiossensíveis são aqueles que têm uma maior susceptibilidade aos efeitos biológicos da radiação ionizante. Isso ocorre porque esses tecidos têm uma alta taxa de proliferação celular ou são metabolicamente ativos, tornando-os mais propensos a sofrer os danos causados pela radiação. Alguns exemplos de tecidos radiossensíveis incluem medula óssea, gônadas, tireoide, cristalino, glândula salivares, entre outros (Okuno e Yoshimura [2016]).

Neste trabalho, os tecidos a serem avaliados são o cristalino, glândulas salivares e tireoide, localizados na região da cabeça e pescoço.

### 2.6.1 Cristalino

O cristalino é uma das estruturas mais radiossensíveis do corpo humano quando se trata de exposição à radiação ionizante. Localizado atrás da íris e da pupila, o cristalino é uma lente transparente que foca a luz na retina, permitindo a visão nítida. Devido à sua alta taxa de proliferação celular e ao fato de que suas células têm pouca capacidade de reparação, o cristalino é especialmente suscetível aos efeitos da radiação ionizante (Barbosa et al. [2019]).

A exposição excessiva à radiação ionizante pode causar danos ao cristalino, resultando em uma condição conhecida como opacificação do cristalino, ou catarata radioinduzida. Essa condição ocorre quando as células do cristalino são danificadas pela radiação, levando a uma perda gradual da transparência do cristalino. A catarata radioinduzida é

considerada um efeito estocástico da radiação, o que significa que mesmo exposições à radiação em doses baixas podem aumentar o risco de desenvolver catarata ao longo do tempo ([Barbosa et al. \[2019\]](#)).

Para proteger o cristalino durante procedimentos médicos que envolvem a exposição à radiação, é importante utilizar técnicas de radioproteção adequadas, como o uso dos equipamentos de proteção individual (EPI), colimadores e dispositivos de posicionamento para direcionar o feixe de radiação apenas para a área de interesse ([Barbosa et al. \[2019\]](#)).

### 2.6.2 Glândulas Salivares

As glândulas salivares são consideradas tecidos radiosensíveis devido à sua composição celular e função metabólica ativa. Essas glândulas desempenham um papel crucial na produção e secreção de saliva, que é essencial para a digestão e proteção da mucosa oral. A radiação ionizante pode afetar as glândulas salivares, levando a uma série de complicações ([Peter et al. \[1995\]](#)).

Durante a exposição à radiação, as células das glândulas salivares podem sofrer danos, resultando em disfunção glandular e diminuição da produção de saliva. Esse efeito, conhecido como “boca seca”, pode causar desconforto, dificuldade na deglutição, alterações no paladar e aumento do risco de cáries dentárias e infecções orais ([Peter et al. \[1995\]](#)).

A sensibilidade das glândulas salivares à radiação varia dependendo de fatores como a dose de radiação, a idade do paciente, o tipo de radiação e a área irradiada ([Peter et al. \[1995\]](#)).

### 2.6.3 Tireoide

A tireoide é um tecido radiosensível devido à sua alta taxa de renovação celular e a sua alta atividade na regulação hormonal. Localizada na região anterior do pescoço, a tireoide produz os hormônios tireoidianos triiodotironina (T3) e tiroxina (T4), que desempenham um papel fundamental no metabolismo, crescimento e desenvolvimento do corpo ([Kaneko \[2008\]](#)).

A exposição à radiação ionizante pode afetar a tireoide de várias maneiras, pode causar danos ao DNA das células tireoidianas, aumentando o risco de mutações genéticas e, potencialmente, o desenvolvimento de câncer de tireoide ([Kaneko \[2008\]](#)).

Além disso, pode comprometer a função da tireoide, levando a disfunções hormonais, como o desenvolvimento de hipotireoidismo ou hipertireoidismo. Essas condições podem ocorrer devido à alteração na produção e liberação dos hormônios tireoidianos, afetando o metabolismo e outros processos fisiológicos ([Kaneko \[2008\]](#)).

## 2.7 O Método de Monte Carlo

O método Monte Carlo (MMC) é amplamente utilizado na física médica para simular o transporte da radiação ionizante devido à sua precisão e flexibilidade. Ele funciona por meio da geração de muitos eventos aleatórios que representam as interações da radiação com a matéria, modelando o comportamento de partículas como fótons e elétrons

ao atravessarem diferentes meios. Essas simulações estocásticas permitem calcular com precisão a distribuição de dose e a trajetória da radiação em tecidos humanos e materiais heterogêneos, tornando-o ideal para aplicações em planejamento radioterápico, proteção radiológica e imagens médicas ([Werner et al. \[2018\]](#)).

O MMC possui a capacidade de modelar detalhadamente as interações da radiação, incluindo espalhamento, absorção e outros efeitos de transporte, proporcionando resultados altamente precisos, especialmente em simulações de baixas doses ou em áreas de alta heterogeneidade, como regiões de transição entre diferentes tecidos e órgãos ([Werner et al. \[2018\]](#)).

## 2.8 Objetos simuladores antropomórficos virtuais

Objetos simuladores antropomórficos virtuais, os phantoms, são usados no MMC para simular com precisão a interação da radiação ionizante com o corpo humano. Eles representam a anatomia em detalhes, como os órgãos, tecidos e suas densidades, o que é essencial para prever a distribuição de dose em tratamentos radioterápicos e proteção radiológica ([Rogers \[2006\]](#)).

### 2.8.1 Objetos Simuladores Geométricos

Os objetos simuladores matemáticos são representações que utilizam formas geométricas para modelar o corpo humano, essencialmente começando com cilindros, esferas e cones. Essa modelagem inicial usa essas formas simples como blocos de construção, criando representações rudimentares do corpo humano. Por exemplo, cilindros podem ser empregados para representar os membros, enquanto esferas são utilizadas para as articulações. Com o desenvolvimento de técnicas avançadas, como a geometria sólida construtiva, a modelagem evoluiu, permitindo a combinação de várias formas geométricas por meio de operações matemáticas, como união, subtração e interseção, resultando em representações mais realistas da anatomia humana ([Rogers \[2006\]](#); [Cristy \[1980\]](#)).

O desenvolvimento dos simuladores geométricos estilizados começou na década de 60, quando Fisher e Snyder introduziram, no Oak Ridge National Laboratory, o Fisher-Snyder adult phantom, um modelo que apresentava tecido homogêneo e diferentes tamanhos, incluindo versões infantis. Em 1969, o MIRD-5 Phantom foi criado, incorporando tecidos heterogêneos e estruturas internas, como esqueleto e pulmões. Este modelo foi aprimorado por Snyder em 1978, que acrescentou mais órgãos e detalhes anatômicos, refletindo um avanço significativo nas técnicas de modelagem anatômica ([Cristy \[1980\]](#)).

### 2.8.2 Objetos Simuladores Baseados em Voxel

Na década de 1980, o desenvolvimento de objetos simuladores baseados em voxel começou a ganhar destaque devido aos avanços nas tecnologias de imagem médica, como a tomografia computadorizada e a ressonância magnética. Essas técnicas proporcionam a visualização detalhada das estruturas internas do corpo humano e possibilitam o armazenamento de imagens digitais ([Andrade \[2024\]](#)).

Os objetos simuladores baseados em voxel são gerados a partir de dados dessas imagens e são amplamente utilizados em simulações computacionais. O processo envolve a criação de voxels, que são representações tridimensionais de pixels, determinadas pela multiplicação das dimensões de um pixel (largura e comprimento) pela espessura da imagem tomográfica, definindo assim seu volume ([Andrade \[2024\]](#)).

A qualidade destes objetos simuladores está intimamente ligada à qualidade das imagens tomográficas empregadas. Essas representações antropomórficas são fundamentais em estudos que analisam a interação da radiação com o corpo humano, permitindo uma compreensão mais realista da distribuição de doses e dos efeitos da radiação nos tecidos ([Andrade \[2024\]](#)).

# Capítulo 3

## Metodologia

### 3.1 Simulação

O Monte Carlo N-Particle (MCNP) é um código desenvolvido pelo Los Alamos National Laboratories (LANL), que realiza simulações tridimensionais do transporte de partículas, como nêutrons, fótons e elétrons, em diferentes faixas de energia ([Werner et al. \[2018\]](#)).

As simulações neste trabalho foram conduzidas com o MCNP 6.2 ([Werner et al. \[2018\]](#)), configurado com energia de corte para fótons de 1E-6 MeV, adotando as configurações padrão. Os materiais utilizados no modelo foram definidos conforme os dados fornecidos pelo *Compendium of Material Composition Data for Radiation Transport Modeling* ([Detwiler et al. \[2021\]](#)). Com 1E9 partículas simuladas, os valores de dose absorvida nos tecidos, como glândula tireoide, lentes oculares e glândulas salivares (parótidas, submandibulares e sublinguais), foram calculados através do Tally F6, expressos em MeV/g/source-particle ([Werner et al. \[2018\]](#)).

### 3.2 Espectro do raio-X

A fonte de radiação foi baseada no modelo TIMEX 70 fabricado pela GNATUS Equipamentos Médico-Odontológicos ([Gnatus \[2021\]](#)), que corresponde aos modelos disponíveis para uso no hospital odontológico da Universidade Federal de Uberlândia (UFU). Para as simulações no MCNP, foram definidas as especificações do raio-X, como tensão de tubo de 70 kV, filtração total de 3,22 mmAl e ângulo anódico de 16°. O software SpekCalc ([Poludniowski e Evans \[2007\]](#); [Poludniowski \[2007\]](#); [Poludniowski et al. \[2009\]](#)) foi utilizado para gerar o espectro de raios-X com esses parâmetros como mostra a figura 3.1.

