

CENTRO UNIVERSITÁRIO DE ANÁPOLIS - UNIEVANGÉLICA  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA

Flávio Roberto Rodrigues Silva

**Influência do protocolo de aquisição de tomografia  
computadorizada por feixe cônico em medidas de  
protótipos 3D**

ANÁPOLIS  
2024

Flávio Roberto Rodrigues Silva

**Influência do protocolo de aquisição de tomografia  
computadorizada por feixe cônico em medidas de  
protótipos 3D**

Dissertação apresentada a Faculdade de Odontologia do Centro Universitário de Anápolis - UniEVANGÉLICA para obtenção do título de Mestre em Odontologia na área de Clínica Odontológica.

Área de concentração: Clínica Odontológica  
Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Fernanda Paula Yamamoto Silva

ANÁPOLIS  
2024

S865

Silva, Flávio Roberto Rodrigues.

Influência do protocolo de aquisição de tomografia computadorizada por feixe cônico em medidas de protótipos 3D / Flávio Roberto Rodrigues Silva - Anápolis: Universidade Evangélica de Goiás – UniEvangélica, 2024.

36p.; il.

Orientadora: Profa. Dra. Fernanda Paula Yamamoto Silva

Dissertação (mestrado) – Programa de pós-graduação em Odontologia – Universidade Evangélica de Goiás – UniEvangélica, 2024.

1. Tomografia computadorizada de feixe cônico 2. Precisão da medição dimensional  
3. Impressão tridimensional I. Silva, Fernanda Paula Yamamoto II. Título

CDU 616.314

Catálogo na Fonte

Elaborado por Rosilene Monteiro da Silva CRB1/3038



## FOLHA DE APROVAÇÃO

### IMPACTO DO PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA POR FEIXE CÔNICO EM MEDIDAS DE PROTÓTIPOS 3D FLÁVIO ROBERTO RODRIGUES SILVA

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia - PPGO da Universidade Evangélica de Goiás - UniEVANGÉLICA como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE.

Aprovado em 26 de abril de 2024.

#### Banca examinadora

Documento assinado digitalmente:  
 FERNANDA PAULA YAMAMOTO SILVA  
Data: 26/04/2024 10:16:53-0300  
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

---

Profa. Dra. Fernanda Paula Yamamoto Silva

Documento assinado digitalmente:  
 BRUNNO SANTOS DE FREITAS SILVA  
Data: 26/04/2024 11:08:49-0300  
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

---

Prof. Dr. Brunno Santos de Freitas Silva

Documento assinado digitalmente:  
 LORENA FERREIRA DE LIMA  
Data: 26/04/2024 16:12:55-0300  
Verifique em <https://validar.iti.gov.br>

---

Profa. Dra. Lorena Ferreira de Lima

## DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todos os professores e professoras que fizeram parte da minha trajetória escolar e acadêmica ao longo de toda a minha vida.

## AGRADECIMENTOS

Sempre e primeiramente a Deus pelo dom da vida que me faz existir.

À espiritualidade amiga, que me ampara mesmo quando sinto que não tenho mais forças para caminhar.

Minha mãezinha, que sempre ora por mim e deseja me ver brilhar.

À minha orientadora, Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Fernanda Paula Yamamoto Silva e demais docentes do PPGO Universidade Evangélica de Goiás.

À Dr<sup>a</sup>. Camila Prospero Guerra Balduf, minha psicóloga, gratidão imensa pelo suporte em todas as tomadas decisões e por sempre fazer com que eu veja o melhor de mim.

À Celinha, todas as páginas desse trabalho seriam poucas para expressar o quanto sou grato por ter você. Te amo!

À Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Adriana Lustosa Bicalho, minha parceira nesta árdua batalha pela promoção de ensino na Endodontia. Obrigado pela oportunidade e por acreditar em mim.

Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>. Lorena Lima, você me inspira! A vida ainda nos reserva gradiosas descobertas e temos muito o que viver juntos.

Ao Arthur Roberto, Dandara Roberta, Natacha Buonassera e Angel, vocês são minha dose diária do verdadeiro sentido do amor.

Aos meus alunos e amigos queridos e a todos que sempre me enviam boas vibrações; podem ter certeza que elas surtem efeitos.

*Para quem escolheu cuidar de pessoas, estudar não é uma opção, é um dever infinito.  
(Patrícia Ferrari)*

## SUMÁRIO

RESUMO	
ABSTRACT	
1. INTRODUÇÃO.....	9
2. REFERENCIAL TEÓRICO .....	11
3. PROPOSIÇÃO.....	22
4. MATERIAL E MÉTODO.....	23
5. RESULTADOS .....	27
6. DISCUSSÃO.....	28
7. CONCLUSÃO.....	30
REFERÊNCIAS.....	31

## RESUMO

**Objetivo:** Analisar as medidas obtidas em dentes impressos com diferentes protocolos de aquisição de tomografia computadorizada de feixe cônico.

**Material e métodos:** Foi utilizado um pré-molar inferior hígido num simulador antropomórfico (Alderson Radiation Therapy Phantom), totalizando treze protocolos de aquisição de imagem por meio de um tomógrafo de feixe cônico. Após a segmentação, o arquivo DICOM foi exportado para ser impresso em resina. A aferição das medidas no sentido coroa-ápice, méso-distal e vestibulo-lingual dos dentes impressos e do natural, foram realizadas por meio de um paquímetro digital. **Resultados:** Apesar dos valores dos dentes impressos se assemelharem com o natural, o voxel 0,2 resultou em medidas maiores do que o voxel 0,3, exceto para o protocolo 13. Os protocolos 4 e 13 foram as medidas que mais se aproximaram ao dente natural. **Conclusão:** Houveram diferenças nas medidas realizadas na coroa dentária entre os dentes impressos e o dente natural, com valores mais próximos entre os protocolos 4, 13 e o dente natural.

**Palavras-chave:** Tomografia Computadorizada de Feixe Cônico, Precisão da Medição Dimensional, Impressão tridimensional

## **ABSTRACT**

**Aim:** To analyze the measurements obtained in teeth printed with different cone beam computed tomography acquisition protocols. **Materials and methods:** A healthy mandibular premolar was inserted into a macerated mandible, totaling thirteen image acquisition protocols using a cone-beam CT scanner. After segmentation, the DICOM file was exported to be printed on resin. The measurement of the mesiodistal and vestibulolingual measurements of the printed and natural teeth was performed using a digital caliper. **Results:** Although the values of the printed teeth were similar to the natural values, the 0.2 voxel resulted in higher measurements than the 0.3 voxel, except for protocol 13. Protocols 4 and 13 were the measurements that were closest to the natural tooth. **Conclusion:** There were differences in the measurements performed on the dental crown between the printed teeth and the natural tooth, with values closer between protocols 4, 13 and the natural tooth.

**Keywords:** Cone-Beam Computed Tomography, Dimensional Measurement Accuracy, 3D printing

## 1. INTRODUÇÃO

O uso da tomografia computadorizada de feixe cônico (TCFC) fornece várias vantagens para a imaginologia maxilofacial, sendo considerada exame padrão no qual a imagem tridimensional é necessária (Scarfe et al., 2009). Trata-se de um exame volumétrico que possibilita uma análise sem sobreposição de estruturas, com maior precisão e dose de radiação relativamente baixa comparada às outras técnicas (Liang et al., 2010; Spin-Neto et al., 2013).

