



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS (UFG)
FACULDADE DE ODONTOLOGIA (FO)
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA (PPGO)

FERNANDA FERREIRA NUNES CORREIA

**INFLUÊNCIA DO VOXEL E DA MILIAMPERAGEM NA QUALIDADE DA
IMAGEM E DOSE DE RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
POR FEIXE CÔNICO**

GOIÂNIA

2022



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA

TERMO DE CIÊNCIA E DE AUTORIZAÇÃO (TECA) PARA DISPONIBILIZAR VERSÕES ELETRÔNICAS DE TESES

E DISSERTAÇÕES NA BIBLIOTECA DIGITAL DA UFG

Na qualidade de titular dos direitos de autor, autorizo a Universidade Federal de Goiás (UFG) a disponibilizar, gratuitamente, por meio da Biblioteca Digital de Teses e Dissertações (BDTD/UFG), regulamentada pela Resolução CEPEC nº 832/2007, sem ressarcimento dos direitos autorais, de acordo com a [Lei 9.610/98](#), o documento conforme permissões assinaladas abaixo, para fins de leitura, impressão e/ou download, a título de divulgação da produção científica brasileira, a partir desta data.

O conteúdo das Teses e Dissertações disponibilizado na BDTD/UFG é de responsabilidade exclusiva do autor. Ao encaminhar o produto final, o autor(a) e o(a) orientador(a) firmam o compromisso de que o trabalho não contém nenhuma violação de quaisquer direitos autorais ou outro direito de terceiros.

1. Identificação do material bibliográfico

Dissertação Tese

2. Nome completo do autor

Fernanda Ferreira Nunes Correia

3. Título do trabalho

Influência do voxel e da miliamperagem na qualidade de imagem e dose de radiação em tomografia computadorizada por feixe cônico

4. Informações de acesso ao documento (este campo deve ser preenchido pelo orientador)

Concorda com a liberação total do documento SIM NÃO¹

[1] Neste caso o documento será embargado por até um ano a partir da data de defesa. Após esse período, a possível disponibilização ocorrerá apenas mediante:

a) consulta ao(à) autor(a) e ao(à) orientador(a);

b) novo Termo de Ciência e de Autorização (TECA) assinado e inserido no arquivo da tese ou dissertação.

O documento não será disponibilizado durante o período de embargo.

Casos de embargo:

- Solicitação de registro de patente;
- Submissão de artigo em revista científica;
- Publicação como capítulo de livro;
- Publicação da dissertação/tese em livro.

Obs. Este termo deverá ser assinado no SEI pelo orientador e pelo autor.



Documento assinado eletronicamente por **FERNANDA FERREIRA NUNES CORREIA, Discente**, em 08/06/2022, às 13:56, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

Documento assinado eletronicamente por **Fernanda Paula Yamamoto Silva, Professor do Magistério Superior**, em 10/06/2022, às 10:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do



art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2961684** e o código CRC **65549DA3**.

Referência: Processo nº 23070.006188/2022-95

SEI nº 2961684

FERNANDA FERREIRA NUNES CORREIA

**INFLUÊNCIA DO VOXEL E DA MILIAMPERAGEM NA QUALIDADE DA
IMAGEM E DOSE DE RADIAÇÃO EM TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
POR FEIXE CÔNICO**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás como parte das exigências para título de Mestre em Odontologia.

Área de concentração: Clínica Odontológica

Linha de pesquisa: Alterações do sistema estomatognático

Orientadora: Prof.^a Dr.^a Fernanda Paula Yamamoto Silva

GOIÂNIA

2022

Ficha de identificação da obra elaborada pelo autor, através do Programa de Geração Automática do Sistema de Bibliotecas da UFG.

Correia, Fernanda Ferreira Nunes

Influência do voxel e da miliamperagem na qualidade da imagem e dose de radiação em Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico [manuscrito] / Fernanda Ferreira Nunes Correia. - 2022.
63 f.: il.

Orientador: Profa. Dra. Fernanda Paula Yamamoto Silva.
Dissertação (Mestrado) - Universidade Federal de Goiás, Faculdade de Odontologia (FO), Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Goiânia, 2022.

Bibliografia. Anexos. Apêndice.

Inclui siglas, fotografias, símbolos, gráfico, lista de figuras, lista de tabelas.

1. dose de radiação. 2. qualidade de imagem. 3. Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico. I. Silva, Fernanda Paula Yamamoto, orient. II. Título.

CDU 616.314



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ATA DE DEFESA DE DISSERTAÇÃO

Ata nº **247** da sessão de Defesa de Dissertação de **Fernanda Ferreira Nunes Correia**, que confere o título de Mestra em **Odontologia**, na área de concentração em **Clinica Odontológica**.

Aos **vinte e cinco dias do mês de fevereiro de dois mil e vinte e dois**, a partir das **14:00**, por meio de videoconferência, realizou-se a sessão pública de Defesa de Dissertação intitulada **“Influência do voxel e da miliamperagem na qualidade de imagem e dose de radiação em tomografia computadorizada por feixe cônico”**. Os trabalhos foram instalados pela Orientadora, Professora Doutora **Fernanda Paula Yamamoto Silva (PPGO/UFG)** com a participação dos demais membros da Banca Examinadora: Professor Doutor **Jonas Oliveira da Silva (IF/UFG)**, membro titular externo; Professora Doutora **Maria Alves Garcia Santos Silva (PPGO/UFG)**, membro titular interno. Durante a arguição os membros da banca **não fizeram** sugestão de alteração do título do trabalho. A Banca Examinadora reuniu-se em sessão secreta a fim de concluir o julgamento da Dissertação, tendo sido a candidata **aprovada** pelos seus membros. Proclamados os resultados pela Professora Doutora **Fernanda Paula Yamamoto Silva**, Presidente da Banca Examinadora, foram encerrados os trabalhos e, para constar, lavrou-se a presente ata que é assinada pelos Membros da Banca Examinadora, aos **vinte e cinco dias do mês de fevereiro de dois mil e vinte e dois**.

TÍTULO SUGERIDO PELA BANCA



Documento assinado eletronicamente por **MARIA ALVES GARCIA SANTOS SILVA, Usuário Externo**, em 07/06/2022, às 11:06, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Fernanda Paula Yamamoto Silva, Professor do Magistério Superior**, em 10/06/2022, às 10:22, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Jonas Oliveira Da Silva, Professor do Magistério Superior**, em 10/06/2022, às 11:02, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



A autenticidade deste documento pode ser conferida no site https://sei.ufg.br/sei/controlador_externo.php?acao=documento_conferir&id_orgao_acesso_externo=0, informando o código verificador **2961678** e o código CRC **3B2BCA67**.

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho ao meu pai, **Everaldo Cardoso**, por ser meu exemplo, por estar ao meu lado em todos os momentos e por nunca medir esforços para que eu seguisse nessa caminhada. Não consigo expressar com palavras a gratidão que tenho a Deus por ter o senhor ao meu lado.

AGRADECIMENTOS

A **Deus**, por Sua graça, Seu sustento e Seu amor por mim.

Ao meu esposo, **Ítalo**, por ser meu companheiro de vida e demonstração do cuidado de Deus.

Aos meus irmãos, **Matheus, Ester e Daniel**, por serem meu lar e parte de mim.

À minha madrasta, **Aline**, por ser cuidado e carinho.

Aos meus avós, **Wilson e Maria**, e minha mãe, **Shirlene**, por serem auxílio.

Ao meu avô, **Eurides**, pelo amor por todos os seus netos.

À minha orientadora, **Prof.^a Dr.^a Fernanda Yamamoto**, uma mulher excepcional, exemplo de profissionalismo e de professora. Agradeço pela oportunidade de fazer iniciação científica na graduação e, com certeza, foi uma das minhas inspirações para seguir no caminho da pesquisa. Obrigada por ser incentivadora, acreditar e confiar em mim. Sou muito grata à senhora!

Aos meus companheiros de jornada na pós-graduação, **Jeane, Sebastião, Ananda, Lorena e Kaique**, pelos dias de boa convivência e por todo suporte. Em especial a **Ananda e Jeane** por serem parte integrante dessa pesquisa.

Às minhas amigas, **Gabriella e Jéssyca**, por todo amor e carinho.

À **Dr.^a Cassiana Viccari Sacilotto** e ao **Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção (CIDRA)** da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto, pela parceria e empréstimo do fantoma que viabilizou e realização deste trabalho.

À **UniEvangélica**, na pessoa da **Prof.^a Me. Moema Souza**, por possibilitar a execução desta pesquisa.

A **Profa. Dr.^a Patrícia Corrêa de Faria** pelas todas as contribuições nos resultados deste trabalho.

Ao **Centro Goiano de Doenças da Boca (CGDB)** pela oportunidade de aprendizado profissional e humano durante cada atendimento, em especial, ao **Prof. Dr. Bruno Santos de Freitas Silva** e a **Claudinha**.

À **Profa. Dr.^a Nádia do Lago Costa**, que esteve na coordenação do PPGO, pela gestão com excelência.

A Faculdade de Odontologia, ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia e a Universidade Federal de Goiás, pela oportunidade de aprendizado.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela concessão da bolsa de mestrado.

*“Muitos são os planos no coração do homem,
mas o que prevalece é o propósito do Senhor.”*

Provérbios 19:21

RESUMO

A acurácia do diagnóstico em tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) deve ser mantida com a menor dose de radiação possível, por isso, o protocolo deve ser otimizado de acordo com a indicação clínica, em termos de parâmetros técnicos, seguindo o princípio ALADA, tão baixo quanto diagnosticamente aceitável. Esse trabalho teve como objetivo avaliar a influência de parâmetros técnicos - voxel, corrente do tubo, tempo de exposição e número de imagens base - no equipamento Ortopantomograph™ OP300 (Instrumentarium Dental™, Charlotte, NC, USA) na qualidade de imagem e dose de radiação em TCFC a partir de nove protocolos de aquisição de imagem. Para isso, foram utilizados 19 dosímetros termoluminescentes, para cada um dos protocolos, localizados em regiões radiosensíveis, de acordo com as recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), posicionados em um fantoma antropomórfico Alderson RANDO® para posterior cálculo das doses equivalente e efetiva. A avaliação subjetiva da qualidade da imagem foi realizada por meio da análise dos exames de TCFC por 3 especialistas em Radiologia Odontológica e Imaginologia, independentes entre si, que identificaram estruturas anatômicas, para cada protocolo, em uma mandíbula macerada. Foi realizada análise descritiva da dose de radiação e regressão linear múltipla para avaliar a influência dos parâmetros na dose de radiação [F (2,6) = 17,294; p = 0,003; R² = 0,852] com destaque para miliamperagem e número de imagens base, descrita na equação: $y = - 114,382 + 17,910 (\text{miliamperagem}) + 0,196 (\text{imagens base})$. A confiabilidade intra e interobservadores das avaliações subjetivas foram calculadas como análise de concordância kappa. O teste exato de Fisher mostrou que não há associação entre a qualidade de imagem e os protocolos de aquisição ($\chi^2(8) = 6,685$; p = 0,622). O teste qui-quadrado de independência mostrou que não há associação entre a confiança dos examinadores e os protocolos de aquisição ($\chi^2(8) = 13,767$; p = 0,090). Um nível de significância estatística de p<0,05 foi utilizado. Com a manipulação dos parâmetros técnicos para os protocolos avaliados, observou-se variação de até 225,6% na dose efetiva. O Protocolo 1 (FOV 6x8 cm, 90 kV, voxel 0,3 mm, 8 mA, 4,9 s e 486 imagens base) foi considerado superior aos demais em relação à avaliação subjetiva da qualidade de imagem e à dose de radiação.

Palavras-chaves: dose de radiação; qualidade de imagem; Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

ABSTRACT

The diagnostic accuracy in cone beam computed tomography (CBCT) must be maintained with the lowest possible radiation dose, therefore, the protocol must be optimized according to the clinical indication, in terms of technical parameters, following the acronym ALADA, as low as diagnostically acceptable. This study aimed to evaluate the influence of technical parameters - voxel, tube current, exposure time and number of base images - in the Ortopantomograph™ OP300 equipment (Instrumentarium Dental™, Charlotte, NC, USA) on image quality and radiation dose in CBCT from nine image acquisition protocols. For this, 19 thermoluminescent dosimeters were used, for each of the protocols, located in radiosensitive regions, according to the recommendations of the International Commission on Radiological Protection (ICRP), positioned in an Alderson RANDO® anthropomorphic phantom for later calculation of the equivalent and effective doses. The subjective assessment of image quality was performed through the analysis of CBCT exams by 3 specialists in Dental Radiology and Imaging, independent from each other, who identified anatomical structures, for each protocol, in a macerated mandible. Descriptive analysis of radiation dose and multiple linear regression were performed to assess the influence of parameters on radiation dose [$F(2,6) = 17,294$; $p = 0,003$; $R^2 = 0,852$] with emphasis on milliamperage and number of base images, described in the equation: $y = - 114,382 + 17,910 (\text{milliamperage}) + 0,196 (\text{base images})$. Intra- and inter-observer reliability of subjective assessments were calculated as a kappa agreement analysis. Fisher's exact test showed no association between image quality and acquisition protocols ($\chi^2(8) = 6.685$; $p = 0.622$). The chi-square test of independence showed that there is no association between the examiners' confidence and the acquisition protocols ($\chi^2(8) = 13.767$; $p = 0.090$). A statistical significance level of $p < 0.05$ was used. With the manipulation of the technical parameters for the evaluated protocols, a variation of up to 225.6% in the effective dose was observed. Protocol 1 (FOV 6x8 cm, 90 kV, voxel 0.3 mm, 8 mA, 4.9 s and 486 base images) was considered superior to the others in terms of subjective assessment of image quality and radiation dose.

