



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

ANANDA AMARAL SANTOS

**OTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO PARA REDUÇÃO DA DOSE DE
RADIÇÃO**

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

Ananda Amaral Santos

3. Título do trabalho

“Otimização dos protocolos de aquisição de Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico para redução da dose de radiação”.

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 Paula Yamamoto Silva, Professor do Magistério Superior**, em 23/02/2022, às 14:34, 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 **ANANDA AMARAL SANTOS, Discente**, em 23/02/2022, às 14:44, 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 **2715492** e o código CRC **F8457F5A**.

ANANDA AMARAL SANTOS

**OTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE TOMOGRAFIA
COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO PARA REDUÇÃO DA DOSE DE
RADIAÇÃO**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás como parte das exigências para obtenção do título de Doutor em Odontologia, área de concentração em Clínica Odontológica.

Linha de Pesquisa: Alterações do sistema estomatognático

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

Co-orientadora: Prof.^a Dr.^a Maria Alves Garcia Santos Silva

GOIÂNIA

2022

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

Santos, Ananda Amaral
OTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE
TOMOGRÁFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO PARA
REDUÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO [manuscrito] / Ananda Amaral
Santos. - 2022.
103 f.: il.

Orientador: Prof. Fernanda Paula Yamamoto Silva; co-orientador
Maria Alves Garcia Santos Silva.
Tese (Doutorado) - Universidade Federal de Goiás, Faculdade de
Odontologia (FO), Programa de Pós-Graduação em Odontologia, Goiânia,
2022.

Bibliografia. Anexos. Apêndice.
Inclui siglas, tabelas, lista de figuras, lista de tabelas.

1. Dose de radiação. 2. Dosimetria. 3. Tomografia Computadorizada
de Feixe Cônico. 4. Radiação. I. Silva, Fernanda Paula Yamamoto,
orient. II. Título.

CDU 616.314



UNIVERSIDADE FEDERAL DE GOIÁS

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

ATA DE DEFESA DE TESE

Ata Nº 40 da sessão de Defesa de Tese de **Ananda Amaral Santos** que confere o título de Doutora em **Odontologia**, na área de concentração em **Clínica Odontológica**.

Aos **vinte e três dias do mês de fevereiro de dois mil e vinte e dois** a partir das **08:30**, por meio de videoconferência, realizou-se a sessão pública de Defesa de Tese intitulada **“Otimização dos protocolos de aquisição de Tomografia Computadorizada por Feixe Cônico para redução da dose de radiação”**. 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 **Brunno Santos de Freitas Silva (PPGO/UFG)**, membro titular interno; Professor Doutor **Karine Evangelista Martins Arruda**, membro titular externo; Professor Doutor **Rogério Ribeiro de Paiva (UniEvangélica)**, membro titular externo; Professora Doutora **Carla Mosconi (UniGOYAZES)**, membro titular externo. 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 Tese 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 três dias do mês de fevereiro de dois mil e vinte e dois**.

TÍTULO SUGERIDO PELA BANCA



Documento assinado eletronicamente por **Fernanda Paula Yamamoto Silva, Professor do Magistério Superior**, em 23/02/2022, às 11:21, 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 **Brunno Santos De Freitas Silva, Professor do Magistério Superior**, em 23/02/2022, às 11:58, 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 **ROGERIO RIBEIRO DE PAIVA, Usuário Externo**, em 23/02/2022, às 14:00, 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 **Karine Evangelista Martins Arruda, Usuário Externo**, em 23/02/2022, às 15:27, 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 **CARLA MOSCONI, Usuário Externo**, em 23/02/2022, às 22:29, 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 **2715443** e o código CRC **54A083BA**.

Referência: Processo nº 23070.005887/2022-18

SEI nº 2715443

DEDICATÓRIA

1 Dedico este trabalho aos meus pais, **Márcio e Patrícia**. Se eu fui capaz de chegar até
2 aqui foi graças a vocês que tanto me incentivaram e sempre foram minha base nos
3 estudos e na vida. Vocês são exemplos de que eu poderia chegar aonde quisesse e
4 por isso me dediquei com muita determinação e amor para concretizar mais essa
5 jornada.

AGRADECIMENTOS

1 Agradeço a **Deus** todos os dias por me permitir viver essa experiência. Mesmo em
2 dias difíceis, posso sentir Teu cuidado e amparo. Em cada conquista vejo Teu amor
3 incondicional. “Deus é bom o tempo todo, o tempo todo ele é bom”.

4

5 Aos meus pais, **Márcio e Patrícia**, por sempre estarem ao meu lado independente da
6 situação. Ter vocês comigo faz toda diferença. Amo muito vocês.

7

8 Aos meus irmãos, **Tathyana e Bruno**, que me deram os melhores e maiores
9 presentes da vida: meus sobrinhos (**Fefe, Mama, Davi e Rafa**). Não consigo imaginar
10 minha vida sem vocês. E também minha cunhada, **Roberta**. Sua amizade é muito
11 importante e especial pra mim.

12

13 A minha vizinha, **Maria Helena**, mulher forte que nos ensina a cada dia a importância
14 da família e sempre me apoiou com muita compreensão, dedicação, carinho e amor.

15

16 A minha orientadora, **Profa. Fernanda Paula Yamamoto Silva**. Lembro como se
17 fosse ontem quando você me ligou pra dizer que eu havia sido aprovada no processo
18 seletivo e falou: “você vai ser minha primeira orientada de doutorado, espero que não
19 me dê trabalho...” e eu espero que tenha cumprido essa missão. Eu tenho uma grande
20 admiração pela mulher, esposa, mãe, amiga, professora, pesquisadora e ser humano
21 que você é. Obrigada por essa oportunidade, você esteve presente nos momentos
22 mais especiais da minha vida e tenho certeza que isso não termina aqui. Conte
23 sempre comigo na pesquisa, na docência e na vida.

24

25 A minha co-orientadora, **Profa. Maria Alves Garcia Santos Silva**, estamos juntas
26 desde a graduação e com certeza foi uma das minhas inspirações para seguir no
27 caminho no diagnóstico. Obrigada por cada ensinamento, nossa convivência me faz
28 uma pessoa e profissional melhor.

29

30 Ao **Prof. Dr. Brunno Santos de Freitas Silva**, admiro sua competência ao transmitir
31 seus conhecimentos, sua dedicação em busca da excelência em tudo que faz, sua

1 paciência e gentileza. Agradeço pela amizade e oportunidade de aprendizado desde
2 a graduação.

3

4 Aos meus amigos **Lorena, Kaique, Jeane e Fernanda** companheiros da pós pelos
5 dias de boa convivência e por toda ajuda. Em especial a **Fernanda**, que faz parte
6 dessa pesquisa foi essencial em todas as etapas.

7

8 A **Profa. Dra. Deborah Queiroz de Freitas França**, por toda parceria e por abrir as
9 portas do departamento de Radiologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da
10 Universidade Estadual de Campinas.

11

12 A **Dra. Cassiana Viccari Sacilotto** e ao **Centro de Instrumentação, Dosimetria e**
13 **Radioproteção (CIDRA)** da Universidade de São Paulo de Ribeirão Preto, também
14 pela parceria e empréstimo do fantoma que viabilizou e realização deste trabalho.

15

16 A todos os **professores do Programa de Pós-Graduação em Odontologia (PPGO)**
17 da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás pelas contribuições
18 durante meu aprendizado como pesquisadora e docente.

19

20 A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de
21 Goiás, especialmente **Gláucia, Clara e Claudinha** por toda paciência e por sempre
22 estarem disponíveis.

23

24 Ao **Centro Goiano de Doenças da Boca (CGDB)** pela oportunidade de aprendizado
25 profissional e humano durante cada atendimento.

26

27 A **Universidade Federal de Goiás**, em especial a **Faculdade de Odontologia**, pela
28 oportunidade da pós-graduação.

29

30 A coordenadora do PPGO, **Profa. Dra. Nádia do Lago Costa**, pela gestão com
31 excelência.

“Sou só mais alguém querendo encontrar a minha própria estrada pra trilhar, apenas alguém querendo encontrar a minha própria forma de amar...”

(Sandy & Junior)

RESUMO

1 A TCFC é influenciada por uma série de variáveis como: o equipamento
2 utilizado, o FOV, o tempo de exposição, mA, kVp e também a resolução espacial
3 definida pelo tamanho do voxel. Como a dose deve ser tão baixa quanto
4 diagnosticamente possível, sua redução só é viável quando a qualidade da imagem é
5 mantida. É possível reduzir a dose de radiação em pacientes submetidos a exames
6 odontológicos sem causar impacto prejudicial na qualidade da imagem e, portanto, na
7 precisão diagnóstica, alterando parâmetros de aquisição nos equipamentos de TCFC,
8 por isso, busca-se a otimização de protocolos, para cada aparelho, caracterizados
9 pela baixa dose de radiação e alta qualidade de imagem. Esse trabalho teve como
10 objetivo avaliar a influência de diferentes protocolos de aquisição em TCFC na
11 redução da dose de radiação em um equipamento de TCFC mantendo a qualidade da
12 imagem. Para isso, foram utilizados dosímetros termoluminescentes localizados em
13 regiões radiosensíveis, incluindo medula óssea, tireoide, pele, glândulas salivares,
14 cérebro e olhos, posicionados em um fantoma antropomórfico Alderson RANDO®.
15 Foram realizados 8 diferentes protocolos no tomógrafo Picasso Trio® (Vatech,
16 Hwaseong, Coreia do Sul), com variações diferentes de kVp, mA e número de
17 imagens base. A dose efetiva foi calculada de acordo com as recomendações da
18 Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP). Uma avaliação subjetiva da
19 qualidade da imagem foi realizada por três especialistas. Ao comparar os 8 protocolos
20 de aquisição o protocolo que obteve menores valores de DE de radiação foi o
21 protocolo 1. O protocolo que obteve maior DE de radiação foi o protocolo 8. Os
22 parâmetros de aquisição avaliados (mA, kvP e IB) são capazes de prever a dose
23 efetiva. O protocolo 5 (3 mA, 99kVp, 450 IB) demonstrou ser a opção ideal dentre os
24 protocolos avaliados, devido à baixa DE associada a bons scores obtidos ao avaliar a
25 qualidade da imagem. Mais estudos são necessários para padronizar uma
26 metodologia a fim de comparar diferentes equipamentos.

27

28

Palavras-chave: Dose de radiação; Dosimetria; Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico; Radiação.

ABSTRACT

OPTIMIZATION OF ACQUISITION PROTOCOLS OF CONE BEAM COMPUTED TOMOGRAPHY FOR EFFECTIVE RADIATION DOSE REDUCTION

CBCT is influenced by a series of variables such as: the equipment, FOV, exposure time, mA, kVp and also the spatial resolution defined by the voxel size. As the dose should be as low as diagnostically possible, its reduction is only possible when the image quality is maintained. It is possible to reduce the radiation dose in patients undergoing dental exams without causing harmful impact on the image quality and, therefore, on diagnostic accuracy, by changing exposure parameters in CBCT equipment, so, the optimization of protocols is sought, for each device, characterized by low radiation dose and high image quality. This study aimed to evaluate the influence of different CBCT exposure protocols in reducing the radiation dose in a CBCT equipment while maintaining image quality. For this, medullary follicles were used in thermoluminescent regions, including radiosensitive regions, including bone, bone, skin, salivary glands, brain and eyes, eyes visible in an anthropomorphic Alderson RANDO® phantom. Eight different ones were performed on the Picasso Trio® scanner (Vatech, Hwaseong, South Korea), with different variations of kVp, mA and number of base images. The effective dose was defined by the International Commission in accordance with Radiological Protection. A subjective assessment of image quality was performed by three experts. When comparing the 8 acquisition protocols, the protocol that obtained the lowest values of radiation DE was protocol 1. The protocol that obtained the highest radiation DE was protocol 8. Protocol 5 (3 mA, 99kVp, 450 IB) proves to be an ideal option among the protocols, due to the low DE associated with a good score obtained when evaluating image quality. More studies are needed to standardize a methodology in order to compare different equipment.

Keywords: Radiation Dosage; Dosimetry; Cone-Beam Computed Tomography; Radiation.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Tomógrafo Picasso Trio® (Vatech, Hwaseong, Coreia do Sul).....	48
Figura 2 – Cortes coronais capturados.....	49
Figura 3 – Fantoma Antropomórfico Alderson Rando®	50
Figura 4 – Fantoma Alderson Rando® posicionado no tomógrafo.....	51
Figura 5 – Divisão das 9 fatias no Fantoma Alderson Rando®.....	53
Figura 6 – Inserção dos TLDs nos sítios radiosensíveis.....	54
Figura 7 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 1.....	59
Figura 8 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 2.....	59
Figura 9 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 3.....	60
Figura 10 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 4.....	60
Figura 11 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 5.....	61
Figura 12 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 6.....	61
Figura 13 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 7.....	62
Figura 14 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 8.....	62

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Artigos de dose de radiação selecionados que utilizaram o fantoma Alderson Rando®.....	36
Tabela 2 – Protocolos utilizados no equipamento Picasso Trio® (Vatech, Hwaseong, Coreia do Sul).....	49
Tabela 3 – Localização dos TLDs nos sítios e níveis do fantoma.....	52
Tabela 4 – Fração de tecido irradiada(%) para calcular a dose absorvida.....	56
Tabela 5 – ICRP 103 (2007) Fatores de ponderação de tecidos.....	57
Tabela 6 – Cálculo da dose efetiva seguindo ICRP (2007) para os diferentes órgãos.....	64
Tabela 7 – Análise de concordância de kappa dos avaliadores 1, 2 e 3 em relação à qualidade da imagem.....	66
Tabela 8 – Análise de concordância de kappa dos avaliadores 1, 2 e 3 em relação à confiança.....	67

LISTA DE ABREVIACÕES E SIGLAS

TCFC	- Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico
FOV	- <i>Field of view</i> – Campo de visão
TE	- Tempo de exposição
mA	- Miliamperagem
mAs	- Miliamperagem por segundo
kVp	- Quilovoltagem pico
ALADA	- As low as diagnostically acceptable – Tão baixo quanto diagnosticamente aceitável
DE	- Dose efetiva
mSv	- milisieverts
µSv	- Microsieverts
TC	- Tomografia Computadorizada
3D	- Tridimensional
TCFL	- Tomografia computadorizada de feixe em leque
ALARA	- As Low as Reasonably Achievable – Tão baixo quanto razoavelmente possível
ALADAIP	- As Low as Diagnostically Acceptable Being Indication-oriented and Patient-specific – Tão baixo quanto diagnosticamente aceitável orientado pela indicação específica do paciente
AAOMR	- American Academy of Oral and Maxillofacial Radiology – Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial
2D	- Bidimensional
DICOM	- <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>
TLD	- Dosímetro Termoluminescente
ICRP	- International Commission on Radiological Protection – Comissão Internacional de Proteção Radiológica
ATM	- Articulação temporomandibular

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	19
2 REVISÃO DE LITERATURA	22
2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO	22
2.2 PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO	26
2.2.1 FOV.....	27
2.2.2 Voxel.....	28
2.2.3 kV e mA	30
2.2.4 Imagens Base	31
2.3 DOSE DE RADIAÇÃO	33
3 OBJETIVOS	47
3.1 OBJETIVO GERAL	47
3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	47
3.3 HIPÓTESE NULA	47
4 MATERIAL E MÉTODOS	47
4.1 DESENHO DO ESTUDO	47
4.2 EQUIPAMENTO DE TCFC E PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO	48
4.3 FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES	50
4.4 DOSE DE RADIAÇÃO	55
4.4.1 Dose absorvida	55
4.4.2 Dose Efetiva.....	56
4.5 AVALIAÇÃO SUBJETIVA DA QUALIDADE DA IMAGEM	57
4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA	63
4.7 ASPÉCTOS ÉTICOS	63
5 RESULTADOS.....	63
5.1 ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE QUALIDADE DA IMAGEM E CONFIANÇA.....	65

5.2 ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR MÚLTIPLA.....	65
5.3 ANÁLISE DE CONCORDÂNCIA	65
5.4 PROTOCOLO OTIMIZADO	67
6 DISCUSSÃO	68
7 CONCLUSÕES	71
8 REFERÊNCIAS.....	72
APÊNDICES	84
ANEXO.....	96

1 INTRODUÇÃO

Os exames por imagem correspondem aos exames complementares mais solicitados na Odontologia. Diferentemente da radiografia, a tomografia computadorizada é um exame volumétrico, seccional que possibilita a avaliação sem sobreposição de estruturas (KILJUNEN et al., 2015).

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) foi desenvolvida para uso em Odontologia por Mozzo et al. (1998) e mostrou como principais vantagens utilizar um equipamento compacto e uma menor dose de radiação em comparação a tomografia computadorizada de feixe em leque (ADIBI et al., 2012).

O uso crescente dos exames de TCFC desde seu desenvolvimento é expressivo, principalmente nas áreas de implantodontia, cirurgia e ortodontia (BERG et al., 2014; D.LEKOĞLU et al., 2011; HOL et al., 2015). Essa popularização da TCFC aliada ao avanço na tecnologia dos detectores e nos sistemas de softwares computacionais, impulsionaram o lançamento de diversos tomógrafos no mercado oferecendo a possibilidade de gerar reconstruções/cortes submilimétricas e modos de imagens sofisticados, caracterizados pela alta resolução (MCGUIGAN; DUNCA; HORNER, 2018).

Em TCFC, a alta resolução é conseguida com algoritmos de reconstrução feita por softwares, mas também com conjuntos de parâmetros técnicos relacionados aos equipamentos. Esses parâmetros influenciam tanto a resolução, quanto a dose de radiação que o paciente recebe. Dentre os principais estão: o tamanho do FOV (*Field of view* – campo de visão), que corresponde o tamanho da área que será escaneada, quanto maior o tamanho maior a dose; o tamanho do *voxel*, que corresponde a espessura da reconstrução/corte, ou seja, quanto menor o *voxel*, menor a espessura da reconstrução/corte resultando em maior definição de imagem porém, em maior dose de radiação. O tempo de exposição (TE), miliamperagem (mA) e quilovoltagem pico (kVp) são responsáveis pela intensidade e quantidade de fótons de raios X, influenciam, portanto, na dose, mas também na qualidade da imagem (FERAGALLI et al., 2017; DA SILVA MOURA et al., 2018).

Apesar do uso de imagens de alta qualidade ser o ideal para o diagnóstico e planejamento, como supracitado, essas implicam na utilização de altas doses de radiação. Protocolos de alta resolução aumentam a dose em até 600% comparados com protocolos de baixa resolução. Os métodos de redução de dose visam alterar os

diversos parâmetros técnicos do equipamento para que se obtenha uma combinação ideal entre dose e qualidade da imagem (DA SILVA MOURA et al., 2018). A combinação ideal desses parâmetros garante a correta indicação da TCFC sem o uso excessivo da radiação X, pois segundo o princípio ALADA (*As low as diagnostically acceptable* – tão baixo quanto diagnosticamente aceitável), a dose de radiação deve ser tão baixa quanto diagnosticamente aceitável (JAJU; JAJU, 2015).

O risco biológico atribuído aos exames por imagem ainda é discutível, no entanto, há evidência substancial de que a dose de radiação pode levar ao desenvolvimento de tumores mesmo após anos da exposição inicial, chamado de efeito estocástico, pois não há limiar conhecido de dose definido para causar a doença (WHITE; MALLYA, 2012).

Por isso, o controle e monitoramento são essenciais para garantir que a dose utilizada seja tão baixa quanto razoavelmente possível, além de permitir estudos comparativos entre diferentes protocolos de aquisição, qualidades de imagem e de equipamentos (SEDEXCT, 2012).