Obtém-se a alta resolução através da reconstrução feita por softwares e por parâmetros relacionados aos equipamentos da TCFC. Dentre os principais parâmetros citam-se: O FOV (Field of view) referente ao tamanho da área a ser escaneada, assim, quanto maior for o tamanho, maior será dose de radiação necessária; o voxel determina a espessura da reconstrução/corte, portanto, quanto menor o tamanho do voxel, maior a definição de imagem e maior a dose. O tempo de exposição (TE), miliamperagem (mA) e quilovoltagem pico (kVp) determinam a intensidade e quantidade de fótons, influenciando na qualidade da imagem e na dose de radiação (Da Silva-Moura et al., 2018).

Em virtude dos avanços recentes dos equipamentos e softwares na odontologia criou-se um fluxo digital no atendimento, possibilitando maior eficiência no diagnóstico e planejamento. Estas permitem que o profissional consiga uma reabilitação previsível por meio de escaneamentos intrabucais, enceramentos e biomodelos virtuais, tomografias computadorizadas e impressões tridimensionais (3D) (Salmi et al., 2013; Nasseh e Al-Rawi, 2018). Graças à evolução dos sistemas de aquisição e visualização de imagens, cada vez mais tem-se tornado desnecessária a exposição de tecidos ósseos para fixação de implantes dentários ( D'haese et al., 2017).

Atualmente, a cirurgia virtual guiada vem sendo utilizada no planejamento de implantes, devido à sua precisão e exatidão na colocação, no entanto este sistema deve ser utilizado com cautela, visto serem poucos os estudos que se propõem investigar a fidelidade das impressões 3D

(Baumgaertel et al. 2009; Liang et al. 2010; Ferraz et al. 2011; Berco et al. 2009; Brown et al. 2009; Safira et al. 2011).

Compreender os parâmetros técnicos da TCFC permite ao profissional estabelecer melhores protocolos de aquisição com baixa dose de radiação, mantendo a precisão e qualidade da imagem (Goulston et al., 2016). Ainda há dúvidas em relação a acurácia da cirurgia guiada planejada virtualmente, pois observa-se discrepâncias quando compara-se o planejamento com o tratamento executado. Essas diferenças dimensionais são mais frequentes em guias suportadas em osso do que em suportadas em dentes (Geng et al., 2015).

É notório que a qualidade da imagem da tomografia computadorizada é crucial para que não haja alterações de adaptação do guia para a correta transferência do que foi planejado virtualmente para a execução do tratamento.

Assim, este estudo tem o intuito de analisar a impressão de dentes obtidos em diferentes protocolos de aquisição de tomografia computadorizada de feixe cônico.

## 2. REFERENCIAL TEÓRICO

Desde o desenvolvimento do primeiro tomógrafo em 1967, por Godfrey Newbold Hounsfield (Hounsfield, 1973) até o tempo atual, houve um aprimoramento na técnica e nos próprios aparelhos tomográficos, fornecendo imagens mais fidedignas e precisas da anatomia humana. Com o advento da tomografia computadorizada (TC), considerada uma técnica radiográfica onde uma determinada secção do corpo corresponde a uma imagem que será gerada no computador, a interpretação de exames tornou-se mais objetiva e precisa, permitindo uma visualização das estruturas anatômicas sem sobreposição de imagem, assim como também, a reformatação dos dados obtidos para gerar imagens em diferentes cortes bidimensionais (2D) e em reconstruções tridimensionais (3D) (D'urso et al. 2000; Souza et al. 2003; Silva, 2004).

O desenvolvimento de scanners especializados de TCFC para uso em odontologia começou na segunda metade da década de 1990. Em 1997, criou-se um dispositivo de TCFC com protótipo limitado para uso odontológico denominado Ortho-CT (Arai et al., 1999). Posteriormente, o uso da TCFC para aplicações odontológicas, maxilofaciais e otorrinolaringológicas começou a prosperar e, atualmente, a TCFC é uma ferramenta amplamente utilizada para diversas aplicações odontológicas, como planejamento de implantes, endodontia, cirurgia maxilofacial e ortodontia (Friedlander-Barenboim et al., 2021). Além do mais, vem sendo utilizada no diagnóstico, planejamento, tratamento ou acompanhamento do paciente (Friedlander-Barenboim et al., 2021). Trata-se de um exame volumétrico que permite uma análise sem sobreposição de estruturas, resultando em maior precisão comparada as radiografias (Kiljunen et al., 2015). Ainda, possibilita a aquisição de imagens 3D em doses significativamente mais baixas que a Tomografia de Feixe em Leque (Kim et al., 2019).

Desenvolvida mais recentemente, especialmente para os tecidos duros da região maxilomandibular, a TC cone beam ou TC de feixe cônico (TCFC) ou tomografia volumétrica, permite a reconstrução 2D e 3D com baixa dose efetiva

de radiação em comparação ao tomógrafo fan beam, assim como também, fornece um baixo custo relativo dos equipamentos e exames (Mozzo et al. 1998; Saddy, 2006; Hashimoto et al. 2003).

A qualidade da imagem gerada pela TCFC é influenciada por inúmeras variáveis: Características do equipamento, experiência do operador, FOV, tamanho do voxel, tempo de exposição, corrente (mA), tensão de pico (kVp) e resolução espacial (Pauwels et al., 2015).

Na TCFC, o objeto digitalizado é reconstruído como uma matriz tridimensional de voxels de natureza isotrópica (valor igual nas três dimensões) com cada voxel sendo atribuído a um valor de tom de cinza de acordo com a atenuação do material dentro dele (Scarfe e Farman, 2008; Spin-Neto et al., 2013). As dimensões do voxel dependem principalmente do tamanho do pixel (elemento de imagem) na área do detector. A redução no tamanho do voxel é desejável para aumentar a resolução espacial e, portanto, fornecer maiores detalhes de imagem. O uso do voxel medindo 0,2-0,3 demonstraram acurária nas imagens (Dach et al., 2018). Contudo, voxels menores capturam menos fótons de raios X e resultam em mais ruído de imagem, necessitando de maior intensidade de radiação para a melhora da qualidade (Scarfe e Farman 2008; Scarfe et al., 2009; Pauwels et al., 2015).

Resolução espacial, ou nitidez, refere-se à capacidade de discriminar pequenas estruturas em uma imagem. Na geração de imagens por TCFC, a resolução espacial é determinada por vários fatores, como o tamanho do ponto focal, o tamanho do elemento detector, o filtro de suavização e o tamanho do voxel reconstruído. Então, o tamanho de voxel por si só, é apenas um preditor muito rudimentar da resolução espacial disponível (Brüllmann e Schulze, 2015).

Atualmente, a maioria dos aparelhos de TCFC possui múltiplos tamanhos de FOV pré-estabelecidos pelos fabricantes. O FOV representa o tamanho da área a ser escaneada. Quanto menor o FOV, menor a área delimitada e a dose de radiação. Assim, o FOV deve ser mantido o menor possível, cobrindo apenas a região de interesse (Pauwels et al., 2015).

Dentro os aparelhos de TCFC, o kVp varia entre 60 e 120 e a mA entre 8 e 192 (QU et al., 2010). Quanto maior a mA, maior será dose de radiação e

menor o ruído, melhorando a qualidade da imagem (PAUWELS et al., 2015; GOULSTON et al., 2016). Já o kVp, quando reduzido, produz maior ruído e, conseqüentemente, reduz a qualidade da imagem. Em um estudo, Pawels e colaboradores (2014) demonstraram que é preferível reduzir a mA do que o kVp para obter melhor qualidade das imagens de TCFC.