Keywords: radiation dose; image quality; Cone-Beam Computed Tomography

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

| | |
|--|----|
| Figura 1. Aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300..... | 30 |
| Figura 2. Simulador antropomórfico Alderson RANDO®..... | 31 |
| Figura 3. Simulador antropomórfico Alderson RANDO® posicionado no tomógrafo..... | 31 |
| Figura 4. Divisão dos 9 níveis do simulador antropomórfico Alderson RANDO®.... | 32 |
| Figura 5. Colocação dos TLDs no simulador antropomórfico Alderson RANDO®... | 33 |
| Figura 6. Escala visual analógica adaptada para indicar o nível de confiança dos examinadores..... | 37 |
| Figura 7. Imagens tomográficas realizadas com o simulador antropomórfico Alderson RANDO® e o aparelho tomográfico Ortopantomograph™ 300 para os protocolos a) Protocolo 1; b) Protocolo 2; c) Protocolo 3; d) Protocolo 4; e) Protocolo 5; f) Protocolo 6; g) Protocolo 7; h) Protocolo 8 e i) Protocolo 9..... | 42 |
| Figura 8. Imagens tomográficas realizada com uma mandíbula seca e o aparelho tomográfico Ortopantomograph™ 300 para os protocolos a) Protocolo 1; b) Protocolo 2; c) Protocolo 3; d) Protocolo 4; e) Protocolo 5; f) Protocolo 6; g) Protocolo 7; h) Protocolo 8 e i) Protocolo 9..... | 43 |
| Gráfico 1. Relação entre a dose efetiva, imagens base e miliamperagem..... | 41 |

LISTA DE TABELAS

| | | |
|--------------------|---|----|
| Tabela 1 - | Protocolos de aquisição para o aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300 (Instrumentarium Dental™, Charlotte, NC, USA) | 30 |
| Tabela 2 - | Localização dos TLDs nos sítios e níveis do fantoma..... | 33 |
| Tabela 3 - | Fração de tecido irradiada (%) | 34 |
| Tabela 4 - | Fator de peso tecidual ICRP 2007 | 35 |
| Tabela 5 - | Estruturas anatômicas avaliadas para cada protocolo | 36 |
| Tabela 6 – | Valores médios de dose equivalente (μSv) para diferentes órgãos/ tecidos para os protocolos de aquisição..... | 39 |
| Tabela 7 – | Dose efetiva (μSv) para órgãos/tecidos e total para os protocolos de aquisição..... | 39 |
| Tabela 8 – | Dose efetiva total (μSv) para protocolos de aquisição..... | 40 |
| Tabela 9 – | Comparação da dose efetiva total (%) entre os protocolos de aquisição..... | 40 |
| Tabela 10 – | Análise de concordância kappa dos avaliadores 1 a 3 quanto à qualidade de imagem para protocolos avaliados..... | 44 |
| Tabela 11 – | Análise de concordância kappa dos avaliadores 1 a 3 quanto à confiança para protocolos avaliados..... | 45 |
| Tabela 12 - | Análise de concordância kappa dos avaliadores 1 a 3 para estruturas avaliadas..... | 46 |

LISTA DE ABREVIATURAS, SIGLAS E SÍMBOLOS

| | |
|----------------------|--|
| TCFC | - Tomografia computadorizada por feixe cônico |
| ALADA | - <i>as low as diagnostically acceptable</i> |
| mA | - miliamperagem |
| ® | - marca registrada |
| ™ | - marca comercial |
| ICRP | - <i>International Commission on Radiological Protection</i> |
| FOV | - <i>field of view</i> |
| p | - valor de significância |
| kV | - quilovoltagem |
| 3D | - volume tridimensional |
| E_T | - dose efetiva |
| W_T | - fator de ponderação tecidual |
| mSv | - miliSievert |
| μSv | - microSievert |
| Σ | - soma |
| ROI | - região de interesse |
| DICOM | - <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> |
| mAs | - miliamperagem por segundo |
| ALARA | - <i>as low as reasonably achievable</i> |
| Sv | - Sievert |
| TLD | - dosímetros termoluminescentes |
| W_R | - fator de ponderação de radiação |

| | |
|-----------------------|---|
| f_i | - fração de tecido irradiada |
| D_{Ti} | - dose média absorvida mensurada pelos dosímetros |
| x² | - teste qui-quadrado |
| F | - teste F |
| R² | - coeficiente de determinação múltipla |
| β | - coeficiente de regressão |
| t | - teste t |

SUMÁRIO

| | |
|--|-----------|
| 1 INTRODUÇÃO | 20 |
| 2 REVISÃO DE LITERATURA..... | 22 |
| 2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO | 22 |
| 2.2 PARÂMETROS TÉCNICOS | 22 |
| 2.2.1 FOV | 23 |
| 2.2.2 Voxel..... | 23 |
| 2.2.3 Corrente e tensão do tubo..... | 24 |
| 2.2.4 Tempo de exposição e imagens base..... | 25 |
| 2.3 DOSE EFETIVA DE RADIAÇÃO EM TCFC | 25 |
| 2.4 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM | 27 |
| 3 OBJETIVOS | 29 |
| 3.1 OBJETIVO GERAL | 29 |
| 3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS | 29 |
| 4 METODOLOGIA..... | 29 |
| 4.1 DESENHO DO ESTUDO | 29 |
| 4.2 EQUIPAMENTO DE TCFC E PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO | 29 |
| 4.3 FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES | 30 |
| 4.4 CÁLCULO DA DOSE DE RADIAÇÃO | 34 |
| 4.4.1 DOSE EQUIVALENTE PARA ÓRGÃOS | 34 |
| 4.4.2 DOSE EFETIVA..... | 35 |
| 4.5 AQUISIÇÃO DA IMAGEM DE MANDÍBULA MACERADA E AVALIAÇÃO SUBJETIVA DA QUALIDADE DE IMAGEM..... | 35 |
| 4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA | 37 |
| 4.6 ASPECTOS ÉTICOS | 37 |
| 4.7 RISCOS E BENEFÍCIOS | 38 |
| 5 RESULTADOS | 39 |
| 6 DISCUSSÃO | 47 |

| | |
|--|-----------|
| 7 CONCLUSÃO..... | 50 |
| REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS | 51 |
| APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO | 60 |
| ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP..... | 63 |

1 INTRODUÇÃO

A tomografia computadorizada por feixe cônico (TCFC) surge por Mozzo et al. (1998) e por Arai et al. (1999) com a finalidade de obter-se imagens volumétricas, mais precisas e com menor dose de radiação, oferecendo vantagem em relação à tomografia computadorizada por feixe em leque (TCFL) (ADIBI et al, 2012; DE VOS, CASSELMAN E SWENNEN, 2009).

O volume tridimensional (3D) de um exame de TCFC é adquirido a partir de um conjunto de imagens de projeção bidimensional e possibilita um melhor desempenho clínico (ABRAMOVITCH E RICE, 2014; SCARFE et al, 2012). A aquisição de equipamentos de TCFC vem aumentando no decorrer dos anos devido à maior acessibilidade, às variedades disponíveis e às especificações técnicas, as quais influenciam diretamente a qualidade da imagem, a dose de radiação e a precisão de diagnóstico (KATKAR et al, 2016; KILJUNEN et al, 2015; PAUWELS et al, 2012).

A TCFC tem sido muito utilizada em cirurgia oral e maxilofacial, endodontia, implantodontia, periodontia e ortodontia, por exemplo (AAOMR, 2013; AHMAD, JENNY E DOWNIE, 2012; BORNSTEIN, HORNER E JACOBS, 2017; PATEL et al, 2014, WOELBER et al, 2018). E, dessa forma, tem levado a questionamentos em relação às reais indicações, à dose de radiação e aos protocolos de aquisição de imagem (SEDEXCT, 2012). Assim, é importante que as imagens radiográficas possuam qualidade de imagem suficiente para obter uma acurácia precisa de diagnóstico, mantendo a dose de radiação tão baixa quanto razoavelmente possível, conforme acrônimo ALARA (*As Low As Reasonably Achievable* – tão baixo quanto razoavelmente possível) (ELKHATEEB, TORGERSEN E ARNOUT, 2016; ICRP, 2007).

A alta resolução espacial da TCFC é alcançada através de algoritmos de reconstrução realizada por softwares e por um conjunto de parâmetros técnicos relacionados aos equipamentos como FOV (*field of view* – campo de visão), voxel, tempo de exposição, corrente do tubo e tensão do tubo. Esses parâmetros influenciam tanto a resolução de imagem quanto a dose de radiação recebida pelo paciente (FERAGALLI et al, 2017; DA SILVA MOURA et al, 2018).

O FOV corresponde ao tamanho da área a ser escaneada e diminuí-lo é considerado o método mais simples para redução da dose de radiação. O tamanho do voxel está relacionado à espessura da reconstrução/corte. Quanto menor o voxel, maior a resolução espacial e maior a dose de radiação. O tempo de exposição, a corrente do tubo e a tensão do tubo são responsáveis pela intensidade e pela quantidade de fótons de raios X, influenciando na dose de radiação e na

qualidade de imagem (DAVIES, JOHNSON E DRAGE, 2012; FERAGALLI et al., 2017; GOLDMAN, 2007; MARET et al, 2012; THEODORAKOU et al, 2012).

A qualidade de imagem pode ser avaliada de forma objetiva e de forma subjetiva utilizando simuladores. Para avaliação subjetiva da qualidade da imagem, os estudos trazem como foco a identificação de estruturas anatômicas ou a realização de tarefas diagnósticas. Já para a avaliação objetiva da qualidade de imagem são realizadas investigações quantitativas (WANG et al, 2020).

Estudos *in vivo* realizados com variações de protocolos e fatores de exposição não são aceitáveis por razões éticas. No entanto, existem simuladores experimentais disponíveis comercialmente que possibilitam essa avaliação ao simular características morfológicas e de atenuação de raios X semelhante à de humanos, possibilitando a dosimetria (LUDLOW et al, 2015).

Entretanto, faltam declarações, recomendações clínicas ou diretrizes de órgãos competentes em relação ao uso de protocolos de baixa dose em Odontologia, que podem ser definidos como procedimentos que reduzem os fatores de exposição com perda aceitável de qualidade de imagem para fins de diagnóstico (MCCOLLOUGH et al, 2007; YEUNG, JACOBS E BORNESTEIN, 2019).

Apesar de a TCFC apresentar diversas vantagens em relação aos exames bidimensionais para o diagnóstico em diferentes áreas da Odontologia, a dose de radiação utilizada nesses exames pode variar em 600% a depender do protocolo de exposição, com influência também na qualidade de imagem (DA SILVA MOURA et al, 2018). A acurácia do diagnóstico deve ser mantida com a menor dose de radiação possível, por isso, o protocolo deve ser otimizado conforme a indicação clínica, em termos de tensão do tubo, corrente do tubo, tempo de exposição, FOV, dentre outros parâmetros (FERAGALLI et al, 2017).

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO

Mozzo et al. (1998) e Arai et al. (1999) apresentaram em seus estudos um novo aparelho de tomografia computadorizada baseado na técnica de feixe cônico, para a odontologia, em que um conjunto de imagens base era utilizado para reconstrução do volume adquirido. Entre as justificativas para seu uso estão rapidez na aquisição do volume, alta eficiência no uso dos raios X, fabricação de equipamentos mais baratos e dose de radiação menor quando comparada à TCFL (PAUWELS et al, 2012).

A possibilidade de informações tridimensionais com potencial de um melhor diagnóstico fez com que os fabricantes respondessem a essa inovação com um aumento no número de modelos disponíveis e diferentes parâmetros e configurações quando comparado aos exames por imagem bidimensionais (HORNER et al, 2009; SONYA, DAVIES E FORD, 2016).

A TCFC tem sido utilizada em praticamente todas as especialidades da Odontologia como endodontia, periodontia, cirurgia, implantodontia, estomatologia, ortodontia. Seu uso vai desde a detecção de canais acessórios, fraturas radiculares verticais, planejamento de implantes, visualização do canal da mandíbula até fraturas maxilofaciais e desordens temporomandibulares, dentre outras aplicações (ALAMRI et al, 2012; DE VOS, CASSELMAN E SWENNEN, 2009; JAIN et al, 2019; VENKATESH E ELLURU, 2017; SCHULZE E DRAGE, 2020).

Uma técnica radiológica deve ser eficaz em todos os níveis, desde a eficácia da precisão técnica à eficácia social (FRYBACK E THORNBURY, 1991). Embora as imagens 3D ofereçam informações clínicas abundantes, sua prescrição não deve se apoiar em conveniência. Como ocorre com qualquer exame de imagem que utiliza radiação ionizante, os princípios subjacentes de justificação e otimização dos níveis de radiação devem ser aplicados (CHAMBERS et al, 2015).

2.2 PARÂMETROS TÉCNICOS

A imagem de TCFC é influenciada por diversas variáveis, em especial, os parâmetros técnicos como tamanho do FOV, dimensões do voxel, corrente do tubo, tensão do tubo, número de imagens base, tempo de exposição, que podem ou não ser alterados de acordo com o aparelho tomográfico (KAMBUROGLU et al, 2011; LOFTHAG-HANSEN et al, 2011).

2.2.1 FOV

O tamanho da estrutura digitalizada é chamada de campo de visão. O FOV, para unidades com detector de tela plana, apresenta uma forma cilíndrica no centro do escâner entre o detector e a fonte de raios X, expresso pela altura do cilindro e o diâmetro da base (ABRAMOVITCH E RICE, 2014).

O tamanho do FOV influenciou significativamente a evolução dos aparelhos de TCFC. As primeiras unidades eram restritas a um FOV de tamanho único, grande ou pequeno, o que limitava a utilidade do equipamento. A regra geral era de que quanto maior o tamanho do FOV, maior o custo do escâner, custo esse atribuído ao tamanho maior do detector e ao gerador maior de quilovoltagem necessário para aquisição das imagens (ABRAMOVITCH E RICE, 2014). Idealmente, o tamanho do FOV deve ser totalmente ajustável, sendo otimizado para o paciente conforme a indicação clínica (PATEL et al, 2014).

Um FOV grande é caracterizado quando o diâmetro x altura é igual ou maior a 10 cm x 10 cm e abrange as estruturas do complexo maxilofacial bem como cavidade nasal e soalho do seio maxilar. Um FOV médio está entre 8 cm x 5 cm e 10 cm x 10 cm podendo incluir maxila ou mandíbula. Já um FOV pequeno está abaixo de 8 cm x 5 cm sendo uma área que abrange alguns dentes adjacentes e sua região periapical (BORNSTEIN et al, 2014; PAUWELS et al, 2012).

Por causa da grande área irradiada, a principal desvantagem de um FOV grande é a maior exposição à radiação. É essencial usar sempre o menor FOV possível, focado na região de interesse para se evitar exposição indevida (DHONT et al 2020). Vários estudos apontam a necessidade de personalização do FOV conforme indicação clínica devido sua relação com a dose de radiação (ALI, FTEITA E KULMALA, 2015; JADU, YAFFE E LAM, 2010; PALOMO, RAO E HANS; 2008; PAUWELS et al, 2012; QU et al, 2010; SUOMALAINEN et al, 2009).

2.2.2 Voxel

O menor elemento de imagem de um volume 3D adquirido é chamado de voxel, representado como um cubo isótopo com altura x largura x profundidade iguais (DHONT et al 2020; MARET et al, 2012; SCARFE et al, 2012). Alterar somente o tamanho do voxel não afeta a dose de radiação, pois este é um parâmetro de reconstrução livremente ajustável. (PAUWELS et al, 2015).

Para cada voxel é atribuído um valor da escala de cinza que se aproxima do valor de atenuação do tecido ou espaço representado. Uma dimensão de voxel pequena somado ao grande número de níveis de cinza contribuem para a exatidão e precisão na formação de imagens. Existem unidades de TCFC capazes de gerar imagens de alta resolução devido a sua variação de voxel entre 0,076 mm e 0,125 mm, sendo essencial para tarefas que solicitam a diferenciação de estruturas anatômicas em virtude da alta resolução espacial (HATCHER, 2010; SCARFE et al, 2012).

Na prática, alguns fabricantes implementam protocolos pré-definidos, para os quais tamanhos de voxel menores correspondem a valores de mAs mais altos, a fim de manter o ruído relativamente constante levando, portanto, a um aumento da dose (PAUWELS et al, 2015). Em outros equipamentos, o tamanho do voxel está ligado ao FOV, e tamanhos menores de voxel e de FOV podem aumentar a dose devido a um aumento da exposição à radiação, necessário para manter uma relação contraste-ruído adequada (LUDLOW E WALKER 2013).