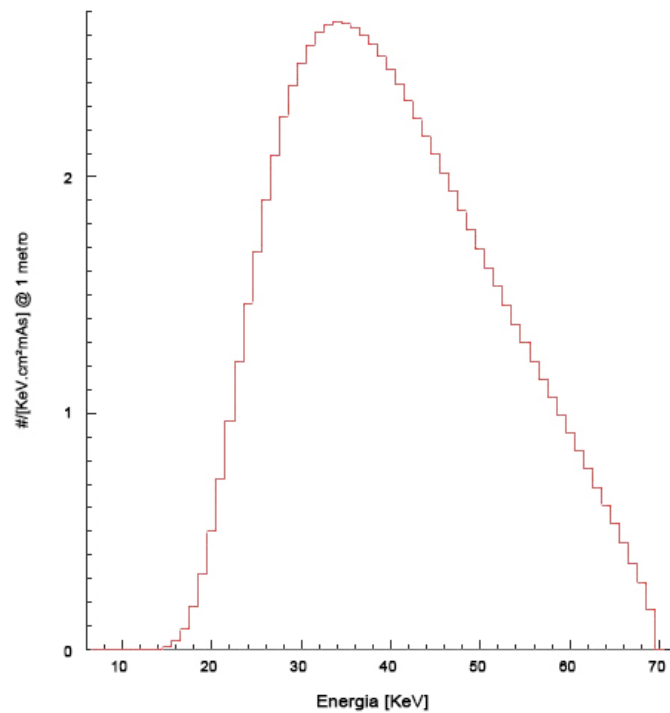


Figura 3.1: Espectro de Raio-X gerado com tensão de tubo de 70 kV, filtração total de 3,22 mmAl e ângulo anódico de  $16^\circ$ . Figura de autoria própria

### 3.3 Geometria da simulação

Os cenários de exposição foram montados a partir da geometria do aparelho de raio-X odontológico para radiografia intraoral e do objeto simulador, que representa o paciente.

O objeto simulador e o aparelho foram posicionados de forma a representar, em cada cenário, as variações dos ângulos principais das técnicas radiográficas intraorais: periapical, interproximal e oclusal, baseados no *Guideline Radiation Protection in Dental Radiology* da *International Atomic Energy Agency* (Whaites e Drage [2020]).

#### 3.3.1 Geometria do objeto simulador geométrico

A geometria do objeto simulador geométrico utilizado nas simulações foi desenvolvido por Machado et al. [2022] e Guimarães [2022] baseando-se em artigos científicos da anatomia dos tecidos para estimar o posicionamento, volume e dimensão dos tecidos representados (figura 3.2). As densidades e materiais das estruturas do objeto simulador foram retiradas do *Compendium of Material Composition data for Radiation Transport Modeling* (Detwiler et al. [2021]).

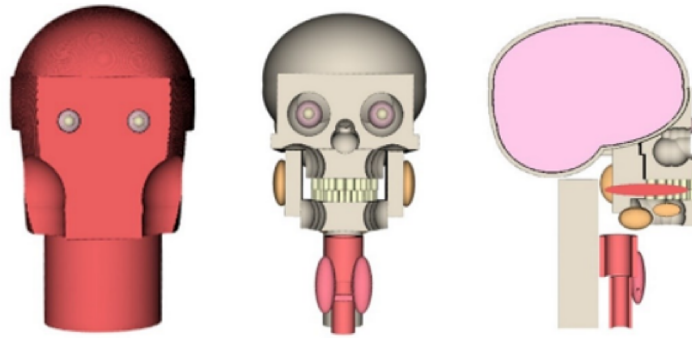


Figura 3.2: Objeto antropomórfico virtual geométrico de cabeça utilizado para representar o paciente nos cenários das técnicas de radiografia intraoral. Imagem reproduzida de [Machado et al. \[2022\]](#).

Na radiografia do tipo bitewing, é possível visualizar simultaneamente os dentes posteriores dos arcos superior e inferior, divididos em quatro ângulos. Para observar os dentes pré-molares, utilizam-se os ângulos das figuras 3.3a e 3.3b, enquanto a visualização dos molares é ajustada conforme indicado nas figuras 3.3c e 3.3d.

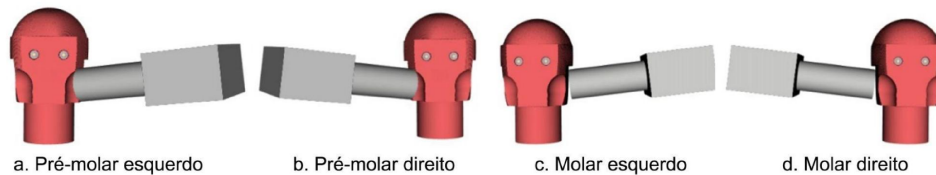


Figura 3.3: Cenários com as angulações representando a técnica interproximal. Figura de autoria própria.

Já para a técnica oclusal, foram representados 8 ângulos nas simulações. Na visualização da arcada superior, foram usados os ângulos oclusais: superior  $65^{\circ}$  (figura 3.4a), vertex (figura 3.4b), oblíqua superior esquerda (figura 3.4e) e oblíqua superior direita (figura 3.4f). Para a arcada inferior, foram adotados os ângulos: inferior  $90^{\circ}$  (figura 3.4c), inferior  $45^{\circ}$  (figura 3.4d), oblíqua inferior esquerda (figura 3.4g) e oblíqua inferior direita (figura 3.4h).

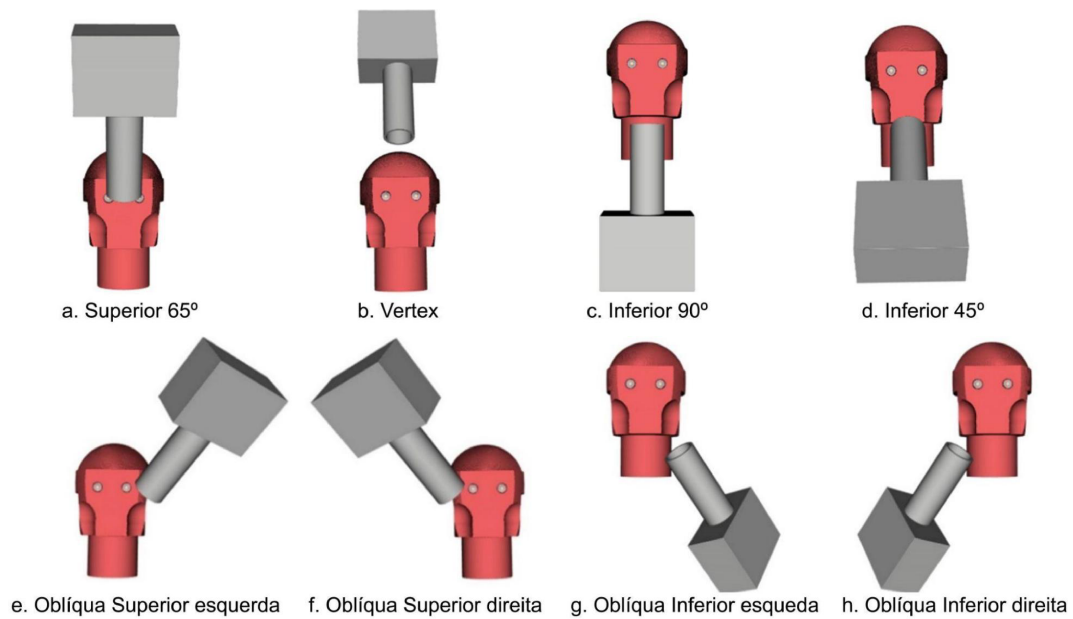


Figura 3.4: Cenários com as angulações representando a técnica oclusal. Figura de autoria própria.

Para garantir a reprodutibilidade dos ângulos na técnica periapical, foram estabelecidos, neste estudo, 14 ângulos que permitem visualizar diferentes áreas da cavidade oral e que são os mais utilizados. Na região da maxila, os ângulos para visualização incluíram: canino esquerdo, canino direito, incisivo central, pré-molar esquerdo, pré-molar direito, molar esquerdo e molar direito, conforme indicado nas figuras 3.5a, 3.5b, 3.5c, 3.5d, 3.5e, 3.5f e 3.5g, respectivamente.

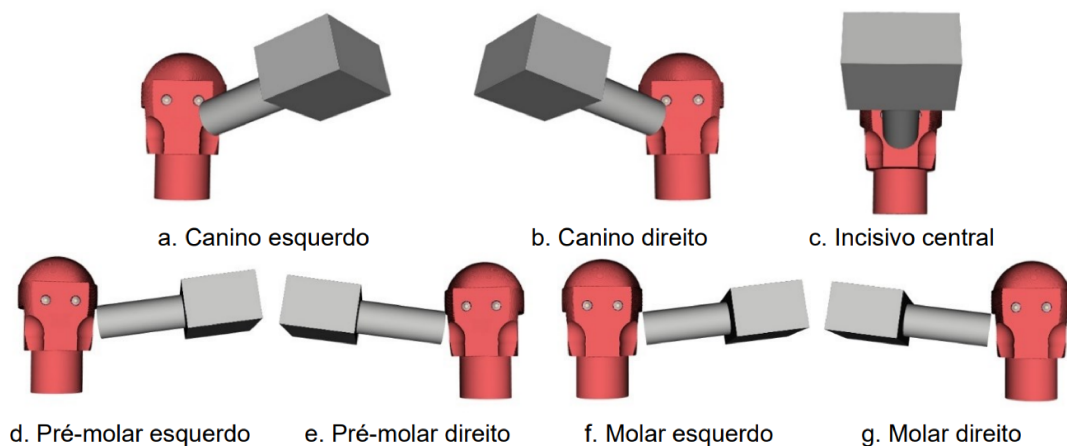


Figura 3.5: Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária superior, região da maxila. Figura de autoria própria.