A dose relevante a ser medida é a dose efetiva (DE) recomendada pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica por permitir simular riscos estocásticos e por levar em consideração não somente a dose absorvida pelo paciente, mas também o tipo de radiação (no caso, a radiação X). A DE permite ainda, a comparação aproximada do risco induzido entre os diferentes tipos de exames de imagem (McGUIGAN; DUNCAN; HORNER, 2018) e em diferentes partes do corpo, considerando os tecidos e órgãos mais radiosensíveis. Para isso, ela fornece uma ponderação fracionária que reflete o grau de sensibilidade de cada um desses órgãos. Para diagnóstico por imagem, a DE é expressa em millisieverts (mSv) ou microsieverts (μ Sv) (LUDLOW et al., 2015).

Devido a impossibilidade do estudo de dose de radiação in vivo, a dose efetiva é calculada utilizando-se um modelo conhecido como fantoma. O padrão ouro para aferição da dose efetiva é o fantoma antropomórfico (LUDLOW et al., 2015) que apresenta características morfológicas e de atenuação de raios X semelhante à de humanos, simulando todos os efeitos nos diferentes tecidos. Para isso, vários dosímetros são posicionados em locais diferentes, o que permite também a aferição da dose absorvida com alta acurácia (LUDLOW et al., 2009). Apesar de existirem alternativas para esse modelo, todos mostraram-se ineficazes para essa finalidade

(LUDLOW et al., 2008; VASSILEVA; STOYANOV, 2010; LUDLOW; DAVIES-LUDLOW; BROOKS, 2003).

Na literatura encontram-se diversos estudos com ênfase na dosimetria e nos parâmetros de aquisição da TCFC, porém, a falta de padronização na metodologia e a diversidade de tomógrafos existentes atualmente, limitam as informações sobre o impacto desses parâmetros na dose de radiação. Adicionalmente, não há evidência científica suficiente sobre a influência no uso de métodos de redução de dose na resolução das imagens (DA SILVA MOURA et al., 2018) impossibilitando a correta indicação dos protocolos de aquisição para os diferentes equipamentos de TCFC, baseada no princípio ALADA.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA DE FEIXE CÔNICO

A Tomografia Computadorizada (TC) foi desenvolvida em 1972 por Sir Godfrey Hounsfield (HOUNSFIELD, 1973) tornando-se amplamente utilizada na Odontologia na década de 1980 permitindo mais precisão no diagnóstico e plano de tratamento (TOYOFUKU; KONISHI; KANDA, 1982). Entretanto, o alto custo, complexidade do equipamento e alta dose de radiação recebida pelos pacientes limitavam sua utilização (MOZZO et al., 1998; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006).

EM 1998, Mozzo et al. (1998) estabeleceram as bases para a nova revolução em imagens tridimensionais (3D), descrevendo um equipamento de TC dedicado à imagens da região bucomaxilofacial com vantagens de curto tempo de exposição, menor dose de radiação quando comparada à Tomografia de Feixe em Leque (TCFL), boa qualidade de imagem, menor custo, fácil manuseio e disponibilidade de uso em pequenos centros de diagnóstico (AMERICAN DENTAL ASSOCIATION COUNCIL ON SCIENTIFIC AFFAIRS, 2012; PAUWELS et al., 2012; KIM; SINGER; MUPPARAPU, 2019).

A Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico (TCFC) foi rapidamente integrada a prática odontológica para diversas tarefas diagnósticas e tratamento. Cirurgiões-dentistas que utilizavam a TC para visualizar estruturas da região bucomaxilofacial, agora poderiam usar a TCFC para adquirir imagens 3D em doses significativamente mais baixas (KIM; SINGER; MUPPARAPU, 2019).

O campo de aplicação da TCFC inclui quase todas as especialidades da Odontologia, incluindo a exodontia de dentes supranumerários e dentes impactados, avaliação da proximidade entre o terceiro molar e o canal da mandíbula, avaliação de cistos e tumores, seios maxilares, articulação temporomandibular, cirurgia ortognática, implantes e em especialidades como ortodontia, endodontia, periodontia e pediatria (SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; SHIN et al., 2014; KIM; SINGER; MUPPARAPU, 2019).

Nos últimos anos, a TCFC alcançou ampla aceitação para avaliação de imagens da região bucomaxilofacial e substituiu fundamentalmente a TC para várias tarefas diagnósticas na Odontologia (SCARFE; FARMAN, 2008; SCARFE et al., 2010).

Na TCFC um feixe de raios X em forma de cone ou pirâmide gira ao redor do paciente com um arco de rotação de 180° – 360°. Durante esta rotação uma série de imagens bidimensionais (2D) são adquiridas (aproximadamente 150 a 599 imagens), as quais serão reconstruídas em um volume de dados 3D em um software. O *voxel* é isométrico variando de 0,08 a 0,4mm³. O FOV pode variar de 4 a 20 cm de largura e sua altura de 3 a 20 cm. A tensão do tubo pode variar de 60 a 120 kVp e a corrente do tubo de 1 a 10 mA. O tempo de exposição leva de 5 a 40 segundos. Esses parâmetros variam de acordo com o equipamento utilizado (ARNHEITER; SCARFE; FARMAN, 2006; DAVIES; JOHNSON; DRAGE, 2012; PAUWELS, 2012; HATCHER, 2010).

Uma grande variedade de equipamentos de TCFC está disponível. Embora o mesmo princípio de aquisição de imagens seja usado por todos esses dispositivos, diferentes ferramentas de hardware (por exemplo o tipo de detector) e software (por exemplo o algoritmo de reconstrução) são utilizadas. Além disso, grandes diferenças podem ser vistas ao analisar os parâmetros de aquisição como: kVp, mA, tempo de exposição, rotação, tamanho do FOV e *voxel*. Todos esses parâmetros resultam em diferentes graus de desempenho em termos de qualidade da imagem e dose de radiação (KWONG et al., 2008; SUR et al., 2010; LOFTHAG-HANSEN; THAILANDER-KLANG; GRÖNDAHL, 2011; PAUWELS et al., 2012).

Apesar dos benefícios e melhorias, a TCFC ainda é uma fonte de radiação ionizante para o paciente, por isso, a relação entre a dose de radiação e qualidade da imagem deve sempre fazer parte do processo de tomada de decisão para a prescrição de qualquer exame por imagem (FARMAN, 2005).

Temos a obrigação para com nossos pacientes reduzir a dose para o nível mais baixo possível baseando no princípio ALARA (*As Low as Reasonably Achievable* – tão baixo quanto razoavelmente possível (MUPPARAPU; SINGER., 2011). JAJU e JAJU (2015) propuseram a substituição do termo ALARA por ALADA fazendo um apelo para a consideração da qualidade da imagem e a utilização com base científica da TCFC. E mais recentemente, em 2017, Oenning et al. propuseram o termo ALADAIP (*As Low as Diagnostically Acceptable Being Indication-oriented and Patient-specific* – tão baixo quanto diagnosticamente aceitável orientado pela indicação específica do paciente), considerando a importância de considerar além da dose, a individualidade e especificidade de cada paciente na indicação de exames.

O princípio ALADAIP aborda a importância de realizar exames radiográficos em termos de manter uma qualidade de imagem diagnosticamente aceitável para a tarefa específica de cada paciente e, ao mesmo tempo, aplicar cuidadosamente protocolos de imagem com a menor dose possível necessária para manter a qualidade de imagem necessária (IHLIS et al., 2021).

Os critérios de seleção de uma imagem em qualquer fase do tratamento devem seguir o princípio ALARA. A escolha da TCFC deve estar relacionada às necessidades clínicas do paciente (SILVA et al., 2008). Assim como para qualquer imagem radiográfica, a TCFC deve ser indicada com base na história e exame individual de cada paciente. O exame deve mostrar potencial benefício para o paciente, em detrimento da exposição à radiação. A indicação deve considerar a possibilidade de tratamento e necessariamente ser embasada em evidência científica (SANTOS et al., 2019).

Diretrizes são um meio de fornecer uma estrutura para o uso de uma nova tecnologia ou técnica. Na radiologia, elas são sistematicamente desenvolvidas e destinadas a auxiliar o clínico e paciente na decisão do exame por imagem mais apropriado, e são muitas vezes chamadas de “critérios de referência”, “critérios de seleção” ou “critérios de adequação” (HORNER et al., 2015). As diretrizes esclarecem indicações e limitações para o uso da TCFC e são destinadas a todos os cirurgiões-dentistas a fim de facilitar a decisão quanto ao uso da TCFC. Como regra geral, a utilização da TCFC é considerada restrita por medidas de radioproteção, não sendo permitido seu uso rotineiro e é justificada quando fornece informações adicionais relevantes (DULA et al., 2015; KILJUNEN et al., 2015; SPIN-NETO, GOTFREDSEN, WENZEL, 2013; WOLFF et al., 2016).

A primeira diretriz do uso da TCFC na Odontologia organizada na América do Norte veio como um documento de opinião e foi publicada pela Academia Americana de Radiologia Oral e Maxilofacial (AAOMR – American Academy of Oral and Maxillofacial Radiologic) abordando sobre sua utilização em diversas especialidades odontológicas (CARTER et al., 2016). Segundo o comitê executivo da AAOMR, a TCFC deve ser realizada por profissionais capacitados, com justificativa diagnóstica e com exposição mínima necessária para uma imagem com qualidade adequada. Os exames devem ser acompanhados de um laudo, os profissionais solicitantes devem ter um conhecimento profundo das indicações da TCFC. Os profissionais que utilizam imagens de TCFC devem compreender os parâmetros de

aquisição e os efeitos desses parâmetros na qualidade da imagem e dose de radiação. Os protocolos de aquisição devem levar em consideração o tamanho do paciente, a limitação do campo de exposição para a região de interesse e o uso de dispositivos de proteção pessoal como o avental de chumbo.

Na Europa, foi produzido no ano de 2009 por um grupo de especialistas (Projeto SEDENTEXCT) (*SEDENTEXCT GUIDELINE DEVELOPMENT PANEL*, 2012), um documento provisório sobre diretrizes na utilização da TCFC em Odontologia, culminando com o documento final: “Proteção contra radiação: TCFC para radiologia odontológica e bucomaxilofacial baseada em evidências”, publicado em 2012, com o objetivo principal de desenvolver diretrizes baseadas em evidência para o uso da TCFC na Odontologia, incluindo critérios de referência, diretrizes de garantia de qualidade e estratégias de otimização. De acordo com essas diretrizes, o kVp e mA devem ser ajustáveis nos equipamentos de TCFC e devem ser otimizados de acordo com a indicação clínica do exame, os equipamentos devem oferecer uma escolha para diferentes tamanhos de FOV e ao utilizar deve-se escolher o menor possível compatível com a indicação clínica oferecendo menor dose de radiação ao paciente, deve oferecer também diferentes tamanhos de *voxel*, e os exames devem ser feitos utilizando-se o maior *voxel* possível consistente com a indicação clínica. Quanto ao número de Imagens Base, afirmam que pesquisas futuras devem ser realizadas para avaliar seu efeito sobre a dose de radiação e qualidade da imagem.

Kim et al., (2019) revisaram as diretrizes sobre o uso de TCFC publicadas na América do Norte. De acordo com essas diretrizes, a TCFC tem potencial e variedade aplicação clínica, diagnóstica e prognóstica. Porém, o exame convencional deve ser o exame por imagem de primeira escolha e a TCFC deve ser utilizada quando esse exame 2D não responder à pergunta em questão. Um exame clínico completo deve preceder a TCFC como em qualquer outro exame radiográfico e técnicas para reduzir a dose de radiação devem ser utilizadas para minimizar as doses efetivas utilizando-se o princípio ALARA. A dose de radiação deve ser reduzida utilizando-se o menor FOV possível, maior tamanho de *voxel*, menor configuração de mA, menor tempo de exposição e análise individual para uso de FOV maior se houver suspeita de etiologia sistêmica ou não endodôntica, com a necessidade de interpretação de todo o volume.

Embora a dose de radiação em TCFC seja relativamente baixa quando comparada com a TC, pode ser até 10 vezes maior do que nas radiografias

convencionais (ROBERTS et al., 2009). Visto que as doses de TCFC são consideravelmente maiores do que as de radiografias convencionais é fundamental considerar todas as possibilidades para reduzir a dose do paciente ao nível mínimo de acordo com o princípio ALARA (ICRP, 2007) reduzindo a exposição a níveis tão baixos quanto diagnosticamente aceitável (ALADA) (White et al., 2014).

2.2 PARÂMETROS DE AQUISIÇÃO

Na prática clínica, a TCFC é influenciada por uma série de variáveis como: o equipamento utilizado, o FOV, o tempo de exposição, mA, kVp e também a resolução espacial definida pelo tamanho do *voxel* (KAMBUROGLU et al., 2011; HATCHER et al., 2010).

As configurações de aquisição na TCFC são inicialmente determinadas pelos fabricantes. Muitos equipamentos têm configurações de aquisição pré-definidas de acordo com o tamanho do paciente e/ou para diferentes indicações clínicas (por exemplo: modo “endodôntico” ou “implante”), outros permitem que o operador selecione livremente os parâmetros de aquisição, como o kVp, mA e tempo de exposição (NEMTOI et al., 2013).

Cada sistema e modelo de equipamento de TC possui sua própria capacidade de desempenho de acordo com suas propriedades e especificações como mA, kVp, espessura do corte, bem como o processamento e visualização das imagens. Esses parâmetros devem ser ajustados para otimizar a qualidade da imagem mantendo a dose de radiação mais baixa para o paciente (ALSLEEM et al., 2013)

A escolha dos parâmetros de aquisição ainda é parcialmente orientada pelo fabricante e parcialmente determinada pela experiência pessoal do profissional que realiza as aquisições da TCFC. Os fabricantes sempre fornecem um ou mais protocolos de aquisição “padrão” e além disso, conforme o operador adquire experiência com os parâmetros selecionáveis, ele ajusta os protocolos para diferentes grupos de pacientes (PAUWELS et al., 2015). Para Pauwels et al. (2012), o operador deve ser capaz de selecionar protocolos de aquisição apropriados de acordo com os diversos requisitos de diagnóstico na prática odontológica.

A TCFC deve ser realizada quando o diagnóstico não pode ser feito utilizando radiografias intrabucais ou panorâmica e além disso, quando se faz

necessário o acompanhamento por meio de imagens de um paciente devem ser utilizados exames convencionais, no entanto, caso haja intercorrência ou recorrência o uso da TCFC é justificado (HAYASHI et al., 2018).

Goulston et al. (2016) realizaram uma revisão sistemática e evidenciaram que nos equipamentos de TCFC deve ser possível alterar um ou vários dos parâmetros de aquisição (kVp, mA ou tempo de exposição) com a finalidade de reduzir a dose de radiação do paciente, mantendo a precisão do diagnóstico e a qualidade da imagem.

Embora o princípio básico de aquisição seja o mesmo para os equipamentos de TCFC, ainda existem algumas diferenças importantes ao comparar métodos e parâmetros de aquisição (KUO et al., 2020).

2.2.1 FOV

O FOV corresponde ao tamanho da área a ser escaneada (PAUWELS et al., 2016). A seleção do tamanho do FOV no momento da aquisição da TCFC depende da estrutura que será avaliada e deve ser selecionado o menor possível que abrangerá a região de interesse. Quanto menor o FOV, menor a dose de radiação devido à ação dos colimadores, evitando que estruturas sejam irradiadas sem necessidade e reduzindo a dose de radiação (PALOMO; RAO; HANS, 2008; PAUWELS et al., 2012).

Os equipamentos de TCFC podem ser divididos em três grupos: (1) sistemas dedicados capazes de obter imagens de uma grande parte do complexo bucomaxilofacial (FOV grande); (2) sistemas dedicados com FOV menor e (3) sistemas híbridos com panorâmica e TCFC que incluem sensores separados para duas funções. Alguns dos últimos sistemas também oferecem uma opção de cefalograma digital 2D (bidimensional) (FARMAN; SCARFE, 2009).

Ludlow e Ivanovic (2008) agrupou os equipamentos de TCFC de acordo com o tamanho do FOV. Um equipamento de FOV pequeno considerava um diâmetro ou altura de até 10 cm, sendo útil para obter imagens de um ou outro arco, mas incapaz de capturar maxila e mandíbula juntas. FOVs médios consideravam diâmetro ou altura maiores que 10 cm até 15 cm, podendo ser úteis para capturar ATMs e arcos superior e inferior da maioria dos pacientes, mas normalmente não captura os

contornos dos tecidos moles do mento e nariz ao mesmo tempo e, portanto, não são ideais para avaliação ortodôntica. Os equipamentos de FOV grande incluem diâmetro ou altura maiores de 15 cm, sendo capazes de capturar o perfil de tecido mole do mento e nariz e o complexo maxilofacial completo.

A resolução das imagens de TCFC pode ser influenciada pelo FOV que é controlado pela colimação do feixe de raios X. Um FOV maior pode gerar um maior número de fótons espalhados devido ao maior volume de tecido que é irradiado, o que reduziria a resolução em comparação com um FOV menor. A escolha do FOV e do tamanho do *voxel* deve ser feita pelo operador com base na indicação clínica em questão, tendo em mente que essas escolhas além de afetar a qualidade da imagem afetarão a quantidade de radiação que os pacientes serão expostos (GANGULY; RAMESH; PAGNI, 2016).

Para Farman e Scarfe (2009) e Hayashi et al. (2018), o FOV do equipamento de TCFC deve ser ajustável para atender ao objetivo do exame e conter feixes de guia de laser direcionadores para garantir que a área do FOV selecionada seja a que está sendo irradiada.

A influência do tamanho do FOV na literatura está bem documentada, e vários estudos apontam a necessidade de limitação do FOV na prática clínica (PAUWELS et al., 2012).

2.2.2 Voxel

A resolução espacial das imagens em TCFC é determinada por elementos individuais de volume, os *voxels*, produzidos a partir do conjunto de dados volumétricos. Em TCFC, alguns tomógrafos permitem selecionar um dentre os vários tamanhos de *voxel* disponíveis, variando geralmente entre 0,05 a 0,40mm³. Esses voxels são chamados de isotrópicos, pois apresentam todas as três dimensões (altura, largura e espessura) iguais (HATCHER, 2010; SCARFE; FARMAN, 2010).

O tamanho do *voxel* de uma imagem 3D corresponde à resolução do *pixel* em imagens 2D. Imagens adquiridas em tamanhos de *voxel* menores, embora sejam mais “bonitas” e nítidas do ponto de vista subjetivo, aumentarão a dose de radiação para o paciente e muitas vezes pode fornecer o mesmo diagnóstico que imagens com resolução menor (PALOMO; RAO; HANS, 2008; DAVIES; JOHNSON; DRAGE, 2012).

Ao selecionar o tamanho do *voxel* pequeno é preciso ter cuidado, pois apesar de aumentar a resolução da imagem também aumentará o ruído (AL-RAWI et al., 2010; HAYASHI et al., 2018).

A escolha do tamanho do *voxel* não é apenas importante em termos de qualidade da imagem, mas também esta diretamente relacionada aos tempos de exposição e reconstrução das imagens em TCFC, junto com outros parâmetros como o FOV, mA e kVp (LUDLOW et al., 2006). A capacidade de selecionar várias configurações de *voxel* pode ser útil para diminuir a dose de radiação para o paciente (ÖZER, 2011).

Liedke et al., em 2009, avaliaram a capacidade da TCFC em detectar reabsorções radiculares externas simuladas em um estudo *in vitro* utilizando três diferentes tamanhos de *voxels* (0,4; 0,3; e 0,2mm³). Eles concluíram que o *voxel* de 0,3 mm³ teve um bom desempenho diagnóstico com menor exposição aos raios X.

Icen et al. (2020) compararam diferentes tamanhos de *voxel* na detecção de defeitos ósseos periodontais afirmando que tamanhos menores de *voxel* e FOV eram mais eficazes para este fim.