2.2.3 Corrente e tensão do tubo

A tensão do tubo (kV), ou quilovoltagem, determina o contraste da imagem em relação ao poder de penetração do feixe de raios X gerado pelo aparelho de TCFC (JONES et al, 2015). Já a corrente do tubo (mA), ou miliamperagem, é diretamente proporcional à quantidade de fótons de raios X e, portanto, diretamente proporcional à dose de radiação. A mA e o tempo de exposição (s) são frequentemente combinados como um produto (mAs) que também é proporcional à dose de radiação (PAUWELS et al, 2015).

Para a maioria dos aparelhos tomográficos, a kV é fixa e a corrente do tubo e o tempo de exposição podem ser alterados de acordo com a qualidade de imagem desejada e o tamanho do paciente. Na prática, isso geralmente é feito manualmente ou através da seleção de protocolos de exposição pré-definidos (PAUWELS et al, 2015).

Existem instruções das diretrizes europeias ao afirmar que a tensão do tubo de raios X e o produto tempo de exposição x corrente do tubo devem ser ajustáveis no equipamento de TCFC e otimizados durante o uso de acordo com a finalidade clínica do exame. No entanto, não há um direcionamento específico sobre como a otimização deve ser alcançada na prática (GOULSTON et al, 2016).

2.2.4 Tempo de exposição e imagens base

Existem dois componentes principais para a geração de imagens em TCFC: formação e exibição de imagens. A TCFC usa um feixe de forma piramidal divergente ou em forma de cone de radiação ionizante que é projetado em um detector de painel plano de área bidimensional direcionada através de uma região de interesse (ROI) (SCARFE et al, 2012).

A unidade de TCFC faz uma única rotação de 180 a 360° ao redor do paciente para obter várias projeções 2D conhecidas como imagens base ou dados brutos, fornecendo posteriormente um volume 3D utilizando técnicas especiais de reconstrução. O número de imagens base é determinado pelo ângulo de rotação e pelo tempo de aquisição. Os dados então são salvos no formato Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM), o que permite facilidade de manuseio e uso em software de imagem. (SCARFE et al, 2012; VENKATESH E ELLURU, 2017).

Embora o tempo de exposição seja geralmente um controle de exposição para um sistema de raios X, em TCFC, o tempo de exposição é, na verdade, dependente do número de imagens de base e da resolução espacial solicitada no tamanho do voxel. Quanto menor o tamanho do voxel e maior o número de imagens de base, maior a exposição (ABRAMOVITCH E RICE, 2014).

2.3 DOSE EFETIVA DE RADIAÇÃO EM TCFC

A dose de radiação produzida pela TCFC depende dos parâmetros de exposição. Alguns desses parâmetros são específicos para o equipamento e diferem de acordo com cada fabricante/unidade de TCFC e outros são dependentes do operador (LUDLOW, 2009; DHONT et al, 2020). Com a crescente exposição de pacientes a doses mais altas de radiação em exames 3D, quando comparado a exames de imagens 2D, tornou-se necessário e relevante a proteção do paciente com foco na dose de radiação (YEUNG, JACOBS E BORNESTEIN, 2019).

Diferentes danos e efeitos estão associados a diferentes tipos de exposição à radiação e é possível categorizar os riscos em estocásticos e determinísticos. Um efeito estocástico é aquele em que a chance de ocorrência do efeito aumenta com o aumento da exposição, mas não afeta a gravidade do efeito, não existe dose limiar. Já os efeitos determinísticos são aqueles em que a gravidade do efeito aumenta com o aumento da exposição, existe um limite abaixo do qual os efeitos não ocorrem (HAMADA E FUJIMICHI, 2014; LUDLOW, 2009).

O conceito de dose efetiva (E_T) foi desenvolvido para fornecer uma medida do risco de ocorrência do efeito estocástico da exposição às baixas doses de radiação ionizante. É definida pela ICRP como sendo o produto entre o fator de ponderação tecidual (W_T), que representa a contribuição de cada tecido ou órgão para o risco global, e a dose equivalente (H_T) para o tecido $E_T = \sum W_T \times H_T$. É expressa em Sievert (Sv) ou, mais comumente, em microSievert (μSv). Para determinar a dose equivalente (H_T) para os órgãos ou tecidos é utilizado a fórmula $H_T = W_R \sum f_i D_{Ti}$. Em que W_R é o fator de ponderação de radiação (sendo 1 para raios X), f_i a fração de tecido irradiada e D_{Ti} a dose média absorvida mensurada com os dosímetros (ICRP, 2007).

Ao empregar os mesmos métodos de medição de dose para diferentes exames, unidades ou protocolos, é possível avaliar quais opções resultam em maior ou menor risco (ICRP, 2007; LUDLOW, 2009; LUDLOW et al, 2015). A partir disso, começaram a surgir estudos relacionados à dosimetria em TCFC (DAVIES, JOHNSON E DRAGE, 2012; KADESJÖ et al, 2015; LOUBELE et al, 2009; LUDLOW E IVANOVIC, 2008; LUDLOW E WALKER, 2013; LUKAT, WONG E LAM, 2013; ROBERTS et al, 2009; SILVA et al 2008; THEODORAKOU et al 2012). A maioria dos estudos utilizam fantasmas e dosímetros termoluminescentes para calcular a dose de radiação. No entanto, os fantasmas não podem ser adaptados para cada paciente, sendo uma limitação. Mais estudos devem ser realizados alterando os parâmetros de interesse e fixando os demais de modo a atingir então o percentual de aumento/redução da dose de radiação (DA SILVA MOURA et al, 2018; LUKAT, WONG E LAM, 2013).

Um aspecto fundamental para a proteção da dose de radiação foi a implementação do acrônimo ALARA proposto pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP) em 1977. Jaju e Jaju (2015) propuseram o acrônimo ALADA (As Low As Diagnostically Acceptable - tão baixo quanto diagnosticamente aceitável) com o objetivo de enfatizar a importância da otimização em exames de diagnóstico por imagens (ELKHATEEB, TORGERSEN E ARNOUT, 2016; IRCP, 2007; WHITE et al, 2014; YEUNG, JACOBS E BORNSTEIN, 2019).

Assim, estudos começaram a indicar a importância dos protocolos de baixa dose de radiação, ao alterarem o método de realização dos exames de TCFC e, conseqüentemente, a forma como o diagnóstico é realizado por meio de imagens 3D (BORNSTEIN et al, 2014; BORNSTEIN, HORNER E JACOBS, 2017; DA SILVA MOURA et al, 2018). Esses protocolos podem ser definidos como procedimentos que reduzem os fatores de exposição com perda aceitável de qualidade de imagem para fins diagnósticos (HIGALDO-RIVAS et al, 2015; YEUNG, JACOBS E BORNSTEIN, 2019). Geralmente, podem ser alcançados alterando as

configurações do aparelho tomográfico como utilização de um FOV apropriado para a região de interesse, redução da corrente do tubo, diminuição do tempo de varredura, aumento do tamanho do voxel e diminuição do número de imagens base (HARRIS et al, 2012).

2.4 AVALIAÇÃO DA QUALIDADE DE IMAGEM

A dose de radiação tem um efeito profundo na qualidade da imagem de forma que aumentar a dose melhora a qualidade de imagem. O motivo por trás disso está relacionado à quantidade de fótons que são transmitidos para uma área de interesse, assim o ruído da imagem é reduzido e a granulação da imagem diminui. Esse aumento é alcançado através da manipulação dos parâmetros técnicos do equipamento (ALI, FTEITA E KULMALA, 2015; BAMBA et al, 2013; KATKAR et al, 2016; OENNING et al, 2019).

Entretanto, reduzir a dose de radiação a níveis extremamente baixos pode tornar as imagens insuficientes para o diagnóstico. Na realidade, são necessárias imagens diagnósticas adequadas, em vez de imagens com a mais alta qualidade (BORNSTEIN, HORNER E JACOBS, 2017; PARK et al, 2019). Assim, o desempenho do diagnóstico da TCFC depende tanto da manipulação dos parâmetros quanto dos aparelhos tomográficos utilizados (ALQERBAN et al, 2011).

Há uma falta de padronização para análise de qualidade de imagem em TCFC devido a subjetividade da avaliação e da diversidade de aparelhos tomográficos existentes (CHOI et al, 2015). Para desenvolver as ferramentas necessárias, todo o conhecimento disponível sobre avaliação da qualidade de imagem em outras modalidades de imagem é combinado ao conhecimento existente de TCFC e estudos anteriores sobre qualidade de imagem em TCFC (DE MOURA et al, 2016; LOUBELE et al, 2008).

A avaliação da qualidade de imagem de TCFC pode ser realizada de maneira objetiva e subjetiva. De maneira objetiva, é descrita em termos de contraste, de resolução espacial, de ruído da imagem e de artefatos. O uso de fantasmas e de softwares são considerados essenciais para aferição desses parâmetros (CHOI et al, 2015; GOLDMAN, 2007; MCCOLLOUGH et al, 2007). Em virtude da dificuldade padronização em estudos que usam crânios ou dados de pacientes, um fantoma de controle de qualidade para TCFC foi desenvolvido como parte do projeto SEDENTEXCT, em 2008, para avaliação objetiva da qualidade de imagem (PAUWELS et al, 2011; SEDENTEXCT, 2012).

Já a avaliação subjetiva está relacionada à realização de uma tarefa de diagnóstico específica. Envolve a apresentação padronizada de imagens a uma quantidade de observadores,

bem como uma escala para avaliar sua capacidade de identificar estruturas anatômicas e/ou classificar a suficiência da imagem para uma tarefa diagnóstica específica como reabsorção radicular, planejamento de implantes e diagnóstico periapical (ALQERBAN et al, 2011; CHOI et al, 2015; DURACK et al, 2011; ESPOSITO, CARDAROPOLI E COTTI, 2011; PARK et al, 2019).

Devido à impossibilidade de medir a dose de radiação efetiva *in vivo*, um fantoma antropomórfico é utilizado. É considerado padrão ouro e apresenta características morfológicas e de atenuação de raios X semelhante à de humanos, simulando os efeitos nos diversos tecidos (LUDLOW et al, 2015). Vários dosímetros são posicionados em locais diferentes no fantoma permitindo a aferição da dose absorvida com alta acurácia (LUDLOW et al, 2009).

Alguns estudos têm como destaque a avaliação subjetiva da qualidade de imagem através da capacidade de realização de uma tarefa de diagnóstico específica (LOFTHAG-HANSEN, THILANDER-KLANG E GRÖNDAHL, 2011; OENNING et al, 2019; WANG et al, 2020). Outros estudos têm mostrado uma associação entre fatores físicos da formação de imagem e qualidade de imagem subjetiva (CHOI et al, 2015; DE MOURA et al, 2015; HIDALGO-RIVAS et al, 2015; PARK et al, 2019). E, por fim, estudos com ênfase somente na dosimetria (CHAMBERS et al, 2015; DAVIES, JOHNSON E DRAGE, 2012; ERNST et al, 2017; KADESJÖ et al, 2015; LUDLOW E WALKER, 2013; THEODORAKOU et al, 2012).

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência de parâmetros técnicos do equipamento na qualidade de imagem e dose de radiação em TCFC a partir dos diferentes protocolos de aquisição de imagem no aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300 (Instrumentarium Dental™, Charlotte, NC, USA).

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Identificar a dose efetiva em cada protocolo de aquisição das imagens em TCFC;
- Avaliar a influência dos diferentes protocolos de aquisição na identificação de estruturas anatômicas.

4 METODOLOGIA

4.1 DESENHO DO ESTUDO

Estudo observacional de diagnóstico.

4.2 EQUIPAMENTO DE TCFC E PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO

O aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300 (Figura 1) Instrumentarium Dental™, Charlotte, NC, USA) foi utilizado neste estudo. As aquisições das imagens tomográficas foram realizadas na Universidade Evangélica de Goiás (UniEVANGÉLICA), em Anápolis – Goiás. Esse equipamento possui um feixe de radiação pulsada e tensão do tubo fixa em 90 kV. Possui fatores variáveis como tamanho do FOV, voxel e corrente do tubo. Já o tempo de exposição (variando entre 2,3; 4,9; 6,1 e 13 s) e o número de imagens base (varia entre 234, 486, 609 e 1262) são fixos após escolha do voxel e do FOV.

Os protocolos utilizados estão descritos na Tabela 1.



Figura 1 – Aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300

Fonte: www.midental.co.uk

Tabela 1 – Protocolos de aquisição para o aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300 (Instrumentarium Dental™, Charlotte, NC, USA)

| Protocolo | voxel (mm) | FOV (cm) | Corrente (mA) | Tensão (kV) | Redução de artefato | Tempo exposição (s) | Imagens base |
|------------------|-------------------|-----------------|----------------------|--------------------|----------------------------|----------------------------|---------------------|
| 1 | 0,3 | 6x8 | 8 | 90 | Não | 4,9 | 486 |
| 2 | 0,3 | 6x8 | 10 | 90 | Não | 4,9 | 486 |
| 3 | 0,3 | 6x8 | 6,3 | 90 | Não | 4,9 | 486 |
| 4 | 0,2 | 6x8 | 4 | 90 | Não | 13 | 1262 |
| 5 | 0,3 | 6x8 | 13 | 90 | Não | 4,9 | 486 |
| 6 | 0,2 | 6x8 | 5 | 90 | Não | 13 | 1262 |
| 7 | 0,2 | 6x8 | 6,3 | 90 | Não | 13 | 1262 |
| 8 | 0,2 | 6x8 | 8 | 90 | Não | 13 | 1262 |
| 9 | 0,2 | 6x8 | 10 | 90 | Não | 13 | 1262 |

4.3 FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES

As imagens foram adquiridas através de um fantoma antropomórfico Alderson RANDO® (Figura 2) (The Phantom Laboratory, New York, USA), disponibilizado pelo Centro de Instrumentação e Radioproteção (CIDRA) da Universidade de São Paulo (USP/Ribeirão Preto), com características médias de um homem adulto (Altura: 1.75 m, Peso: 73,5 kg).

O fantoma é dividido em fatias de 2,5 cm de espessura, com orifícios de 5 mm de diâmetro que permitem a colocação de dosímetros para aferições da dose. A região de cabeça e pescoço compreende aos 9 níveis superiores do modelo e foi utilizada para o cálculo da dose de radiação neste estudo, visto que essa é a região que recebe dose significativa de radiação em exames de TCFC. O simulador antropomórfico foi posicionado simulando o mais próximo possível as condições de um exame tomográfico em um paciente real (Figura 3).



Figura 2 – Simulador antropomórfico Alderson RANDO®

Fonte: própria autora.