A qualidade das imagens base são influenciadas pelo tempo de exposição e pelo grau de rotação (180° ou 360°). Reduzir o tempo de exposição e o grau de rotação possibilita a redução de artefatos, obtendo melhores imagens (Bechara et al., 2013).

Embora estudos anteriores tenham avaliado a acurácia dos aparelhos de TCFC, geralmente apresentam diferentes parâmetros de aquisição, sem possuir um protocolo determinado para avaliação de implantes dentários (Bohner et al., 2017). Ainda, diferentes configurações podem ser encontradas entre os aparelhos de TCFC como parâmetros energéticos, ângulo de rotação, tipo e tamanho de receptor, algoritmo de reconstrução, tamanho de campo de visão (FOV) e voxel (Pauwels et al., 2011) e, mesmo selecionando parâmetros semelhantes, a qualidade da imagem pode variar notavelmente entre os aparelhos de TCFC (McGuigan et al., 2018). Compreender estes parâmetros permite ao profissional estabelecer melhores protocolos de aquisição com baixa dose de radiação, mantendo a precisão e qualidade da imagem (Goulston et al., 2016).

De acordo com o princípio ALARA, a qualidade da imagem obtida deve ser suficiente para determinar um diagnóstico, mas com a exposição mínima possível do paciente. A qualidade da imagem é descrita em resolução espacial, densidade de imagem/intensidade de pixel contraste, ruído e presença de artefatos (Coelho-Silva et al., 2021).

Na implantodontia, a TCFC tem um papel importante desde o diagnóstico, planejamento, execução à preservação dos casos. No entanto, a TCFC possui limitações com a incapacidade de determinar com precisão a densidade óssea e formação de artefatos em materiais de alta densidade como restaurações dentárias, materiais endodônticos, pinos metálicos e implantes dentários (Wanderley et al., 2020). Estes artefatos podem ser divididos em

artefato de extinção, faixas hipodensas, estrias hiperdensas e alteração volumétrica (Schulze et al., 2011).

O artefato de alteração volumétrica varia o volume do objeto, ampliando, contraindo ou uma distorcendo sua forma (Coelho-Silva et al., 2021), comprometendo qualidade da imagem e, conseqüentemente, a avaliação dos tecidos ao seu redor, como o osso peri-implantar, o osso cortical, e a dentina radicular (Celikten et al., 2019; Rodrigues et. al, 2021; Gregoris-Rabelo et al., 2021). O FOV triangular convexo aumentou a alteração volumétrica dos materiais em comparação com o FOV cilíndrico (Cascante-Sequeira et al., 2022). A posição do objeto dentro do FOV, quando sozinho, e o tamanho do FOV parece não demonstrar expressão desse artefato (Cascante-Sequeira et al., 2022). Além do mais, a percepção subjetiva da qualidade da imagem pode apresentar uma limitação inerente ao observador (Wanderley et al., 2020).

Park e colaboradores (2019) avaliaram a qualidade da imagem quanto ao ruído de imagem, contraste, resolução espacial e artefatos de metal, constatando que a corrente do tubo teve uma grande influência na qualidade da imagem clínica e que os outros fatores mostraram associações significativas com a qualidade da imagem.

Na década de 1990, diferentes técnicas que pudessem auxiliar no planejamento e instalação do implante foram desenvolvidas. Inicialmente, foi idealizada a obtenção da tomografia computadorizada (TC) com o guia cirúrgico em posição. Para a realização desse exame foram utilizadas substâncias radiopacas incorporadas à resina acrílica do guia, para uma pré-visualização da localização e inclinação do implante. Essa técnica permite ao cirurgião alterar o delineamento do tratamento de forma mais segura e precisa, com baixo custo (Takeshita et al., 1997).

Oportunamente, esta técnica evoluiu, surgindo o método de cirurgia guiada dinâmico e estático. O método dinâmico utiliza sistemas mecânicos ou ópticos para transferir planos virtuais para a área cirúrgica e exibir o processo na tela em tempo real (Nishiyama et al., 2020). Já no estático, as guias cirúrgicas são fabricadas em laboratório por impressão 3D, denominadas guias SLA feitas por perfurações nos modelos de mandíbula. O guia cirúrgico estático

difere do guia cirúrgico dinâmico porque o primeiro não se move durante a operação (Lal et al., 2006). O processo de fabricação de uma guia cirúrgica estática mudou drasticamente. As guias cirúrgicas tradicionais baseiam-se em imagens panorâmicas de radiação. No entanto, o alargamento, a distorção e a falta de clareza da imagem de radiação restringem a criação das guias cirúrgicas, o que leva à imprecisão e à falta de confiabilidade do plano pré-operatório. No entanto, o novo guia cirúrgico combinado com TCFC, tecnologia de digitalização intraoral, CAD e ambiente de planejamento virtual pode ser criado combinando os arquivos digitais obtidos (Moin et al., 2017). Uma vez concluído o planejamento do tratamento utilizando o software de planejamento pré-operatório aplicativo, as guias cirúrgicas podem ser produzidas pelo SLA. As guias de broca indicam a posição de inserção, ângulos e profundidade do implante, o que o transfere com precisão ao paciente através do plano simulado, estabelecendo uma ligação entre a operação planejada e a real durante o uso ((Moin et al., 2017).

Os guias cirúrgicos passaram por diversos aprimoramentos, a fim de promover uma menor ocorrência de erros durante a passagem das informações dos exames imaginológicos para a cirurgia (Ramos et al., 2016). No entanto, os guias em resina acrílica ainda são os mais comuns. A cirurgia guiada através desses dispositivos é atualmente um procedimento bastante utilizado, visto suas inúmeras vantagens frente às cirurgias de mão livre (Chen et al., 2019).

Em 1986, Charles Hull introduziu a primeira tecnologia de impressão tridimensional (3D) e a indústria desenvolveu muitas tecnologias de fabricação diferentes, que foram aplicadas em vários campos. No mesmo ano, Hull patenteou a estereolitografia (SLA) e construiu e desenvolveu um sistema de impressão 3D (Barazanchi et al., 2017; Mai et al., 2017). Recentes avanços na Odontologia Digital permitem que o profissional consiga uma reabilitação previsível por meio de enceramentos diagnósticos virtuais, tomografias computadorizadas, biomodelos virtuais e impressões tridimensionais (3D) (Salmi et al., 2013; Nasseh e Al-Rawi, 2018).

A impressão 3D, também chamada de prototipagem rápida, foi realizada na região maxilofacial pela primeira vez em 1983 (Katkár et al., 2018). Consiste na fabricação de órgãos representados nas imagens DICOM (Digital Imaging Communications in Medicine) ou biomodelagem (Huotilainen et al., 2014). No entanto, por não aceitarem imagens DICOM, as impressoras 3D operam com objetos individualizados definidos por superfícies que envolvem uma região do espaço. Um formato de arquivo padrão para definir essas superfícies é o STL (Standard Tessellation Language) que delinea superfícies como uma coleção de triângulos (facetas) que se encaixam como um quebra-cabeça (Mitsouras et al., 2015; van Eijnatten et al., 2018).

O processo de biomodelagem consiste em três partes: Aquisição de imagem, pós-processamento de imagem e impressão 3D (Huotilainen et al., 2014; Mitsouras et al., 2015). Os modelos de prototipagem são produzidos a partir da sequência de imagens adquiridas em exames de tomografia computadorizada, ressonância magnética ou escaneamentos intrabucais (Matsumoto et al., 2013), sendo a TCFC, a mais acurada e com dose de radiação relativamente baixa (Liang et al., 2010; Spin-Neto et al., 2013).