Para a visualização da região mandibular, foram adotados os ângulos para os seguintes posicionamentos: canino inferior esquerdo, canino inferior direito, incisivo central inferior, pré-molar inferior esquerdo, pré-molar inferior direito, molar inferior esquerdo e molar

inferior direito, conforme exibido nas figuras 3.6a, 3.6b, 3.6c, 3.6d, 3.6e, 3.6f e 3.6g, respectivamente.

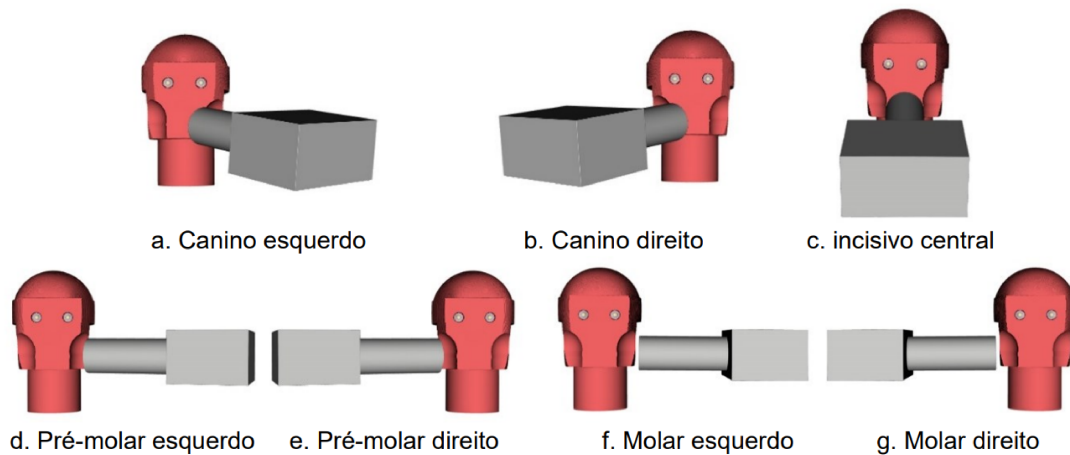


Figura 3.6: Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária superior, região da maxila. Figura de autoria própria.

### Objeto simulador geométrico com aparelho ortodôntico

Para avaliar o impacto do uso de aparelho ortodôntico na dose absorvida pelos tecidos de interesse radiológico, foi acrescentada ao objeto simulador geométrico uma representação de aparelho ortodôntico de titânio e outra de aço inoxidável, conforme mostra a Figura 3.7, representando os dois materiais mais comuns em aparelhos ortodônticos. A modelagem do aparelho ortodôntico foi feita por meio de combinações de estruturas geométricas modeladas no software Gxsview ([Ohnishi \[2021\]](#)) e a verificação das geometrias foi feita utilizando o recurso de plotagem do MCNP 6.2 ([Werner et al. \[2018\]](#)).

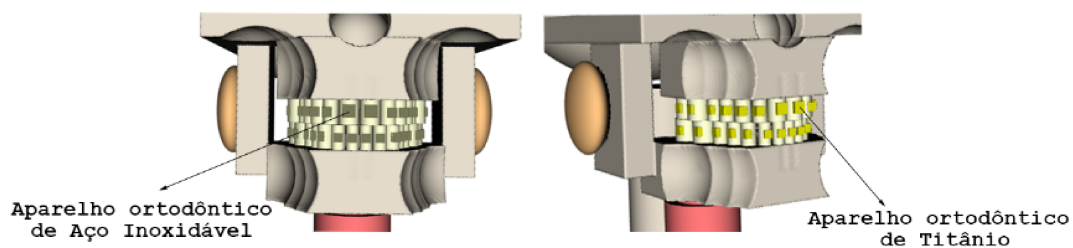


Figura 3.7: Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária superior, região da maxila. Figura de autoria própria.

O objeto simulador geométrico com aparelho ortodôntico foi posicionado nos mesmos 26 ângulos descritos no item 3.3.1, tanto para o modelo com aparelho de aço inoxidável quanto para o de titânio, a fim de comparar os resultados com e sem o uso do aparelho ortodôntico e avaliar se há algum impacto do uso desse dispositivo na dose absorvida pelos tecidos.

### 3.3.2 Geometria do objeto simulador baseado em voxel

Os mesmos cenários das técnicas radiográficas intraorais foram reproduzidos com o uso de um objeto antropomórfico virtual de voxel. Para isso, foi utilizado o modelo MASH, desenvolvido por [Cassola et al. \[2009\]](#) e [Kramer et al. \[2009\]](#), juntamente com a representação do aparelho de raio-X para simular as angulações das exposições. A fim de comparar os resultados entre os modelos baseados em voxel e o geométrico, os objetos simuladores foram ajustados para incluir apenas a região cervico-escapular, tornando possível a comparação com o objeto simulador geométrico.

Para os posicionamentos da técnica interproximal, temos as figuras 3.8a e 3.8b que representam o posicionamento para visualizar os dentes pré-molares, enquanto as figuras 3.8c e 3.8d são os posicionamentos para visualizar os molares.

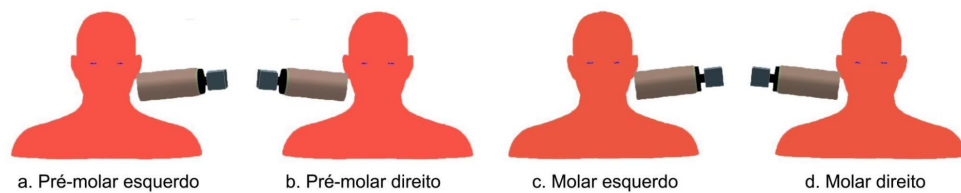


Figura 3.8: Cenários com as angulações representando a técnica interproximal. Figura de autoria própria.

Na técnica oclusal temos a representação de 8 ângulos, que são: superior  $65^\circ$  (figura 3.9a), vertex (figura 3.9b), inferior  $90^\circ$  (figura 3.9c), inferior  $45^\circ$  (figura 3.9d), oblíqua superior esquerda (figura 3.9e), oblíqua superior direita (figura 3.9f), oblíqua inferior esquerda (figura 3.9g) e oblíqua inferior direita (figura 3.9h).

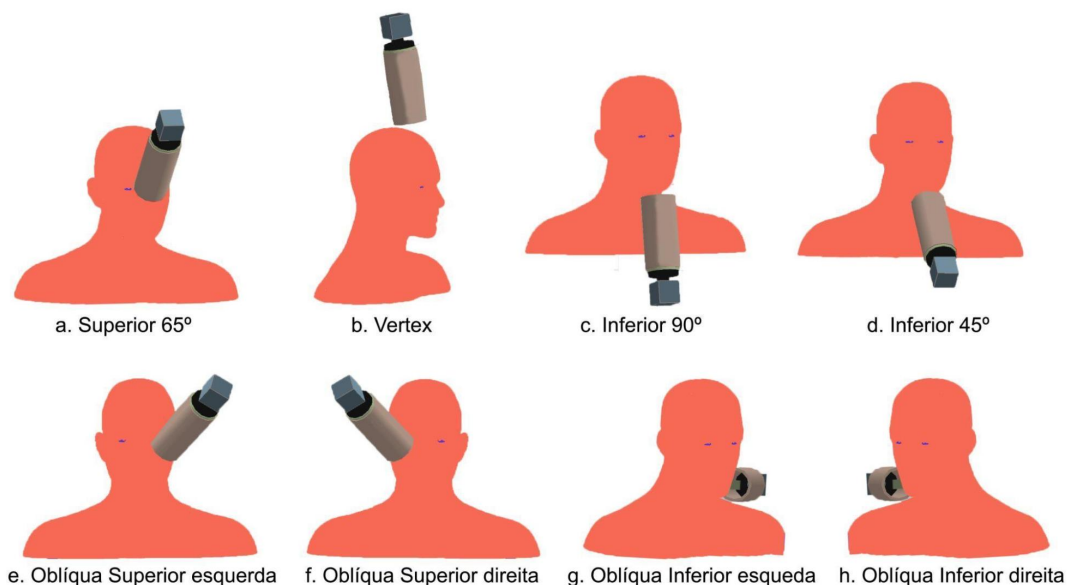


Figura 3.9: Cenários com as angulações representando a técnica oclusal. Figura de autoria própria.

Assim como nos cenários utilizando o objeto simulador geométrico, foram representados 14 ângulos da técnica periapical. Para visualizar a arcada superior temos os posicionamentos canino superior esquerdo (figura 3.10a), canino superior direito (figura 3.10b), incisivo central superior (figura 3.10c), pré-molar superior esquerdo (figura 3.10d), pré-molar superior direito (figura 3.10e), molar superior esquerdo (figura 3.10f) e molar superior direito (figura 3.10g).