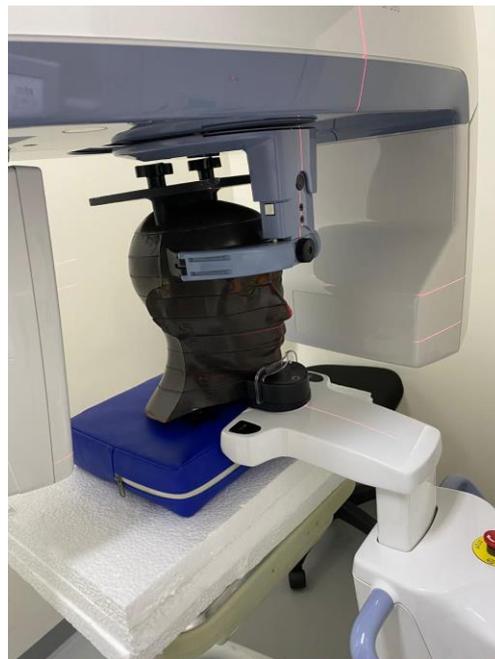


Figura 3 – Simulador antropomórfico Alderson RANDO® posicionado no tomógrafo

Fonte: própria autora

Dosímetros termoluminescentes também disponibilizados pelo CIDRA foram utilizados para mensuração da dose de radiação. Um total de 174 TLDs de fluoreto de lítio dopado com magnésio de titânio (LiF: Mg, Ti) (TLD-100) com dimensões de 3mm x 3 mm x 1 mm (Harshaw, Solon, OH, USA) foram calibrados. Em seguida, para cada um dos nove protocolos de exposição mencionados anteriormente, 19 TLDs foram posicionados em diferentes sítios no fantoma (Figuras 4 e 5) (Tabela 2) segundo estudos anteriores (DAVIES, JOHNSON E DRAGE, 2012; LUDLOW E IVANOCIC, 2008; MARTINS et al, 2021).

A inserção dos TLDs nos sítios do fantoma foi supervisionada por dois radiologistas experientes, para garantir a distribuição uniforme sobre os diferentes órgãos radiosensíveis. Considerando a baixa quantidade de energia de raios X produzida em uma única exposição, foram realizadas cinco exposições repetidas em cada protocolo. Para mensurar a radiação de fundo, três TLDs foram fixados na parede externa da sala de aquisição. Após as exposições, os TLDs foram submetidos ao leitor Harshaw modelo 3500 (Thermo Scientific, Oakwood Village, Ohio, USA). As medições foram obtidas utilizando o software WinREMS, com computador dedicado e conectado ao sistema Harshaw pertencente também ao CIDRA/USP.



Figura 4 – Divisão dos 9 níveis do simulador antropomórfico Alderson RANDO®

Fonte: própria autora



Figura 5 – Colocação dos TLDs no simulador antropomórfico Alderson RANDO®

Fonte: própria autora

Tabela 2 - Localização dos TLDs nos sítios e níveis do fantoma

| Órgão | Sítio | Nível |
|----------------------------|---------------------------------|--------------|
| Medula óssea | Calvário anterior | 2 |
| | Calvário posterior | 2 |
| | Coluna cervical central | 6 |
| | Ramo direito | 6 |
| | Ramo esquerdo | 6 |
| | Corpo da mandíbula direito | 7 |
| | Corpo da mandíbula esquerdo | 7 |
| Cérebro | Cérebro médio | 2 |
| | Centro do cérebro | 3 |
| Olhos | Lente esquerda | 4 |
| | Lente direita | 4 |
| Glândulas salivares | Parótida esquerda | 5 |
| | Parótida direita | 5 |
| | Glândula submandibular direita | 7 |
| | Glândula submandibular esquerda | 7 |
| | Glândula sublingual | 7 |
| Tireoide | Tireoide média | 9 |
| Pele | Nuca esquerda | 7 |
| | Bochecha direita | 5 |

4.4 CÁLCULO DA DOSE DE RADIAÇÃO

A partir da dose absorvida mensurada pelos dosímetros a que o fantoma foi exposto, nos diferentes protocolos de exposição, foram calculados a dose equivalente e a dose efetiva.

4.4.1 DOSE EQUIVALENTE PARA ÓRGÃOS

Para determinar a dose equivalente (H_T) para os órgãos ou tecidos foi utilizado a fórmula:

$$H_T = W_R \sum f_i D_{Ti}$$

W_R é o fator de ponderação de radiação (sendo 1 para raios X), f_i a fração de tecido irradiada (Tabela 3) e D_{Ti} a dose média absorvida mensurada com os dosímetros.

Tabela 3 - Fração de tecido irradiada (%)

| | |
|----------------------------|--------------------|
| Medula óssea | 16,5 ponderado em: |
| Mandíbula | 1,3 |
| Calvário | 11,8 |
| Coluna cervical | 3,4 |
| Tireoide | 100 |
| Pele | 5 |
| Superfície óssea | 16,5 ponderado em: |
| Mandíbula | 1,3 |
| Calvário | 11,8 |
| Coluna cervical | 3,4 |
| Glândulas salivares | 100 ponderado em: |
| Parótida | 100 |
| Submandibular | 100 |
| Sublingual | 100 |
| Cérebro | 100 |
| Remanescentes | |
| Nódulos linfáticos | 5 |
| Músculo | 5 |
| Vias aéreas extratorácicas | 100 |

A dose na superfície óssea é a dose da medula óssea multiplicado pelo osso: coeficiente de absorção da energia de massa muscular, igual a:
 $(-0.0618 \times \frac{2}{3} kV) + 6,9406$

4.4.2 DOSE EFETIVA

A dose efetiva (E_T) foi calculada de acordo com a seguinte fórmula:

$$E_T = W_T \times H_T$$

O fator de peso tecidual (W_T) representa a contribuição de cada tecido ou órgão para o risco global. Os fatores de ponderação dos tecidos definidos nas últimas recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica serão aplicados (ICRP) (Tabela 4).

Tabela 4 - fator de peso tecidual ICRP 2007

| | |
|---------------------|------|
| Medula óssea | 0,12 |
| Tireoide | 0,04 |
| Pele | 0,01 |
| Superfície óssea | 0,01 |
| Glândulas salivares | 0,01 |
| Cérebro | 0,01 |
| Remanescente | 0,12 |

4.5 AQUISIÇÃO DA IMAGEM DE MANDÍBULA MACERADA E AVALIAÇÃO SUBJETIVA DA QUALIDADE DE IMAGEM

Para a avaliação subjetiva da qualidade de imagem, foram realizadas novas aquisições tomográficas seguindo as mesmas configurações para cada protocolo. Foi utilizada uma mandíbula macerada, pois o simulador antropomórfico é dividido em fatias e também possui orifícios que permitem a colocação de dosímetros para aferição da dose prejudicando a avaliação de algumas estruturas anatômicas de interesse para o estudo.

Três examinadores independentes entre si, especialistas em Radiologia Odontológica e Imaginologia, cegos em relação aos protocolos de aquisição, avaliaram uma imagem de cada um dos 9 protocolos. Antes do início do desenvolvimento das análises foi realizada uma padronização do método de interpretação com os examinadores quanto aos critérios a serem

observados durante o processo de avaliação das imagens tomográficas, utilizando três exames que foram excluídos da amostra. Os examinadores foram autorizados a ajustar brilho e contraste, para melhor visualização das estruturas anatômicas (WANG et al, 2020).

Os exames de tomografia computadorizada por feixe cônico, em formato DICOM, foram examinados em todo o volume, analisando cada corte individualmente e em todos os planos: axial, coronal e sagital no software CS 3D Imaging versão 3.1.9, no mesmo local, no mesmo computador, um notebook Gamer Samsung Odyssey, 15,6” Full HD LED e painel PLS, Intel Core i7, 16 GB RAM, HD 1 TB e sistema operacional Windows 10 Home.

Para cada protocolo, o examinador avaliou o volume como um todo, com destaque para avaliação óssea e dentária em diferentes aspectos (Tabela 5). E, para cada aspecto, classificou segundo uma escala de 4 graus: definitivamente não consigo avaliar (1), não consigo avaliar (2), consigo avaliar (3), definitivamente consigo avaliar (4).

Tabela 5 – Estruturas anatômicas avaliadas para cada protocolo

| Avaliação óssea | Avaliação dentária |
|---|--|
| 1. Avaliação do padrão do trabeculado ósseo. | 5. Delimitação do esmalte e da dentina. |
| 2. Avaliação do contorno cortical do canal da mandíbula | 6. Nitidez da lâmina dura e espaço do ligamento periodontal. |
| 3. Avaliação do contorno cortical do forame mental. | 7. Identificação canal (is) dentes 33 |
| 4. Avaliação do contorno cortical do foramina lingual. | 8. Identificação canal (is) dentes 43 |

Além disso, apontaram em uma escala visual analógica (EVA) (Figura 6) o quanto estavam confiantes em relação a cada uma das respostas (OENNING et al, 2019).

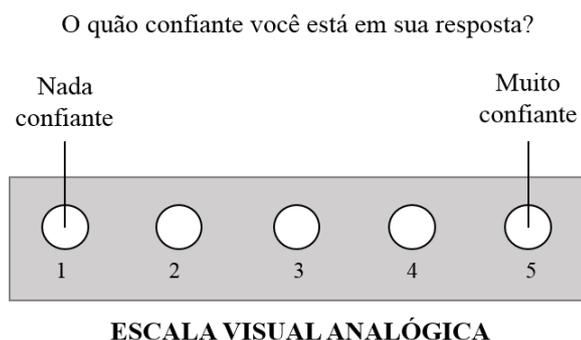


Figura 6 - Escala visual analógica adaptada para indicar o nível de confiança dos examinadores

Fonte: própria autora

Após trinta dias, 100% das imagens foram reavaliadas para obter-se a confiabilidade intraexaminadores.

4.5 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística foi realizada com o auxílio do programa computacional SPSS 28.0.1.0 (Statistical Package for Social Sciences, EUA).

Uma análise descritiva das doses de radiação foi realizada. Foi utilizada a regressão linear múltipla se o voxel, a miliamperagem, o tempo de exposição e o número de imagens base são capazes de prever a dose efetiva.

A confiança intra e interexaminadores foi calculada como análise de concordância kappa (LANDIS E KOCH, 1977). Sendo, índice kappa < 0 (sem concordância); 0 – 0,2 (concordância fraca); 0,21 – 0,4 (concordância regular); 0,41 – 0,6 (concordância moderada); 0,61 – 0,8 (concordância substancial); 0,81 – 1 (concordância quase perfeita).

Foi utilizado um teste exato de Fisher para comparação da qualidade de imagem e os protocolos de aquisição e um teste qui-quadrado de independência para comparação da confiança dos examinadores e os protocolos de aquisição. Foram considerados estatisticamente significantes valores de $p < 0,05$.

4.6 ASPECTOS ÉTICOS

Apesar deste projeto de pesquisa não realizar a aquisição das imagens tomográficas em seres humanos, a avaliação subjetiva da qualidade de imagem foi realizada por especialistas em Radiologia Odontológica e Imaginologia e, por isso, foi submetido e aprovado pelo Comitê de

Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás, de acordo com a resolução 466/12 do Conselho Nacional de Saúde (CNS), relativa à pesquisa com seres humanos, uma vez que são parte da execução da metodologia, sob o número de parecer: 4.675.940 (Anexo 1).

4.7 RISCOS E BENEFÍCIOS

Como se trata de exames tomográficos em um fantoma antropomórfico, houve o risco da quebra dos protocolos de segurança pelos profissionais que realizaram os exames de tomografia. Portanto, para minimizar estes riscos foram seguidas as recomendações preconizadas pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica durante a realização dos exames. Além disso, teve-se o risco de expor, por exemplo, a opinião dos profissionais em relação ao diagnóstico. Para isso, foi utilizado um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (Apêndice 1) a fim de explicar o objetivo da pesquisa aos examinadores e obter a autorização dos mesmos para a participação garantindo o sigilo da identificação. Os benefícios relacionados a esta pesquisa são de ordem indireta, sendo elencado o melhor conhecimento sobre a dose de radiação do aparelho e protocolos estudados.

5 RESULTADOS

Os valores de dose equivalente para cada órgão/tecido nos diferentes protocolos de aquisição estão descritos na Tabela 6.

Tabela 6 - Valores médios de dose equivalente (μSv) para diferentes órgãos/ tecidos para os protocolos de aquisição

| Órgãos/tecidos | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 | P6 | P7 | P8 | P9 |
|----------------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Medula óssea | 70 | 71 | 58 | 93 | 104 | 107 | 139 | 146 | 217 |
| Tireoide | 257 | 257 | 200 | 341 | 426 | 663 | 680 | 693 | 852 |
| Pele | 13 | 13 | 10 | 17 | 21 | 33 | 34 | 35 | 43 |
| Superfície óssea | 226 | 229 | 187 | 301 | 336 | 346 | 449 | 473 | 702 |
| Glândulas salivares | 3839 | 4019 | 2725 | 5530 | 5831 | 6439 | 7964 | 9548 | 12595 |
| Cérebro | 1412 | 1429 | 4415 | 2007 | 2135 | 2344 | 2836 | 3078 | 4709 |
| Nódulos linfáticos | 68 | 73 | 49 | 98 | 106 | 115 | 143 | 165 | 218 |
| Músculo | 68 | 73 | 49 | 98 | 106 | 115 | 143 | 165 | 218 |
| Vias aéreas extratorácicas | 1354 | 1466 | 986 | 1957 | 2118 | 2309 | 2858 | 3309 | 4354 |
| Mucosa oral | 1503 | 1642 | 1104 | 2196 | 2348 | 2552 | 3159 | 3722 | 4839 |

Já os valores de dose efetiva para órgãos/tecidos e dose efetiva total para os protocolos de aquisição estão descritos nas Tabelas 7 e 8.

Tabela 7 - Dose efetiva (μSv) para órgãos/tecidos e total para os protocolos de aquisição

| Órgãos/tecidos | P1 | P2 | P3 | P4 | P5 | P6 | P7 | P8 | P9 |
|---------------------|------|------|------|------|------|------|------|------|-------|
| Medula óssea | 8,4 | 8,5 | 7,0 | 11,2 | 12,5 | 12,9 | 16,7 | 17,6 | 26,0 |
| Tireoide | 10,3 | 10,3 | 8,0 | 13,6 | 17,0 | 26,5 | 27,2 | 27,7 | 34,1 |
| Pele | 0,1 | 0,1 | 0,1 | 0,2 | 0,2 | 0,3 | 0,3 | 0,3 | 0,4 |
| Superfície óssea | 2,3 | 2,3 | 1,9 | 3,0 | 3,4 | 3,5 | 4,5 | 4,7 | 7,0 |
| Glândulas salivares | 38,4 | 40,2 | 27,3 | 55,3 | 58,3 | 64,4 | 79,6 | 95,5 | 125,9 |
| Cérebro | 14,1 | 14,3 | 44,1 | 20,1 | 21,4 | 23,4 | 28,4 | 30,8 | 47,1 |
| Remanescente | 27,6 | 30,0 | 20,2 | 40,1 | 43,2 | 47,0 | 58,2 | 68,0 | 88,9 |

Tabela 8 - Dose efetiva total (μSv) para protocolos de aquisição

| Protocolo | Dose efetiva total (μSv) | voxel (mm) | FOV (cm) | Corrente (mA) | Tensão (kV) | Redução de artefato | Tempo de exposição (s) | Imagens base |
|------------------|---------------------------------------|------------|----------|---------------|-------------|---------------------|------------------------|--------------|
| 1 | 101,2 | 0,3 | 6x8 | 8 | 90 | Não | 4,9 | 486 |
| 2 | 105,7 | 0,3 | 6x8 | 10 | 90 | Não | 4,9 | 486 |
| 3 | 108,5 | 0,3 | 6x8 | 6,3 | 90 | Não | 4,9 | 486 |
| 4 | 143,5 | 0,2 | 6x8 | 4 | 90 | Não | 13 | 1262 |
| 5 | 155,9 | 0,3 | 6x8 | 13 | 90 | Não | 4,9 | 486 |
| 6 | 178,0 | 0,2 | 6x8 | 5 | 90 | Não | 13 | 1262 |
| 7 | 214,9 | 0,2 | 6x8 | 6,3 | 90 | Não | 13 | 1262 |
| 8 | 244,6 | 0,2 | 6x8 | 8 | 90 | Não | 13 | 1262 |
| 9 | 329,5 | 0,2 | 6x8 | 10 | 90 | Não | 13 | 1262 |

Ao comparar os nove protocolos utilizados neste estudo, em relação à dose efetiva total, pode-se observar aumento da dose efetiva total entre os protocolos de aquisição (Tabela 9).