As impressoras 3D usam dados codificados no arquivo STL para depositar e depois unir sucessivas camadas 2D de material. Isso é semelhante à segmentação de um volume de tecido ao identificar ROIs bidimensionais em seções transversais consecutivas que o envolvem (Mitsouras et al., 2015). A produção tridimensional de objetos físicos usando as tecnologias assistidas por computador (CAD/CAM) (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) pode se utilizar de variadas técnicas (Primo et al., 2012).

As tecnologias de impressão 3D podem ser divididas em três categorias: fusão em leito de pó (PBF), fotopolimerização e modelagem por deposição fundida (FDM) (Tian et al., 2021).

De acordo com as fontes de energia e materiais em pó, o PBF é dividido nas seguintes tecnologias de impressão: fusão seletiva a laser (SLM), sinterização seletiva a laser (SLS), fusão por feixe de elétrons (EBM) e sinterização direta a laser de metal (DMLS). Todas essas tecnologias usam calor para derreter materiais em pó (Revilla-Leon et al., 2020). Na odontologia,

o PBF é usado para fabricar todos os tipos de produtos metálicos, além de restaurações cerâmicas (Methani et al., 2020).

A tecnologia de fotopolimerização é um termo geral para um tipo de tecnologia de impressão 3D que utiliza materiais de resina fotossensível que são curados e moldados sob irradiação de luz (Layani et al., 2018). Consiste em três tecnologias principais: estereolitografia (SLA), processamento digital de luz (DLP) e jato fotográfico (PJ). O processo de impressão nas tecnologias SLA e DLP pode ser dividido em três procedimentos distintos: exposição à luz, movimentação da plataforma de construção e reabastecimento de resina. SLA é uma das primeiras tecnologias práticas de impressão 3D e seu dispositivo consiste em um reservatório para o fornecedor de material de resina líquida fotossensível, uma plataforma de construção de modelo e um laser ultravioleta para curar a resina. DLP consiste em um arranjo retangular de espelhos, denominado dispositivo microrrefletor digital. Cada espelho representa um pixel e a resolução da imagem projetada depende do número de espelhos. Os ângulos dos microrrefletores são ajustados individualmente. A luz emitida pela fonte de luz é refratada pelo microespelho e então projetada na superfície para ser impressa como um pixel. Comparado à tecnologia SLA, a vantagem do DLP é que toda a camada pode ser construída por irradiação de laser único, reduzindo o tempo de construção. A tecnologia PJ permite a mistura de materiais imprimindo diferentes materiais na mesma posição, podendo formar objetos com diversas propriedades. A qualidade da superfície e a resolução de impressão dos objetos fabricados pela tecnologia de injeção de fotopolímero são particularmente altas e não requerem nenhuma espessura de camada pequena para o polimento da superfície (Alharbi et al., 2017).

FDM é uma das tecnologias de impressão 3D mais populares e baratas em odontologia. O material termoplástico filamentosos é aquecido e derretido pelo bocal. Sob o controle do computador, o bico e a mesa de trabalho se movem e o material no estado fundido é extrudado e finalmente solidificado através do acúmulo de materiais camada por camada para formar o produto. Ácido polilático (PLA), policarbonato e poliamida, copolímeros de acrilonitrila-

butadieno-estireno são alguns dos termoplásticos de engenharia comumente usados para aplicações FDM (Ligon et al., 2017; Arnesano et al., 2020).

Os parâmetros do processo da impressora, incluindo orientação de construção, espessura da camada, a pós-cura, a composição do material e pós-processamento afetam os resultados de impressão (Zhang et al., 2019; Jindal et al., 2020).

Atualmente, as impressoras tridimensionais mais utilizadas são o Laser-SLA, o Processamento de Luz Direta (DLP) e o Display de Cristal Líquido (LCD). Esses três tipos de impressoras consistem na técnica VAT de impressão. O DLP utiliza uma fonte de luz projetada para criar uma peça. Ele contém uma interface digital que transmite uma imagem da seção transversal específica através da plataforma para que todos os pontos da camada de resina sejam curados. Em comparação com outros processos de impressão 3D, as impressoras DLP produzem amostras alta precisão e baixo custo (Dawood et al., 2015; Kessler et al., 2020; Tian et al., 2021).

A tecnologia de impressão tridimensional tem sido uma área de pesquisa de interesse de diferentes aspectos da odontologia. Na implantodontia, a TCFC vem apresentando papel fundamental dentro do planejamento realizado virtualmente, conhecido como fluxo digital e sistema CAD/CAM, no qual os procedimentos cirúrgicos e restaurador são assistidos pelo computador para posteriormente serem materializados através da impressão 3D (Garcia-Hammaker et al., 2019).

Segundo Mitsouras et al. (2015), as seções da imagem mais espessas comprometem a precisão do modelo, enquanto as seções muito finas (voxel menor do que 0,25 mm) exigem segmentação extensiva e refinamento de STL (*Standard Tessellation Language*). Os biomodelos cardíacos demonstram precisão suficiente com seções de 0,5 mm, mas objetos delgados, como o assoalho da órbita, podem exigir seções mais finas. Dach et al. (2018) avaliaram a relação do tamanho do voxel na acurácia de imagens radiológicas tridimensionais a partir de TCFC e demonstraram que ele tem importante efeito na acurácia, afirmando que, na maioria das indicações de TCFC, inclusive em implantodontia, é recomendável o uso de voxel medindo 0,3 mm, já em

questionamentos endodônticos ou diagnósticos de trauma, o tamanho de voxel de 0,2 mm garante uma maior acurácia de imagem. Segundo Dalili et al. (2012), a utilização de menores tamanhos de voxel otimiza a detecção de reabsorção radicular externa simulada, assim como Razavi et al. (2010) constataram o mesmo referente à espessura da cortical óssea perimplantar.

Orentlicher & Abboud (2011) salientam que a cirurgia virtual guiada vem sendo muito utilizada no planejamento de implantes, devido à sua precisão e exatidão na colocação dos implantes, no entanto este sistema deve ser utilizado com cautela, onde possua um real custo/tempo/benefício para o seu uso. Ainda, descobriram que esta tecnologia é mais benéfica quando utilizadas em certas situações clínicas, como colocar três ou mais implantes em uma fileira, proximidade de estruturas anatómicas vitais, volume ósseo questionável, colocação do implante sem retalho, reabilitação múltipla de arco completo e imediato.

Na implantodontia, os guias cirúrgicos podem melhorar significativamente a precisão e a eficiência do tempo no tratamento clínico, reduzir erros de operação, tornar os resultados do tratamento mais previsíveis para os dentistas e permitir que os pacientes compreendam melhor o tratamento protético sobre implantes. A colocação ideal de implantes dentários pode simplificar o processo de restaurações de próteses, alcançar bons efeitos estéticos e estabilizar os tecidos duros e moles ao redor das próteses por um longo tempo. No entanto, a colocação inadequada de implantes dentários pode reduzir significativamente a taxa de sucesso e a previsibilidade a longo prazo da prótese (Lal et al., 2006; Moin et al., 2017).

Dessa forma, o uso de guias cirúrgicos continua a ser um assunto de debate e são necessários dados adicionais para estabelecer diretrizes e indicações. Uma guia cirúrgica apresenta muitos desafios que devem ser enfrentados antes de sua aplicação universal em cirurgia de implantes, principalmente no que diz respeito à espessura do material e ao acesso do operador (Unsal et al., 2020).