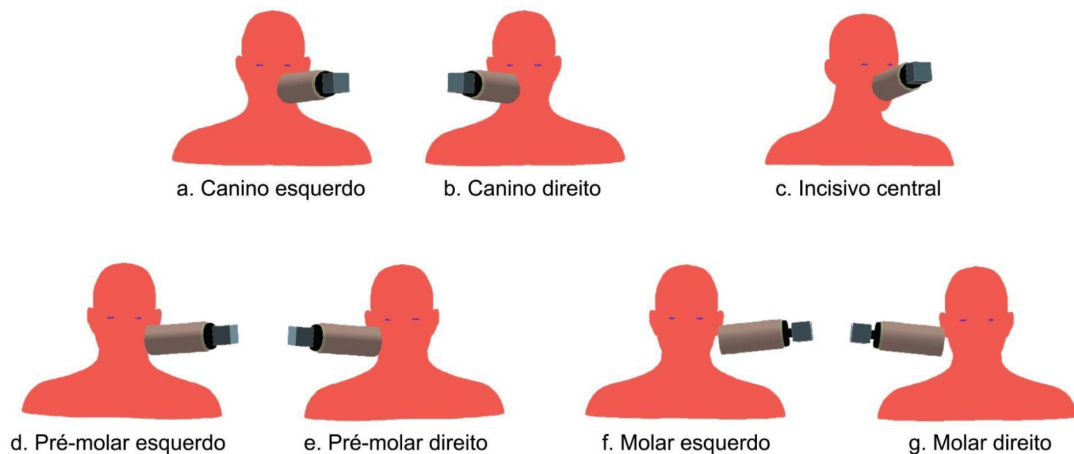


Figura 3.10: Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária superior, região da maxila. Figura de autoria própria.

Já para o posicionamento da arcada inferior temos canino inferior esquerdo (figura 3.11a), canino inferior direito (figura 3.11b), incisivo central inferior (figura 3.11c), pré-molar inferior esquerdo (figura 3.11d), pré-molar inferior direito (figura 3.11e), molar inferior esquerdo (figura 3.11f) e molar inferior direito (figura 3.11g).

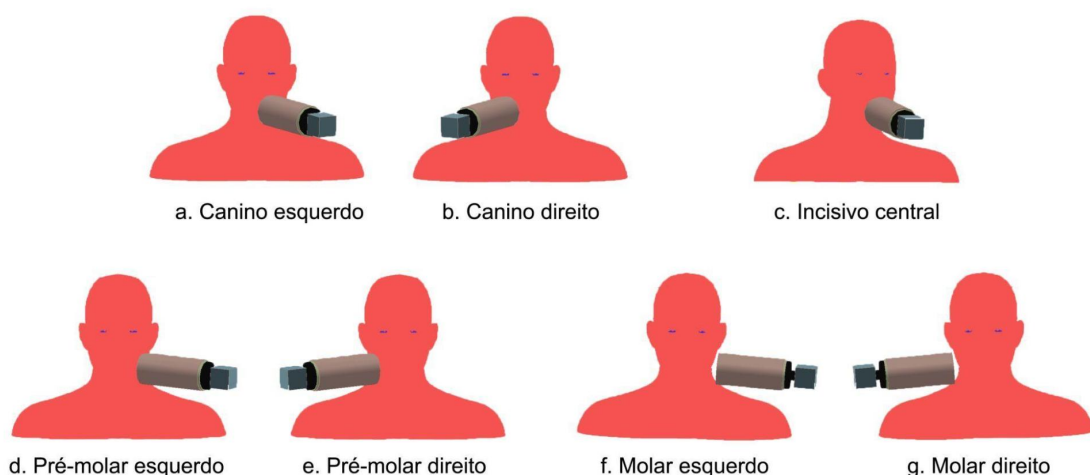


Figura 3.11: Cenários com as angulações representando a técnica periapical, para visualização da arcada dentária inferior, região da mandíbula. Figura de autoria própria.

### 3.4 Análise dos resultados

Primeiramente, foram calculados os coeficientes de conversão de dose absorvida  $CC[D]$ . Esses coeficientes transformam os valores simulados da dose em valores clínicos (que podem ser empregados na rotina dos serviços) da dose absorvida pelos tecidos radiosensíveis do paciente. Esses coeficientes correlacionam a dose de entrada com a dose absorvida simuladas dos órgãos de interesse, como mostra a equação 3.1.

$$CC[D] = \frac{D_{\text{absorvida}}}{D_{\text{entrada}}} \quad (3.1)$$

Os dados de dose absorvida simulado (em MeV/g/source-particle) e seus respectivos erros foram obtidos para cada órgão de interesse radiológico, em cada uma das simulações dos objetos simuladores, através do *Tally F6*.

Já a dose de entrada (MeV/g/source-particle) foi obtida através da simulação de uma câmara de ionização virtual. Foi irradiado uma esfera d'água, com os mesmos parâmetros do feixe de raio-X utilizados nas simulações, e através do comando *Tally F6* foi obtido o valor de dose.

Para determinar os valores da dose absorvida em mGy, foi realizada a medição da dose de entrada de um aparelho de Raio-X do Hospital de Odontologia (HO) da UFU, utilizando um detector de estado sólido, o RTI RED PIRANHA da RTI Electronics AB ([Piranha \[2022\]](#)), figura 3.12. Este dispositivo, que não requer ajustes para temperatura e pressão, foi posicionado a 25 cm da fonte de saída do feixe, replicando o arranjo virtual com a esfera d'água. O procedimento seguiu as instruções do manual do usuário Piranha & QABrowser, Versão 5.5 C ([Piranha \[2022\]](#)), e a Dose de entrada experimental ( $D_{\text{exp}}$ ) em mGy, foi medida utilizando o tempo de exposição recomendado de 0,40 s, conforme as especificações do aparelho de raio-X odontológico GNATUS utilizado na instituição.



Figura 3.12: Posicionamento do detector RED PIRANHA. Figura de autoria própria.

Foram realizadas 5 medições e, com base nesses valores, foi calculada a média  $\bar{x}$  e a incerteza  $\sigma_{\bar{x}}$ . O valor médio foi obtido pela soma dos resultados e divisão pelo número total de medições ( $n = 5$ ) como mostra a equação 3.2 (FEP/USP [2015]):

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (3.2)$$

A incerteza foi calculada utilizando o desvio padrão da amostra  $s$ , que foi então ajustado para a incerteza da média  $\sigma_{\bar{x}}$  pela equação 3.3 (FEP/USP [2015]):

$$\sigma_{\bar{x}} = \frac{s}{\sqrt{n}} \quad (3.3)$$

onde  $x_i$  representa os valores das medições individuais, e  $n$  é o número de medições realizadas. Essa abordagem garante uma estimativa precisa da dose absorvida, levando em conta a dispersão dos dados.

Com base nos valores dos coeficientes de conversão de dose absorvida ( $CC[D]$ ) obtidos para cada órgão de interesse em diferentes cenários, e nos valores de dose ( $D_{\text{exp}}$ ) medidos pelo detector RTI RED PIRANHA com o tempo de exposição de 0,4 s, foi possível calcular a dose absorvida real simulada ( $D_{\text{abs}}$ ), a partir da equação 3.4. Multiplicando cada valor do  $CC[D]$  com o valor da  $D_{\text{exp}}$ , resultou na dose absorvida em mGy para cada tecido de interesse em cada um dos cenários estudados.

$$D_{\text{abs}} = CC[D] \times D_{\text{exp}} \quad (3.4)$$

A incerteza de  $D_{\text{abs}}$  foi calculada a partir da propagação do erro com:

$$\Delta D_{\text{abs}} = D_{\text{abs}} \cdot \sqrt{\left(\frac{\Delta CC[D]}{CC[D]}\right)^2 + \left(\frac{\Delta D_{\text{exp}}}{D_{\text{exp}}}\right)^2} \quad (3.5)$$

# Capítulo 4

## Resultados e Discussões

### 4.1 Coleta de dados com a câmara de ionização

Usando o detector RTI RED PIRANHA, conforme descrito no capítulo 3.4, foi possível medir a dose que um paciente pode receber no tempo de exposição de 0,4 s, conforme recomendado pelo padrão do raio-X utilizado no HO-UFU.

O detector mediu a exposição, obtendo uma dose média de 1,37 mGy com uma incerteza de  $\pm 0,5\%$ . Com base nesse resultado, os valores de CC[D] calculados foram transformados em dose absorvida em mGy (equação 3.2).

### 4.2 Análise da dose absorvida nos tecidos de interesse radiológico

No Apêndice A, são apresentados os resultados das doses absorvidas em cada ângulo das técnicas intraorais, utilizando o objeto simulador geométrico. O Apêndice B, por sua vez, contém os dados referentes às doses absorvidas para os mesmos ângulos nas técnicas intraorais, mas obtidos com o objeto simulador baseado em voxel. No Apêndice C, estão os dados referentes às doses absorvidas utilizando o objeto simulador geométrico com o aparelho ortodôntico de aço inoxidável e o aparelho ortodôntico de titânio.

Analisando o panorama geral dos objetos simuladores, as simulações, detalhadas nas próximas seções, confirmaram que a proximidade do tecido de interesse em relação ao feixe primário de raio-X influencia diretamente a dose absorvida: quanto mais próximo o tecido está da região radiografada, maior é a interação com a radiação, resultando em uma dose absorvida mais elevada (em mGy). Isso confirma a relação entre a distância do tecido ao feixe e a intensidade de exposição, destacando a importância do posicionamento adequado durante exames radiográficos.

#### 4.2.1 Simulações com o objeto simulador geométrico

Analisando as doses absorvidas nas três técnicas de radiografia intraoral, interproximal, oclusal e periapical, para o objeto simulador geométrico, no Apêndice A, observa-se que os

valores mais altos foram registrados principalmente nas glândulas salivares e, em alguns ângulos específicos, em outros tecidos como o cristalino e a tireoide.

Na tabela A.1, para a técnica interproximal, as maiores doses absorvidas ocorreram nas glândulas parótidas nos ângulos dos molares esquerdo e direito, com uma dose de  $2,9 \cdot 10^{-1}$  (0,7%) mGy. Nos ângulos dos pré-molares, o tecido que recebeu a maior dose foi a glândula sublingual, com  $9,5 \cdot 10^{-2}$  (0,7%) mGy. A glândula tireoide também apresentou doses consideráveis nos ângulos dos pré-molares, com valores de  $1,1 \cdot 10^{-2}$  (0,7%) mGy, o que destaca a sensibilidade desse tecido em determinadas posições.