Na detecção de fraturas radiculares verticais na presença de pino metálico intracanal, Yamamoto-Silva et al. (2017) comparou a eficácia de quatro diferentes tamanhos de *voxel* (0,1mm³, 0,16mm³, 0,125mm³ e 0,2mm³). Eles também encontraram resultados com maior precisão diagnóstica com tamanhos menores de FOV e *voxel*.

Em uma revisão sistemática realizada por SPIN-NETO; GOTFREDSEN; WENZEL (2013) sobre o impacto do tamanho do *voxel* na aquisição de imagens de TCFC concluindo que o número destes estudos em Odontologia ainda é pequeno não sendo possível sugerir protocolos para diferentes tarefas diagnósticas.

Muitos parâmetros de aquisição podem ser variados de acordo com a indicação clínica do exame, mas ainda não foram estabelecidos protocolos específicos para essas indicações na Odontologia. Dessa forma, a seleção destes parâmetros, incluindo a seleção da resolução do *voxel*, parece ser realizada de forma quase que arbitrária (“melhor palpite” ou disponibilidade no equipamento) (CHADWICK; LAW; 2010; SPIN-NETO et al., 2011).

É importante ressaltar que o princípio ALARA deve ser sempre aplicado, portanto o protocolo de aquisição deve ser selecionado para cada caso sem prejudicar a qualidade da imagem e mantendo a dose de radiação a mais baixa possível (ÖZER,

2011). Protocolos que padronizem a seleção destes parâmetros teriam impacto direto na dose de radiação que o paciente recebe durante a TCFC (LUDLOW et al., 2006).

2.2.3 kV e mA

Os valores de tensão de pico (kVp) variam entre 60 e 120 kVp e os valores de tensão do tubo (mA) entre 8 e 192 mAs em TCFC (LUDLOW; IVANOVIC, 2008; QU et al., 2010).

A relação entre mA e a dose de radiação é direta, pois há uma relação linear de 1:1 quando outros fatores de aquisição são mantidos constantes. Em relação à qualidade da imagem, um mA mais alto diminui o ruído da imagem (PAUWELS et al., 2014; PAUWELS et al., 2015; GOULSTON et al., 2016). O efeito do kVp na dose e na qualidade da imagem é mais complexo devido a uma combinação de várias interações de raios X dependentes de energia. Além disso, um kVp alto aumenta a energia média dos fótons em um feixe de raios X e também a quantidade de fótons. Por isso, sempre foi um desafio otimizar as configurações de kVp e mA na radiologia. O efeito da alteração de um ou mais parâmetros de aquisição na qualidade da imagem e na dose de radiação não é direto e deve ser equilibrado, garantindo que uma imagem de qualidade adequada seja obtida com a dose de radiação mais baixa possível (PAUWELS et al., 2014).

A dose de radiação para o paciente não é linear com o kVp, mas reduzir o kVp reduz a quantidade de radiação quando outros parâmetros de aquisição são fixados (SEIBERT., 2004). Um baixo kVp reduz o fluxo total de energia se outros parâmetros de aquisição não forem ajustados, o que aumenta o ruído da imagem levando à redução da qualidade da imagem e da precisão diagnóstica da TCFC (HUDA; SCALZETTI; LEVIN, 2000; SEIBERT., 2004). Artefatos, como o endurecimento do feixe, também podem ser aumentados com kVp baixo como 80 kVp (SEIBERT., 2004).

Embora um baixo kVp minimize a dose de radiação para os pacientes, essa seleção deve ser feita dependendo do tamanho do paciente e deve ser ajustado de acordo com a indicação clínica. Por exemplo, enquanto um 80 kVp deve ser utilizado para uma criança, 140 kVp deve ser utilizado para pacientes adultos obesos (ARCHENBACH; ANDERS; KALENDER, 2008). O kVp deve ser otimizado para

reduzir o ruído e minimizar a dose de radiação. O tamanho do paciente e a finalidade do exame também devem ser considerados (ASLEEM; DAVIDSON, 2013).

Pauwels et al. (2014) realizaram um estudo para determinar a configuração de kVp ideal para um equipamento específico de TCFC utilizando um fantoma para medir a relação contraste-ruído. Eles concluíram que para este equipamento o kVp selecionável de maior valor (90 kVp) foi excelente, particularmente níveis de dose de radiação mais baixos, recomendando então que para os protocolos de baixa dose de radiação é preferível reduzir o mA em vez do kVp, pois isso resultaria em uma menor perda na qualidade da imagem.

Em muitos casos o mA pode ser reduzido consideravelmente em comparação com a configuração padrão do equipamento, mantendo uma qualidade de imagem aceitável. Para indicações clínicas com requisitos de qualidade da imagem relativamente baixos (como por exemplo implantes) o mA pode ser reduzido em comparação com aquelas indicações que exigem alto nível de detalhes, como fraturas radiculares (PAUWELS et al., 2015).

2.2.4 Imagens Base

Durante a aquisição de um exame de TCFC, exposições individuais são realizadas com determinados graus de intervalo produzindo imagens 2D conhecidas como Imagens Base. Essas imagens são semelhantes a telerradiografias laterais. O número total de Imagens Base corresponde aos dados de projeção e é determinado pelo tempo de exposição (número de imagens adquiridas por segundo), pelo grau de rotação (parcial ou total) e pela velocidade de rotação. Essas imagens são utilizadas para a reconstrução volumétrica, portanto, quanto maior a quantidade de Imagens Base, mais informações são obtidas para a reconstrução do volume tomográfico. Entretanto, maior também será o tempo de exposição, maior a dose de radiação e maior o tempo de reconstrução. O número de Imagens Base deve ser minimizado sempre que possível para obter uma imagem com qualidade diagnóstica mantendo o princípio ALARA (SCARFE; FARMAN, 2008).

EM TCFC o número de Imagens Base pode ser determinado pela rotação do equipamento (180 ou 360°). A redução do grau de rotação de 360 para 180° reduz a dose de radiação em 50% e melhora a qualidade da imagem porque reduz os

artefatos produzidos pela movimentação do paciente durante a realização do exame (SCARFE et al., 2012).

Lofthag-Hansen (2009) em seu estudo comparou dois equipamentos de TCFC variando alguns parâmetros de aquisição como kV, mA, grau de rotação e FOV. Foi utilizado um fantoma para avaliar a dose de radiação e a qualidade da imagem em duas indicações clínicas: alterações periapicais e planejamento de implantes nas regiões posteriores. Como conclusão eles verificaram que uma redução na dose de radiação significativa pode ser obtida sem perda de informações diagnósticas utilizando-se uma rotação de 180° principalmente para planejamento de implantes. Neves et al. (2012) também avaliaram a influência do grau de rotação do equipamento de TCFC para planejamentos de implantes na mandíbula corroborando com Lofthag-Hansen (2009) que ao utilizar uma rotação de 180° a qualidade da imagem e as medidas lineares não são prejudicadas, ou seja, o protocolo com rotação de 180° é recomendado para esta finalidade diagnóstica devido a diminuição da dose de radiação do paciente.

Bechara et al. (2013) avaliaram a acurácia diagnóstica em imagens de TCFC para detecção de fraturas radiculares em dentes tratados endodonticamente com protocolos variando o grau de rotação em 180 e 360° e mantendo os demais parâmetros de aquisição (kVp, mA, *voxel* e FOV). Os resultados apresentados mostraram que a sensibilidade e acurácia não tiveram diferenças significativas nos dois protocolos, mas a especificidade foi maior no protocolo com o grau de rotação de 360°. Eles afirmaram também que a redução do número de Imagens Base (ou seja, utilizando-se 180°) pode ser a solução para diminuir os artefatos gerados por estruturas de alta densidade (como a guta-percha), o que justifica sua indicação clínica para pesquisa de fraturas radiculares em dentes tratados endodonticamente.

Hayashi et al. (2018) estabeleceram alguns recursos necessários para que a TCFC possa ser realizada com segurança e confiabilidade: o FOV deve ser ajustável para irradiar a área de interesse, o tempo de exposição deve ser o mais breve possível evitando artefatos de movimento, kVp, mA e *voxel* devem ser ajustáveis, deve ser possível alterar o ângulo de rotação entre 180 e 360°, deve conter um botão de emergência facilmente identificado, devem haver medidas de controle de infecção para que estruturas que entram em contato com o paciente possam ser facilmente esterilizáveis. As imagens devem ser salvas em formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) para que possam ser utilizadas remotamente.

Para cada modalidade de exames por imagem, existem muitas ações que podem ser tomadas para atingir uma redução significativa na dose de radiação e ainda assim ter uma boa qualidade de imagem. A equipe de imagiologia dentária precisa de treinamento que os ajude a realizar estes exames de boa qualidade de acordo com a indicação clínica e de acordo com o princípio ALARA, levando em consideração as necessidades individuais de cada paciente. Recomenda-se que a equipe tenha um maior conhecimento dos vários sistemas de TCFC para melhorar a imagem e ao mesmo tempo reduzir a dose de radiação para o paciente (SILVA et al., 2008; ASLEEM; DAVIDSON, 2013; MATSÄLÄ; HENNER; EKHOL, 2014).

É possível reduzir a dose de radiação em pacientes submetidos a exames odontológicos sem causar impacto prejudicial na qualidade da imagem e, portanto, na precisão diagnóstica, alterando parâmetros de aquisição nos equipamentos de TCFC. No entanto, Goulston et al. (2016) afirmam que esses parâmetros não podem ser generalizados pelos diferentes modelos de equipamentos e diversas indicações clínicas. Além disso, eles afirmam que a redução dos parâmetros de aquisição pode resultar em uma imagem diagnosticamente aceitável (ALADA), mas também pode resultar em uma imagem incapaz de fornecer o diagnóstico, o que significa que o exame teria que ser repetido e o paciente receberia mais dose de radiação do que se o exame tivesse sido realizado utilizando-se os parâmetros padronizados em primeira instância.

2.3 DOSE DE RADIAÇÃO

A exposição a altas doses de radiação pode causar tumores malignos, infertilidade, catarata e outras deficiências (*International Commission on Radiological Protection* (ICRP), 2007). Os benefícios da exposição à radiação são pensados para superar os riscos e não há dúvidas que isso tem contribuído para a saúde de toda a nação (HAYASHI et al., 2018; HORNER et al., 2020). No entanto, os operadores devem se esforçar para diminuir a dose de radiação o tanto quanto possível evitando exames não essenciais e ajustando os parâmetros de aquisição. Porém, a dose deve ser diminuída até o nível em que a capacidade diagnóstica não seja prejudicada (HAYASHI et al., 2018).

O princípio ALARA é particularmente importante para crianças, porque a sensibilidade dos pacientes pediátricos à radiação ionizante pode variar de 2 a 3 vezes

mais do que em adultos (UNSCEAR, 2013). O risco de câncer induzido por radiação em crianças é maior em relação aos adultos devido à diminuição da atenuação e volume de tecido exposto à radiação primária relativamente maior. Além disso, as crianças são mais sensíveis à radiação que os adultos (SCHULZE et al., 2011; THEODORAKOU et al., 2012; PAUWELS et al., 2014).

Embora a exposição à radiação proveniente da radiologia odontológica seja baixa, uma criança pode ser submetida a muitos procedimentos durante a infância e adolescência. Portanto, o efeito acumulativo da exposição à radiação deve ser levado em consideração (METSÄLÄ et al., 2014).

Quando um corpo humano é exposto à radiação, a radiação interage com o tecido e sua influência é medida como dose de exposição, dose absorvida, dose equivalente e dose efetiva (MCCOLLOUGH; SCHUELER, 2000).

As doses de radiação efetiva em radiografias convencionais estão na faixa de 1 – 8 μSv (LUDLOW; DAVIES-LUDLOW; WHITE, 2008) enquanto em TCFC pode ser dez vezes maior mesmo em condições de baixa dose, por isso é preciso cuidado para que os pacientes sejam selecionados de forma adequada e de acordo com a necessidade individual de cada um (HAYASHI et al., 2018).

A dose efetiva é um método geral para avaliar a influência da radiação. Ela estima o risco estocástico de um paciente desenvolver efeitos de radiação tardios. É calculada integrando valores de dose do órgão individual, o tipo de energia de radiação, o efeito de correlação da energia e o provável risco para a saúde em um tecido específico, considerando o fator de ponderação de tecido com base no provável efeito biológico. Portanto, as doses efetivas podem ser utilizadas como uma escala para determinar o possível risco aumentado à saúde para pessoas expostas à radiação (MIRACLE; MUKHERJI, 2009; SHIN et al., 2014).

Os estudos de dose de radiação permitem que os profissionais avaliem o risco e utilizem um método de cálculo para comparar o risco entre diferentes dispositivos de imagem. Os cálculos da dose são expressos como uma dose efetiva em microsievverts (μSv). Geralmente utiliza-se um fantoma de dosimetria (crânio humano envolto por material equivalente ao tecido mole) que são fatiados em várias camadas ao longo do plano axial para permitir acesso à anatomia interna. Para cada fatia, dosímetros terminoluminescentes (TLDs) calibrados são inseridos na região anatômica radiosensível (por exemplo: ramo, glândula tireóide, glândulas salivares, medula óssea). Os fantasmas são expostos com variáveis selecionadas incluindo o

equipamento, FOV, tempo de exposição, mA, kVp e tamanho do voxel. Para obter a dose efetiva, a dose absorvida dos TLDs é ponderada pelos fatores de ponderação de tecido da ICRP (International Commission on Radiological Protection / Comissão Internacional de Proteção Radiológica) de 1990 ou 2007 (HATCHER et al., 2010).

Há uma falta de protocolos de aquisição e metodologia na mensuração da dose em estudos de dosagem em TCFC, produzindo uma ampla gama de resultados tornando difícil uma conclusão (GUPTA et al., 2006). Os níveis de dose de radiação variam entre equipamentos, protocolos de aquisição e metodologia aplicada. É necessário padronizar protocolos para mensuração da dose de radiação efetiva em TCFC, para comparar dados. Isso pode ser feito utilizando um fantoma Alderson Rando (LOUBELE et al., 2009). As estimativas de dose efetiva dependem de muitos fatores que não são padronizados, incluindo o próprio fantoma, o número de TLDs e sua colocação. Além disso, a dose efetiva é calculada em uma pessoa média (homem, mulher ou criança), servindo como uma estimativa que não pode ser aplicada a qualquer paciente (MARTIN, 2007).

Diversos estudos foram realizados para avaliar a dose de radiação em TCFC utilizando-se o fantoma Alderson Rando. Alguns destes estudos foram selecionados e estão dispostos na Tabela 1.

Tabela 1: Artigos de dose de radiação selecionados que utilizaram o fantoma Alderson Rando®

Autor, Ano	Objetivo	Equipamento de TC	Parâmetros de aquisição	Dosímetros	ICRP	Conclusão
ALMASHRAQI et al., 2017	Comparar a dose de radiação e qualidade da imagem entre TCFC e TCFL para avaliação dos seios maxilares	TCFC -i-CAT TCFL -Activion 16	x	TLD 100	ICRP 2007	Os protocolos de baixa dose de radiação da TCFC e TCFL podem ser utilizados para avaliação dos seios maxilares, com a DE sendo de 7 a 11 vezes menor que os protocolos padrão
CARRAFIELLO et al., 2010	Comparar a dosimetria e desempenho diagnóstico da TCFC com a TCFL	TCFC -i-CAT TCFL -Somatom 64-slice	x	TLD 100	ICRP 1990	TCFC fornece informações idênticas a TCFL em relação aos dentes, estruturas circundantes e osso esponjoso com a vantagem de DEs menores. A qualidade da imagem em TCFC é afetada negativamente por artefatos. Porém o uso de TCFL é necessária para avaliação de tecidos moles.

CHAMBERS et al., 2015	Determinar a DE utilizando o equipamento de TCFC Galileos Comfort	TCFC -Galileos Comfort	mA FOV	OSLDs	ICRP 2007	Mudanças na mA e colimação do feixe tem uma influência significativa na dose efetiva. A DE varia linearmente com a mA.
CHINEM et al., 2016	Comparar as DE e Dose equivalente de diferentes métodos radiográficos digitais (panorâmica, telerradiografia lateral e periapical) com a TCFC	Periapical -Heliodent plus RP e Tele -Orthophos XG 5 TCFC -i-CAT	X	TLD 100	ICRP 1990 e 2007	Considerando o princípio de otimização da dose de radiação, a TCFC deve ser utilizada apenas em circunstâncias específicas.
DAVIES; JOHSON; DRAGE, 2012	Calcular a DE de um paciente submetido à TCFC utilizando o i-CAT Next Generation	TCFC -i-CAT Next Generation	FOV Voxel	TLD 100	ICRP 2007	Com a nova geração de TCFC a DE é menor do que a geração original com FOV semelhante
GRÜNHEID et al., 2011	Determinar a dose absorvida por um paciente com indicação ortodôntica em TCFC com varias configurações e comparar com a quantidade de dose recebida em um exame 2D	TCFC -i-CAT next generation RP -OP100 Tele -OC100	FOV Voxel TE kVp mA	TLD 100	ICRP 2007	A TCFC fornece benefícios diagnósticos e terapêuticos comprovados, porém também expõe os pacientes à níveis mais elevados de radiação do que exames 2D.