Comparando guias fabricadas a partir de modelos dentários e de dados de TCFC, encontrou-se um desvio menor na localização final do implante ao

usar guias construídas a partir de modelos (Ma et al., 2018). Porém, em outro estudo, não houve diferença no desvio da localização do implante, defendendo o uso de guias construídos por TCFC devido às informações clínicas adicionais que fornecem, incluindo uma angulação mais precisa (Besimo et al., 2000).

Em uma revisão sistemática e metanálise, Gallardo e colaboradores (2016) avaliaram a precisão das guias cirúrgicas quando o suporte dependia de tecido, dente e osso. Os autores concluíram que as guias suportadas por mucosa e dentes demonstraram uma precisão comparável e superior em relação às guias suportadas por osso. Em outra revisão sistemática, não houve diferença significativa em relação ao método de produção do modelo ou tipo de suporte (Schneider et al., 2009). Outros estudos demonstraram que as guias de implantes se tornam mais precisas se forem fabricadas com dados de planejamento de TCFC sobrepostos em modelos dentários ou mesclados com exames intraorais, e a precisão da colocação do implante usando este método é significativamente maior do que a inserção à mão livre (Nickenig et al., 2010; Skjerven et al., 2019).

Além do maior custo para obtenção das guias, há maior chance de erro devido ao grande número de etapas: Aquisição das imagens tomográficas, planejamento virtual pelo dentista, prototipagem de um modelo baseado na tomografia e o guia propriamente dito. Erros nas etapas de digitalização da TCFC, segmentação, impressão 3D e pós-processamento, tecnologia da impressora e a máquina utilizada podem afetar a acurácia da guia cirúrgica (Dietrich et al, 2017; Szymor et al., 2016; Kim et al., 2020). Ainda, a qualidade, superfície, grossura e contração do produto final são completamente dependentes da técnica utilizada, afetando assim a precisão do guia impresso (Khorsandi et al., 2021).

Segundo Choi e colaboradores (2002), a precisão do guia pode ser afetada com variações no passo ou inclinação do pórtico, espessura da seção, efeitos de média de volume parcial, corrente do tubo e tensão durante a TCFC. Além disso, erros podem ocorrer dependendo do tamanho, forma, direção e ângulo; pós-processamento, incluindo remoção de suporte, polimerização ultravioleta e suavização de superfícies. Ainda, o erro da máquina é afetado

pelo ambiente circundante, incluindo o temperatura, umidade e vibração, bem como pelo materiais e a solução, incluindo o plano X e Y. Finalmente, o erro humano pode ser causado pela variação do observador durante medições com paquímetro digital (Hazeveld et al., 2014; Dietrich et al., 2017).

Através da cirurgia guiada virtualmente o cirurgião-dentista pode colocar os implantes em posições ideais e com maior precisão, de forma previsível, fornecendo, desta maneira, uma maior segurança (Yogui et al., 2021). No entanto, demonstrou-se que o ajuste das coroas fabricadas com impressão 3D é inferior ao do modelo de gesso, sugerindo que as tecnologias de impressão 3D são tecnologias novas e que necessitam de investigação (Jang et al., 2018), além de alto custo de processamento e material e pós-processamento demorado (Liaw & Guvendiren, 2017).

Deste modo, a instalação de implantes utilizando o sistema CAD/CAM é extremamente sensível à técnica. Todas as etapas planejadas virtualmente precisam ser executadas de forma diligente, pois consiste em uma série de eventos de diagnóstico e terapêutico. A quantidade total de imprecisão durante a sua instalação é determinada pela soma de erros que ocorrem durante essas etapas (Orentlicher G, Abboud M, 2011; Soardi CM, Bramanti E, Cicciu M, 2014).

### **3. PROPOSIÇÃO**

Avaliar os protocolos de aquisição de tomografia computadorizada por feixe cônico em medidas de protótipos 3D”.

#### **3.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Comparar as medidas obtidas dos dentes impressos com resina (modelo 3D).

Avaliar se o tamanho do voxel (0,2 mm e 0,3 mm) interferem nas medidas obtidas nos protótipos.

#### 4. MATERIAL E MÉTODO

Um pré-molar inferior unirradicular hígido foi selecionado aleatoriamente para este estudo, posicionado num simulador antropomórfico (Alderson Radiation Therapy Phantom), totalizando treze protocolos tomográficos (Tabela 1).

##### Aquisição das imagens

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

Os protocolos utilizados foram descritos na Tabela 1.

**Tabela 1** – Protocolos de aquisição com simulador antropomórfico (Alderson Radiation Therapy Phantom) para o aparelho tomográfico Ortopantomograph™ OP300.

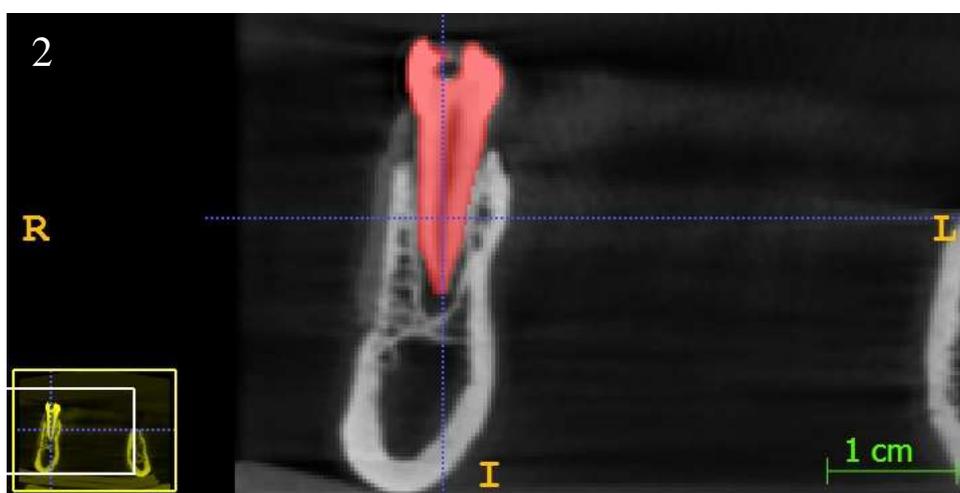
Protocolo	voxel (mm)	FOV (cm)	Corrente (mA)	Tensão (kV)	Ferramenta artefato metálico	Tempo exposição (s)	Imagens base
1	0,3	6x8	6,3	90	Sem	4,9	486
2	0,3	6x8	6,3	90	Com	4,9	486
3	0,3	6x8	8	90	Sem	4,9	486
4	0,3	6x8	8	90	Com	4,9	486
5	0,3	6x8	10	90	Sem	4,9	486
6	0,3	6x8	10	90	Com	4,9	486
7	0,3	6x8	13	90	Sem	4,9	486

<b>8</b>	0,3	6x8	13	90	Com	4,9	486
<b>9</b>	0,2	6x8	4	90	Sem	13	1262
<b>10</b>	0,2	6x8	5	90	Sem	13	1262
<b>11</b>	0,2	6x8	6,3	90	Sem	13	1262
<b>12</b>	0,2	6x8	8	90	Sem	13	1262
<b>13</b>	0,2	6x8	10	90	Sem	13	1262