Na técnica oclusal, tabela A.2, o tecido que recebeu a maior dose variou conforme o ângulo. No ângulo de vértice, o cristalino absorveu a maior dose, com um valor de  $9,2 \cdot 10^{-3}$  (1,4%) mGy, devido à proximidade dos olhos à fonte de radiação. Nas posições oblíquas inferiores, superior  $65^\circ$  e inferior  $90^\circ$ , as glândulas sublinguais foram os tecidos que receberam a maior dose, com valores de  $3,1 \cdot 10^{-1}$  (0,7%) mGy,  $2,5 \cdot 10^{-2}$  (0,7%) mGy e  $6,2 \cdot 10^{-1}$  (0,7%) mGy, respectivamente. A glândula tireoide apresentou a maior dose nos ângulos oblíquos superiores, com  $2,2 \cdot 10^{-1}$  (0,7%) mGy. Já no ângulo inferior  $45^\circ$ , a glândula submandibular foi o tecido que recebeu a maior dose, com o valor de  $3,3 \cdot 10^{-1}$  (0,7%) mGy.

Na tabela A.3, técnica periapical, os maiores valores de dose absorvida foram registrados nas glândulas salivares. As glândulas sublinguais foram os tecidos que receberam as maiores doses em 10 dos 14 ângulos estudados, com valores entre  $9,4 \cdot 10^{-2}$  (0,7%) mGy e  $1,6 \cdot 10^{-1}$  (0,7%) mGy. A glândula submandibular também apresentou doses relevantes nos ângulos molares da mandíbula, com valor de  $1,2 \cdot 10^{-1}$  (0,7%) mGy. Nos ângulos dos molares da maxila, as glândulas parótidas registraram os valores mais elevados, com doses de  $2,5 \cdot 10^{-1}$  (0,7%) mGy, reforçando o padrão observado nas outras técnicas.

Esses resultados ressaltam a importância do posicionamento e da escolha do ângulo do feixe de raio-X na dose absorvida por diferentes tecidos, especialmente em tecidos radiosensíveis próximos à região irradiada, como as glândulas salivares.

#### 4.2.2 Simulações com o objeto simulador baseado em voxel

Analisando as tabelas do Apêndice B, com resultados das doses absorvidas para o objeto simulador baseado voxel, observou-se uma tendência consistente em que as glândulas parótidas receberam as maiores doses em 18 dos 26 ângulos avaliados, seguidas das glândulas sublinguais, que foram os tecidos mais irradiados em 7 ângulos.

Na técnica interproximal, tabela B.1, as glândulas parótidas apresentaram as maiores doses absorvidas, tanto para o ângulo dos molares (1,56 mGy com incerteza de 0,5%) quanto para os pré-molares (1,1 mGy com incerteza de 0,5%). As glândulas submandibulares e sublinguais também exibiram doses relevantes, mas ligeiramente menores.

Na técnica oclusal, tabela B.2, as glândulas parótidas e sublinguais destacaram-se como os tecidos mais irradiados na maioria dos ângulos. A parótida foi o tecido com maior dose nos ângulos Superior  $65^\circ$  com  $5,2 \cdot 10^{-2}$  (0,5%) mGy, Oblíquos Superiores com  $1,3 \cdot 10^{-1}$  (0,5%) mGy e Oblíquos Inferiores com  $5,9 \cdot 10^{-1}$  (0,5%) mGy. A glândula sublingual foi a mais irradiada nos ângulos Inferior  $45^\circ$  com  $4,1 \cdot 10^{-1}$  (0,5%) mGy e Inferior  $90^\circ$  com

$4,6 \cdot 10^{-1}$  (0,5%) mGy. No entanto, no ângulo de vertex, o cristalino recebeu a maior dose, com  $6,2 \cdot 10^{-3}$  (1,2%) mGy, devido à proximidade do ângulo com os olhos.

Já na técnica periapical, tabela B.3, as glândulas parótidas e sublinguais voltaram a apresentar as maiores doses nos ângulos molares da mandíbula ( $6,5 \cdot 10^{-1}$  (0,5%) mGy), caninos da maxila ( $9,6 \cdot 10^{-2}$  (0,5%) mGy), incisivo central da maxila ( $1,2 \cdot 10^{-1}$  (0,5%) mGy), pré-molares da maxila ( $3,7 \cdot 10^{-1}$  (0,5%) mGy) e, nos ângulos molares da maxila, as doses mais altas foram de 1,5 (0,5%) mGy. Esses resultados reafirmam que tecidos próximos à área irradiada, como as glândulas salivares da cavidade oral, absorvem maiores doses, enquanto tecidos distantes, como o cristalino, recebem menos radiação.

### 4.2.3 Comparação entre os resultados dos objetos simuladores geométrico e baseado em voxel

Na área de radiodiagnóstico odontológico, a simulação com objeto simulador baseado em voxel é considerada mais próxima da realidade em comparação com o objeto simulador geométrico, devido à maior precisão anatômica oferecida pelo modelo baseado em voxel. Enquanto o objeto simulador geométrico representa estruturas anatômicas com formas idealizadas e simplificadas, o baseado em voxel permite um mapeamento mais detalhado dos órgãos e tecidos. Esse nível de detalhamento resulta em uma simulação que capta melhor as variações anatômicas reais e, conseqüentemente, pode produzir resultados de dose absorvida que refletem mais precisamente a distribuição de radiação em diferentes tecidos.

Na análise comparativa entre estes objetos simuladores nas técnicas interproximal, oclusal e periapical, são observadas variações relevantes nas doses absorvidas para diferentes ângulos e tecidos.

Na técnica interproximal, os maiores valores de dose no objeto simulador baseado em voxel foram observados nas glândulas salivares parótidas para os ângulos de molares esquerdo e direito, com doses de 1,6 (0,5%) mGy. O objeto simulador geométrico também apresentou as parótidas como o tecido de maior dose nesses ângulos, mas com um valor de 0,29 (0,7%) mGy. Para o ângulo dos pré-molares, a maior dose no objeto simulador baseado em voxel foi novamente nas parótidas (1,1 (0,5%) mGy para o lado esquerdo e lado direito), enquanto, no geométrico, a maior dose foi nas glândulas sublinguais (0,095 (0,7%) mGy). Isso demonstra que o objeto em voxel evidencia com mais precisão a interação entre o feixe de radiação e as glândulas parótidas, que estão próximas da região irradiada tanto no ângulo molar quanto no pré-molar, proporcionando um melhor posicionamento e dimensão do órgão. Além disso, nos ângulos dos pré-molares, o objeto simulador em voxel também indicou doses relevantes nas glândulas submandibulares, refletindo uma distribuição de dose mais realista entre os tecidos próximos ao feixe.

Na técnica oclusal, apenas nos ângulos vertex e inferior  $90^\circ$ , os tecidos que receberam a maior dose foram os mesmos órgãos nas simulações de ambos os objetos simuladores. Para os demais ângulos, os tecidos que apresentaram as maiores doses diferiram entre os objetos simuladores. No ângulo superior  $65^\circ$ , no voxel, o maior valor de dose foi registrado nas glândulas parótidas ( $5,3 \cdot 10^{-2}$  (0,5%) mGy), enquanto, no objeto simulador geométrico, o maior valor foi nas sublinguais ( $2,54 \cdot 10^{-2}$  (0,7%) mGy). Nos ângulos oblíquos superiores,

a diferença entre os tecidos foi ainda mais pronunciada: no objeto simulador geométrico, a maior dose foi na tireoide ( $2,2 \cdot 10^{-1}$  (0,7%) mGy), enquanto, no voxel, foi nas parótidas ( $1,3 \cdot 10^{-1}$  (0,5%) mGy).

Na técnica periapical, houve algumas semelhanças consideráveis entre os resultados. Nos ângulos da mandíbula (canino esquerdo, canino direito, incisivo central, pré-molar direito e pré-molar esquerdo) e nos ângulos da maxila (molar esquerdo e molar direito), observou-se que os mesmos tecidos de interesse radiológico receberam a maior dose, com diferenças mínimas entre os valores: variações de cerca de  $0,2 \cdot 10^{-1}$  mGy e  $0,4 \cdot 10^{-1}$  mGy para os ângulos da mandíbula, e uma diferença de até 1,25 mGy para os ângulos da maxila. Em outros ângulos, houve variação no tecido que recebeu a maior dose. Por exemplo, no ângulo do canino da maxila, o tecido com a maior dose foi as glândulas parótidas no objeto simulador baseado em voxel ( $9,6 \cdot 10^{-2}$  (0,5%) mGy), enquanto no objeto simulador geométrico o tecido com maior dose foram as glândulas sublinguais ( $9,4 \cdot 10^{-2}$  (0,7%) mGy). Essas diferenças refletem a capacidade do objeto simulador baseado em voxel de representar com maior precisão a distribuição anatômica das glândulas salivares, permitindo uma avaliação mais detalhada de como a radiação interage com os tecidos.

Este objeto simulador demonstrou resultados mais realistas ao capturar a anatomia detalhada dos tecidos irradiados e suas variações de proximidade em relação ao feixe primário. Ao contrário do objeto simulador geométrico, este possibilita uma análise dosimétrica mais precisa, especialmente em ângulos onde os tecidos estão em contato direto com o feixe de radiação.

#### **4.2.4 Comparação entre os resultados com e sem o aparelho ortodôntico nas simulações do objeto simulador geométrico**

Ao adicionar o aparelho ortodôntico nas simulações do objeto simulador geométrico, tabelas do apêndice C, pode-se observar uma pequena variação nos resultados, focando apenas nos tecidos mais afetados.