Tabela 9 - Comparação da dose efetiva total (%) entre os protocolos de aquisição

| Protocolos | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 | 8 | 9 |
|-------------------|---|-----|-----|------|------|------|-------|-------|-------|
| 1 | - | 4,5 | 7,2 | 41,8 | 54,1 | 75,9 | 112,3 | 141,7 | 225,6 |
| 2 | - | - | 2,6 | 35,7 | 47,5 | 68,3 | 103,2 | 131,3 | 211,6 |
| 3 | - | - | - | 32,2 | 43,7 | 64 | 98 | 125,4 | 203,6 |
| 4 | - | - | - | - | 8,6 | 24 | 49,7 | 70,4 | 129,6 |
| 5 | - | - | - | - | - | 14,2 | 37,8 | 56,9 | 111,3 |
| 6 | - | - | - | - | - | - | 20,7 | 37,4 | 85,1 |
| 7 | - | - | - | - | - | - | - | 13,8 | 53,4 |
| 8 | - | - | - | - | - | - | - | - | 34,7 |

O maior aumento observado foi de 225,6%, entre o Protocolo 1 e o Protocolo 9. Houve variação do voxel de 0,3 mm para 0,2 mm e alteração da corrente de 8 mA para 10 mA. Também houve aumento do número de imagens base e do tempo de exposição, de 486 para 1262 e de 4,9 s para 13 s, respectivamente.

Ao manter a corrente em 10 mA e alterar o voxel de 0,3 para 0,2 mm, entre o Protocolo 2 e o Protocolo 9, foi observado aumento de 211,6%. Ao manter a corrente em 8 mA e reduzir

o voxel de 0,3 para 0,2 mm, entre o Protocolo 1 e o Protocolo 8, observou-se aumento de 141,7%. Nos dois casos, o número de imagens base aumentou de 486 para 1262 e o tempo de exposição aumentou de 4,9 s para 13 s.

O menor aumento observado foi de 2,6%, entre o Protocolo 2 e o Protocolo 3. Houve manutenção do voxel em 0,3 mm e redução da corrente de 10 mA para 6,3 mA. Tanto o número de imagens base quanto o tempo de exposição foram mantidos em 486 e 4,9 s, respectivamente. Ao manter a corrente em 6,3 mA e alterando o voxel de 0,3mm para 0,2mm, entre o Protocolo 3 o Protocolo 7, houve aumento de 98%. Nesse caso, o número de imagens base aumentou de 486 para 1262 e o tempo de exposição aumentou de 4,9 s para 13 s.

Ao manter o voxel em 0,3 mm e alterando a corrente de 8 mA para 10 mA observou-se aumento de 4,5% entre o Protocolo 1 e o Protocolo 2. Tanto o número de imagens base quanto o tempo de exposição foram mantidos em 486 e 4,9 s, respectivamente. Já ao manter o voxel em 0,2 mm e variando a corrente de 8 mA para 10 mA, entre o Protocolo 8 e o Protocolo 9 houve aumento de 34,7%. Tanto o número de imagens base quanto o tempo de exposição foram mantidos em 1262 e 13 s, respectivamente.

O Gráfico 1 demonstra relação entre a dose efetiva, imagens base e miliamperagem dos protocolos de aquisição avaliados.

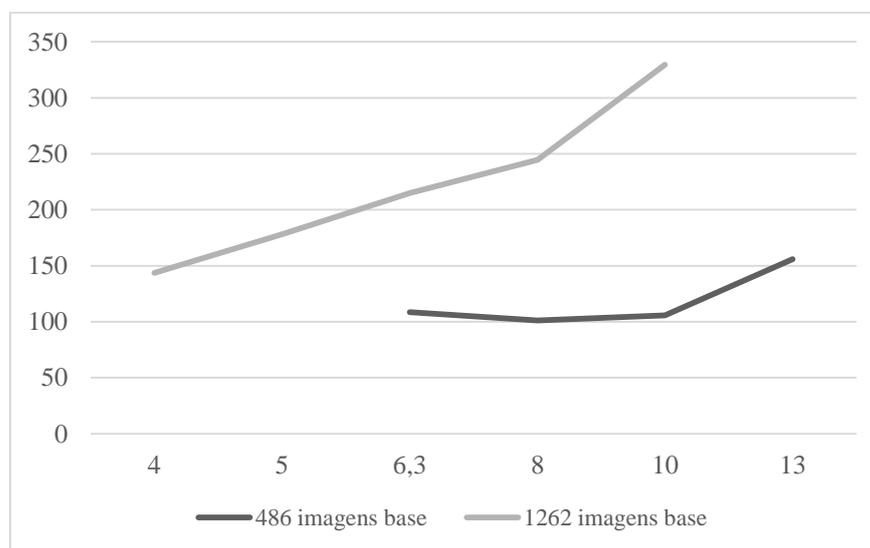


Gráfico 1 – Relação entre a dose efetiva, imagens base e miliamperagem

As Figuras 7 e 8 ilustram imagens obtidas a partir dos protocolos de aquisição tanto no simulador antropomórfico quanto na mandíbula macerada.

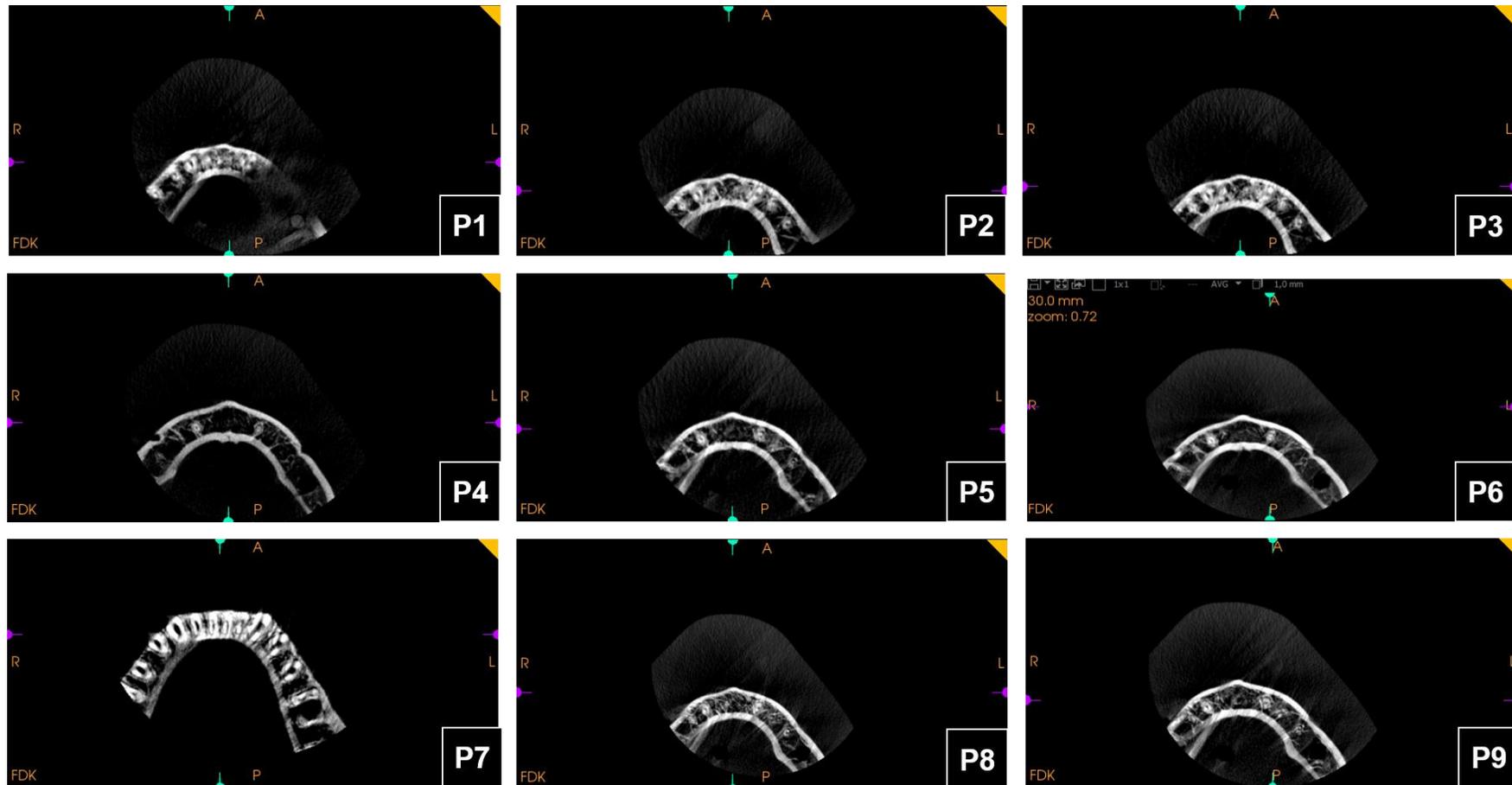


Figura 7 – Imagens tomográficas realizadas com o simulador antropomórfico Alderson RANDO® e o aparelho tomográfico Ortopantomograph™ 300 para os protocolos P1) Protocolo 1; P2) Protocolo 2; P3) Protocolo 3; P4) Protocolo 4; P5) Protocolo 5; P6) Protocolo 6; P7) Protocolo 7; P8) Protocolo 8 e P9) Protocolo 9.

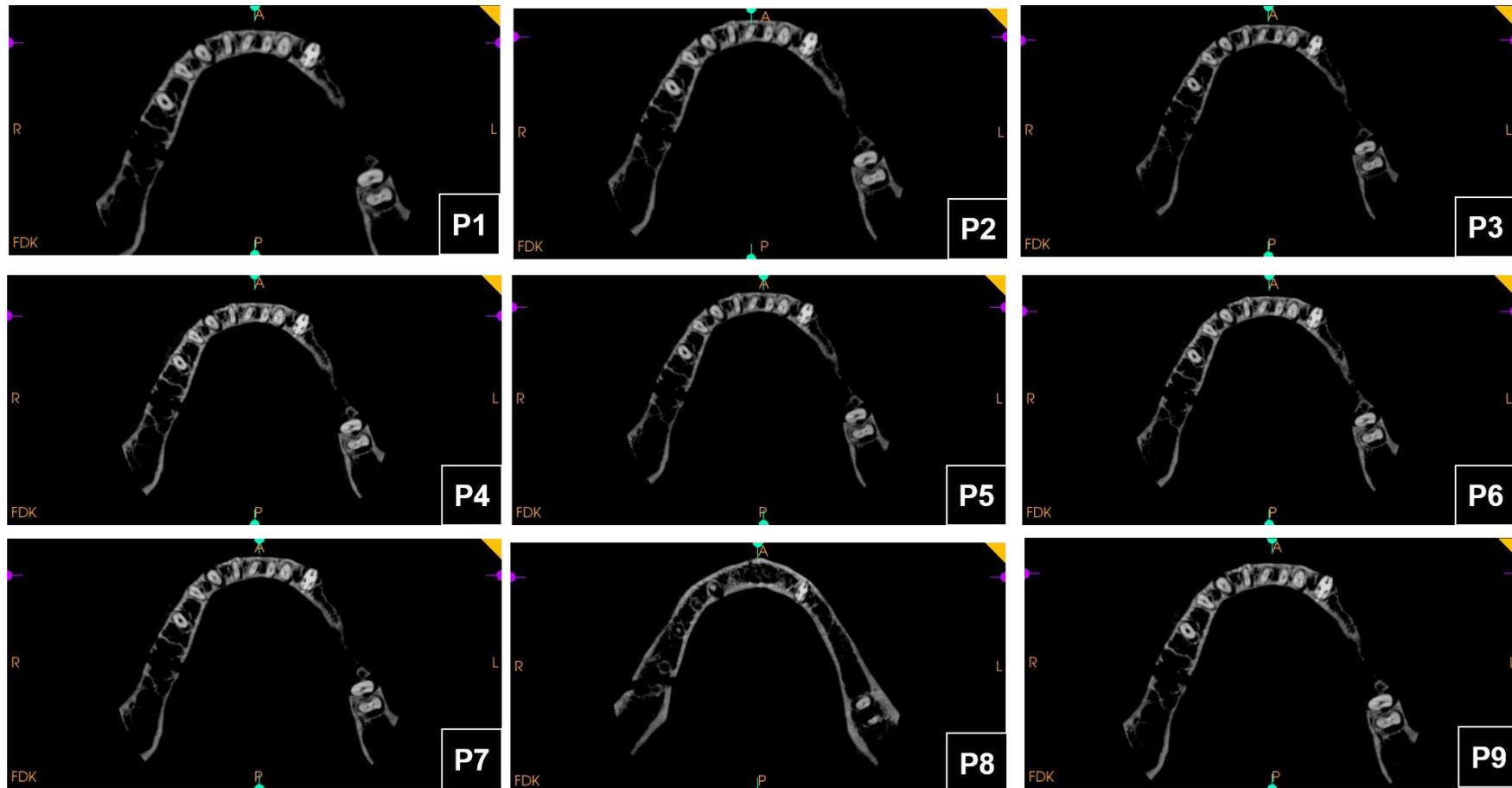


Figura 8 - Imagens tomográficas realizada com uma mandíbula macerada e o aparelho tomográfico Ortopantomograph™ 300 para os protocolos P1) Protocolo 1; P2) Protocolo 2; P3) Protocolo 3; P4) Protocolo 4; P5) Protocolo 5; P6) Protocolo 6; P7) Protocolo 7; P8) Protocolo 8 e P9) Protocolo 9.

A análise de concordância kappa dos avaliadores 1 a 3 quanto à qualidade de imagem para protocolos avaliados estão descritos na Tabela 10. Para os Protocolos 1, 3, 4, 5, 6, 7, 8, o valor de kappa foi igual a 1 - concordância quase perfeita - tanto intra quanto interexaminadores. Somente o Protocolo 2 retornou com um kappa diferente, sendo 0,000 - concordância fraca - para interexaminadores 1x2, 1x3 e intraexaminadores 2 e 3. Para interexaminadores 2x3 recebeu o valor kappa de 0,500 - concordância moderada.