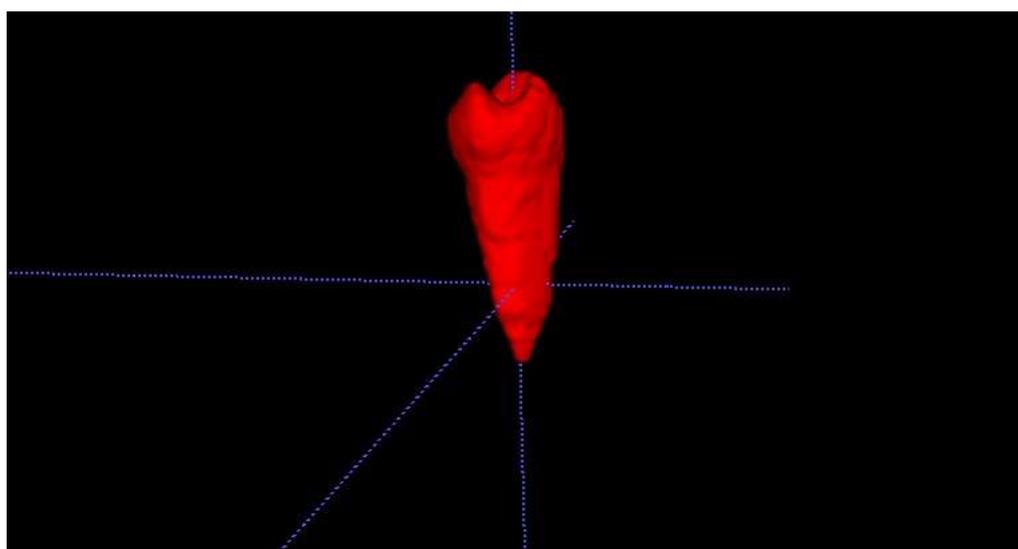
Para a segmentação posterior das imagens, foram utilizadas imagens da mandíbula macerada, pois o simulador antropomórfico é dividido em fatias e possui orifícios que permitem a colocação de dosímetros para aferição da dose prejudicando o estudo.

### Segmentação das imagens

Para segmentação do dente foi utilizado a ferramenta de segmentação semiautomática Nemotec® (Madri, Espanha) (Figuras 1 e 2). Os exames tomográficos foram alinhados ao longo eixo do dente e a área de interesse foi selecionada em cada reconstrução multiplanar transversal para ajustes manual nos outros planos. A área analisada se estendia da coroa ao ápice radicular. Após a segmentação, o arquivo dicom foi exportado para o software ITK para ser salvo em arquivo. stl (Figura 3) e então, ser impressa na impressora Flashforge Hunter.



**Figuras 1 e 2.** Segmentação do dente pré-molar, selecionado para impressão 3D.



**Figura 3.** O arquivo segmentado e salvo em .stl para impressão 3D.

Cada dente segmentado, nos diferentes protocolos, foi impresso com resina Prizma Bio Splint (Makertech Labs®, Tatuí-SP) utilizando a impressora 3D DLP/LCD/SLA Hunter (Done Comercio de Equipamentos 3D LTDA – Ribeirão Preto – SP).

A aferição das medidas méso-distal e vestibulo-lingual dos dentes impressos e do natural foram feitas em triplicatas e realizadas por meio de um paquímetro digital por um pesquisador cego ao estudo.

#### Análise estatística

Uma análise descrita foi realizada com os valores obtidos de cada dente impresso com o dente natural, além da diferença entre valores máximo e mínimo de cada voxel.

## 5. RESULTADOS

A Tabela 2 demonstra as medidas de cada dente impresso e do natural. Apesar dos valores dos dentes impressos se assemelharem com o natural, o voxel 0,2 resultou em medidas maiores do que o voxel 0,3, exceto para o protocolo 13. Contudo, o voxel 0,2 apresentou uma média de diferença menor (0,17mm), quando comparado ao voxel 0,3 (0,40mm). Os protocolos 4 e 13 foram as medidas que mais se aproximaram ao dente natural.

**Tabela 2.** Medidas em cm dos dentes impressos obtidos nas imagens de TCFC e do dente natural.

Protocolo Vestibulo-lingual (cm) Mesio-distal (cm) e coroa-ápice.

	Vestibulo-lingual (cm)	Mesio-distal (cm)	Coroa-ápice
Protocolo 1	0,730	0,631	20,4
Protocolo 2	0,749	0,649	19,9
Protocolo 3	0,731	0,635	17,4
Protocolo 4	0,713	0,634	20,1
Protocolo 5	0,736	0,567	19,6
Protocolo 6	0,733	0,637	19,9
Protocolo 7	0,732	0,623	19,9
Protocolo 8	0,749	0,650	20,3
Protocolo 9	0,754	0,645	20,5
Protocolo 10	0,751	0,670	20,1
Protocolo 11	0,753	0,664	19,1
Protocolo 12	0,755	0,639	20
Protocolo 13	0,692	0,615	20
Dente natural	0,712	0,654	20,1

## 6. DISCUSSÃO

O objetivo deste trabalho foi avaliar a acurácia da impressão 3D de dentes impressos em resina, baseados em exames de tomografia computadorizada por feixe cônico obtidos com diferentes protocolos de aquisição e, portanto, qualidades diferentes de imagens.

A diferença entre os protocolos se deu no tamanho do voxel (resolução) e na miliamperagem, ambos fatores que influenciam a qualidade da imagem. Um dos tamanhos de voxel utilizado no presente estudo foi de 0,2mm e a diferença encontrada para o padrão ouro (dente natural) foi de 0,17mm. Essa medida não foi considerada clinicamente significativa, uma vez que as medidas realizadas foram somente na coroa do dente. É importante ressaltar o julgamento dessa diferença é dependente da indicação e utilização da impressão do modelo 3D.

Na ortodontia, por exemplo, a impressão 3D pode ser utilizada para planejamento de aparelhos removíveis, alinhadores dentais. Bell et al., 2003 identificou uma diferença de 0,27mm comparando modelos impressos e as arcadas dentárias, e os autores não consideraram clinicamente significativo. Outros trabalhos (LUU et al., 2012) que também avaliaram a acurácia da TCFC consideraram que uma diferença de até 0,5mm pode ser considerada insignificante clinicamente.

Em trabalhos com finalidade endodôntica, as diferenças encontradas foram menores, devido a utilização de tomógrafos e protocolos de alta resolução. A utilização de voxel de 0,76mm resultou em uma diferença de 0,06mm-0,316 a depender da região do dente. Os autores alegam que o material utilizado pode ser sido o responsável pelas maiores diferenças encontradas (Liang et al., 2018).

A miliamperagem influencia diretamente a imagem, na qual sua redução aumenta o ruído afetando negativamente a qualidade desta imagem (Pauwels et al., 2015). Neste trabalho, foi observado que os protocolos que mais se aproximaram da medida do dente natural possuíam valores maiores de miliamperagem (8 e 10 mA).

Para os protocolos que utilizaram o voxel de 0,3mm, a diferença encontrada neste estudo foi de 0,4mm, valor semelhante ao aceito pela ortodontia. Isso reforça que o protocolo deve ser individualizado para cada indicação e não pode ser, de forma alguma, padronizado para todas as especialidades e necessidades.

Outro fator importante que pode influenciar a acurácia da impressão são: parâmetros de processo da impressora, composição do material e pós-processamento (Tian Y. et al, 2021). Neste estudo, foi utilizada uma impressora de alta resolução, baseada na tecnologia DLP (*Digital Light Processing* – Processamento Digital de Luz), apesar de apresentar precisão, as camadas de impressão podem ser construídas por uma única irradiação e independe do número de pixels (Tian Y. et al, 2021) e, portanto, pode ser esse uma explicação para a não diferença significativa entre as medidas encontradas neste estudo.