Na técnica interproximal, para o aparelho de aço inoxidável, tabela C.1, há uma diferença ligeiramente significativa de 0,06 mGy para o ângulo de pré-molar e 0,02 mGy para o ângulo de molar, em comparação com os resultados sem aparelho. Para o de titânio, a diferença é de 0,14 mGy para os ângulos de pré-molar e 0,02 mGy para os molares, sendo os valores com aparelho ortodôntico maiores que os resultados sem o aparelho.

Na técnica oclusal, os resultados obtidos com a inclusão do aparelho ortodôntico indicam um aumento pouco significativo na dose, variando de 0,2 a 0,12 mGy, nos ângulos Superior 65°, Inferior 90°, Inferior 45° e Oblíqua Inferior esquerda e direita, para o aparelho de aço inoxidável em comparação à simulação sem o aparelho. Nos ângulos de vertex e Oblíqua Superior esquerda e direita, a diferença torna-se um pouco mais pronunciada no tecido que recebeu a maior dose. No caso do vertex, a diferença registrada para o cristalino foi de 0,28 mGy, enquanto nos ângulos oblíquos inferiores, a dose na tireoide apresentou um aumento de 0,30 mGy. Esses dados indicam que o aparelho ortodôntico impacta de forma mais relevante a dose nos tecidos fora da cavidade oral, devido à radiação espalhada. Ao analisar os resultados para o material de titânio, observou-se um comportamento semelhante, com diferenças mínimas entre os resultados obtidos entre os aparelhos de aço inoxidável e os de titânio.

Diferentemente dos resultados obtidos nas técnicas anteriores, na técnica periapical, a presença do aparelho ortodôntico resultou em uma redução das doses nos tecidos mais afetados, com valores variando entre 0,1 mGy e 0,28 mGy a menos. Essa diminuição ocorre porque, nessa técnica, os ângulos são menos inclinados, o que posiciona o feixe incidente de raios X em uma direção mais perpendicular em relação ao dente e, consequentemente, ao aparelho ortodôntico. Como resultado, obtêm-se doses menores nos tecidos localizados dentro da cavidade oral quando comparados às simulações sem aparelho, já que o aparelho atua como uma barreira à radiação. Além disso, observou-se que o aparelho de titânio apresentou menor variação em relação ao de aço inoxidável quando comparados aos resultados sem aparelho.

O aparelho ortodôntico, na maioria dos casos, aumentou a dose absorvida nos tecidos devido à dispersão dos raios-X causada pelos materiais, principalmente para os tecidos fora da cavidade oral. No entanto, para os tecidos dentro da cavidade oral, nos ângulos onde o feixe principal de raios-X incide pelo aparelho ortodôntico antes de atingir o tecido da cavidade, como alguns ângulos da técnica periapical, a dose absorvida é reduzida ou apresenta pouca variação em comparação com a simulação sem o aparelho, já que o material do aparelho atua como um escudo contra os raios-X.

## Capítulo 5

# Conclusões e Considerações Finais

Neste trabalho, analisou-se a dose absorvida em tecidos de interesse radiológico, cristalino, tireoide e glândulas salivares, durante a realização das 3 técnicas de radiografia intraoral interproximal, periapical e oclusal, considerando 26 angulações. Para estimar a dose absorvida, foram realizadas simulações computacionais utilizando MMC, com objetos simuladores geométrico e baseado em voxel, detalhando a distribuição da dose em diferentes estruturas anatômicas. Os resultados destacam que a proximidade dos tecidos ao feixe de raios-X é um fator determinante para a dose absorvida, reafirmando a relevância do posicionamento durante os exames para o controle da exposição, especialmente em órgãos radiosensíveis.

Ao analisar as doses em diferentes ângulos e técnicas, observou-se que as glândulas salivares, especialmente as parótidas e sublinguais, foram os tecidos que mais absorveram radiação na maioria das simulações, considerando os dois modelos de objetos simuladores. As glândulas parótidas registraram as maiores doses em 18 dos 26 ângulos nas simulações com o objeto simulador de voxel e em 4 dos 26 ângulos nas simulações com o objeto simulador geométrico. A glândula sublingual, por sua vez, recebeu a maior dose em 7 dos ângulos analisados nas simulações com o voxel e em 16 dos 26 ângulos nas simulações com o objeto simulador geométrico.

Na comparação entre os dois tipos de objeto simulador, o modelo baseado em voxel demonstrou maior precisão na distribuição da dose, especialmente em ângulos que envolvem tecidos mais próximos da região irradiada. Isso ocorre porque esse modelo representa a anatomia, o volume e o posicionamento das glândulas salivares de forma mais detalhada, revelando que as doses absorvidas pelas parótidas e sublinguais são frequentemente subestimadas no objeto simulador geométrico. No modelo geométrico, o posicionamento e o volume desses órgãos são aproximações, o que reduz a precisão na estimativa de dose.

Essa diferença nas doses entre os modelos ressalta a importância de se utilizar modelos anatômicos realistas para uma avaliação mais precisa da distribuição da dose, não só em radiografias intraorais, mas em todas as aplicações que utilizam simulações computacionais para visualizar a absorção de dose nos tecidos de interesse.

Para os resultados com e sem aparelho ortodôntico concluímos que a sua presença, tanto de aço inoxidável quanto de titânio, influencia as doses absorvidas nos tecidos nas

diferentes técnicas de radiografia intraoral. Em geral, observou-se um aumento nas doses absorvidas em tecidos fora da cavidade oral devido à dispersão dos raios-X causada pelo aparelho, com diferenças mais acentuadas para o aparelho de aço inoxidável, como exemplificado no ângulo de vertex, onde a lente do olho apresentou um aumento de dose de 0,28 mGy. Contudo, nos tecidos dentro da cavidade oral, a absorção de dose foi reduzida ou apresentou pouca variação em algumas situações, como na técnica periapical, onde o aparelho atuou como barreira, reduzindo a dose absorvida nos tecidos ao interceptar parte do feixe de raios-X.

Conclui-se que as glândulas salivares, em particular as parótidas e sublinguais, são os tecidos que absorvem as doses mais altas na maioria dos ângulos das técnicas intraorais, enquanto a tireoide e o cristalino recebem doses menores, o que reflete a influência da proximidade ao feixe de radiação. Essa observação enfatiza a importância do posicionamento e das configurações técnicas na radiografia para minimizar a dose absorvida por órgãos radiosensíveis.

Conforme o princípio ALARA (As Low As Reasonably Achievable), é essencial minimizar os riscos associados à exposição radiológica. A aplicação desse princípio envolve não apenas o controle dos ângulos e a seleção cuidadosa das técnicas, mas também a implementação de estratégias protetivas, como o uso de colimadores, que limitam o campo de radiação, e protetores de tireoide, que reduzem a exposição de órgãos adjacentes. Além disso, é fundamental otimizar o exame e realizá-lo apenas mediante indicação odontológica, visando minimizar a exposição dos tecidos à radiação, considerando o efeito estocástico, no qual não há um limiar de dose para que ocorra algum.

Estudos futuros poderiam explorar mais a fundo o impacto de equipamentos de proteção, além de avaliar como parâmetros técnicos, como tensão do tubo e nível de filtração, influenciam a dose absorvida pelos diferentes tecidos. Esses aspectos são fundamentais para otimizar a dose absorvida sem comprometer a qualidade da imagem radiográfica, garantindo que a proteção ao paciente esteja sempre em consonância com o princípio ALARA.

# Referências

- Andrade, P. H. A. (2024). *Construção e Voxelização de um Fantoma Mesh Masculino Adulto com Macro Circulação e Vasos Linfáticos*. Tese (doutorado), Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste (CRCN-NE/CNEN-PE), Recife, PB, Brasil.
- Barbosa, A. H. P., Medeiros, R. B., Corpa, A. M. R., Higa, F. S., Souza, M. T. D., Barbosa, P. L., e Cantarelli, M. J. D. C. (2019). Prevalência de opacidades do cristalino em cardiologistas intervencionistas e profissionais atuantes na área de hemodinâmica no brasil. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, 112:392–399.
- Bolner, R. C. N. C. (2011). Contextualização histórica da radiologia odontológica. Trabalho de conclusão de curso de especialização, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre. Especialização em radiologia odontológica e imaginologia.
- Campillo, R., Guillermo, J. E., Baltazar, A. V., Vega, H. R., Guerrero, C. L., e Vasquez, C. A. (2022). Dosimetry in sensitive organs during dental panoramic radiography. In *ISSSD 2022: 22nd International Symposium on Solid State Dosimetry*.
- Cassola, V., de Melo Lima, V., Kramer, R., e Khoury, H. (2009). Fash and mash: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. development of the anatomy. *Physics in Medicine & Biology*, 55(1):133. DOI: 10.1088/0031-9155/55/1/009.
- Cristy, M. (1980). Mathematical phantoms representing children of various ages for use in estimates of internal dose. Relatório técnico, Oak Ridge National Lab., TN (USA). DOI: 10.2172/5308345.
- Detwiler, R. S., McConn, R. J., Grimes, T. F., Upton, S. A., e Engel, E. J. (2021). Compendium of material composition data for radiation transport modeling. Relatório técnico, Pacific Northwest National Lab.(PNNL), Richland, WA (United States). DOI: 10.2172/1782721.
- European Commission and Directorate-General for Energy and Transport (2004). *European guidelines on radiation protection in dental radiology – The safe use of radiographs in dental practice*. Publications Office.
- FEP/USP (2015). Roteiro para cálculo de incertezas. [https://www.fep.if.usp.br/~fisfoto/guias/roteiro\\_incertezas\\_2015.pdf](https://www.fep.if.usp.br/~fisfoto/guias/roteiro_incertezas_2015.pdf). Acesso em: 20 jan. 2025.
- Freire, W. R., Machado, A. T., Guimarães, G. B., de Souza Santos, W., Perini, A. P., Neves, L. P., do Nascimento Souza, D., e Belinato, W. (2024). Estimation of doses absorbed by the thyroid and salivary glands, eyes, and brains of pediatric dental patients. *Radiation Measurements*, 177:107250. DOI: 10.1016/j.radmeas.2024.107250.