HOFMANN et al., 2014	Avaliar a dose de radiação e qualidade da imagem entre TCFC e TCFL	<p>TCFC</p> <ul style="list-style-type: none"> -3D Accuitomo 170 -3D eXam -Pax Zenith 3D -Pax Reve 3D -Picasso Trio <p>TCFL</p> <ul style="list-style-type: none"> -Somatom Sensation 10 -Somatom Sensation 64 -Somatom Definition Flash 	kVp mA Voxel FOV TE	TLD 100	ICRP 2007	Os equipamentos testados exibiram diferença estatística em relação à dose de radiação. A variação ocorreu pronunciada particularmente nos equipamentos de TCFC. Com dose de radiação igual ou mais baixa que a TCFC, a TCFL apresentou baixa qualidade de imagem.
HOFMANN et al., 2014 - 2	Avaliar vários equipamentos de TC em termos de qualidade da imagem e dose de radiação, sendo 5 de TCFC operados em configuração padrão e três de TCFL com configurações de baixa dose de radiação.	<p>TCFC</p> <ul style="list-style-type: none"> -3D Accuitomo 170 -3D eXam -Pax Zenith 3D -Pax Reve 3D -Picasso Trio <p>TCFL</p> <ul style="list-style-type: none"> -Somatom Sensation 10 -Somatom Sensation 64 -Somatom Definition Flash 	kVp mA Voxel FOV TE	TLD 100	ICRP 2007	A TCFC apresentou melhor qualidade de imagem do que a TCFL embora essa diferença não tenha sido estatisticamente significativa. Os equipamentos de TCFC e TCFL apresentam diferentes parâmetros de aquisição. Essas diferenças também podem ser percebidas na dose de radiação e qualidade da imagem, o

						que deve ser considerado. O equipamento selecionado deve fornecer adequado diagnóstico e imagens apropriadas enquanto expõe o paciente à radiação tão baixa quanto possível.
LIBRIZZI et al., 2011	Avaliar a influência do FOV e voxel na eficácia diagnóstica da TCFC para detectar erosões na Articulação temporomandibular (ATM)	TCFC -Hitachi -MercurRay	FOV	TLD	ICRP 2007	As aquisições com menor FOV têm desempenho superior às aquisições de maior FOV para avaliação de erosões na ATM
LOUBELE et al., 2009	Comparar DE de TCFC com TCFL em aplicações na Odontologia	TCFC -Accuitomo3D -i-CAT -NewTom 3G TCFL -Somatom VolumeZoom4 -Somatom Sensation 16M x 8000 IDT	kVp mA	TLD 100 TLD100H	ICRP 2007	Os níveis de dose de radiação para TCFC permaneceram menores do que os protocolos de TCFL. Todos os fatores relevantes devem ser considerados ao justificar a seleção destas técnicas. A dose de radiação deve ser mantida a mais baixa possível otimizando seu equilíbrio com a qualidade de imagem

LUDLOW et al., 2006	Calcular a DE de três diferentes equipamentos de TCFC	TCFC -Mercuray -NewTom 3G -i-CAT	FOV kVp mA TE Imagens Base	TLD 100	ICRP 1990 e 2005	A DE varia substancialmente dependendo do equipamento, FOV e parâmetros selecionados. O valor da DE é muitas vezes maior que em radiografia panorâmica e menor em relação à TCFL.
LUDLOW, 2011	Demonstrar a redução da dose de radiação no Kodak 9500 após ajustar parâmetros de aquisição	TCFC -Kodak 9500	FOV kVp mA	TLD 100	ICRP 1990 e 2007	A instalação do filtro adicional com ajuste de kVp no Kodak 9500 resultou em significativa redução da dose de radiação.
LUDLOW; DAVIES- LUDLOW; BROOKS, 2003	Determinar as doses absorvidas de três variações em exames de TCFC e compará-los com a radiografia panorâmica digital	TCFC -NewTom QR- DVT 9000 RP -Orthophos Plus DS	FOV	TLD 100	ICRP 1990	A TCFC parece oferecer risco de radiação de 3 a 7 vezes quando comparada com a RP dependendo da região, colimação e software de aquisição.
LUDLOW; IVANOVIC, 2008	Comparar a DE (E1990 e E2007) de 8 equipamentos de TCFC e um de TCFL	TCFC -NewTom 3G -Mercuray -Promax 3D -Prexion 3D -Galileos -Classic i-CAT	FOV mA kVp Voxel Rotação Imagens Base	TLD 100	ICRP 1990 e 2007	As recomendações de 2007 resultam em uma maior reavaliação do risco de câncer fatal proveniente de exames radiográficos oral e maxilofacial. A TCFC

		-Next Generation i-CAT -Iluma TCFL -Somatom Sensation 32- row/64-slice	TE			pode ser indicada como uma técnica de menor dose de radiação comparada com TCFL para imagens oral e maxilofacial.
LUDLOW; WALKER, 2013	Avaliar as doses resultantes de várias combinações de tamanho de FOV e parâmetros de aquisição utilizando fantomas infantis e adultos com o i-CAT Next Generation	TCFC -i-CAT Next Generation	FOV Rotação Imagens Base Voxel kVp mA TE	OSL	ICRP 2007	Vários parâmetros de aquisição estão disponíveis para ajustar os níveis de dose em diversas indicações diagnósticas. Reduções significativas de dose de radiação são acompanhadas por reduções também da qualidade da imagem. No entanto, isso pode ser aceitável em determinadas indicações diagnósticas.
LUKAT; WONG; LAM, 2013	Comparar dose de radiação em TCFC para ATM	TCFC -Kodak 9000	kVp mA	OSL	ICRP 2007	O uso de aquisições bilaterais de ATM utilizando o equipamento Kodak 9000 oferece significativa redução na dose de radiação comparado com

						equipamentos de grande FOV.
NARDI et al., 2017	Avaliar a DE e qualidade da imagem em TCFC comparando com TCFL	TCFC -New-Tom 5g TCFL -Somatom Sensation 64	x	TLD – 100	ICRP 2007	Para ouvidos e arcadas dentárias, a TCFC foi preferível devido a menor dose e maior resolução espacial. Na coluna cervical e cabeça a escolha entre TCFC e TCFL vai depender da indicação clínica. A TCFL deve ser indicada quando uma alta resolução de contraste é necessária apesar da maior exposição à radiação.
OKANO et al., 2009	Mensurar a dose de radiação para planejamento de implantes em TCFC e TCFL	TCFC -3D Accuitomo -Mercuray TCFL -HiSpeed QX/i	kVp mA GOV	TLD 100	ICRP 1990 e ICRP 2007	A dose de radiação é maior no 3D Accuitomo do que no Mercuray e bem menor que na TCFL.
PALOMO et al., 2008	Quantificar as mudanças de dose de radiação utilizando diferentes configurações em TCFC	TCFC -MaercuRay	mA kVp FOV	TLD 100	ICRP 1990 e ICRP 2007	Uma redução na dose de radiação pode ser alcançada utilizando configurações de baixa exposição e colimação estreita.

PAUWELS et al., 2012	Estimar a dose absorvida e dose efetiva em TCFC utilizando diferentes protocolos de aquisição	TCFC -3D Accuitomo 170 -Galileos Comfort -i-CAT Next Generation -Iluma Elite -Kodak 9000 3D -Kodak 9500 -NewTom VG -NewTom VGi -PaX-Uni3D -Picasso Trio -Promax3D -Scanora 3D -SkyView -Veraviewepocs 3D	FOV kVp mA	TLD 100 e TLD 100H	ICRP 2007	Uma distinção entre os protocolos de equipamentos de TCFC é necessária de acordo com o FOV pequeno, médio e grande e também de acordo com a indicação. Além disso, a dose deve sempre ser considerada em relação à qualidade técnica e diagnóstica da imagem, visto que isso também difere para diferentes grupos de pacientes. A otimização da dose deve ser realizada de acordo com a seleção correta de parâmetros de aquisição, tamanho e requisitos de diagnóstico.
ROBERTS et al., 2009	Calcular a DE durante exames de TCFC com vários protocolos de imagem	TCFC -i-CAT	FOV	TLD 100	ICRP 1990 e 2007	As doses de radiação em TCFC são menores que em TCFL, porém significativamente maiores que em técnicas 2D
ROTTKE et al., 2013	Avaliar DE de dez equipamentos de TCFC	TCFC -3D Accuitomo 3D -Kodak 9000 3D -Kodak 9500	Voxel FOV kV mA	TLD 100	ICRP 2007	A DE média para um protocolo de maxila e mandíbula está entre 100 μ Sv e 200 μ Sv. Existem

		-ProMax 3D -Galileos Comfort - Orthophos XG 3D -Scanora 3D -Master3Ds -PaX-Duo3D				muitos equipamentos de TCFC que dependem dos parâmetros de aquisição selecionados, resolução espacial e outros fatores.
ROTTKE et al., 2019	Comparar a DE de um equipamento ao utilizar a ferramenta de redução de dose de radiação e o modo manual	TCFC -Morita R100	x	TLD GR-200A	ICRP 2007	A DE é significativamente mais baixa quando utilizada a ferramenta de redução de dose.
SCHILLING; GEIBEL, 2013	Comparar DE para diferentes FOV, resolução e parâmetros de dois TCFC	TCFC -KaVo 3D eXam -KaVo Pan eXam Plus 3D	FOV Voxel kV mA tempo de aquisição	TLD 100	ICRP 103 2007	DE pode ser reduzida significativamente com a escolha de resoluções mais baixas e configurações de mA, bem como de FOVs menores. FOVs maiores não levam necessariamente a DE mais altas.
SCHULZE et al., 2004	Avaliar dose de radiação em diferentes modalidades disponíveis em imagens de cabeça e pescoço em um fantoma	RP -Orthophos -Orbix TCFC -NewTom 9000 TCFL	kVp mA TE	TLD 100	⁶⁰ Co Radiation	A modalidade de imagem mais adequada deve ser realizada considerando as doses de radiação, a qualidade da imagem e as informações necessárias de acordo

		-Somatom Volume Zoom -Somatom Sensation 16				com as indicações clínicas
SEZGIN et al., 2011	Comparar DE entre TCFC, TCFL e radiografias panorâmicas	TCFC -Kodak 9500 -NewTom FP TCFL -Somatom Sensation 16 RP -Vera- viewepocs	kVp mA TE FOV	TLD 100	ICRP 2007	As doses de TCFC não são baixas o suficiente para utilização como uma radiografia panorâmica de rotina. O tamanho do FOV selecionado deve ser escolhido com cuidado para evitar exposição excessiva do paciente. O uso da TCFL está associado à altas doses de radiação e deve ser evitado nos casos em que a TCFC é indicada.
SUOMALAINEN et al., 2009	Avaliar a dose de radiação e qualidade da imagem de 4 equipamentos de TCFC e comparar com 2 equipamentos de TCFL	TCFC -Accuitomo 3D -Promax 3D -Scanora 3D TCFL -GE 4-slice CT -GE 64-slice CT	FOV mA TE	TLD 100	ICRP 1990	TCFC fornece qualidade de imagem adequada para exames dentomaxilofaciais enquanto administra dose de radiação efetiva consideravelmente menor ao paciente. Diversas variações na dose e qualidade da imagem enfatizam a importância da

						otimização de parâmetros de aquisição em TCFC e TCFL.
TSIKLAKIS et al., 2005	Medir a dose de radiação absorvida em um fantoma em 14 sítios anatômicos, estimar a dose efetiva em TCFC e comparar as doses absorvida e efetiva entre tireoide e coluna cervical em técnicas com e sem proteção.	TCFC -NewTom DVT 9000	QR-	X	TLD 100	ICRP 1990
						A TCFC em imagens maxilofaciais resulta em redução das doses absorvida e efetiva. O uso de avental de chumbo reduz adicionalmente a redução das doses absorvida e efetiva na tireoide e coluna cervical.

TC – Tomografia Computadorizada

TCFC – Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico

TCFL – Tomografia Computadorizada de Feixe em Leque

TE – Tempo de exposição

DE – Dose efetiva

RP – Radiografia Panorâmica

Tele – Telerradiografia em norma lateral

TLD – Dosímetros Termoluminescentes (*Thermoluminescent dosemeter*)

OSL – Luminescência Opticamente Estimulada (*Optically Stimulated Luminescence*)

ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*)

3 OBJETIVOS

3.1 OBJETIVO GERAL

Avaliar a influência de diferentes protocolos de aquisição em TCFC na redução da dose efetiva de radiação mantendo a qualidade da imagem.

3.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Mensurar a dose efetiva por órgão em diferentes protocolos de aquisição em um equipamento de TCFC;
- Avaliar o protocolo que mais influencia a dose efetiva;
- Avaliar o protocolo que menos influencia a dose efetiva;
- Avaliar qual / quais parâmetros de aquisição mais influenciam a dose efetiva;
- Definir qual o protocolo otimizado considerando a qualidade da imagem e DE.

3.3 HIPÓTESE NULA

Os diferentes protocolos com diversos parâmetros de aquisição não influenciam a dose de radiação e qualidade da imagem em TCFC.

4 MATERIAL E MÉTODOS

4.1 DESENHO DO ESTUDO

Estudo experimental in vitro.

4.2 EQUIPAMENTO DE TCFC E PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO

Neste estudo utilizamos o equipamento de TCFC Picasso Trio® (Vatech, Hwaseong, Coreia do Sul) (Figura 1). As aquisições foram realizadas no Departamento de Radiologia Odontológica e Imaginologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas. Foram realizados 8 diferentes protocolos alterando parâmetros de aquisição. Estes protocolos estão descritos na Tabela 2.

Na Figura 2 podemos observar a representação dos cortes coronais dos 8 diferentes protocolos utilizados.

Figura 1 – Tomógrafo Picasso Trio® (Vatech, Hwaseong, Coreia do Sul).

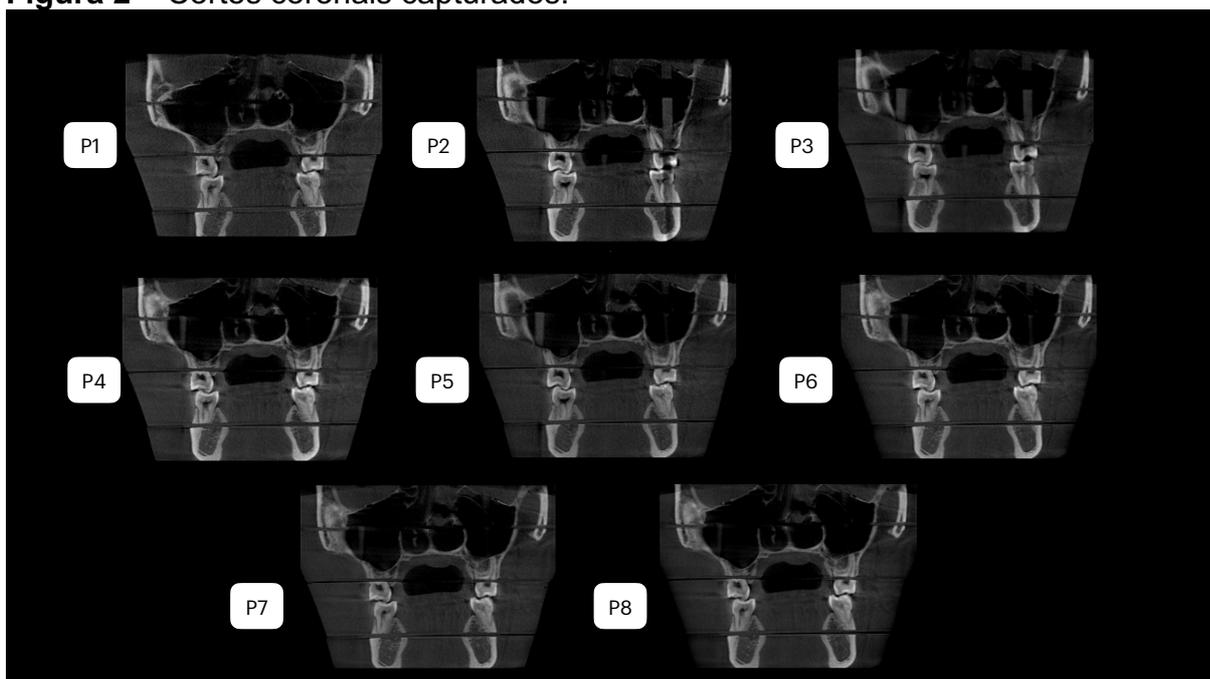


Tomógrafo Picasso Trio® (Vatech, Hwaseong, Coreia do Sul) no Departamento de Radiologia Odontológica e Imaginologia da Faculdade de Odontologia de Piracicaba da Universidade Estadual de Campinas . **Fonte:** Própria autora.

Tabela 2: Protocolos utilizados no equipamento Picasso Trio® (Vatech, Hwaseong, Coreia do Sul).

Protocolo (P)	FOV	Voxel	mA	kVp	Imagens Base	Metal Artifact
1	12x8,5	0,2	3	80	450	Normal
2	12x8,5	0,2	5	80	450	Normal
3	12x8,5	0,2	3	80	720	Normal
4	12x8,5	0,2	5	80	720	Normal
5	12x8,5	0,2	3	99	450	Normal
6	12x8,5	0,2	5	99	450	Normal
7	12x8,5	0,2	3	99	720	Normal
8	12x8,5	0,2	5	99	720	Normal

Figura 2 – Cortes coronais capturados.



Cortes coronais de TCFC dos 8 protocolos de aquisição utilizados para avaliar a DE e qualidade da imagem. **Fonte:** própria autora.

4.3 FANTOMA ANTROPOMÓRFICO E DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES

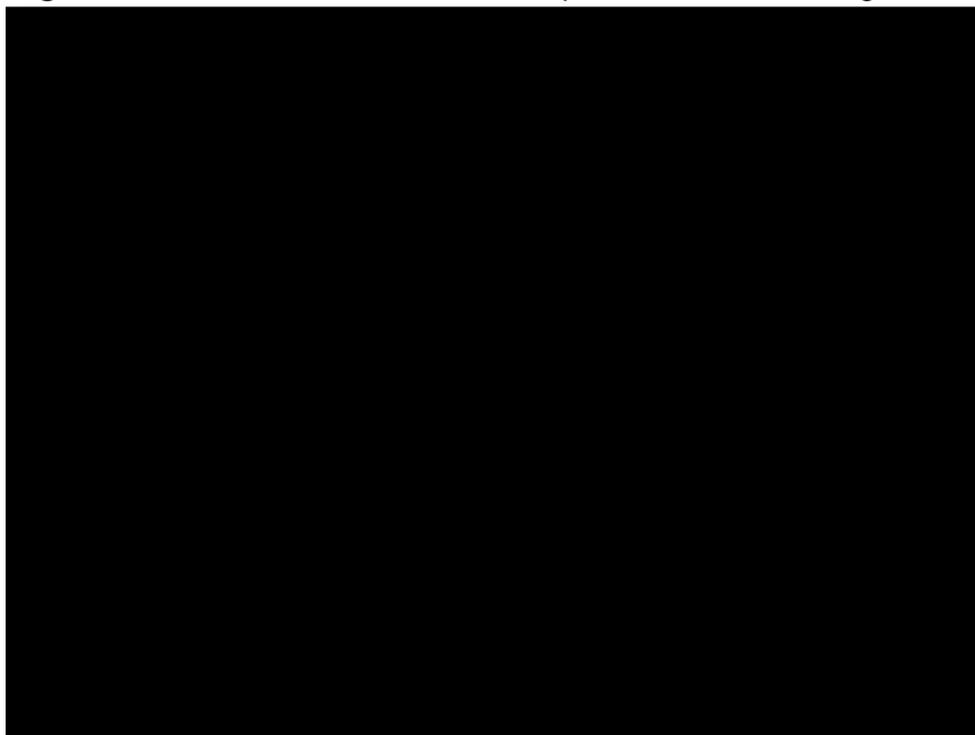
Para a avaliação da dose de radiação foi utilizado o fantoma antropomórfico de cabeça e pescoço Anderson RANDO® (modelo ART-200, RSD Phantoms, Long Beach, CA, USA) (Figura 3), disponibilizado pelo Centro de Instrumentação, Dosimetria e Radioproteção da Universidade de São Paulo (CIDRA). O fantoma apresenta características médias de um homem adulto (1,75m de altura e 73kg) e é dividido em 9 fatias de 2,5cm de espessura, com vários orifícios de 5mm de diâmetro que permitem a inserção de dosímetros para mensuração da dose de radiação. O fantoma foi posicionado o mais próximo possível das condições reais de um paciente durante a realização de um exame de TCFC (Figura 4).

Figura 3 – Fantoma Antropomórfico Alderson Rando®



Fantoma de cabeça e pescoço Anderson RANDO® (modelo ART-200, RSD Phantoms, Long Beach, CA, USA). **Fonte:** Própria autora.

Figura 4 – Fantoma Alderson Rando® posicionado no tomógrafo



Fantoma posicionado no Tomógrafo Picasso Trio® (Vatech, Hwaseong, Coreia do Sul) o mais próximo possível de condições reais. **Fonte:** Própria autora.

Dosímetros termoluminescentes também disponibilizados pelo CIDRA foram utilizados para mensuração da dose de radiação. Um total de 152 dosímetros termoluminescentes de fluoreto de lítio dopado com magnésio de titânio (LiF / Mg, Ti) (TLD-100) com dimensões de 3mm x 3mm x 1mm (Harshaw, Solon, OH, USA) foram calibrados. Em seguida, para cada um dos oito protocolos de aquisição mencionados anteriormente, 19 TLDs foram posicionados em diferentes regiões no fantoma (Tabela 3) (Figura 5) de acordo com estudos anteriores (LUDLOW; DAVIES-LUDLOW; BROOKS, 2003; LUDLOW et al., 2006; MARTINS et al., 2021). A inserção dos TLDs nos sítios do fantoma foram supervisionadas por dois radiologistas experientes, para garantir a distribuição uniforme sobre os diferentes órgãos radiosensíveis (Figura 6). Considerando a baixa quantidade de energia de raios X produzida em uma única exposição, foram realizadas cinco exposições repetidas em cada protocolo, considerando a sensibilidade dos dosímetros e também para fornecer uma mensuração confiável da dose de radiação pelos dosímetros. Após as cinco aquisições, o valor de dose de radiação foi obtido pela média das exposições. 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 3500.