A diferença das medidas só pode ser avaliada quando a sua significância clínica a depender da sua indicação/utilização. Portanto, é importante a realização desses estudos para cada área da Odontologia para se obter o melhor protocolo para cada indicação de impressão 3D.

Não há trabalhos que comparem as medidas de diferentes protocolos de aquisição de imagens de TCFC, mas sim, as diferentes modalidades de aquisição de imagem. Além do mais, se o dente impresso for semelhante ao dente natural, possibilitará novos caminhos para os estudos que necessitam de amostras dentárias, possibilitando a redução da quantidade requerida de dentes naturais e uma maior padronização dos modelos 3D. Além do mais, as medidas obtidas no padrão de referência (TCFC) e no protótipo, deve ser avaliada para cada situação clínica, pois o tamanho do voxel pode influenciar nas diferenças das medidas e representam uma variação clínica importante.

## **7. CONCLUSÃO**

Conclui-se que os valores para os protocolos 4 e 13 foram aqueles que mais se aproximaram ao dente natural.

## REFERÊNCIAS

Alharbi DW, Osman RB. Additive manufacturing techniques in prosthodontics: where do we currently stand? A critical review. **Int J Prosthodon.** 2017;30(5):474–84.

Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers V, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. **J Prosthodont Res.** 2018;62(2):218–26.

Arnesano A, Padmanabhan AK, Notarangelo A, Montagna F, Licciulli A. Fused deposition modeling shaping of glass infiltrated alumina for dental restoration. **Ceram Int.** 2020;46:2206–12.

Bechara B, McMahan AC, Nasseh I, Geha H, Hayek E, Khawam G 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.** 2013;115(5):676-81.

Bell A, Ayoub AF, Siebert P. Assessment of the accuracy of a three-dimensional imaging system for archiving dental study models. **J Orthod.** 2003;30:219–23.

Besimo EC, Lambrecht JT, Guindy JS. Accuracy of implant treatment planning utilizing template-guided reformatted computed tomography. **Dentomaxillofac Radiol.** 2000;29:46–51.

Bohner LOL, Tortamano P, Marotti J. Accuracy of linear measurements around dental implants by means of cone beam computed tomography with different exposure parameters. **Dentomaxillofac Radiol.** 2017;46:20160377.

Cascante-Sequeira D, Coelho-Silva F, Rosado LPL, de-Azevedo-Vaz SL, Freitas DQ, Haiter-Neto F. Comparison of the expression of the volumetric alteration artifact in cylindrical and triangular fields of view in two cone-beam computed tomography devices. **Clin Oral Invest.** 2022; 26: 1025-33.

Celikten B, Jacobs R, de Faria Vasconcelos K, Huang Y, Shaheen E, Nicolielo LFP, et al. Comparative evaluation of cone beam CT and micro-CT on blooming artifacts in human teeth filled with bioceramic sealers. **Clin Oral Investig.** 2019; 23: 3267-73.

Coelho-Silva F, Gaêta-Araujo H, Rosado LPL, Freitas DQ, Haiter-Neto F, de-Azevedo-Vaz SL. Distortion or magnification? An in vitro cone-beam CT study of dimensional changes of objects with different compositions. **Dentomaxillofac Radiol.** 2021; 50: 20210063.

Chen S, Ou Q, Lin X, Wang Y. Comparison between a Computer-Aided Surgical Template and the Free-Hand Method: A Systematic Review and Meta-Analysis. **Implant Dent.** 2019;28(6):578-89.

Choi JY, Choi JH, Kim NK, Kim Y, Lee JK, Kim MK, et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. **Int J Oral Maxillofac Surg.** 2002;31: 23-32.

Da Silva-Moura W, Chiqueto K, Pithon GM, Neves LS, Castro R, Henriques JFC. Factors influencing the effective dose associated with CBCT: a systematic review. **Clin Oral Investig.** 2019;23(3):1319-30.

Dach E, Bergauer B, Seidel A, von Wilmsowky C, Adler W, Lell M, et al. Impact of voxel size and scan time on the accuracy of three-dimensional radiological imaging data from cone-beam computed tomography. **J Craniomaxillofac Surg.** 2018;46(12):2190-6.

Dawood A, Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. **Br Dent J.** 2015;219:521–9.

D'haese J, Ackhurst J, Wismeijer D, De Bruyn H, Tahmaseb A. Current state of the art of computer-guided implant surgery. **Periodontol 2000;** 2017;73(1):121–33.

Dietrich CA, Ender A, Baumgartner S, Mehl A. A validation study of reconstructed rapid prototyping models produced by two technologies. **Angle Orthod.** 2017;87:782-7.

Friedlander-Barenboim S, Hamed W, Zini A, Yarom N, Abramovitz I, Chweidan H, et al. Patterns of Cone-Beam Computed Tomography (CBCT) Utilization by Various Dental Specialties: A 4-Year Retrospective Analysis from a Dental and Maxillofacial Specialty Center. **Healthc.** 2021;9:1042.

Gallardo YNR, Silva-Olivio IRT, Mukai E, Morimoto S, Sesma N, Cordaro L. Accuracy comparison of guided surgery for dental implants according to the tissue of support: A systematic review and meta-analysis. **Clin Oral Implant Res.** 2016;28:602–12.

Garcia-Hammaker S, George FM. Use of a surgical template for minimally invasive second-stage surgery: A dental technique. **J Prosthet Dent.** 2019;121:37-40.

Geng W, Liu C, Su Y, Li J, Zhou Y. Accuracy of different types of computer-aided design/ computer-aided manufacturing surgical guides for dental implant placement. **Int J Clin Exp Med.** 2015;8(6):8442–9.

Goulston R, Davies J, Horner K, Murphy F. Dose optimization by altering the operating potential and tube current exposure time product in dental cone beam CT: a systematic review. **Dentomaxillofac Radiol.** 2016;45(3):20150254.

Gregoris-Rabelo LE, Bueno MDR, Costa MVCD, de Musis CR, Estrela CRA, Guedes OA, et al. Blooming artifact reduction using different cone-beam computed tomography software to analyze endodontically treated teeth with intracanal posts. **Comput Biol Med.** 2021;136:104679.

Hazeveld A, Slater J, Ren YJ. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. **Am J Orthod Dentofacial Orthop.** 2014;145:108-15.

Huottilainen E, Jaanimets R, Valášek J, Marcián P, Salmi M, Tuomi J, et al. Inaccuracies in additive manufactured medical skull models caused by the DICOM to STL conversion process. **J Cranio-Maxillofacial Surg.** 2014;42(5):259–65.

Jan JYS, Park JK, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal fit of a single crown fabricated based on a three-dimensional printed model. **J Adv Prosthodont.** 2018;10(5):367–73.

Jindal P, Juneja M, Bajaj D, Siena FL, Breedon P. Effects of post-curing conditions on mechanical properties of 3D printed clear dental aligners. **Rapid Prototyp J.** 2020;26(8):1337–44.

Katsoulis J, Pazera P, Mericske-Stern R. Prosthetically driven, computer-guided implant planning for the edentulous maxilla: a model study. **Clin Implant Dent Relat Res.** 2009;11:238-45.

Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D printing in dentistry-state of the art. **Oper. Dent.** 2020;45:30–40.

Kiljunen T, Kaasalainen T, Suomalainen A, Kortensniemi M. Dental cone beam CT: A review. **Phys Med.** 2015;31(8):844-60.