- Gnatus (2021). *Manual do Proprietário - Raios X TIMEX 70*. Gnatus, São Paulo, Brasil, 1ª edição.
- Guimarães, G. B. (2022). Desenvolvimento de um objeto simulador virtual para dosimetria em radiografias intraorais. Dissertação (mestrado em engenharia biomédica), Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, Brasil. DOI:10.14393/ufu.di.2022.396.
- Hayes, R. (2003). Diagnostic x ray dose profiles in molar teeth using monte carlo simulation. *Radiation protection dosimetry*, 104(2):153–158. DOI: 10.1093/oxfordjournals.rpd.a006175.
- Huh, J., Ji, Y., e Lee, R. (2018). Control of the Low-energy X-rays by Using MCNP5 and Numerical Analysis for a New Concept Intra-oral X-ray Imaging System. *Journal of the Korean Physical Society*, 72:1078–1085. DOI: 10.3938/jkps.72.1078.
- International Atomic Energy Agency (IAEA) (2022). *Radiation Protection in Dental Radiology*. International Atomic Energy Agency, Vienna. Disponível em: <https://www.iaea.org/publications/14720/radiation-protection-in-dental-radiology>.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP) (2007). *ICRP Publication 103: The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*, volume 37. Elsevier.
- Kaneko, J. J. (2008). Chapter 20 - thyroid function. In Kaneko, J. J., Harvey, J. W., e Bruss, M. L., editores, *Clinical Biochemistry of Domestic Animals*, páginas 623–634. Academic Press, San Diego, sexta edição. DOI:10.1016/B978-0-12-370491-7.00020-9.
- Kramer, R., Cassola, V., Khoury, H., Vieira, J., de Melo Lima, V., e Brown, K. R. (2009). Fash and mash: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: Ii. dosimetric calculations. *Physics in medicine & biology*, 55(1):163. DOI: 10.1088/0031-9155/55/1/010.
- Machado, A. T., Guimarães, G. B., Santos, W. S., Perini, A. P., e Neves, L. P. (2022). Avaliação das doses em tecidos durante radiografia interproximal: estudo por simulação de monte carlo. *Revista Brasileira de Física Médica*, 16:684–684. DOI: 10.29384/rbfm.2022.v16.19849001684.
- Morant, J., Salvadó, M., Hernández-Girón, I., Casanovas, R., Ortega, R., e Calzado, A. (2013). Dosimetry of a cone beam ct device for oral and maxillofacial radiology using monte carlo techniques and icrp adult reference computational phantoms. *Dentomaxillofacial Radiology*, 42(3):92555893. DOI: 10.1259/dmfr/92555893.
- Novaes, M. V., Santos, C. F., Kaschny, J. R. A., Belinato, W., Vargas, G. S., Santos, W. S., Neves, L. P., e Perini, A. P. (2022). Evaluation of skin entry dose (DEP) in dental radiology using code MCNP6.2. In *Proceedings of the 26. Brazilian Congress on Medical Physics; 9. Latin American Congress on Medical Physics*, página 5. 177 p.
- Ohnishi, S. (2021). Gxsview: Geometry and cross section viewer for calculating radiation transport. *SoftwareX*, 14:100681. DOI:10.1016/j.softx.2021.100681.

- Okuno, E. e Yoshimura, E. M. (2016). *Física das Radiações*. Oficina de Textos, São Paulo, Brasil.
- Ozaki, Y., Watanabe, H., e Kurabayashi, T. (2021). Effective dose estimation in cone-beam computed tomography for dental use by monte-carlo simulation optimizing calculation numbers using a step-and-shoot method. *Dentomaxillofacial Radiology*, 50(7):20210084. DOI: 10.1259/dmfr.20210084.
- Pereira, B. N. M. e Amorim, J. S. (2022). Diagnóstico por imagem em benefício da odontologia atual-revisão de literatura. *Revista Cathedral*, 4(1):92–98. <http://cathedral.ojs.galoa.com.br/index.php/cathedral/article/view/425>.
- Peter, B., Waarde, M. A. W. H. V., Vissink, A., 's Gravenmade, E. J., e Konings, A. W. T. (1995). The role of secretory granules in radiation-induced dysfunction of rat salivary glands. *Radiation Research*, 141(2):176–182. DOI: 10.2307/3579045.
- Piranha, Q. A. (2022). *Manual do Usuário - Inglês - Versão 5.5c*.
- Poludniowski, G., Landry, G., Deblois, F., Evans, P. M., e Verhaegen, F. (2009). Spekcalc: a program to calculate photon spectra from tungsten anode x-ray tubes. *Physics in Medicine & Biology*, 54(19):N433. DOI: 10.1088/0031-9155/54/19/N01.
- Poludniowski, G. G. (2007). Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part II. X-ray production and filtration in x-ray targets. *Medical physics*, 34(6Part1):2175–2186. DOI: 10.1118/1.2734726.
- Poludniowski, G. G. e Evans, P. M. (2007). Calculation of x-ray spectra emerging from an x-ray tube. Part I. Electron penetration characteristics in x-ray targets. *Medical physics*, 34(6Part1):2164–2174. DOI: 10.1118/1.2734725.
- Ramos, M. M. O., Tauhata, L., e Di Prinzio, M. A. R. (2011). Grandezas e unidades para radiação ionizante. Disponível em: <http://www.ird.gov.br>.
- Rogers, D. (2006). Fifty years of monte carlo simulations for medical physics. *Physics in Medicine & Biology*, 51(13):R287. DOI:10.1088/0031-9155/51/13/R17.
- Santin Filho, O. (1995). Breve histórico dos cem anos da descoberta dos raios x: 1895-1995. *Química Nova*, 18:574–583. <https://api.semanticscholar.org/CorpusID:103676698>.
- Werner, C. J., Bull, J. S., Solomon, C. J., Brown, F. B., McKinney, G. W., Rising, M. E., Dixon, D. A., Martz, R. L., Hughes, H. G., Cox, L. J., et al. (2018). MCNP Version 6.2 Release Notes. Relatório técnico, Los Alamos National Laboratory (LANL), Los Alamos, NM (United States).
- Whaites, E. e Drage, N. (2020). *Essentials of Dental Radiography and Radiology E-Book*. Elsevier Health Sciences, London, UK.
- Yoriyaz, H. (2009). Método de monte carlo: princípios e aplicações em física médica. *Revista Brasileira de Física Médica*, 3(1):141–149.

## **Apêndice A**

### **Valores de Dose Absorvida utilizando o objeto simulador geométrico**

Tabela A.1: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias interproximais

| Tecidos / Ângulos         | Pré-molar esquerdo         | Pré-molar direito          | Molar esquerdo             | Molar direito              |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $6,5 \cdot 10^{-3}$ (1,9%) | $6,5 \cdot 10^{-3}$ (1,9%) | $4,5 \cdot 10^{-3}$ (1,9%) | $4,5 \cdot 10^{-3}$ (1,9%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $7,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $7,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $5,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $2,9 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $2,9 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $9,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $9,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $5,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,3 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) |

Tabela A.2: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias oclusais

| Tecidos / Ângulos         | Superior 65º               | Vertex                     | Inferior 90º               | Inferior 45º               | Oblíqua Superior esquerda  | Oblíqua Superior direita   | Oblíqua Inferior esquerda  | Oblíqua Inferior direita   |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $1,9 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $9,2 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,9 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $2,7 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,0 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $3,0 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $9,4 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $9,4 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $4,9 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $4,0 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $4,0 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $6,3 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $5,7 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $9,3 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $4,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $6,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $6,3 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $2,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,0 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $6,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $4,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $4,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $8,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $2,0 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $8,5 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,7 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $2,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |

Tabela A.3: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias periapicais

| Ângulos para a Mandíbula  |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
| Tecidos / Ângulos         | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
|                           | canino esquerdo            | canino direito             | incisivo central           | pré-molar esquerdo         | pré-molar direito          | molar esquerdo             | molar direito              |
| Lentes dos Olhos          | $3,0 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,1 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $2,5 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,2 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,2 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $6,5 \cdot 10^{-4}$ (1,8%) | $6,5 \cdot 10^{-4}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $8,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $8,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $8,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $4,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $9,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $9,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $8,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,6 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Ângulos para a Maxila     |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Tecidos / Ângulos         | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
|                           | canino esquerdo            | canino direito             | incisivo central           | pré-molar esquerdo         | pré-molar direito          | molar esquerdo             | molar direito              |
| Lentes dos Olhos          | $9,9 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $9,7 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $3,8 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,9 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $6,1 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $5,9 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $3,2 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,2 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $2,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $2,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,5 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $2,5 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $9,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $9,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $9,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $9,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $4,0 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $4,0 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $4,2 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,5 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,5 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) |

## **Apêndice B**

### **Valores de Dose Absorvida utilizando o objeto simulador baseado em voxel**

Tabela B.1: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias interproximais

| Tecidos / Ângulos         | Pré-molar esquerdo         | Pré-molar direito          | Molar esquerdo             | Molar direito              |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $2,9 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $2,9 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $2,7 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $2,7 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $7,4 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $7,4 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $9,3 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $9,3 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | 1,1 (0,5%)                 | 1,1 (0,5%)                 | 1,6 (0,5%)                 | 1,6 (0,5%)                 |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) |
| Glândula Tireoide         | $7,5 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $7,5 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $7,7 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $7,7 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) |