Tabela 3: Localização dos TLDs nos sítios e níveis do fantoma

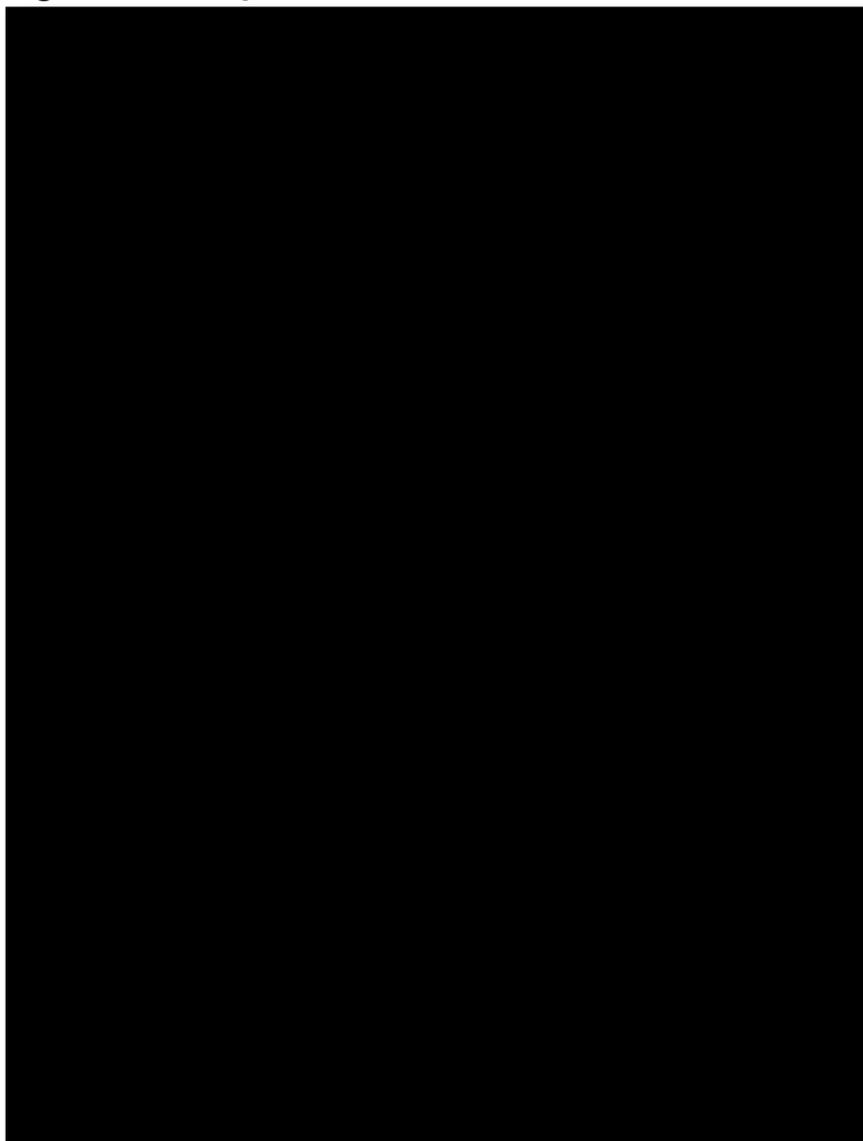
Órgão	Sítio	Nível
Medula óssea	Calvarium anterior	2
	Calvarium posterior	2
	Coluna cervical central	6
	Ramo direito	6
	Ramo esquerdo	6
	Corpo da mandíbula direito	7
	Corpo da mandíbula esquerdo	7
Cérebro	Cérebro médio	2
	Centro do cérebro	3
Olhos	Lente esquerda	4
	Lente direita	4
Glândulas salivares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

Figura 5 – Divisão das 9 fatias no Fantoma Alderson Rando®



Os níveis correspondem aos sítios em que foram inseridos os dosímetros TLDs identificados na Tabela 3. **Fonte:** Própria autora.

Figura 6 – Inserção dos TLDs nos sítios radiossensíveis



Os TLDs foram inseridos nos orifícios correspondentes ao órgão radiossensível para mensuração da dose de radiação. **Fonte:** Própria autora.

4.4 DOSE DE RADIAÇÃO

Para mensuração da dose de radiação em que o fantoma foi exposto aos diferentes protocolos de aquisição, foram calculadas a dose absorvida e dose efetiva.

4.4.1 Dose absorvida

Para calcular o valor da dose efetiva para todos os órgãos, primeiramente foi calculada a dose absorvida pela seguinte fórmula:

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

Nessa fórmula, W_R representa o fator de ponderação de radiação (para raios X é 1), f_i representa a fração de tecido irradiada (Tabela 4) e D_{Ti} a dose média absorvida mensurada com os TLDs.

Tabela 4 – Fração de tecido irradiada(%) para calcular a dose absorvida

Órgão	Fração Irradiada (%)
Medula óssea	16,5 ponderado em:
Mandíbula	1,3
Calvarium	11,8
Coluna cervical	3,4
Tireóide	100
Pele	5
Superfície óssea	16,5 ponderado em:
Mandíbula	1,3
Calvarium	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
Mucosa Oral	100

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

4.4.2 Dose Efetiva

O cálculo da dose efetiva foi realizado com a seguinte fórmula:

$$E_T = W_T \times H_T$$

Onde, E_T é o produto do fator do peso tecidual (W_T) do ICRP (Tabela 5) e a dose absorvida para o tecido (H_T). A dose efetiva é expressa em microsievvert (μSv).

O fator de ponderação representa a contribuição de cada tecido ou órgão para o risco global. Foram aplicados os fatores de acordo com as recomendações de 2007 da ICRP (ICRP Publication 103, 2007).

Tabela 5 – ICRP 103 (2007) Fatores de ponderação de tecidos

Órgão	Fator de ponderação
Medula óssea	0,12
Tireoide	0,04
Pele	0,01
Superfície óssea	0,01
Cérebro	0,01
Glândulas salivares	0,01
Remanescente	0,12

4.5 AVALIAÇÃO SUBJETIVA DA QUALIDADE DA IMAGEM

Os exames de TCFC, 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 em ambiente escuro, em computador Dell Intel Core i7, 16 GB, 1 TB e sistema operacional *Windows 10 Home*.

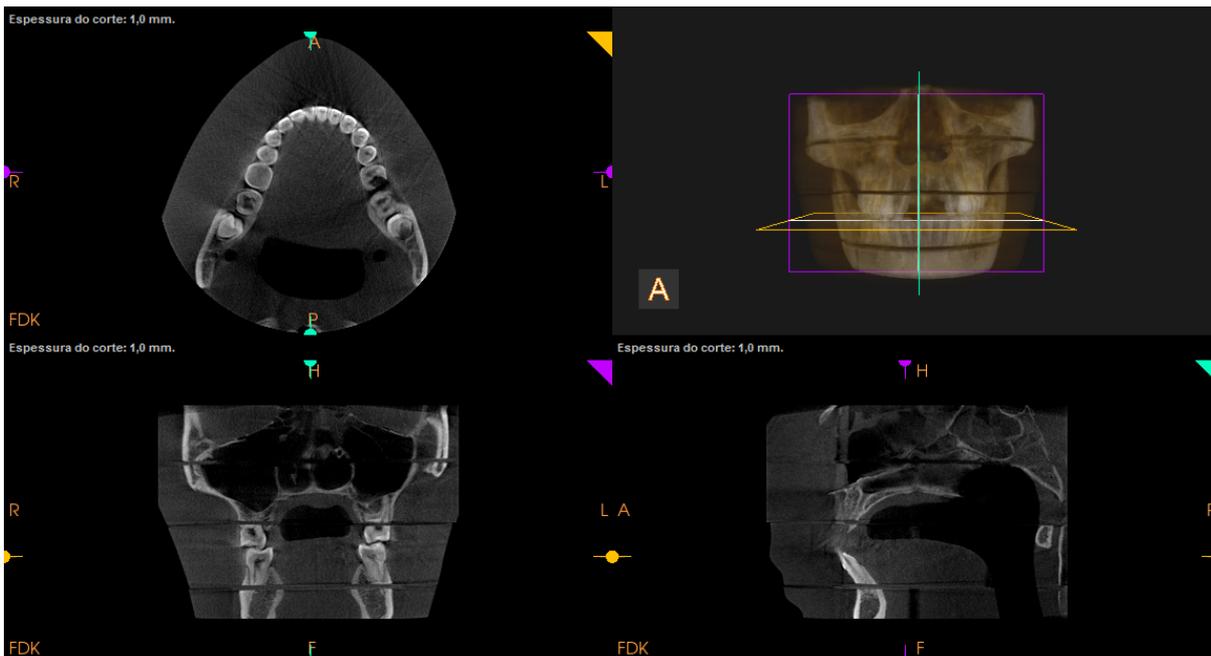
Três examinadores independentes entre si, especialistas em Radiologia Odontológica e Imaginologia, com experiências clínicas de 3, 10 e 15 anos avaliaram as imagens. Antes do início do desenvolvimento das análises foi realizada uma calibração dos examinadores quanto aos critérios a serem observados durante o processo de avaliação das imagens tomográficas, utilizando três exames que foram excluídos da amostra. Os examinadores foram instruídos quanto à manipulação do *software CS 3D Imaging* e também quanto à marcação no formulário de análise das imagens (APÊNDICE D).

Os examinadores analisaram em cada exame estruturas anatômicas selecionadas anteriormente e anotaram em formulário específico as respostas em relação à identificação da estrutura, qualidade da imagem e confiança em relação às respostas. Após 15 dias, 30% das imagens foram reavaliadas para obter os dados de reprodutibilidade intra e interobservadores.

Foram avaliadas 12 (doze) estruturas anatômicas: seio maxilar, cavidade nasal, forame incisivo, esmalte, dentina, canal radicular, osso trabecular, lâmina dura, ligamento periodontal, crista alveolar, forame mentuao e canal da mandíbula. Os examinadores foram cegos em relação aos protocolos e eram autorizados a ajustar o brilho, contraste e nível de cinza para melhor visualização das estruturas anatômicas (WANG et al., 2020).

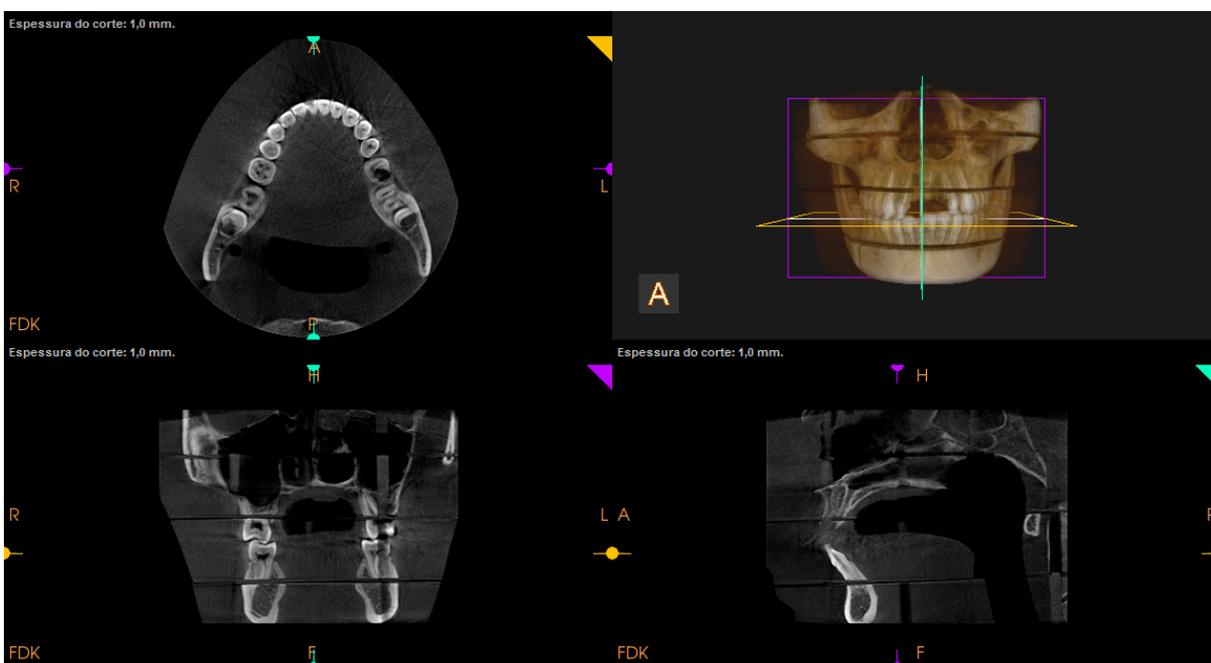
Ao analisar o volume de TCFC de cada protocolo (Figuras 7 – 14), o avaliador classificava a estrutura anatômica em: estrutura não visível (0), estrutura parcialmente visível (1) ou estrutura visível (2). Em seguida, deveria assinalar o *score* considerando a qualidade da imagem, classificando-a em: excelente (1), boa (2), aceitável (3), ruim (4) ou muito ruim (5). Por fim, o avaliador assinalava o *score* que representava o grau de confiança em suas respostas: nada confiante (1), pouco confiante (2), confiante (3), muito confiante (4) ou extremamente confiante (5).

Figura 7 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 1.



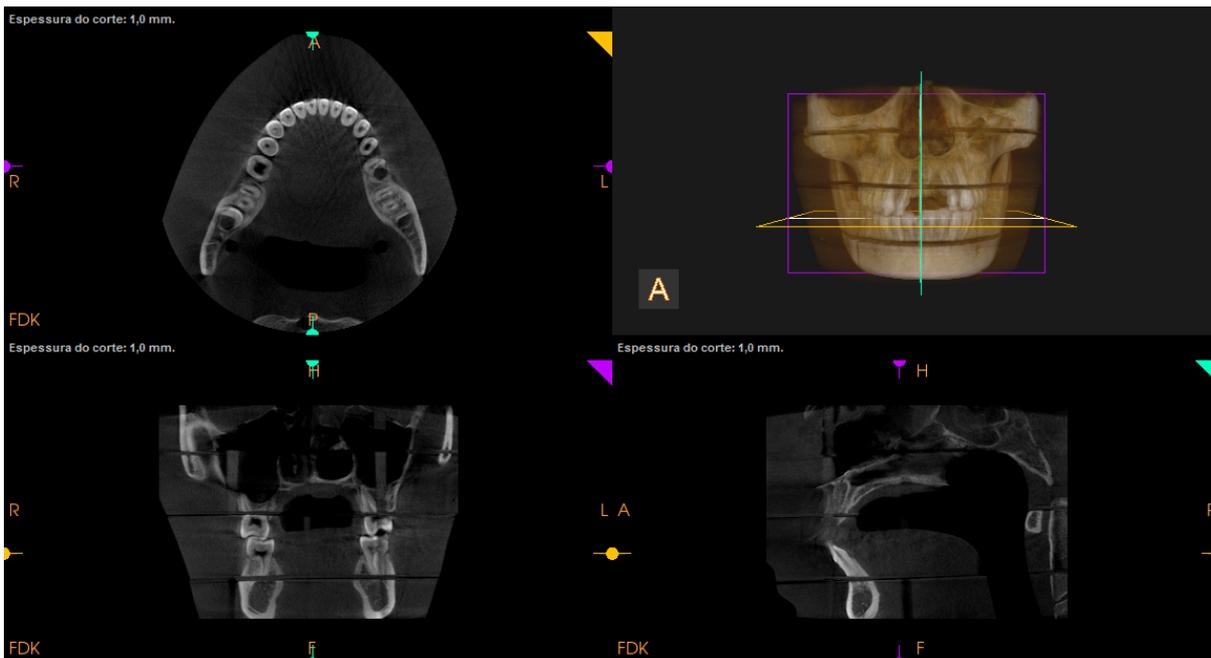
Cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D do Protocolo 1 (3 mA; 80 kVp; 450 IB). **Fonte:** própria autora.

Figura 8 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 2.



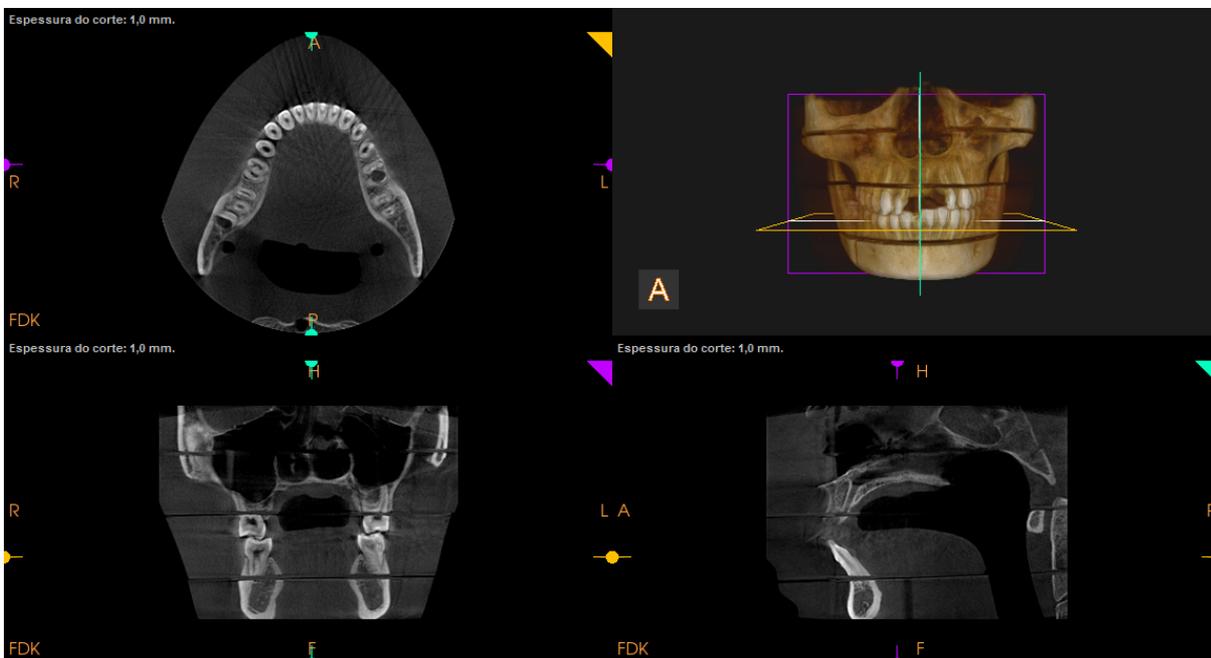
Cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D do Protocolo 2 (5 mA; 80 kVp; 450 IB). **Fonte:** própria autora.

Figura 9 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 3.



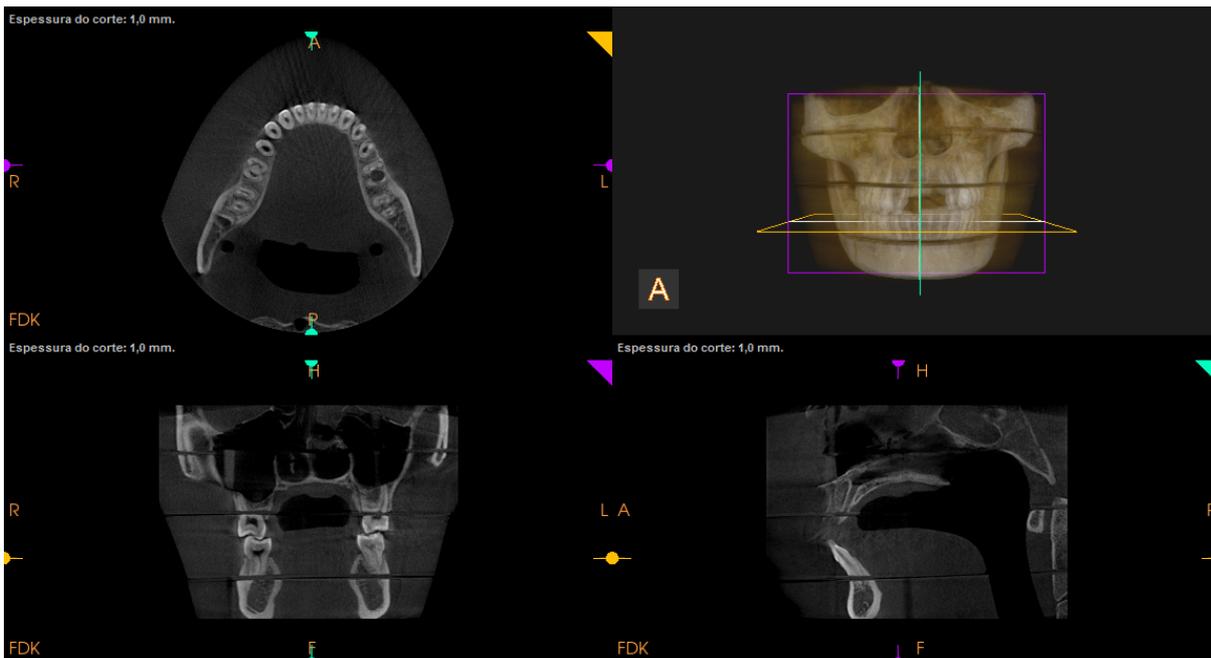
Cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D do Protocolo 3 (3 mA; 80 kVp; 720 IB). **Fonte:** propia autora.