Tabela 10 - Análise de concordância kappa dos examinadores 1 a 3 quanto à qualidade de imagem para protocolos avaliados

| Protocolos | Avaliadores | Kappa | | |
|-------------|-------------|-------|-------|-------|
| | | 1 | 2 | 3 |
| Protocolo 1 | 1 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | 2 | - | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | - | - | 1,000 |
| Protocolo 2 | 1 | 1,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,000 | 0,500 |
| | 3 | - | - | 0,000 |
| Protocolo 3 | 1 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | 2 | - | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | - | - | 1,000 |
| Protocolo 4 | 1 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | 2 | - | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | - | - | 1,000 |
| Protocolo 5 | 1 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | 2 | - | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | - | - | 1,000 |
| Protocolo 6 | 1 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | 2 | - | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | - | - | 1,000 |
| Protocolo 7 | 1 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | 2 | - | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | - | - | 1,000 |
| Protocolo 8 | 1 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | 2 | - | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | - | - | 1,000 |
| Protocolo 9 | 1 | 1,000 | 1,000 | 1,000 |
| | 2 | - | 1,000 | 1,000 |
| | 3 | - | - | 1,000 |

A análise de concordância kappa dos examinadores 1 a 3 quanto à confiança para protocolos avaliados estão descritos na Tabela 11. Os Protocolos 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8 e 9 receberam kappa igual a 0,000 - concordância fraca - em, pelo menos, uma análise de concordância, inter

ou intraexaminadores. Já os Protocolos 1 e 5, apesar de valores baixos de kappa, receberam valores $>0,000$.

Tabela 11 - Análise de concordância kappa dos examinadores 1 a 3 quanto à confiança dos examinadores para protocolos avaliados

| Protocolos | Avaliadores | Kappa | | |
|-------------|-------------|-------|-------|-------|
| | | 1 | 2 | 3 |
| Protocolo 1 | 1 | 1,000 | 0,200 | 0,200 |
| | 2 | - | 0,158 | 0,091 |
| | 3 | - | - | 0,333 |
| Protocolo 2 | 1 | 1,000 | 0,250 | 0,200 |
| | 2 | - | 0,500 | 0,500 |
| | 3 | - | - | 0,000 |
| Protocolo 3 | 1 | 0,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,385 | 0,000 |
| | 3 | - | - | 1,000 |
| Protocolo 4 | 1 | 1,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,111 | 0,059 |
| | 3 | - | - | 0,111 |
| Protocolo 5 | 1 | 1,000 | 0,143 | 0,040 |
| | 2 | - | 0,158 | 0,040 |
| | 3 | - | - | 0,143 |
| Protocolo 6 | 1 | 1,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,067 | 0,059 |
| | 3 | - | - | 0,158 |
| Protocolo 7 | 1 | 1,000 | 1,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,000 | 0,000 |
| | 3 | - | - | 0,500 |
| Protocolo 8 | 1 | 1,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,467 | 0,059 |
| | 3 | - | - | 0,333 |
| Protocolo 9 | 1 | 1,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,385 | 0,200 |
| | 3 | - | - | 1,000 |

A análise de concordância kappa dos examinadores 1 a 3 para estruturas avaliadas estão descritos na Tabela 12. O padrão do trabeculado ósseo, contorno cortical do canal da mandíbula, contorno cortical do forame mentual, contorno cortical do forame mentual, contorno cortical da foramina lingual, delimitação de esmalte e dentina, distinção entre lâmina dura e espaço do ligamento periodontal e identificação canal (is) dente 43 receberam kappa igual a 0,000 - concordância fraca - em, pelo menos, uma análise de concordância, inter ou intraexaminadores. Já a identificação canal (is) dente 33 receberam valores de kappa $>0,000$.

Tabela 12 - Análise de concordância kappa dos examinadores 1 a 3 para estruturas avaliadas

| Protocolos | Avaliadores | Kappa | | |
|---|-------------|-------|-------|-------|
| | | 1 | 2 | 3 |
| Padrão do trabeculado ósseo | 1 | 1,000 | 1,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,000 | 0,000 |
| | 3 | - | - | 0,471 |
| Contorno cortical do canal da mandíbula | 1 | 1,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,098 | 0,357 |
| | 3 | - | - | 0,262 |
| Contorno cortical do forame mental | 1 | 1,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,000 | 0,098 |
| | 3 | - | - | 0,118 |
| Contorno cortical da foramina lingual | 1 | 1,000 | 1,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,000 | 0,000 |
| | 3 | - | - | 0,416 |
| Delimitação de esmalte e dentina | 1 | 1,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,444 | 0,222 |
| | 3 | - | - | 0,556 |
| Distinção entre lâmina dura e espaço do ligamento periodontal | 1 | 1,000 | 0,000 | 0,000 |
| | 2 | - | 0,667 | 0,444 |
| | 3 | - | - | 0,557 |
| Identificação canal (is) dente 33 | 1 | 0,091 | 0,455 | 0,160 |
| | 2 | - | 0,111 | 0,110 |
| | 3 | - | - | 0,658 |
| Identificação canal (is) dente 43 | 1 | 0,000 | 0,000 | 0,479 |
| | 2 | - | 0,000 | 0,000 |
| | 3 | - | - | 0,507 |

O teste exato de Fisher mostrou que não há associação entre a qualidade de imagem e os protocolos de aquisição ($\chi^2(8) = 6,685$; $p = 0,622$). O teste qui-quadrado de independência mostrou que não há associação entre a confiança dos examinadores e os protocolos de aquisição ($\chi^2(8) = 13,767$; $p = 0,090$).

Foi utilizada a regressão linear múltipla para verificar se o tamanho do voxel, a miliamperagem, o tempo de exposição e o número de imagens base são capazes de prever a dose efetiva. A análise resultou em um modelo estatisticamente significativo [$F(2,6) = 17,294$; $p = 0,003$; $R^2 = 0,852$]. O número de imagens base ($\beta = 1,053$; $t = 5,814$; $p = 0,001$) e a miliamperagem ($\beta = 0,663$; $t = 3,664$; $p = 0,011$) foram considerados previsores da dose efetiva. Já o tempo de exposição e o tamanho do voxel não foram considerados previsores da dose efetiva. A equação que descreve essa relação é: $y = -114,382 + 17,910$ (miliamperagem) + $0,196$ (imagens base).

6 DISCUSSÃO

Este estudo teve como objetivo observar o efeito de parâmetros técnicos sobre a dose efetiva e qualidade de imagem em TCFC em diversos protocolos no aparelho Ortopantomograph™ OP300. Na literatura é bem descrito a influência do FOV na dose de radiação, devendo ser o menor possível e conforme a indicação clínica (LUDLOW et al, 2009; PAUWELS et al, 2012; QU et al, 2010; SUOMALAINEN et al, 2009). Por essa razão, foi escolhido a manipulação de parâmetros como voxel, miliamperagem, tempo de exposição e número de imagens base, uma vez que a tensão do tubo se manteve constante.

Em nosso estudo, a variação da miliamperagem alterou proporcionalmente a dose de radiação quando o voxel, o FOV, a tensão do tubo, o tempo de exposição e o número de imagens base foram mantidos fixos. Pode-se observar aumento de até 129,6% (entre P4xP9) na dose efetiva com alteração da corrente de 4 mA para 10 mA. Os estudos de Palomo, Rao e Hans (2008) e Jadu, Yaffe e Lam (2010) avaliaram a influência de parâmetros técnicos na dose efetiva em diferentes protocolos no equipamento CB Mercuray (Hitachi Medical Systems, Tóquio, Japão) e um fantoma RANDO®. No primeiro estudo, o aumento da corrente do tubo (2, 5, 10 e 15 mA) aumentou proporcionalmente a dose efetiva quando FOV e tensão do tubo foram mantidos constantes. No segundo estudo, ao reduzir a corrente do tubo de 15 mA para 10 mA, observou-se uma redução de 37% na dose efetiva quando os demais parâmetros se mantiveram fixos.

Para que fosse possível a reconstrução do volume para os tamanhos de voxels escolhidos foram necessários ajustes em outros parâmetros, como tempo de exposição e número de imagens base, refletindo o real impacto do voxel na dose efetiva. Ou seja, um tamanho de voxel menor depende de um tempo de exposição maior e um maior número de imagens base, resultando também no aumento da dose efetiva. Esse fato era esperado uma vez que para se alcançar um maior número de imagens base, que irão formar o volume 3D do exame de TCFC, é necessário um maior tempo de exposição aos raios X e uma maior quantidade de radiação.

Assim, conhecida a influência do voxel na aquisição de um volume de TCFC podemos afirmar que, em nosso estudo, o aumento do número de imagens base também aumentou proporcionalmente a dose de radiação quando o FOV, a corrente do tubo e a tensão do tubo foram mantidos fixos. Pode-se observar aumento de até 211,6% (entre P2xP9) na dose efetiva com alteração do número de imagens base de 486 para 1262.

Ao avaliar o comportamento da dose efetiva para os parâmetros estudados observou-se que protocolos com número de imagens base maior (1262) possuíam valores de dose efetiva

mais elevados quando comparados aos protocolos com número de imagens base menor (486). Além disso, para protocolos com 1262 imagens base, o aumento da corrente do tubo acarretou em um aumento progressivo da dose efetiva. Já para protocolos com 486 imagens base, a alteração da dose efetiva foi aproximadamente semelhante entre 6,3 mA, 8 mA e 10 mA, tendo um aumento progressivo com a corrente em 13 mA. Observou-se variação de até 225,6% na dose efetiva entre os Protocolos 1 e 9. Nesse caso, houve alteração do voxel de 0,3 mm para 0,2 mm, corrente do tubo de 8 mA para 10 mA, tempo de exposição de 4,9 s para 13 s e de 486 para 1262 imagens base.

A avaliação subjetiva da qualidade de imagem teve como objetivo a identificação de estruturas anatômicas levando em consideração a dose efetiva de cada protocolo na tentativa de escolher um protocolo com bom desempenho e dose de radiação mais baixa. Para a qualidade de imagem, os protocolos tiveram desempenho semelhante em relação aos valores de kappa, com exceção do Protocolo 2, que divergiu dos demais. Apesar disso, para a confiança dos examinadores em relação aos protocolos, a análise de concordância retornou valores baixos, com kappa = 0,000 em 7 dos 9 protocolos avaliados. Sendo assim, os Protocolos 1 e 5 obtiveram a maior concordância quando avaliados em conjunto a qualidade de imagem e confiança dos examinadores. A alteração da dose efetiva entre P1xP5 foi de 54,1%. Ou seja, avaliando o conjunto dose efetiva e desempenho na avaliação subjetiva da qualidade de imagem podemos destacar o Protocolo 1.

Em nosso estudo, a análise de concordância kappa intra e interexaminadores para estruturas avaliadas retornou valores baixos de concordância. Estudos anteriores, de maneira geral, elegem uma região específica para análise subjetiva da qualidade de imagem. Lofthag-Hansen, Thilander-Klang e Gröndahl (2011) avaliaram subjetivamente a qualidade de imagem, para diagnóstico periapical e planejamento de implantes. Utilizaram um conjunto de imagens padronizados de uma região posterior esquerda da maxila e de uma região posterior direita da mandíbula, a partir de um crânio seco embutido em material acrílico, nos aparelhos 3D Accuitomo e 3D Accuitomo FPD (J. Morita Corporation, Quioto, Japão).

Hidalgo-Rivas et al. (2015) propuseram um protocolo de baixa dose de radiação utilizando o equipamento 3D Accuitomo F170 (J. Morita Corporation, Quioto, Japão) a partir da avaliação subjetiva da qualidade de imagem de um canino superior não irrompido em um crânio infantil. Park et al. (2019) avaliaram subjetivamente a qualidade de imagem a partir da raiz palatal do primeiro molar superior direito e da área da raiz distal do segundo molar inferior esquerdo, para diagnóstico periapical e planejamento de implantes, em diferentes protocolos de aquisição de imagem no aparelho Alphard 3030 a partir de um simulador antropomórfico

(Asahi Roentgen Industrial Corporation, Quioto, Japão). Em nosso estudo, os examinadores foram instruídos a avaliarem o volume da mandíbula macerada como um todo, sem ênfase em uma região específica. Esse fato pode ter contribuído para os valores de concordância encontrados.

Através dos testes exato de Fisher e qui-quadrado de independência, buscava-se estabelecer a associação entre qualidade de imagem e protocolos de aquisição e entre confiança dos examinadores e protocolos de aquisição, respectivamente. Entretanto, não houve diferença estatística entre os testes, demonstrando que não houve relação entre a qualidade e confiança com os protocolos de aquisição.

Não foi possível comparar os resultados obtidos com outros estudos que utilizaram o mesmo tomógrafo, uma vez que não foram encontrados na literatura. Pode-se apenas correlacionar os achados de outras pesquisas e aplicá-los em nossa metodologia e resultados.

Estes resultados devem ser interpretados com cautela, pois devido às muitas variáveis, não existem parâmetros adequados para comparar diferentes estudos. Mais estudos devem ser realizados com a variação de outros parâmetros, nesse mesmo aparelho tomográfico, para se estabelecer uma metodologia padronizada e identificar de maneira mais completa a influência na dose de radiação e qualidade de imagem. Neste estudo, foi possível observar otimização dos protocolos com baixa dose de radiação, entretanto, faz-se necessário investigar cada equipamento e analisar cada situação clínica (GAËTA-ARAUJO et al, 2021) para indicar com propriedade um protocolo com baixa dose de radiação e alta qualidade de imagem.

7 CONCLUSÃO

Para o aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300, o aumento do número de imagens base influencia na dose efetiva em maior proporção do que o aumento da miliamperagem. O tamanho do voxel e o tempo de exposição não interferem na dose efetiva.

Com a manipulação dos parâmetros técnicos para os protocolos avaliados, observou-se variação de até 225,6% na dose efetiva. O Protocolo 1 (FOV 6x8 cm, 90 kV, voxel 0,3 mm, 8 mA, 4,9 s e 486 imagens base) foi considerado superior aos demais em relação à avaliação subjetiva da qualidade de imagem e à dose de radiação.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRAMOVITCH, K.; RICE, D. D. Basic principles of Cone Beam Computed Tomography. **Dent Clin North Am**, v. 58, n. 3, p. 463-84, 2014.

ADIBI, S.; *et al.* Cone beam computed tomography in dentistry: what dental educators and learners should know. **J Dent Educ**, v.76, n.11, p. 1437- 42, 2012.

AHMAD, M.; JENNY, J.; DOWNIE, M. Application of cone beam computed tomography in oral and maxillofacial surgery. **Aust Dent J**, v.57, n.1, p.82-89, 2012.

ALAMRI, H. M.; *et al.* Applications of CBCT in dental practice: a review of the literature. **Gen Dent**, v. 60, n. 5, p. 390-400, 2012.

ALI, A. S.; FTEITA, D.; KULMALA, J. Comparison of physical quality assurance between Scanora 3D and 3D Accuitomo 80 dental CT scanners. **Libyan Journal of Medicine**, v. 10, n. 1, 2015.