Tabela B.2: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias oclusais

| Tecidos / Ângulos         | Superior 65°               | Vertex                     | Inferior 90°               | Inferior 45°               | Oblíqua Superior esquerda  | Oblíqua Superior direita   | Oblíqua Inferior esquerda  | Oblíqua Inferior direita   |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $1,4 \cdot 10^{-3}$ (1,6%) | $6,3 \cdot 10^{-3}$ (1,6%) | $3,3 \cdot 10^{-3}$ (1,6%) | $3,4 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $1,8 \cdot 10^{-3}$ (1,6%) | $1,8 \cdot 10^{-3}$ (1,6%) | $6,7 \cdot 10^{-5}$ (1,6%) | $6,7 \cdot 10^{-5}$ (1,6%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $2,1 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $2,0 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $2,0 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $3,8 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $3,8 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $9,8 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $9,8 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $5,3 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $2,6 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $2,9 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $5,9 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $5,9 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $2,8 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $5,8 \cdot 10^{-4}$ (0,5%) | $4,1 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $4,6 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $5,3 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $5,3 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $1,9 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,9 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) |
| Glândula Tireoide         | $2,6 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $2,2 \cdot 10^{-4}$ (0,5%) | $7,5 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $4,6 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $4,6 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $6,7 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $6,7 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) |

Tabela B.3: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias periapicais

| Ângulos para a Mandíbula  |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Tecidos / Ângulos         | canino esquerdo            | canino direito             | incisivo central           | pré-molar esquerdo         | pré-molar direito          | molar esquerdo             | molar direito              |
| Lentes dos Olhos          | $1,9 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $1,9 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $2,0 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $1,7 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $1,7 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $1,4 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $1,4 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $5,4 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $5,3 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $6,9 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $4,2 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $4,2 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $7,5 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $7,5 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $8,5 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $8,5 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $9,5 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $6,8 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $6,8 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $6,5 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $6,5 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $1,5 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,5 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,4 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,8 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,8 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,9 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,9 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) |
| Glândula Tireoide         | $9,8 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $9,9 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $1,2 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $7,6 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $7,6 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $8,9 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $8,9 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) |
| Ângulos para a Maxila     |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $5,4 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $5,3 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $5,9 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $5,9 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $5,9 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $4,3 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) | $4,3 \cdot 10^{-4}$ (1,6%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $5,1 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $5,1 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $5,6 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $4,8 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $4,8 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $7,4 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $7,4 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $3,7 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $3,7 \cdot 10^{-1}$ (0,5%) | $1,5 \cdot 10^0$ (0,5%)    | $1,5 \cdot 10^0$ (0,5%)    |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $8,5 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $8,7 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $7,6 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $8,0 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $8,0 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $9,5 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) | $9,5 \cdot 10^{-2}$ (0,5%) |
| Glândula Tireoide         | $6,1 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $6,1 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $7,8 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $4,5 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $4,5 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $5,9 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) | $5,9 \cdot 10^{-3}$ (0,5%) |

## **Apêndice C**

**Valores de Dose Absorvida utilizando o objeto geométrico com a representação do aparelho ortodôntico de Aço inoxidável e de Titânio**

Tabela C.1: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias interproximais com a representação de um aparelho ortodôntico de aço inoxidável

| Tecidos / Ângulos         | Pré-molar esquerdo         | Pré-molar direito          | Molar esquerdo             | Molar direito              |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $6,6 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $6,6 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $4,6 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $4,6 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $7,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $7,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $4,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $4,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $5,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $2,9 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $2,9 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $5,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) |

Tabela C.2: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias oclusais com a representação de um aparelho ortodôntico de aço inoxidável

| Tecidos / Ângulos         | Superior 65°               | Vertex                     | Inferior 90°               | Inferior 45°               | Oblíqua Superior esquerda  | Oblíqua Superior direita   | Oblíqua Inferior esquerda  | Oblíqua Inferior direita   |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $2,0 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $9,5 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $4,0 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $2,7 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,3 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $3,3 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $9,5 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $4,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,2 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,4 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $4,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $4,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $6,3 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $5,8 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $9,4 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $4,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,2 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,2 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $6,5 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $6,5 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $2,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,1 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $6,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $3,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $6,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $6,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $7,9 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $2,0 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $8,6 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,7 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,5 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $2,5 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |

Tabela C.3: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias periapicais com a representação de um aparelho ortodôntico de aço inoxidável

| Ângulos para a Mandíbula  |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Tecidos / Ângulos         | canino esquerdo            | canino direito             | incisivo central           | pré-molar esquerdo         | pré-molar direito          | molar esquerdo             | molar direito              |
| Lentes dos Olhos          | $2,9 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $2,9 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $2,4 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,2 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,2 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $6,6 \cdot 10^{-4}$ (1,8%) | $6,6 \cdot 10^{-4}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $8,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $7,9 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $7,9 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $4,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $9,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $9,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $8,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,5 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |

| Ângulos para a Maxila     |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Tecidos / Ângulos         | canino esquerdo            | canino direito             | incisivo central           | pré-molar esquerdo         | pré-molar direito          | molar esquerdo             | molar direito              |
| Lentes dos Olhos          | $9,6 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $9,6 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $2,0 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $3,8 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,8 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $5,9 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $5,9 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $3,0 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,0 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,7 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,7 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $2,6 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $2,6 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,4 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $2,4 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $9,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $9,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $9,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $9,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $3,6 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,6 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $8,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) |

Tabela C.4: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias interproximais com a representação de um aparelho ortodôntico de titânio

| Tecidos / Ângulos         | Pré-molar esquerdo         | Pré-molar direito          | Molar esquerdo             | Molar direito              |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $6,6 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $6,5 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $4,5 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $4,5 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $7,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $7,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $4,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $4,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $5,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $2,9 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $2,9 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $5,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) |

Tabela C.5: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias oclusais com a representação de um aparelho ortodôntico de titânio

| Tecidos / Ângulos         | Superior 65º                | Vertex                     | Inferior 90º                | Inferior 45º               | Oblíqua Superior esquerda  | Oblíqua Superior direita   | Oblíqua Inferior esquerda  | Oblíqua Inferior direita   |
|---------------------------|-----------------------------|----------------------------|-----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)        |                            |                             |                            |                            |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $1,97 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $9,5 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,97 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $2,7 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,2 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $3,2 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $4,9 \cdot 10^{-3}$ (0,7%)  | $1,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%)  | $3,4 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $4,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $4,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $6,3 \cdot 10^{-4}$ (0,7%)  | $5,8 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $9,3 \cdot 10^{-4}$ (0,7%)  | $4,7 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $5,2 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $6,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $6,4 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $2,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%)  | $8,1 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $6,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%)  | $3,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $6,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $6,9 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $7,9 \cdot 10^{-3}$ (0,7%)  | $2,1 \cdot 10^{-4}$ (0,7%) | $8,6 \cdot 10^{-3}$ (0,7%)  | $1,7 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,5 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $2,5 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |

Tabela C.6: Dose absorvida para cada tecido de interesse radiológico das radiografias periapicais com a representação de um aparelho ortodôntico de titânio

| Ângulos para a Mandíbula  |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
|---------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|----------------------------|
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Tecidos / Ângulos         | canino esquerdo            | canino direito             | incisivo central           | pré-molar esquerdo         | pré-molar direito          | molar esquerdo             | molar direito              |
| Lentes dos Olhos          | $2,8 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,1 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $2,4 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,2 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,2 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $6,3 \cdot 10^{-4}$ (1,8%) | $6,3 \cdot 10^{-4}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $8,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $7,9 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $7,9 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $4,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $9,6 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $9,6 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $8,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $8,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,6 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,2 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Ângulos para a Maxila     |                            |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
|                           | Dose absorvida (mGy)       |                            |                            |                            |                            |                            |                            |
| Lentes dos Olhos          | $9,6 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $9,6 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (1,8%) | $3,9 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $3,9 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $7,8 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) | $7,8 \cdot 10^{-3}$ (1,8%) |
| Gls. Slv. Submandibulares | $3,2 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,2 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,8 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $3,5 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Parótidas       | $2,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $2,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,1 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,4 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $2,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $2,3 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) |
| Gls. Slv. Sublinguais     | $9,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $9,3 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $1,1 \cdot 10^{-1}$ (0,7%) | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) | $9,6 \cdot 10^{-2}$ (0,7%) |
| Glândula Tireoide         | $3,5 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,5 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $4,2 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,5 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,5 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) | $3,8 \cdot 10^{-3}$ (0,7%) |

# Anexo A

## Produções Científicas

1 - W. R. Freire, A. T. Machado, G. B. Guimarães, W. S. Santos, A. P. Perini, L. P. Neves, D. N. Souza e W. Belinato, Estimation of doses absorbed by the thyroid and salivary glands, eyes, and brains of pediatric dental patients, Radiation Measurements, vol. 177, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radmeas.2024.107250>

2 - A. T. Machado, G. B. Guimarães, W. S. Santos, A. P. Perini e L. P. Neves, Avaliação das doses em tecidos durante radiografia interproximal: estudo por simulação de Monte Carlo, Revista Brasileira De Física Médica, vol. 16, p. 684. DOI: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2022.v16.19849001684>

3 - A. T. Machado, G. B. Guimarães, W. S. Santos, A. P. Perini e L. P. Neves, Dosimetria Numérica durante uma radiografia periapical: estudo por simulação de Monte Carlo. Revista Brasileira De Física Médica, 18, 810. DOI: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2024.v18.19849001810>