Figura 10 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 4.



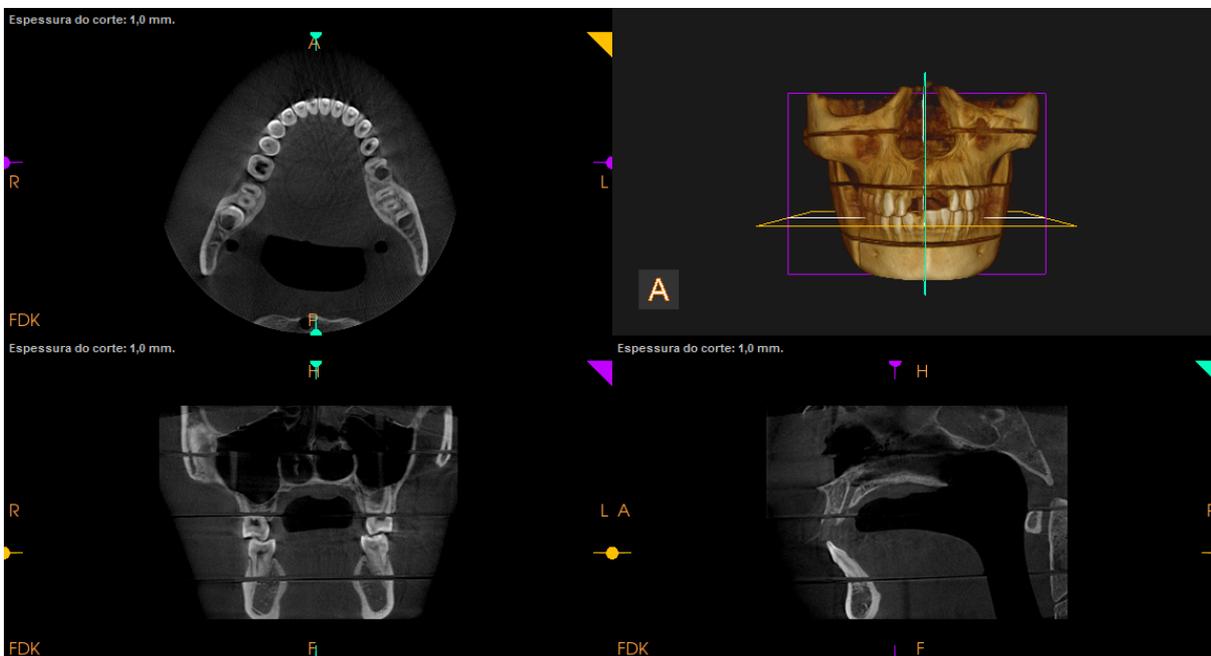
Cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D do Protocolo 4 (5 mA; 80 kVp; 720 IB). **Fonte:** propia autora.

Figura 11 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 5.



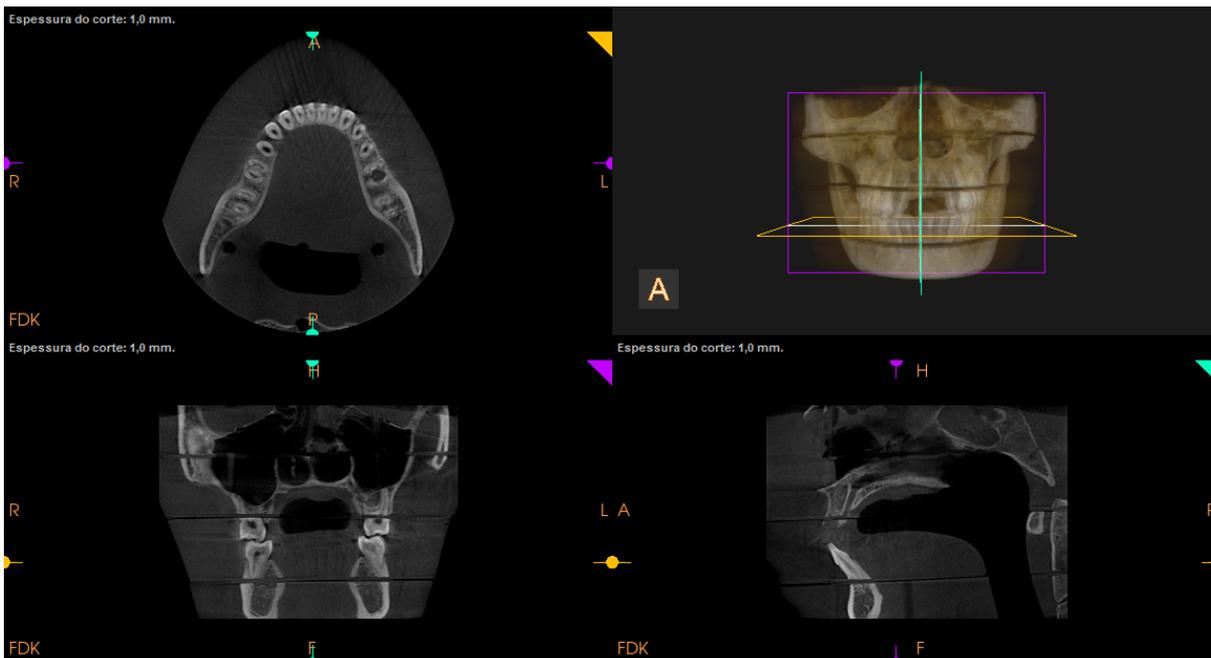
Cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D do Protocolo 5 (3 mA; 99 kVp; 450 IB). **Fonte:** própria autora.

Figura 12 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 6.



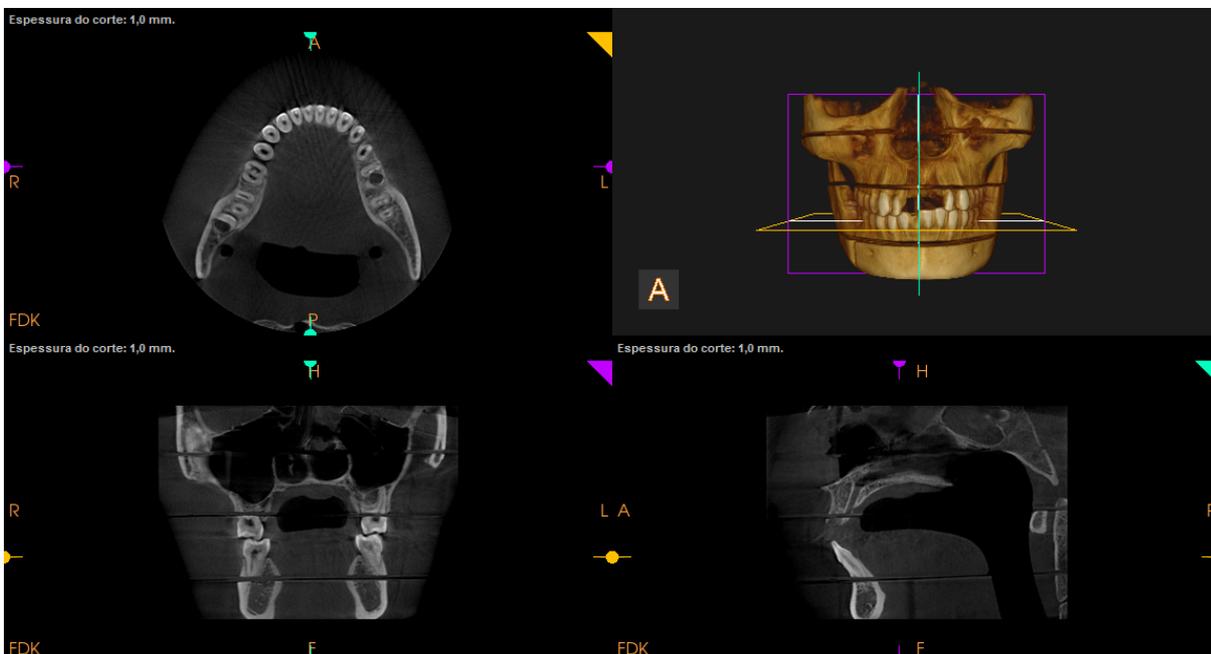
Cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D do Protocolo 6 (5 mA; 99 kVp; 450 IB). **Fonte:** própria autora.

Figura 13 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 7.



Cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D do Protocolo 7 (3 mA; 99 kVp; 720 IB). **Fonte:** própria autora.

Figura 14 – Captura de tela dos cortes tomográficos do Protocolo 8.



Cortes axial, coronal, sagital e reconstrução 3D do Protocolo 8 (5 mA; 99 kVp; 720 IB). **Fonte:** própria autora.

4.6 ANÁLISE ESTATÍSTICA

A análise estatística dos dados foi realizada utilizando o *software Statistical Package for the Social Sciences*, versão 20 (SPSS, Chicago, IL).

A relação entre a qualidade da imagem e a confiança observada pelos avaliadores 1, 2 e 3 foi analisada pelo Teste Exato de Fisher. A análise de concordância entre os avaliadores 1, 2 e 3 foi avaliada pelo teste Kappa. Foi utilizada a regressão linear múltipla para verificar se o mA, kVp e imagens base são capazes de prever a dose efetiva. Foram considerados significativos valores de $p < 0,05$.

4.7 ASPÉCTOS ÉTICOS

O projeto foi submetido e aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal de Goiás (CEP/UFG) sob o número 4.672.509 (ANEXO 1).

5 RESULTADOS

Os valores da dose efetiva para cada órgão utilizando os diferentes protocolos de aquisição estão descritos na Tabela 6. Para o cálculo da DE, foram seguidas as recomendações de 2007 da Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP Publication 103, 2007).

Tabela 6 – Cálculo da dose efetiva seguindo ICRP (2007) para os diferentes órgãos.

Órgão	Fator de ponderação	DOSE EFETIVA (μSv)							
		P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8
Medula óssea	0,12	20	31	32	45	34	52	53	79
Tireoide	0,04	18	25	24	39	23	40	40	71
Pele	0,01	2	3	3	4	3	5	5	8
Superfície óssea	0,01	6	9	10	14	8	12	13	19
Glândulas Salivares	0,01	110	165	189	249	182	264	265	450
Cérebro	0,01	4	6	6	8	7	10	11	19
Remanescentes									
Nódulos Linfáticos	0,12	19	29	32	43	32	46	46	77
Músculo	0,12	19	29	32	43	32	46	46	77
Vias aéreas extratorácicas	0,12	376	579	642	862	636	925	928	1538
Mucosa oral	0,12	422	649	722	964	712	1027	1030	1732
Total		224	338	375	506	366	540	544	909

P1 – Protocolo 1 (3 mA; 80 kVp; 450 IB)

P2 – Protocolo 2 (5 mA; 80 kVp; 450 IB)

P3 – Protocolo 3 (3 mA; 80 kVp; 720 IB)

P4 – Protocolo 4 (5 mA; 80 kVp; 720 IB)

P5 – Protocolo 5 (3 mA; 99 kVp; 450 IB)

P6 – Protocolo 6 (5 mA; 99 kVp; 450 IB)

P7 – Protocolo 7 (3 mA; 99 kVp; 720 IB)

P8 – Protocolo 8 (5 mA; 99 kVp; 720 IB)

Ao comparar os 8 protocolos utilizados neste estudo, o parâmetro que obteve menores valores de DE de radiação foi o protocolo 1, no qual utilizamos os menores valores de mA, kVp e IB. O protocolo que obteve maior DE de radiação foi o protocolo 8, no qual aumentamos todos os parâmetros de aquisição.

5.1 ANÁLISE DA RELAÇÃO ENTRE QUALIDADE DA IMAGEM E CONFIANÇA

Foi realizada uma análise da relação entre a qualidade da imagem e a confiança observada pelos avaliadores 1, 2 e 3, usando o teste exato de Fisher. Os resultados obtidos mostraram que a qualidade da imagem e a confiança apresentaram valores constantes para todas as estruturas (seio maxilar, cavidade nasal, forame incisivo, esmalte, dentina, canal radicular, osso trabecular, lâmina dura, ligamento periodontal, crista alveolar, forame mental e canal da mandíbula).

5.2 ANÁLISE DE REGRESSÃO LINEAR MÚLTIPLA

Foi utilizada a regressão linear múltipla para verificar se o mA, kVp e imagens base são capazes de prever a dose efetiva. A análise resultou em um modelo estatisticamente significativo [$F(3,4) = 13,862$; $p = 0,014$, $R^2 = 0,912$].

O mA ($\beta = 0,504$; $t = 3,406$; $p = 0,027$), kVp ($\beta = 0,589$; $t = 3,979$; $p = 0,016$) e imagens base ($\beta = 0,557$; $t = 3,762$; $p = 0,020$) são previsores da dose efetiva. A análise de regressão linear múltipla resultou na equação $y = -1.464,54 + 98(\text{mA}) + 12,05(\text{kVp}) + 0,802(\text{imagens base})$.

5.3 ANÁLISE DE CONCORDÂNCIA

Em relação à qualidade da imagem os avaliadores 1, 2 e 3 foram concordantes para as seguintes estruturas: seio maxilar, forame incisivo, dentina, canal radicular, forame mental e canal da mandíbula. Não houve concordância para as estruturas: esmalte (Avaliador 1 x Avaliador 2), osso trabecular (Avaliador 1 x Avaliador 2), (Avaliador 2 x Avaliador 3), lâmina dura (Avaliador 1 x Avaliador 2), (Avaliador 2 x Avaliador 3), ligamento periodontal (Avaliador 1 x Avaliador 2),

(Avaliador 2 x Avaliador 3) e crista alveolar (Avaliador 1 x Avaliador 2), (Avaliador 2 x Avaliador 3) (Tabela 7)

Tabela 7 – Análise de concordância de kappa dos avaliadores 1, 2 e 3 em relação à qualidade da imagem.

Qualidade da imagem			k
Seio maxilar	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Cavidade nasal	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	0,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	0,000
Forame incisivo	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Esmalte	Avaliador 1	Avaliador 2	0,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Dentina	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Canal radicular	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Osso trabecular	Avaliador 1	Avaliador 2	0,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	0,000
Lâmina dura	Avaliador 1	Avaliador 2	0,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	0,158
	Avaliador 2	Avaliador 3	0,000
Ligamento periodontal	Avaliador 1	Avaliador 2	0,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	0,000
Crista alveolar	Avaliador 1	Avaliador 2	0,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	0,000
Forame mentual	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Canal da mandíbula	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000

Ao analisar a concordância entre os avaliadores 1, 2 e 3 em relação à confiança, os avaliadores apresentaram concordância para todas as estruturas (Tabela 8).

Tabela 8 - Análise de concordância de kappa dos avaliadores 1, 2 e 3 em relação à confiança.

	Confiança		κ
Seio maxilar	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Cavidade nasal	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Forame incisivo	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Esmalte	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Dentina	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Canal radicular	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Osso trabecular	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Lâmina dura	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Ligamento periodontal	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Crista alveolar	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Forame mentual	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000
Canal da mandíbula	Avaliador 1	Avaliador 2	1,000
	Avaliador 1	Avaliador 3	1,000
	Avaliador 2	Avaliador 3	1,000

5.4 PROTOCOLO OTIMIZADO

Levando em consideração que os 8 protocolos resultaram em uma qualidade da imagem aceitável, o protocolo 5 (3 mA; 99 kVp; 450 IB) apresentou-se como o protocolo otimizado, pois apresentou bons scores de avaliação de qualidade

da imagem para todos os examinadores e valores razoáveis de DE, mantendo os parâmetros de aquisição o mais baixo possível.

6 DISCUSSÃO

Neste estudo, foi mensurada a quantidade de dose de radiação por órgão que um paciente é exposto durante a realização de TCFC utilizando diferentes protocolos de aquisição. Em dosimetria, vários fatores devem ser considerados: o fantoma utilizado, número e localização dos dosímetros, tipo de equipamento e seus parâmetros (mA, kV, FOV, tempo de exposição e voxel). Combinações diferentes levam a doses diferentes (LUDLOW et al., 2006; LUDLOW; IVANOVIC, 2008; HELMROT; THILANDER-KLANG, 2010).

Estudos anteriores afirmam que o FOV utilizado deve ser o menor possível de acordo com a indicação clínica (PAUWELS et al., 2012; HOFMANN et al., 2014; HAYASHI et al., 2018). Os profissionais devem fazer essa escolha baseada no tipo de equipamento de TCFC de acordo com os tamanhos de FOV disponíveis, qualidade de imagem e dose de radiação para maximizar o custo-benefício para os pacientes (SEDEXCT, 2012). A justificativa para a utilização de um FOV grande (12 x 8,5 cm), foi a intenção de capturar o maior número de estruturas anatômicas possíveis na mesma aquisição para posterior avaliação da qualidade da imagem, visto que por se tratar de um fantoma a exposição destas estruturas à radiação X não resultaria em riscos como em um paciente.

Pauwels et al. (2012) avaliou a dose efetiva de diferentes equipamentos de TCFC, dentre estes o Picasso Trio[®]. Foram realizados dois protocolos: de baixa dose e de alta dose. Os parâmetros de aquisição FOV (12 x 7 cm) e kVp (85) foram mantidos nos dois protocolos e o valor de mAs alterado (91 mAs no protocolo de baixa dose e 127 mAs no protocolo de alta dose). Eles encontraram valores de DE menores dos que encontramos em nosso estudo, o que pode ser justificado pelo FOV menor utilizado e além disso neste estudo eles não forneceram o valor do voxel utilizado, o que também pode ter influenciado o valor da dose efetiva.

HOFMANN et al. (2014), também avaliaram a dose de radiação no equipamento Picasso Trio[®], porém calculou apenas a dose absorvida dos órgãos radiosensíveis. Eles utilizaram o FOV de 12x7 cm, 5,5 mA, 85 kVp e *voxel* de 0,2mm³. Os valores de dose absorvida encontrados foram menores para o cérebro, olhos e superfície óssea ao comparar com todos os protocolos do nosso estudo. Na tireóide, os valores de dose absorvida encontrados foram menores no nosso estudo nos protocolos 1, 2 e 3 nos quais utilizamos 80 kVp. Nos demais protocolos a dose absorvida foi maior em nosso estudo.

Uma ampla variação de dos efetiva pode observada em diferentes estudos ao avaliar exames de TCFC (CHINEM et al., 2016). Até mesmo ao comparar o mesmo modelo de equipamento, os resultados encontrados podem ser diferentes (LUDLOW et al., 2006; ROBERTS et al., 2009; LUDLOW; WALKER, 2013; GRÜNHEID et al., 2006).