ALQERBAN, A.; *et al.* Comparison of 6 cone-beam computed tomography systems for image quality and detection of simulated canine impaction-induced external root resorption in maxillary lateral incisors. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 104, n. 3, p. 129-39, 2011.

AMERICAN ACADEMY OF ORAL AND MAXILLOFACIAL RADIOLOGY. Clinical recommendations regarding use of cone beam computed tomography in orthodontics. Position statement by the **American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology**, v.116, n.2, p. 238-57, 2013.

ARAI, Y.; *et al.* Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 28, n. 4, p. 245-48, 1999.

BAMBA, J.; *et al.* Image quality assessment of three cone beam CT machines using the SEDENTEXCT CT phantom. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 2, n. 8, p. 1-12, 2013.

BORNSTEIN, M. M.; *et al.* Cone beam computed tomography in implant dentistry: a systematic review focusing on guidelines, indications, and radiation dose risks. **Int J Oral Maxillofac Implants**, v. 29, p. 55-77, 2014.

BORNSTEIN, M. M.; HORNER, K.; JACOBS, R. Use of cone beam computed tomography in implant dentistry: current concepts, indications and limitations for clinical practice and research. **Periodontology 2000**, v. 73, p. 51-72, 2017.

CHAMBERS, D.; *et al.* The effective dose of different scanning protocols using the Sirona GALILEOS® comfort CBCT scanner. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 44, n. 2, p. 1-10, 2015.

CHOI, J. W.; *et al.* Relationship between physical factors and subjective image quality of cone-beam computed tomography images according to diagnostic task. **Oral and Maxillofacial Radiology**, v. 119, n. 3, p. 357-65, 2015.

DA SILVA MOURA, W.; *et al.* Factors influencing the effective dose associated with CBCT: a systematic review. **Clinical Oral Investigations**, v. 23, n.3, p. 1319-30, 2018.

DAVIES, J.; JOHNSON, B.; DRAGE, N. A. Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 41, n. 1, p. 30-36, 2012.

DE VOS, W.; CASSELMAN, J.; SWENNEN, G. R. J. Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: a systematic review of the literature. **Int J Oral Maxillofac Surg**, v. 38, n. 6, p. 609-25, 2009.

DE MOURA, P.; *et al.* Objective and subjective image evaluation of maxillary alveolar bone based on cone beam computed tomography exposure parameters. **Oral and Maxillofacial Radiology**, v. 121, n. 5, p. 557-65, 2016.

DHONT, K.; *et al.* Imaging anatomy of the jaw and dentition with Cone Beam Computed Tomography. **Semin Musculoskelet Radiol**, v. 24, n. 5, p. 488-98, 2020.

DURACK, C.; *et al.* Diagnostic accuracy of small volume cone beam computed tomography and intraoral periapical radiography for the detection of simulated external inflammatory root resorption. **Int Endod J**, v. 44, n. 2, p. 136-47, 2011.

ELKHATEEB, S. M.; TORGERSEN, G. R.; ARNOUT, E. A. Image quality assessment of clinically-applied CBCT protocols using a QAT phantom. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 45, n. 5, p. 1-11, 2016.

ERNST, M.; *et al.* TLD measurements and Monte Carlo calculations of head and neck organ and effective doses for cone beam computed tomography using 3D Accuitomo 170. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 46, n. 7, 2017.

ESPOSITO, S.; CARDAROPOLI, M.; COTTI, E. A suggested technique for the application of the cone beam computed tomography periapical index. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 40, n. 8, p. 506-12, 2011.

FERAGALLI, B.; *et al.* Cone beam computed tomography for dental and maxillofacial imaging: technique improvement and low-dose protocols. **Radiol Med**, v. 122, n. 8, p. 581-88, 2017.

FRYBACK, D. G.; THORNBURY, J. R. The efficacy of diagnostic imaging. **Med Decis Making**, v. 11, n. 2, p. 88-94, 1991.

GAËTA-ARAÚJO, H.; *et al.* Two decades of research on CBCT imaging in DMFR - an appraisal of scientific evidence. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 50, n. 4, 2021.

GOLDMAN, L. W. Principles of CT: radiation dose and image quality. **J Nucl Med Technol**, v. 35, n.4, p. 213-25, 2007.

GOULSTON, R.; *et al.* Dose optimization by altering the operating potential and tube current exposure time product in dental cone beam CT: a systematic review. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 45, n. 3, 2016.

HAMADA, N.; FUJIMICHI, Y. Classification of radiation effects for dose limitation purposes: history, current situation and future prospects. **Journal of Radiation Research**, v. 55, n. 4, p. 629-40, 2014.

HATCHER, D. C. Operational principles for cone-beam computed tomography. **J Am Dent Assoc**, v. 141 n 3, p. 3S-6S, 2010.

HARRIS, D.; *et al.* E.A.O. Guidelines for the use of diagnostic imaging in implant dentistry 2011. A consensus workshop organized by the European Association for Osseointegration at the Medical University of Warsaw. **Clin Oral Implants Res**, v. 23, n. 11, p. 1243-53, 2012.

HIDALGO-RIVAS, J. A.; *et al.* Development of a low-dose protocol for cone beam CT examinations of the anterior maxilla in children. **Br J Radiol**, v. 88, n. 1054, 2015.

HORNER, K.; *et al.* Basic principles for use of dental cone beam computed tomography: consensus guidelines of the European Academy of Dental and Maxillofacial Radiology. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 38, n. 4, p. 187-95, 2009.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION PUBLICATION 103. Recommendations of the international commission on radiological protection. **Ann ICRP**, v. 37, p. 1-332, 2007. ICRP publication 103.

JADU, F.; YAFFE, M. J.; LAM, E. W.; A comparative study of the effective radiation doses from cone beam computed tomography and plain radiography for sialography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 39, n. 5, p. 257-63, 2010.

JAIN, S.; *et al.* New evolution of cone-beam computed tomography in dentistry: Combining digital Technologies. **Imaging Science in Dentistry**, v. 49, n. 3, p. 179-90, 2019.

JAJU, P. P.; JAJU, S. P. Cone-beam computed tomography: Time to move from ALARA to ALADA. **Imaging Sci Dent**, v. 45, n. 4, p. 263-5, 2015.

JONES, D.; *et al.* The effect of alteration of the exposure parameters of a cone-beam computed tomographic scan on the diagnosis of simulated horizontal root fractures. **J Endod**, v. 41, n. 4, p. 520-5, 2015.

KADESJÖ, N.; *et al.* Evaluation of the effective dose of cone beam CT and multislice CT for temporomandibular joint examinations at optimized exposure levels. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 44, n. 8, 2015.

KAMBUROĞLU, K.; *et al.* Comparative assessment of subjective image quality of cross-sectional cone-beam computed tomography scans. **J Oral Sci**, v. 53, n. 4, p. 501-08, 2011.

KATKAR, R.; *et al.* The effect of mA, number of basis images and export slice thickness on contrast-to-noise ratio and detection of mandibular canal on cone beam computed tomography scans: an in vitro study. **Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology**, v. 122, n.5, p. 646-53, 2016.

KILJUNEN, T.; *et al.* Dental cone beam CT: A review. **Phys Med**, v. 31, n. 8, p. 844-60, 2015.

LANDIS, J. R.; KOCH, G. G. The measurement of observer agreement for categorical data. **Biometrics**, v. 33, n. 11, p. 159-74, 1977.

LOFTHAG-HANSEN, S.; THILANDER-KLANG, A.; GRÖNDAHL, K. Evaluation of subjective image quality in relation to diagnostic task for cone beam computed tomography with different fields of view. **Eur J Radiol**, v. 80, n. 2, p. 483-88, 2011.

LOUBELE, M.; *et al.* Image quality vs radiation dose of four cone beam computed tomography scanners. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 37, n. 6, p. 309-18, 2008.

LOUBELE, M. *et al.* Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. **European Journal of Radiology**, v. 71, n. 3, p. 461-68, 2009.

LUDLOW, J. B.; IVANOVIC, M. Comparative dosimetry of dental CBCT devices and 64-

slice CT for oral and maxillofacial radiology. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 106, p. 106-14, 2008.

LUDLOW, J. B. Dose and risk in dental diagnostic imaging: with emphasis on dosimetry of CBCT. **Korean J Oral Maxillofac Radiol**, v. 39, p. 175-84, 2009.

LUDLOW, J. B.; WALKER, C. Assessment of phantom dosimetry and image quality of i-CAT FLX Cone-Beam Computed Tomography. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 144, n. 6, p. 802-17, 2013.

LUDLOW, J. B.; *et al.* Effective dose of dental CBCT—a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 44, n. 1, p. 20140197, 2015.

LUKAT, T. D.; WONG, J. C.; LAM, E. W. Small field of view cone beam CT temporomandibular joint imaging dosimetry. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 10, 2013.

MARET, D.; *et al.* Effect of voxel size on the accuracy of 3D reconstructions with cone beam CT. **Dentomaxillofacial Radiology**, v. 41, n. 8, p. 649-55, 2012.

MARTINS, L. A. C.; *et al.* Does dose optimisation in digital panoramic radiography affect diagnostic performance? **Clin Oral Investig**, v. 25, n. 2, p. 637-43, 2021.

MCCOLLOUGH, C. H.; *et al.* Radiation exposure and pregnancy: when should we be concerned? **Radiographics**, v. 27, n. 4, p. 909-17, 2007.

MOZZO, P.; *et al.* A new volumetric CT machine for dental imaging based on the conebeam technique: preliminary results. **Eur Radiol**, v.8, p.1558-64, 1998.

OENNING, A. C.; *et al.* Halve the dose while maintaining image quality in paediatric Cone Beam CT. **Scientific reports**, v. 9, n.1, 2019. ISSN 2045-2322.

PALOMO, J. M.; RAO, P. S.; HANS, M. G. Influence of CBCT exposure conditions on radiation dose. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 105, n. 6, p. 773-82, 2008.

PARK, H. N.; *et al.* Optimization of exposure parameters and relationship between subjective and technical image quality in cone-beam computed tomography. **Imaging Science in Dentistry**, v. 49, n. 2, p. 139-51, 2019.

PATEL, S.; *et al.* Cone beam computed tomography in Endodontics – a review. **Int Endodontic J**, v.48, n.1, p.3-15, 2014.

PAUWELS, R.; *et al.* Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. **J Appl Clin Med Phys**, v. 12, n. 4, p. 245-60, 2011.

PAUWELS, R.; *et al.* Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **Eur J Radiol**, v. 81, n. 2, p. 267-71, 2012.

PAUWELS, R.; *et al.* Comparison of spatial and contrast resolution for conebeam computed tomography scanners. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 114, n.1, p. 127-35, 2012.

PAUWELS, R.; *et al.* Technical aspects of dental CBCT: state of the art. **Dentomaxillofac Radiology**, v. 44, n. 1, 2015.

QU, X. M.; *et al.* Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 110, n. 6, p. 770-776, 2010.

ROBERTS, J. A.; *et al.* Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. **The British Journal of Radiology**, v. 82, n. 973, p. 35-40, 2009.

SCARFE, W. C.; *et al.* Maxillofacial cone beam computed tomography: essence, elements and steps to interpretation. **Australian Dental Journal**, v. 57, n. 1, p. 46-60, 2012.

SCHULZE, R. K. W.; DRAGE, N. A. Cone-beam computed tomography and its applications in dental and maxillofacial radiology. **Clinical Radiology**, v. 75, n. 9, p. 647-57, 2020.

SEDENTEXCT Guideline Development Panel. Radiation protection No 172. Cone beam CT for dental and maxillofacial radiology. Evidence based guidelines. Luxembourg: European Commission Directorate-General for Energy, 2012.

SILVA, M. A. G.; *et al.* Cone-beam computed tomography for routine orthodontic treatment planning: A radiation dose evaluation. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 133, n. 5, p.640.e1-5, 2008.

SONYA, D. A.; DAVIES, J.; FORD, N. L. A comparison of cone-beam computed tomography image quality obtained in phantoms with different fields of view, voxel size, and angular rotation for iCAT NG. **Journal of Oral and Maxillofacial Radiology**, v. 4, n. 2, p. 31-39, 2016.

SUOMALAINEN, A.; *et al.* Dosimetry and image quality of four dental cone beam computed tomography scanners compared with multislice computed tomography scanners. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 38, n. 6; p. 367-78, 2009.

THEODORAKOU, C.; *et al.* Estimation of paediatric organ and effective doses from dental Cone Beam CT using anthropomorphic phantoms. **Br J Radiol**, v. 85, n. 2, p. 153-60, 2012.

VENKATESH, E.; ELLURU, S. V. Cone beam computed tomography: basics and applications in dentistry. **J Istanb Univ Fac Dent**, v. 51, n. 3, p. 102-21, 2017.

WANG, M. F.; *et al.* Relationship between CNR and visibility of anatomical structures of cone-beam computed tomography images under different exposure parameters. **Dentomaxillofac Radiol**, 2020. ISSN 0250-832X.

WHITE, S. C.; *et al.* The Image Gently in Dentistry campaign: promotion of responsible use of maxillofacial radiology in dentistry for children. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 118, n. 3, p. 257-61, 2014.

WOELBER, J. P.; *et al.* Accuracy and usefulness of CBCT in Periodontology: a systematic review of the literature. **The International Journal of Periodontics & Restorative Dentistry**, v. 38, n. 2, p. 289-97, 2018.

YEUNG, A. W. K.; JACOBS, R.; BORNESTEIN, M. M. Novel low-dose protocols using cone beam computed tomography in dental medicine: a review focusing on indications, limitations, and future possibilities. **Clin Oral Investig**, v. 23, n. 6, p. 2573-81, 2019.

APÊNDICE 1 – TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO



TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Você/Sr./Sra. está sendo convidado (a) a participar, como examinador (a), da pesquisa intitulada “Influência do voxel e da miliamperagem na qualidade da imagem e dose de radiação em Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico”. Meu nome é Fernanda Ferreira Nunes, cirurgiã-dentista, pesquisadora responsável e aluna de mestrado do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Universidade Federal de Goiás. Após receber os esclarecimentos e as informações a seguir, se você aceitar fazer parte do estudo, assine ao final deste documento, que está impresso em duas vias, sendo que uma delas é sua e a outra pertence à pesquisadora responsável. Esclareço que em caso de recusa na participação você não será penalizado (a) de forma alguma. Mas se aceitar participar, as dúvidas *sobre a pesquisa* poderão ser esclarecidas pelo (s) pesquisador (es) responsável (is), via e-mail fernandaferreiranunes@gmail.com e, inclusive, sob forma de ligação a cobrar, através do seguinte contato telefônico: (62) 98455-9603. Ao persistirem as dúvidas *sobre os seus direitos* como participante desta pesquisa, você também poderá fazer contato com o **Comitê de Ética em Pesquisa** da Universidade Federal de Goiás, pelo telefone (62)3521-1215.

A referida pesquisa tem por objetivo avaliar a influência do voxel e da miliamperagem (mA) na qualidade de imagem e dose de radiação em TCFC a partir dos diferentes protocolos de aquisição de imagem, em um simulador antropomórfico, no aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300. Será realizado o cálculo da dose de radiação através de dosímetros termoluminescentes e, avaliação objetiva e subjetiva da qualidade de imagem. Solicitamos a participação do senhor (a), na avaliação subjetiva, que tem como finalidade avaliar nove (9) protocolos de aquisição de imagem tomográficas, por meio da identificação de estruturas anatômicas específicas classificando-as e indicando o nível de confiança.