Devido a configurações altas de kVp e mA combinadas com um FOV grande, alguns dispositivos mostram uma dose de radiação elevada atingindo uma faixa de dose comparável aos protocolos de TCFL de baixa dose (LOUBELE et al., 2005). Nossos resultados também mostram que quando os parâmetros kVp e mA são aumentados, a dose de radiação também aumenta consideravelmente em todos os protocolos.

Nosso estudo mostrou que os parâmetros de aquisição (mA, kVp e IB) são previsores significativos para a DE, desta forma, podendo estimar o valor de DE a partir da alteração destes parâmetros, ou seja, os parâmetros de aquisição influenciam a DE de radiação. No estudo de AL-OKSHI; THEODORAKOU; LINDH (2017), foi avaliada a relação da qualidade de imagem com a dose de radiação em diferentes protocolos com a finalidade diagnóstica em periodontia, e também foi encontrado que além do FOV, a exposição à radiação da TCFC é influenciada pelos parâmetros de aquisição (mAs e kVp) que afetam a quantidade e a qualidade do feixe de radiação incidente e, portanto, a dose de radiação. Para Ihlis et al., (2021) do ponto de vista clínico, um protocolo pode ser otimizado individualmente ajustando kV, mA, tamanho do *voxel*, IB e limitando o FOV de modo que a exposição à radiação fique restrita à região anatômica de interesse para a tarefa diagnóstica em questão.

O objetivo principal neste estudo não foi comparar o desempenho com diferentes dispositivos de TCFC. Diferentes estudos já apontaram que os dispositivos de TCFC têm diferentes aplicações, com diferentes parâmetros de aquisição e

finalidades diagnósticas (FARMAN, 2005; SCARFE; FARMAN; SUKOVIC, 2006; LOUBELE et al., 2009; PAUWELS et al., 2012). Portanto, a dose de radiação deve ser otimizada garantindo que o protocolo de aquisição forneça uma imagem diagnosticamente aceitável para sua indicação específica (ALADA).

Outro ponto a ser observado ao se comparar os níveis de dose de radiação é o fator de ponderação utilizado para calcular a dose de cada tecido ou órgão. Em 2007, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica acrescentou a mucosa oral, as glândulas salivares e vias aéreas extratorácicas à lista de tecidos radiosensíveis e propôs fatores de ponderação específicos em sua 103ª publicação para substituir as recomendações publicadas em 1990 (ICRP Publication 103). Neste estudo, utilizamos as recomendações de 2007. Ludlow (2011) em seu estudo mostrou que as alterações nos fatores de ponderação de tecido e a inclusão da glândula salivar nas recomendações do ICRP 2007 resultou em um aumento da DE. Por isso, para uma interpretação correta dos resultados, os níveis de dose devem ser comparados utilizando-se a mesma diretriz (LOUBELE et al., 2009; GRÜNHEIDE et al., 2012).

Estes resultados devem ser interpretados com cautela, pois devido a muitas variáveis, não existem parâmetros adequados para comparar diferentes estudos. Os diferentes valores de doses de radiação provenientes dos diversos equipamentos e parâmetros de aquisição ajustáveis disponíveis comprometem a comparação entre diferentes equipamentos. Além disso, a fim de permitir a comparação entre diferentes estudos, mais estudos devem ser realizados para se estabelecer uma metodologia padronizada.

7 CONCLUSÕES

Ao utilizar diferentes protocolos de aquisição em TCFC, é possível concluir que os parâmetros (mA, kVp e IB) são previsores da DE, influenciando na dose de radiação. O protocolo 5 (3 mA, 99kVp, 450 IB) demonstrou ser a opção ideal dentre os protocolos avaliados, devido à baixa DE associada a bons scores obtidos ao avaliar a qualidade da imagem.

Mais estudos são necessários para padronizar uma metodologia a fim de comparar diferentes equipamentos.

8 REFERÊNCIAS

ACHENBACH, S.; ANDERS, K.; KALENDER, W. A. Dual-source cardiac computed tomography: image quality and dose considerations. **Eur Radiol**, v. 18, n. 6, p. 1188-98, Jun 2008. ISSN 0938-7994.

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, Nov 2012. ISSN 1930-7837.

AL-OKSHI, A.; THEODORAKOU, C.; LINDH, C. Dose optimization for assessment of periodontal structures in cone beam CT examinations. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 46, n. 3, p. 20160311, Mar 2017. ISSN 0250-832X

AL-RAWI, B. et al. Accuracy assessment of three-dimensional surface reconstructions of teeth from cone beam computed tomography scans. **J Oral Rehabil**, v. 37, n. 5, p. 352-8, May 2010. ISSN 1365-2842.

ALMASHRAQI, A. A. et al. Evaluation of different low-dose multidetector CT and cone beam CT protocols in maxillary sinus imaging: part I-an in vitro study. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 46, n. 6, p. 20160323, Aug 2017. ISSN 0250-832X.

ALSLEEM, H.; DAVIDSON, R. Factors Affecting Contrast-Detail Performance in Computed Tomography: A Review. **J Med Imaging Radiat Sci**, v. 44, n. 2, p. 62-70, Jun 2013. ISSN 1876-7982.

American Dental Association Council on Scientific Affairs. The use of cone-beam computed tomography in dentistry: an advisory statement from the American Dental Association Council on Scientific Affairs. **J Am Dent Assoc**, v. 143, n. 8, p. 899-902, 2012.

ARNHEITER C, SCARFE WC, FARMAN AG. Trends in maxillofacial cone-beam computed tomography usage. **Oral Radiol**. 2006;22:80–5.

BECHARA, B. et al. Number of basis images effect on detection of root fractures in endodontically treated teeth using a cone beam computed tomography machine: an in

vitro study. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 115, n. 5, p. 676-81, May 2013. ISSN 2212-4411.

BERG, B. I. et al. [Cone beam computed tomography and radiation dosage: application frequency and knowledge of dentists in Switzerland]. **Swiss Dent J**, v. 124, n. 4, p. 419-33, 2014. ISSN 2296-6498.

CARRAFIELLO, G. et al. Comparative study of jaws with multislice computed tomography and cone-beam computed tomography. **Radiol Med**, v. 115, n. 4, p. 600-11, Jun 2010. ISSN 1826-6983.

CARTER, J. B. et al. Applications of Cone-Beam Computed Tomography in Oral and Maxillofacial Surgery: An Overview of Published Indications and Clinical Usage in United States Academic Centers and Oral and Maxillofacial Surgery Practices. **J Oral Maxillofac Surg**, v. 74, n. 4, p. 668-79, Apr 2016. ISSN 1531-5053.

CHADWICK, J. W.; LAM, E. W. The effects of slice thickness and interslice interval on reconstructed cone beam computed tomographic images. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 110, n. 4, p. e37-42, Oct 2010. ISSN 1528-395X.

CHAMBERS, D. et al. The effective dose of different scanning protocols using the Sirona GALILEOS(®) comfort CBCT scanner. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 44, n. 2, p. 20140287, 2015. ISSN 0250-832X.

CHINEM, L. A. et al. Digital orthodontic radiographic set versus cone-beam computed tomography: an evaluation of the effective dose. **Dental Press J Orthod**, v. 21, n. 4, p. 66-72, 2016 Jul-Aug 2016. ISSN 2177-6709.

DA SILVA MOURA, W. et al. Factors influencing the effective dose associated with CBCT: a systematic review. **Clin Oral Investig**, v. 23, n. 3, p. 1319-1330, Mar 2019. ISSN 1436-3771.

DAVIES, J.; JOHNSON, B.; DRAGE, N. Effective doses from cone beam CT investigation of the jaws. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 41, n. 1, p. 30-6, Jan 2012. ISSN 0250-832X.

DÖLEKOĞLU, S. et al. The usage of digital radiography and cone beam computed tomography among Turkish dentists. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 40, n. 6, p. 379-84, Sep 2011. ISSN 0250-832X.

DULA, K. et al. SADMFR Guidelines for the Use of Cone-Beam Computed Tomography/Digital Volume Tomography. **Swiss Dent J**, v. 125, n. 9, p. 945-53, 2015. ISSN 2296-6498.

FARMAN, A. G. ALARA still applies. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 100, n. 4, p. 395-7, Oct 2005. ISSN 1528-395X.

FARMAN, A. G.; SCARFE, W. C. The Basics of Maxillofacial Cone Beam Computed Tomography. **Seminars in Orthodontics**, v. 15, n. 1, p. 2–13, 2009.

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. 581-588, Aug 2017. ISSN 1826-6983.

GANGULY, R.; RAMESH, A.; PAGNI, S. The accuracy of linear measurements of maxillary and mandibular edentulous sites in cone-beam computed tomography images with different fields of view and voxel sizes under simulated clinical conditions. **Imaging Sci Dent**, v. 46, n. 2, p. 93-101, Jun 2016. ISSN 2233-7822.

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, p. 20150254, 2016. ISSN 0250-832X.

GRÜNHEID, T. et al. Dosimetry of a cone-beam computed tomography machine compared with a digital x-ray machine in orthodontic imaging. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 141, n. 4, p. 436-43, Apr 2012. ISSN 1097-6752.

GUPTA, R. et al. Ultra-high resolution flat-panel volume CT: fundamental principles, design architecture, and system characterization. **Eur Radiol**, v. 16, n. 6, p. 1191-205, Jun 2006. ISSN 0938-7994.

HATCHER, D. C. Operational principles for cone-beam computed tomography. **J Am Dent Assoc**, v. 141 Suppl 3, p. 3S-6S, Oct 2010. ISSN 1943-4723.

HAYASHI, T. et al. Clinical guidelines for dental cone-beam computed tomography. **Oral Radiol**, v. 34, n. 2, p. 89-104, 05 2018. ISSN 1613-9674.

HELMROT, E.; THILANDER-KLANG, A. Methods for monitoring patient dose in dental radiology. *Radiat Prot Dosimetry*, v. 139, n. 1-3, p. 303-5, 2010 Apr-May 2010. ISSN 1742-3406. Available at: < <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20223852> >.

HOFMANN, E. et al. Cone beam computed tomography and low-dose multislice computed tomography in orthodontics and dentistry: a comparative evaluation on image quality and radiation exposure. **J Orofac Orthop**, v. 75, n. 5, p. 384-98, Sep 2014. ISSN 1615-6714.

HOFMANN, E. et al. Comparative study of image quality and radiation dose of cone beam and low-dose multislice computed tomography--an in-vitro investigation. **Clin Oral Investig**, v. 18, n. 1, p. 301-11, Jan 2014. ISSN 1436-3771.

HOL, C. et al. How do dentists use CBCT in dental clinics? A Norwegian nationwide survey. **Acta Odontol Scand**, v. 73, n. 3, p. 195-201, Apr 2015. ISSN 1502-3850.

HORNER, K. et al. Diagnostic efficacy of cone beam computed tomography in paediatric dentistry: a systematic review. **Eur Arch Paediatr Dent**, v. 21, n. 4, p. 407-426, Aug 2020. ISSN 1996-9805.

HORNER, K. et al. Guidelines for clinical use of CBCT: a review. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 44, n. 1, p. 20140225, 2015. ISSN 0250-832X.

HOUNSFIELD, G. N. Computerized transverse axial scanning (tomography). 1. Description of system. **Br J Radiol**, v. 46, n. 552, p. 1016-22, Dec 1973. ISSN 0007-1285.

HUDA, W.; SCALZETTI, E. M.; LEVIN, G. Technique factors and image quality as functions of patient weight at abdominal CT. **Radiology**, v. 217, n. 2, p. 430-5, Nov 2000. ISSN 0033-8419.

IHLIS, R. L.; KADESJÖ, N.; TSILINGARIDIS, G.; BENCHIMOL, D. *et al.* Image quality assessment of low-dose protocols in cone beam computed tomography of the anterior maxilla. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, Oct 11 2021. ISSN 2212-4411.

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, Dec 2015. ISSN 2233-7822.

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. 501-8, Dec 2011. ISSN 1880-4926.

KILJUNEN, T. et al. Dental cone beam CT: A review. **Phys Med**, v. 31, n. 8, p. 844-860, Dec 2015. ISSN 1724-191X.

KIM, I. H.; SINGER, S. R.; MUPPARAPU, M. Review of cone beam computed tomography guidelines in North America. **Quintessence Int**, v. 50, n. 2, p. 136-145, 01 2019. ISSN 1936-7163.

KUO, Y. F. et al. Comparing image qualities of dental cone-beam computed tomography with different scanning parameters for detecting root canals. **J Formos Med Assoc**, Sep 2020. ISSN 0929-6646.

KWONG, J. C. et al. Image quality produced by different cone-beam computed tomography settings. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 133, n. 2, p. 317-27, Feb 2008. ISSN 1097-6752.

LIBRIZZI, Z. T. et al. Cone-beam computed tomography to detect erosions of the temporomandibular joint: Effect of field of view and voxel size on diagnostic efficacy and effective dose. **Am J Orthod Dentofacial Orthop**, v. 140, n. 1, p. e25-30, Jul 2011. ISSN 1097-6752.

LIEDKE, G. S. et al. Influence of voxel size in the diagnostic ability of cone beam tomography to evaluate simulated external root resorption. **J Endod**, v. 35, n. 2, p. 233-5, Feb 2009. ISSN 1878-3554.

LOFTHAG-HANSEN, S.; GRÖNDAHL, K.; EKESTUBBE, A. Cone-beam CT for preoperative implant planning in the posterior mandible: visibility of anatomic landmarks. **Clin Implant Dent Relat Res**, v. 11, n. 3, p. 246-55, Sep 2009. ISSN 1708-8208.

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. 483-8, Nov 2011. ISSN 1872-7727.

LOUBELE, M. et al. Comparison between effective radiation dose of CBCT and MSCT scanners for dentomaxillofacial applications. **Eur J Radiol**, v. 71, n. 3, p. 461-8, Sep 2009. ISSN 1872-7727.

LOUBELE, M. et al. Radiation dose vs. image quality for low-dose CT protocols of the head for maxillofacial surgery and oral implant planning. **Radiat Prot Dosimetry**, v. 117, n. 1-3, p. 211- 6, 2005. ISSN 0144-8420.

LUDLOW, J. B. et al. Dosimetry of 3 CBCT devices for oral and maxillofacial radiology: CB Mercuray, NewTom 3G and i-CAT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 35, n. 4, p. 219-26, Jul 2006. ISSN 0250-832X.

LUDLOW, J. B. et al. Effective dose of dental CBCT-a meta analysis of published data and additional data for nine CBCT units. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 44, n. 1, p. 20140197, 2015. ISSN 0250-832X.

LUDLOW, J. B. A manufacturer's role in reducing the dose of cone beam computed tomography examinations: effect of beam filtration. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 40, n. 2, p. 115-22, Feb 2011. ISSN 0250-832X.

LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; BROOKS, S. L. Dosimetry of two extraoral direct digital imaging devices: NewTom cone beam CT and Orthophos Plus DS panoramic unit. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 32, n. 4, p. 229-34, Jul 2003. ISSN 0250-832X.

LUDLOW, J. B.; DAVIES-LUDLOW, L. E.; WHITE, S. C. Patient risk related to common dental radiographic examinations: the impact of 2007 International Commission on Radiological Protection recommendations regarding dose calculation. **J Am Dent Assoc**, v. 139, n. 9, p. 1237-43, Sep 2008. ISSN 0002-8177.

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, n. 1, p. 106-14, Jul 2008. ISSN 1528-395X.

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, Dec 2013. ISSN 1097-6752.

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.

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, p. 20130082, 2013. ISSN 0250-832X.

MARTIN, C. J. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? **Br J Radiol**, v. 80, n. 956, p. 639-47, Aug 2007. ISSN 1748-880X.

MARTINS, L. A. C. et al. Does dose optimisation in digital panoramic radiography affect diagnostic performance? **Clin Oral Investig**, v. 25, n. 2, p. 637-643, Feb 2021. ISSN 1436-3771.

MCCOLLOUGH, C. H.; SCHUELER, B. A. **Calculation of effective dose**. *Med Phys*, v. 27, n. 5, p. 828-37, May 2000. ISSN 0094-2405.

MCGUIGAN, M. B.; DUNCAN, H. F.; HORNER, K. An analysis of effective dose optimization and its impact on image quality and diagnostic efficacy relating to dental cone beam computed tomography (CBCT). **Swiss Dent J**, v. 128, n. 4, p. 297-316, 04 2018. ISSN 2296-6498.

METSÄLÄ, E.; HENNER, A.; EKHOLM, M. Quality assurance in digital dental imaging: a systematic review. **Acta Odontol Scand**, v. 72, n. 5, p. 362-71, Jul 2014. ISSN 1502-3850.

MIRACLE, A. C.; MUKHERJI, S. K. Conebeam CT of the head and neck, part 1: physical principles. **AJNR Am J Neuroradiol**, v. 30, n. 6, p. 1088-95, Jun 2009. ISSN 1936-959X.

MOZZO, P. et al. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. **Eur Radiol**, v. 8, n. 9, p. 1558-64, 1998. ISSN 0938-7994.

MUPPARAPU, M.; SINGER, S. R. Dose reduction and cone beam CT: perception is reality. **Quintessence Int**, v. 42, n. 4, p. 279, Apr 2011. ISSN 1936-7163.

NARDI, C. et al. Head and neck effective dose and quantitative assessment of image quality: a study to compare cone beam CT and multislice spiral CT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 46, n. 7, p. 20170030, Oct 2017. ISSN 0250-832X.

NEMTOI, A. et al. Cone beam CT: a current overview of devices. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 8, p. 20120443, 2013. ISSN 0250-832X.

OENNING, A. C. et al. Cone-beam CT in paediatric dentistry: DIMITRA project position statement. **Pediatr Radiol**, v. 48, n. 3, p. 308-316, 03 2018. ISSN 1432-1998.

OKANO, T. et al. Absorbed and effective doses from cone beam volumetric imaging for implant planning. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 38, n. 2, p. 79-85, Feb 2009. ISSN 0250-832X.

ÖZER, S. Y. Detection of vertical root fractures by using cone beam computed tomography with variable voxel sizes in an in vitro model. **J Endod**, v. 37, n. 1, p. 75-9, Jan 2011. ISSN 1878-3554.

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, Jun 2008. ISSN 1528-395X.

PAUWELS, R. et al. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 43, n. 5, p. 20140059, 2014. ISSN 0250-832X.

PAUWELS, R. et al. Effective dose range for dental cone beam computed tomography scanners. **Eur J Radiol**, v. 81, n. 2, p. 267-71, Feb 2012. ISSN 1872-7727.

PAUWELS, R. et al. Optimization of dental CBCT exposures through mAs reduction. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 44, n. 9, p. 20150108, 2015. ISSN 0250-832X.

PAUWELS, R. et al. Reduction of scatter-induced image noise in cone beam computed tomography: effect of field of view size and position. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 121, n. 2, p. 188-95, Feb 2016. ISSN 2212-4411.

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. 770-6, Dec 2010. ISSN 1528-395X.

ROBERTS, J. A. et al. Effective dose from cone beam CT examinations in dentistry. **Br J Radiol**, v. 82, n. 973, p. 35-40, Jan 2009. ISSN 1748-880X.

ROTTKE, D. et al. Comparison of manual and dose reduction modes of a MORITA R100 CBCT. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 48, n. 2, p. 20180009, Feb 2019. ISSN 0250-832X.

ROTTKE, D. et al. Effective dose span of ten different cone beam CT devices. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 7, p. 20120417, 2013. ISSN 0250-832X.

SANTOS, A. A. et al. Contribution of cone-beam computed tomography in the decision of surgical management for bone lesions of the maxillofacial region. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 47, n. 1, p. 87-92, Jan 2019. ISSN 1878-4119.

SCARFE, W. C. et al. Essentials of maxillofacial cone beam computed tomography. **Alpha Omegan**, v. 103, n. 2, p. 62-7, Jun 2010. ISSN 0002-6417.

SCARFE, W. C. Radiation risk in low-dose maxillofacial radiography. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol**, v. 114, n. 3, p. 277-80, Sep 2012. ISSN 2212-4411.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G. What is cone-beam CT and how does it work? **Dent Clin North Am**, v. 52, n. 4, p. 707-30, v, Oct 2008. ISSN 0011-8532.

SCARFE, W. C.; FARMAN, A. G.; SUKOVIC, P. Clinical applications of cone-beam computed tomography in dental practice. **J Can Dent Assoc**, v. 72, n. 1, p. 75-80, Feb 2006. ISSN 1488-2159.

SCHILLING, R.; GEIBEL, M. A. Assessment of the effective doses from two dental cone beam CT devices. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 42, n. 5, p. 20120273, 2013. ISSN 0250-832X.

SCHULZE, D. et al. Radiation exposure during midfacial imaging using 4- and 16-slice computed tomography, cone beam computed tomography systems and conventional radiography. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 33, n. 2, p. 83-6, Mar 2004. ISSN 0250-832X.

SCHULZE, R. et al. Artefacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 40, n. 5, p. 265-73, Jul 2011. ISSN 0250-832X.

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.

SEIBERT, J. A. Tradeoffs between image quality and dose. **Pediatr Radiol**, v. 34 Suppl 3, p. S183-95; discussion S234-41, Oct 2004. ISSN 0301-0449.

SEZGIN, Ö.S. et al. Comparative dosimetry of dental cone beam computed tomography, panoramic radiography, and multislice computed tomography. **Oral Radiol**, v. 28, p. 32–37, 2012.

SHIN, H. S. et al. Effective doses from panoramic radiography and CBCT (cone beam CT) using dose area product (DAP) in dentistry. **Dentomaxillofac Radiol**, v. 43, n. 5, p. 20130439, 2014. ISSN 0250-832X.

SILVA, M. A. 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, May 2008. ISSN 1097-6752.

SPIN-NETO, R. et al. Exploring CBCT-based DICOM files. A systematic review on the properties of images used to evaluate maxillofacial bone grafts. **J Digit Imaging**, v. 24, n. 6, p. 959-66, Dec 2011. ISSN 1618-727X.

SPIN-NETO, R.; GOTFREDSEN, E.; WENZEL, A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: a systematic review. **J Digit Imaging**, v. 26, n. 4, p. 813-20, Aug 2013a. ISSN 1618-727X.

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, Sep 2009. ISSN 0250-832X.

SUR, J. et al. Effects of tube current on cone-beam computerized tomography image quality for presurgical implant planning in vitro. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod**, v. 110, n. 3, p. e29-33, Sep 2010. ISSN 1528-395X.

The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. **ICRP publication 103**. Ann ICRP, v. 37, n. 2-4, p. 1-332, 2007. ISSN 0146-6453.

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. 1010, p. 153-60, Feb 2012. ISSN 1748-880X.

TSIKLAKIS, K. et al. Dose reduction in maxillofacial imaging using low dose Cone Beam CT. **Eur J Radiol**, v. 56, n. 3, p. 413-7, Dec 2005. ISSN 0720-048X.

UNSCEAR 2013. Sources, effects and risks of ionizing radiation. Report of the United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation to the General Assembly. UN, New York, 2013.

VASSILEVA, J.; STOYANOV, D. Quality control and patient dosimetry in dental cone beam CT. **Radiat Prot Dosimetry**, v. 139, n. 1-3, p. 310-2, 2010 Apr-May 2010. ISSN 1742-3406.

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, Sep 2014. ISSN 2212-4411.

WHITE, S. C.; MALLYA, S. M. Update on the biological effects of ionizing radiation, relative dose factors and radiation hygiene. **Aust Dent J**, v. 57 Suppl 1, p. 2-8, Mar 2012. ISSN 1834-7819.

WOLFF, C. et al. Do CBCT scans alter surgical treatment plans? Comparison of preoperative surgical diagnosis using panoramic versus cone-beam CT images. **J Craniomaxillofac Surg**, v. 44, n. 10, p. 1700-1705, Oct 2016. ISSN 1878-4119.

YAMAMOTO-SILVA, F. P. et al. Influence of voxel size on cone-beam computed tomography-based detection of vertical root fractures in the presence of intracanal metallic posts. **Imaging Sci Dent**, v. 48, n. 3, p. 177-184, Sep 2018. ISSN 2233-7822.

APÊNDICES

APÊNDICE A – DOSE EFETIVA

Estrutura	P 1	P 2	P 3	P 4	P 5	P 6	P 7	P 8
Medula óssea	20	31	32	45	34	52	53	79
Tireóide	18	25	24	39	23	40	40	71
Pele	2	3	3	4	3	5	5	8
Superfície óssea	6	9	10	14	8	12	13	19
Glândulas salivares	110	165	189	249	182	264	265	450
Cérebro	4	6	6	8	7	10	11	19
Nódulos Linfáticos	19	29	32	43	32	46	46	77
Músculo	19	29	32	43	32	46	46	77
Via aérea extratorácica	376	579	642	862	636	925	928	1538
Mucosa oral	422	649	722	964	712	1027	1030	1732

APÊNDICE B – REDUÇÃO DA DOSE EFETIVA ENTRE OS PROTOCOLOS (%)

COMPARAÇÃO DE P1 COM OUTROS PROTOCOLOS

P 2	P 3	P 4	P 5	P 6	P 7	P 8
-35,5%	-37,5%	-55,6%	-41,2%	-61,5%	-62,3%	-74,7%
-28,0%	-25,0%	-53,8%	-21,7%	-55,0%	-55,0%	-74,6%
-33,3%	-33,3%	-50,0%	-33,3%	-60,0%	-60,0%	-75,0%
-33,3%	-40,0%	-57,1%	-25,0%	-50,0%	-53,8%	-68,4%
-33,3%	-41,8%	-55,8%	-39,6%	-58,3%	-58,5%	-75,6%
-33,3%	-33,3%	-50,0%	-42,9%	-60,0%	-63,6%	-78,9%
-34,5%	-40,6%	-55,8%	-40,6%	-58,7%	-58,7%	-75,3%
-34,5%	-40,6%	-55,8%	-40,6%	-58,7%	-58,7%	-75,3%
-35,1%	-41,4%	-56,4%	-40,9%	-59,4%	-59,5%	-75,6%
-35,0%	-41,6%	-56,2%	-40,7%	-58,9%	-59,0%	-75,6%

COMPARAÇÃO DE P2 COM OUTROS PROTOCOLOS

P3	P4	P5	P6	P7	P8
-3,1%	-31,1%	-8,8%	-40,4%	-41,5%	-60,8%
4,2%	-35,9%	8,7%	-37,5%	-37,5%	-64,8%
0,0%	-25,0%	0,0%	-40,0%	-40,0%	-62,5%
-10,0%	-35,7%	12,5%	-25,0%	-30,8%	-52,6%
-12,7%	-33,7%	-9,3%	-37,5%	-37,7%	-63,3%
0,0%	-25,0%	-14,3%	-40,0%	-45,5%	-68,4%
-9,4%	-32,6%	-9,4%	-37,0%	-37,0%	-62,3%
-9,4%	-32,6%	-9,4%	-37,0%	-37,0%	-62,3%
-9,8%	-32,8%	-9,0%	-37,4%	-37,6%	-62,4%
-10,1%	-32,7%	-8,8%	-36,8%	-37,0%	-62,5%

COMPARAÇÃO DE P3 COM OUTROS PROTOCOLOS

P4	P5	P6	P7	P8
-28,9%	-5,9%	-38,5%	-39,6%	-59,5%
-38,5%	4,3%	-40,0%	-40,0%	-66,2%
-25,0%	0,0%	-40,0%	-40,0%	-62,5%
-28,6%	25,0%	-16,7%	-23,1%	-47,4%
-24,1%	3,8%	-28,4%	-28,7%	-58,0%
-25,0%	-14,3%	-40,0%	-45,5%	-68,4%
-25,6%	0,0%	-30,4%	-30,4%	-58,4%
-25,6%	0,0%	-30,4%	-30,4%	-58,4%
-25,5%	0,9%	-30,6%	-30,8%	-58,3%
-25,1%	1,4%	-29,7%	-29,9%	-58,3%

COMPARAÇÃO DE P4 COM OUTROS PROTOCOLOS

P5	P6	P7	P8
32,4%	-13,5%	-35,8%	-43,0%
69,6%	-2,5%	-42,5%	-45,1%
33,3%	-20,0%	-40,0%	-50,0%
75,0%	16,7%	-38,5%	-26,3%
36,8%	-5,7%	-31,3%	-44,7%
14,3%	-20,0%	-36,4%	-57,9%
34,4%	-6,5%	-30,4%	-44,2%
34,4%	-6,5%	-30,4%	-44,2%
35,5%	-6,8%	-31,5%	-44,0%
35,4%	-6,1%	-30,9%	-44,3%

COMPARAÇÃO DE P5 COM OUTROS PROTOCOLOS

P6	P7	P8
-34,6%	-35,8%	-57,0%
-42,5%	-42,5%	-67,6%
-40,0%	-40,0%	-62,5%
-33,3%	-38,5%	-57,9%
-31,1%	-31,3%	-59,6%
-30,0%	-36,4%	-63,2%
-30,4%	-30,4%	-58,4%
-30,4%	-30,4%	-58,4%
-31,2%	-31,5%	-58,6%
-30,7%	-30,9%	-58,9%

COMPARAÇÃO DE P6 COM OUTROS

P7	P8
-1,9%	-34,2%
0,0%	-43,7%
0,0%	-37,5%
-7,7%	-36,8%
-0,4%	-41,3%
-9,1%	-47,4%
0,0%	-40,3%
0,0%	-40,3%
-0,3%	-39,9%
-0,3%	-40,7%

COMPARAÇÃO ENTRE P7 E P8

P8
-32,9%
-43,7%
-37,5%
-31,6%
-41,1%
-42,1%
-40,3%
-40,3%
-39,7%
-40,5%

APÊNDICE C – DOSE ABSORVIDA

Estrutura	P 1	P 2	P 3	P 4	P 5	P 6	P 7	P 8
Medula óssea	166	255	270	376	287	433	442	660
Tireóide	447	634	607	966	573	1004	1002	1785
Pele	191	301	317	450	335	456	499	795
Superfície óssea	605	928	984	1371	820	1238	1266	1888
Glândulas salivares	10957	16482	18925	24919	18179	26363	26450	44996
Cérebro	404	602	630	802	677	995	1136	1850
Nódulos Linfáticos	156	241	268	359	265	386	387	641
Músculo	156	241	268	359	265	386	387	641
Via aérea extratorácica	3130	4821	5352	7185	5301	7711	7736	12813
Mucosa oral	3516	5410	6015	8035	5932	8558	8586	14430

APÊNDICE D – FORMULÁRIO

Avaliador:

Tempo de experiência na Radiologia:

Tempo de experiência com TCFC:

Instruções: Avalie cada DICOM identificando as seguintes estruturas anatômicas abaixo. É permitido ao avaliador fazer uso de todas as ferramentas oferecidas pelo software.

Marque um “X” na melhor alternativa do seguinte *score* de identificação:

- 0- Estrutura não visível
- 1- Estrutura parcialmente visível
- 2- Estrutura visível

Em seguida marque um “X” na melhor alternativa do seguinte *score* em consideração à qualidade da imagem:

- 1 - Excelente
- 2 - Boa
- 3 - Aceitável
- 4 - Ruim
- 5 – Muito ruim

Por fim, marque, na escala que representa o grau de confiança em suas respostas (*score* de confiança), onde:

- 1- Nada confiante
- 2- Pouco confiante
- 3- Confiante
- 4- Muito confiante
- 5- Extremamente confiante

Protocolo 1			
Estrutura	Identificação	Qualidade	Confiança
Seio Maxilar			
Cavidade Nasal			
Forame incisivo			
Esmalte			
Dentina			
Canal radicular			
Osso trabecular			
Lâmina dura DT 27			
Ligamento periodontal DT 37			
Crista alveolar			
Forame mental			
Canal da mandíbula			
Protocolo 2			
Estrutura	Identificação	Qualidade	Confiança
Seio Maxilar			
Cavidade Nasal			
Forame incisivo			
Esmalte			
Dentina			
Canal radicular			
Osso trabecular			
Lâmina dura DT 27			
Ligamento periodontal DT 37			
Crista alveolar			
Forame mental			
Canal da mandíbula			

Protocolo 3			
Estrutura	Identificação	Qualidade	Confiança
Seio Maxilar			
Cavidade Nasal			
Forame incisivo			
Esmalte			
Dentina			
Canal radicular			
Osso trabecular			
Lâmina dura DT 27			
Ligamento periodontal DT 37			
Crista alveolar			
Forame mental			
Canal da mandíbula			
Protocolo 4			
Estrutura	Identificação	Qualidade	Confiança
Seio Maxilar			
Cavidade Nasal			
Forame incisivo			
Esmalte			
Dentina			
Canal radicular			
Osso trabecular			
Lâmina dura DT 27			
Ligamento periodontal DT 37			
Crista alveolar			
Forame mental			
Canal da mandíbula			

Protocolo 5			
Estrutura	Identificação	Qualidade	Confiança
Seio Maxilar			
Cavidade Nasal			
Forame incisivo			
Esmalte			
Dentina			
Canal radicular			
Osso trabecular			
Lâmina dura DT 27			
Ligamento periodontal DT 37			
Crista alveolar			
Forame mental			
Canal da mandíbula			
Protocolo 6			
Estrutura	Identificação	Qualidade	Confiança
Seio Maxilar			
Cavidade Nasal			
Forame incisivo			
Esmalte			
Dentina			
Canal radicular			
Osso trabecular			
Lâmina dura DT 27			
Ligamento periodontal DT 37			
Crista alveolar			
Forame mental			
Canal da mandíbula			

Protocolo 7			
Estrutura	Identificação	Qualidade	Confiança
Seio Maxilar			
Cavidade Nasal			
Forame incisivo			
Esmalte			
Dentina			
Canal radicular			
Oso trabecular			
Lâmina dura DT 27			
Ligamento periodontal DT 37			
Crista alveolar			
Forame mental			
Canal da mandíbula			
Protocolo 8			
Estrutura	Identificação	Qualidade	Confiança
Seio Maxilar			
Cavidade Nasal			
Forame incisivo			
Esmalte			
Dentina			
Canal radicular			
Oso trabecular			
Lâmina dura DT 27			
Ligamento periodontal DT 37			
Crista alveolar			
Forame mental			
Canal da mandíbula			

ANEXO

ANEXO 1 – PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: OTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO PARA REDUÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO

Pesquisador: Fernanda Paula Yamamoto Silva

Área Temática:

Versão: 2

CAAE: 45102721.8.0000.5083

Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás

Patrocinador Principal: MINISTERIO DA CIENCIA, TECNOLOGIA E INOVACAO

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.741.278

Apresentação do Projeto:

Título da Pesquisa: OTIMIZAÇÃO DOS PROTOCOLOS DE AQUISIÇÃO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO PARA REDUÇÃO DA DOSE DE RADIAÇÃO. Pesquisador Responsável: Fernanda Paula Yamamoto Silva. N. CAAE: 45102721.8.0000.5083. Instituição Proponente: Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás. Membros da equipe de pesquisa: Maria Alves Garcia Santos Silva; Fernanda Ferreira Nunes; Ananda Amaral Santos; Deborah Queiroz de Freitas.

A tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) é um exame volumétrico, seccional com ampla utilização em Odontologia. Imagens de alta resolução de TCFC aumentam significativamente a acurácia desse exame no diagnóstico em diversas situações clínicas, porém, a aquisição dessas imagens requer altas doses de radiação. Como a dose deve ser tão baixa quanto diagnosticamente possível, sua redução só é viável quando a qualidade da imagem é mantida. Parâmetros técnicos dos equipamentos podem influenciar a dose de radiação e a qualidade da imagem, por isso, busca-se a otimização de protocolos, para cada aparelho, caracterizados pela baixa dose de radiação e alta qualidade de imagem

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: 4.741.278

Objetivo da Pesquisa:

Objetivo Primário:

Avaliar a influência dos protocolos de aquisição de TCFC para a redução da dose de radiação.

Objetivo Secundário:

- Avaliar o protocolo que mais influencia a dose efetiva;
- Avaliar o protocolo que menos influencia a dose efetiva;
- Avaliar quais fatores técnicos de aquisição (voxel, FOV, kVp e mA) influenciam mais a dose efetiva;
- Mensurar a dose efetiva e dose absorvida por órgão nos diferentes protocolos de aquisição de imagem;
- Comparar a dose efetiva e as resoluções de imagem das imagens com diferentes protocolos;
- Definir protocolos com a menor dose de radiação possível que mantenham a alta resolução de imagem

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. 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 TCLE 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:

Hipótese:

Os diferentes protocolos de exposição, com variação do voxel e da miliamperagem, no tomógrafo Picasso Trio 3D unit, influenciam na dose de radiação e na qualidade da imagem para uma tarefa diagnóstica específica, de maneira subjetiva.

Obterão imagens tomográficas com variação de potência, de miliamperagem e de imagens base

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: 4.741.278

em um fantoma antropomórfico, bem como o cálculo da dose de radiação e posteriormente será realizada uma avaliação subjetiva da qualidade de imagem por cinco especialistas em Radiologia Odontológica e Imaginologia.

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

Folha de rosto devidamente assinada.

- Termo de compromisso da equipe de pesquisa.
- Carta de autorização 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 uso de materiais específicos pertinentes a realização da pesquisa.
- TCLE: Está redigido na forma de convite; Explicam a forma de participação; os objetivos e justificativas; Consta box solicitando ou não a Permissão da divulgação da opinião e nos resultados publicados da pesquisa; Explicitam os riscos e benefícios; Solicitam ou não a autorização para a realização de pesquisas futuras com o material coletado. Garantem o sigilo da identificação. Garantem o direito de pleitear indenização em caso de danos advindos da participação.

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

As pendência anteriormente emitidas, a saber:

01- Inserir os seguintes nomes na Equipe de Pesquisa no arquivo "Informações Básicas do Projeto de Pesquisa": Ananda Amaral Santos; Deborah Queiroz de Freitas França; Fernanda Ferreira Nunes; Maria Alves Garcia Santos Silva.

(PENDÊNCIA ATENDIDA)

02- TCLE

- Inserir após a indicação da possibilidade do contato com o Comitê de Ética, a função deste órgão.
 - Inserir o direito de pleitear indenização em casos de danos advindos da participação na pesquisa.
- (PENDÊNCIA ATENDIDA).

Após análise dos documentos postados somos favoráveis à aprovação do presente protocolo de pesquisa, smj deste Comitê.

Considerações Finais a critério do CEP:

Informamos que o Comitê de Ética em Pesquisa/CEP-UFG considera o presente protocolo

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: 4.741.278

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:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1724922.pdf	13/05/2021 19:49:19		Aceito
Outros	carta_de_encaminhamento.pdf	13/05/2021 19:48:27	Fernanda Paula Yamamoto Silva	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	TCLE_pendencia.pdf	13/05/2021 19:28:33	Fernanda Paula Yamamoto Silva	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Termo_de_compromisso.pdf	30/03/2021 15:46:48	Fernanda Paula Yamamoto Silva	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Autorizacao_de_uso_de Equipamento.pdf	29/03/2021 20:10:27	Fernanda Paula Yamamoto Silva	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Carta_de_autorizacao_Picasso.pdf	29/03/2021 20:09:58	Fernanda Paula Yamamoto Silva	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto.pdf	29/03/2021 20:09:24	Fernanda Paula Yamamoto Silva	Aceito
Folha de Rosto	Folha_de_rosto.pdf	29/03/2021 20:08:46	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