() Permito a divulgação da minha opinião e resultado da avaliação das imagens tomográficas nos resultados publicados da pesquisa;

() Não permito a divulgação da minha opinião e resultado da avaliação das imagens tomográficas nos resultados publicados da pesquisa;

Vale ressaltar que o senhor (a) estará cego em relação aos protocolos de aquisição e antes do início das análises será realizada uma padronização quanto aos critérios a serem observados durante o processo de avaliação das imagens tomográficas, utilizando três exames que serão excluídos da amostra. Os exames de tomografia computadorizada por feixe cônico, em formato DICOM, serão examinados em todo o volume no *software* CS 3D Imaging versão 3.1.9 em ambiente padrão, mesmo local, no mesmo aparelho, um notebook.

Em virtude da pandemia da COVID-19 será garantindo as normas de biossegurança conforme consideração do Decreto nº 1655, de 15 de setembro de 2020: “...os municípios, no exercício de sua competência concorrente, poderão, sob sua responsabilidade sanitária, impor restrições adicionais ou flexibilizar as existentes para a abertura de atividades econômicas, sociais, ou particulares; e... que a exigência de protocolos sanitários bastante restritivos e necessários para a realização de atividades econômicas e não econômicas favorece o controle da proliferação da COVID-19”. Dessa forma, o TCLE poderá ser enviado *online* caso seja de sua preferência, devendo ser assinado digitalmente e encaminhado uma cópia para o e-mail descrito anteriormente, bem como as fichas de avaliação subjetiva. Serão disponibilizadas luvas descartáveis para manuseio dos papéis, notebook e caneta. O teclado do notebook será envolto por papel plástico transparente após desinfecção prévia e trocado ao final da avaliação. Além disso, será disponibilizada uma caneta envolta em papel plástico, para uso individual. Por fim, não haverá contato entre os examinadores a fim de reduzir a proliferação de contaminação sendo a avaliação realizada em dias diferentes.

Os benefícios relacionados a esta pesquisa serão de ordem indireta, sendo elencado o melhor conhecimento sobre a dose de radiação do aparelho e protocolos estudados, possibilitando a otimização de protocolos de aquisição de imagem tomográfica. Ou seja, não haverá benefícios diretos para você e, não haverá nenhum tipo de pagamento ou gratificação financeira pela participação na pesquisa. Será garantido o sigilo que assegure a privacidade e o anonimato, tendo você garantia expressa de liberdade de se recusar a participar ou retirar o seu consentimento, em qualquer fase da pesquisa, sem penalização alguma e sem prejuízo.

Os resultados da pesquisa “Influência do voxel e da miliamperagem na qualidade da imagem e dose de radiação em Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico” serão tornados públicos, sejam eles favoráveis ou não.

Haverá armazenamento dos resultados da avaliação subjetiva realizada por você em banco de dados pessoal ou institucional, e, que toda pesquisa a ser realizada com os dados que foram coletados deverá ser autorizada por você e também será submetida novamente para aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (CEP-UFG) e,

quando for o caso, à Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP). O CEP-UFG é independente, com *munus* público, de caráter consultivo, educativo e deliberativo, no âmbito de suas atribuições, criado para proteger o bem-estar dos/das participantes de pesquisa, em sua integridade e dignidade, visando contribuir no desenvolvimento da pesquisa dentro de padrões éticos vigentes.

() Declaro ciência de que os meus dados coletados podem ser relevantes em pesquisas futuras e, portanto, autorizo a guarda do material em banco de dados;

() Declaro ciência de que os meus dados coletados podem ser relevantes em pesquisas futuras, mas não autorizo a guarda do material em banco de dados;

Eu,, abaixo assinado, concordo em participar do estudo intitulado “Influência do voxel e da miliamperagem na qualidade da imagem e dose de radiação em Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico”. Informo ter mais de 18 anos de idade, e destaco que minha participação nesta pesquisa é de caráter voluntário. Fui, ainda, devidamente informado (a) e esclarecido (a), pelo pesquisador (a) responsável, sobre a pesquisa, os procedimentos e métodos nela envolvidos, assim como os possíveis riscos e benefícios decorrentes de minha participação no estudo. Foi-me garantido que posso retirar meu consentimento a qualquer momento, sem que isto leve a qualquer penalidade. Declaro, portanto, que concordo com a minha participação no projeto de pesquisa acima descrito.

Goiânia, de de

Assinatura por extenso do (a) participante

Assinatura por extenso do (a) pesquisador (a) responsável

ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: Influência do voxel e da miliamperagem na qualidade da imagem e dose de radiação em tomografia computadorizada por feixe cônico

Pesquisador: Fernanda Paula Yamamoto Silva

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 45000621.0.0000.5083

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás

Patrocinador Principal: CONS NAC DE DESENVOLVIMENTO CIENTIFICO E TECNOLÓGICO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.675.940

Apresentação do Projeto:

Título da Pesquisa: Influência do voxel e da miliamperagem na qualidade da imagem e dose de radiação em tomografia computadorizada por feixe cônico. Pesquisadora Responsável: Fernanda Paula Yamamoto Silva. N. CAAE: 45000621.0.0000.5083. Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás. Membros da Equipe de pesquisa: JEANE KATIUSCIA SILVA; Brunno Santos de Freitas Silva; Deborah Queiroz de Freitas; Ananda Amaral Santos; FERNANDA FERREIRA NUNES.

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) fornece imagens volumétricas, mais precisas e tem sido amplamente utilizada nas diversas áreas da Odontologia de forma a possibilitar um melhor diagnóstico clínico. A acurácia do diagnóstico deve ser mantida com a menor dose de radiação possível, por isso, o protocolo deve ser otimizado de acordo com a indicação clínica, em termos de parâmetros técnicos, seguindo o acrônimo ALADA, tão baixo quanto diagnosticamente aceitável. Esse trabalho tem como objetivo avaliar a influência do voxel e da miliamperagem na qualidade de imagem e dose de radiação em TCFC a partir dos diferentes protocolos de aquisição de imagem. Para isso, serão utilizados 19 dosímetros termoluminescentes, para cada protocolo, localizados em regiões radiossensíveis, de acordo com as recomendações da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP), posicionados em um fantoma antropomórfico Alderson RANDO® que simula um corpo humano adulto médio. O tomógrafo utilizado será o Ortopantomograph™ OP300 (Instrumentarium Dental™, Charlotte, NC,

Endereço: Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação - Agência UFG de Inovação, Alameda Flamboyant, Qd. K, Edifício K2
Bairro: Campus Samambaia, UFG **CEP:** 74.690-970
UF: GO **Município:** GOIANIA
Telefone: (62)3521-1215 **E-mail:** cep.prpi@ufg.br



Continuação do Parecer: 4.675.940

USA) com 9 protocolos de exposição, com variações diferentes de voxel e mA. A dose efetiva e dose absorvida para os órgãos serão mensurados, também conforme a ICRP. A avaliação subjetiva da qualidade da imagem será realizada por meio da análise dos exames de TCFC em todo o volume por 5 especialistas em Radiologia Odontológica e Imaginologia. Para a análise comparativa da dose e protocolos possivelmente será utilizado o teste de variância ANOVA. Já a confiabilidade intra e interobservadores das avaliações subjetivas serão calculadas como valor k ponderado. Um nível de significância estatística de $p < 0,05$ será utilizado. Com este estudo espera-se otimizar os protocolos que apresentem menor dose de radiação e alta qualidade de imagem para tarefas de diagnóstico específicas.

Hipótese:

Os diferentes protocolos de exposição, com variação do voxel e da miliamperagem, no tomógrafo Ortopantomograph™ OP300, influenciam na dose de radiação e na qualidade da imagem para uma tarefa diagnóstica específica, de maneira subjetiva.

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar a influência do voxel e da miliamperagem (mA) na qualidade de imagem e dose de radiação em TCFC a partir dos diferentes protocolos de aquisição de imagem, em um simulador antropomórfico, no aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300 (Instrumentarium Dental™, Charlotte, NC, USA).

Objetivo Secundário:

- Mensurar a dose de radiação absorvida e efetiva em cada protocolo de aquisição das imagens em TCFC;
- Avaliar subjetivamente quais protocolos mais e menos influenciam na qualidade de imagem;
- Avaliar a contribuição dos diferentes protocolos de aquisição em TCFC na identificação de estruturas anatômicas.

Avaliação dos Riscos e Benefícios:

Riscos:

Como trata-se de exames tomográficos em um fantoma antropomórfico, há o risco da quebra dos protocolos de segurança pelos profissionais que realizarão os exames de tomografia.

Endereço: Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação - Agência UFG de Inovação, Alameda Flamboyant, Qd. K, Edifício K2
Bairro: Campus Samambaia, UFG **CEP:** 74.690-970
UF: GO **Município:** GOIANIA
Telefone: (62)3521-1215 **E-mail:** cep.prpi@ufg.br



Continuação do Parecer: 4.675.940

Portanto, para minimizar estes riscos serão seguidas as recomendações preconizadas pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica durante a realização dos exames. Além disso, tem-se o risco de expor, por exemplo, a opinião dos profissionais em relação ao diagnóstico. Para isso, será utilizado um Termo de Consentimento Livre e Esclarecido a fim de explicar o objetivo da pesquisa aos examinadores e obter a autorização dos mesmos para a participação garantindo o sigilo da identificação.

Benefícios:

Os benefícios relacionados a esta pesquisa serão de ordem indireta, sendo elencado o melhor conhecimento sobre a dose de radiação do aparelho tomográfico e protocolos estudados.

Comentários e Considerações sobre a Pesquisa:

Será realizado:

- Aquisição das imagens tomográficas em fantoma antropomórfico Alderson RANDO® com características médias de um homem adulto.
 - Cálculo da dose de radiação;
 - Avaliação da qualidade de imagem: Cinco especialistas em Radiologia Odontológica e Imaginologia independentes entre si, irão analisar estruturas anatômicas, qualidade de imagem para diagnóstico periapical e para planejamento de implantes, para cada protocolo
- Será aplicado o TCLE a fim de explicar o objetivo da pesquisa aos examinadores e obter a autorização para a participação garantindo o sigilo da identificação).

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

- Carta de encaminhamento ao atendimento das pendências.
- Projeto detalhado com as correções.
- TCLE - está redigido na forma de convite. Realizaram as adequações solicitados em parecer anteriormente emitido.
- Folha de rosto devidamente assinada.
- Certidão de Ata do Conselho Diretor da Unidade Proponente.
- Anuência da Faculdade de Odontologia da UFG.
- Anuência da UniEvangélica Centro Universitário autorizando a obtenção das imagens pelo aparelho WRmRgUificR OUWRSaQWRmRgUaSh OP300 (InstrumentariXm DeQWal, Charlotte, NC, USA)

Endereço: Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação - Agência UFG de Inovação, Alameda Flamboyant, Qd. K, Edifício K2
Bairro: Campus Samambaia, UFG **CEP:** 74.690-970
UF: GO **Município:** GOIANIA
Telefone: (62)3521-1215 **E-mail:** cep.prpi@ufg.br



Continuação do Parecer: 4.675.940

- Anuência da Universidade de São Paulo Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto Departamento de Física Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção - CIDRA) para utilização do simulador antropomórfico Alderson Rando® (The Phantom Laboratory, New York, USA), e dosímetros termoluminescentes (LiF - TLD 100).
- Termo de compromisso da equipe de pesquisa.
- TCLE: Está redigido na forma de convite. Apresentam o objetivo a justificativa. Garantem o sigilo da identidade. Esclarecem a forma de participação. Há um box solicitando a permissão ou não da divulgação da opinião nos resultado da avaliação. Solicitam ou não autorização para pesquisa futuras.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

As pendências anteriormente emitidas, a saber:

01 - Informar que no caso de ser aplicado na forma Online, uma cópia do TCLE deverá ser gravada para que seja arquivada pelo participante.

(PENDÊNCIA ATENDIDA)

02 - Inserir o direito de pleitear indenização em caso de danos advindos da participação.

(PENDÊNCIA ATENDIDA).

Após análise dos documentos postados somos favoráveis à APROVAÇÃO do presente protocolo de pesquisa, por não haver óbices éticos, smj deste Comitê.

Considerações Finais a critério do CEP:

Informamos que o Comitê de Ética em Pesquisa/CEP-UFG considera o presente protocolo APROVADO. O mesmo foi considerado em acordo com os princípios éticos vigentes. Reiteramos a importância deste Parecer Consubstanciado, e lembramos que o(a) pesquisador(a) responsável deverá encaminhar ao CEP-UFG o Relatório Final baseado na conclusão do estudo e na incidência de publicações decorrentes deste, de acordo com o disposto na Resolução CNS n. 466/12 e Resolução CNS n. 510/16. O prazo para entrega do Relatório é de até 30 dias após o encerramento da pesquisa, previsto para março de 2022.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

| |
|--|
| Endereço: Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação - Agência UFG de Inovação, Alameda Flamboyant, Qd. K, Edifício K2 |
| Bairro: Campus Samambaia, UFG CEP: 74.690-970 |
| UF: GO Município: GOIANIA |
| Telefone: (62)3521-1215 E-mail: cep.prpi@ufg.br |



Continuação do Parecer: 4.675.940

| Tipo Documento | Arquivo | Postagem | Autor | Situação |
|---|---|------------------------|-------------------------------|----------|
| Informações Básicas do Projeto | PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1689393.pdf | 11/04/2021 18:36:04 | | Aceito |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador | Projeto_alterado.pdf | 11/04/2021 18:35:39 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| Recurso Anexado pelo Pesquisador | Carta_de_encaminhamento.pdf | 11/04/2021 18:35:20 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE_alterado.pdf | 11/04/2021 18:35:00 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| Folha de Rosto | Folha_de_rosto.pdf | 25/03/2021 19:28:09 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| Outros | Certidao_de_Atta_Fernanda.pdf | 25/03/2021 19:27:01 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| Projeto Detalhado / Brochura Investigador | Projeto.pdf | 25/03/2021 19:25:33 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| Declaração de concordância | Termo_de_anuencia_UFG.pdf | 25/03/2021 19:24:52 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| Declaração de Instituição e Infraestrutura | Carta_de_autorizacao_Unievangelica.pdf | 25/03/2021 19:24:27 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| Declaração de Instituição e Infraestrutura | Autorizacao_Uso_Equipamento_CIDRA.pdf | 25/03/2021 19:23:08 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| Declaração de Pesquisadores | Termo_de_compromisso.pdf | 25/03/2021 19:21:56 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |
| TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência | TCLE.pdf | 25/03/2021 19:21:06 | Fernanda Paula Yamamoto Silva | Aceito |

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

Endereço: Pró-Reitoria de Pesquisa e Inovação - Agência UFG de Inovação, Alameda Flamboyant, Qd. K, Edifício K2
Bairro: Campus Samambaia, UFG **CEP:** 74.690-970
UF: GO **Município:** GOIANIA
Telefone: (62)3521-1215 **E-mail:** cep.prpi@ufg.br