Kim IH, Singer SR, Mupparapu, M. Review of cone beam computed tomography guidelines. **Quintessence Int.** 2019;50(2):136-45.

Kim TBS, Lee SBS, Kim GB, Hong D, Kwon BSJ, Park BSJ, et al. Accuracy of a simplified 3D-printed implant surgical guide. **J Prosthet Dent.** 2020;124(2):195-201.

Khorsandi, D., Fahimipour, A., Abasian, P., Saber, SS., Seyedi, M., Ghanavati, S., et al. 3D and 4D printing in dentistry and maxillofacial surgery: Printing techniques, materials, and applications. *Acta Biomaterialia*. **Acta Materialia Inc.** 2021;26-49.

Layani M, Wang X, Magdassi S. Novel materials for 3D printing by photopolymerization. **Adv Mater.** 2018;30:e1706344.

- Liang X, Jacobs R, Hassan B, Li L, Pauwels R, Corpas L, et al. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography ( CBCT ) and Multi-Slice CT ( MSCT ) Part I . On subjective image quality. **Eur J Radiol.** 2010;75(2):265–9.
- Liang X, Liao W, Cai H, Jiang S, Chen S. 3D-Printed Artificial Teeth: Accuracy and Application in Root Canal Therapy. **J Biomed Nanotechnol.** 2018;14(8):1477-85.
- Liaw CY, Guvendiren M. Current and emerging applications of 3D printing in medicine. **Biofabric.** 2017;9:024102.
- Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mulhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. **Chem Rev.** 2017;117(15):10212–90.
- Luu NS, Nikolcheva LG, Retrouvey JM, Flores-Mir C, El-Bialy T, Carey JP, et al. Linear measurements using virtual study models. **Angle Orthod.** 2012;82(6):1098-106.
- Ma B, Park T, Chun I, Yun K. The accuracy of a 3D printing surgical guide determined by CBCT and model analysis. **J Adv Prosthodont.** 2018;10:279–85.
- Matsumoto K, Ishiduka T, Yamada H, Yonehara Y, Arai Y, Honda K. Clinical use of three-dimensional models of the temporomandibular joint established by rapid prototyping based on cone-beam computed tomography imaging data. **Oral Radiol.** 2014;30(1):98–104.
- McGuigan MB, Duncan HF, 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.** 2018;128(4):297-316.
- Methani MM, Revilla-Leon M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: a review. **J Esthet Restor Dent.** 2020;32(2):182–92.
- Nasseh I, Al-Rawi W. Cone Beam Computed Tomography. **Dent Clin North Am.** 2018;62(3):361-391.
- Mitsouras D, Liacouras P, Imanzadeh A, Giannopoulos AA, Cai T, Kumamaru KK, et al. Medical 3D Printing for the Radiologist. **RadioGraphics.** 2015;35(7):1965–88.
- Nickenig HJ, Wichmann M, Hamel J, Schlegel KA, Eitner S. Evaluation of the difference in accuracy between implant placement by virtual planning data and surgical guide templates versus the conventional free-hand method—A combined in vivo—In vitro technique using cone-beam CT (Part II). **J Craniomaxillofac Surg.** 2010;38:488–93.

Orentlicher G, Abboud M. Guided surgery for implant therapy. **Oral Maxillofac Surg Clin North Am.** 2011;23:239-256.

Park HN, Min CK, Kim KA, Koh KJ. Optimization of exposure parameters and relationship between subjective and technical image quality in cone-beam computed tomography. **Imaging Sci Dent.** 2019;49:139-51.

Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, Pauwels R, Stamatakis H, Manousaridis G, et al. Development and applicability of a quality control phantom for dental cone-beam CT. **J Appl Clin Med Phys.** 2011;12(4):3478.

Pauwels R, Silkosessak O, Jacobs R, Bogaerts R, Bosmans H, Panmekiate S. A pragmatic approach to determine the optimal kVp in cone beam CT: balancing contrast-to-noise ratio and radiation dose. **Dentomaxillofac Radiol.** 2014;43(5):20140059.

Pauwels R, Araki K, Siewerdsen JH, Thongvigitmanee SS. CBCT Special Issue: review article technical aspects of dental CBCT: state of the art. **Dentomaxillofac Radiol.** 2015;44(1):20140224.

Qu XM, Li G, Ludlow JB, Zhang Z, Ma X. Effective radiation dose of ProMax 3D cone-beam computerized tomography scanner with different dental protocols. **Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.** 2010;110(6):770-6.

Ramos GF, Ramos NC, Silva AM, Campos F, Oliveira RS, Rangel E, et al. Cirurgia guiada para o tratamento reabilitador com próteses implantossuportadas: uso do sistema KEA-Tech. **Prot News.** 2016;3(1):66-72.

Revilla-Leon M, Sadeghpour M, Ozcan M. A review of the applications of additive manufacturing technologies used to fabricate metals in implant dentistry. **J Prosthodont.** 2020;29(7):579–93.

Rodrigues CT, Jacobs R, Vasconcelos KF, Lambrechts P, Rubira Bullen IRF, Gaêta Araujo H, et al. Influence of CBCT-based volumetric distortion and beam hardening artefacts on the assessment of root canal filling quality in isthmus-containing molars. **Dentomaxillofac Radiol.** 2021;50:20200503.

Salmi M, Paloheimo KS, Tuomi J, Wolff J, Mäkitie A. Accuracy of medical models made by additive manufacturing (rapid manufacturing). **J Cranio-Maxillofacial Surg.** 2013;41(7):603–9.

Schneider D, Marquardt P, Zwahlen M, Jung RE. A systematic review on the accuracy and the clinical outcome of computer-guided template-based implant dentistry. **Clin. Oral Implant. Res.** 2009, 20, 73–86.

Schulze R, Heil U, Gross D, Bruellmann DD, Dranischnikow E, Schwanecke U, et al. Artefacts in CBCT: a review. **Dentomaxillofac Radiol.** 2011; 40: 265–73.

Skjerven H, Riis H, Herlofsson B, Ellingsen J. In Vivo Accuracy of Implant Placement Using a Full Digital Planning Modality and Stereolithographic Guides. **Int J Oral Maxillofac Implant.** 2019;34:124–32.

Szymor P, Kozakiewicz M, Olszewski R. Accuracy of open-source software segmentation and paper-based printed three-dimensional models. **J Craniomaxillofac Surg.** 2016;44:202-9.

Spin-Neto R, Gottfredsen E, Wenzel A. Impact of voxel size variation on CBCT-based diagnostic outcome in dentistry: A systematic review. **J Digit Imaging.** 2013;26(4):813–20.

Soardi CM, Bramanti E, Cicciu M. Clinical and radiological 12- year follow-up of full arch maxilla prosthetic restoration supported by dental implants positioned through guide flapless surgery. **Minerva Stomatol.** 2014;63:85-94.

Tian Y, Chen C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. **Scanning.** 2021; 9950131.

Unsal G, Turkyilmaz I, Lakhia S. Advantages and limitations of implant surgery with CAD/CAM surgical guides: A literature review. **J Clin Exp Dent.** 2020;12(4):e409-17.

van E M, van Dijk R, Dobbe J, Streekstra G, Koivisto J, Wolff J. CT image segmentation methods for bone used in medical additive manufacturing. **Med Eng Phys.** 2018;51:6–16.

Wanderley VA, Vasconcelos KF, Leite AF, Oliveira ML, Jacobs R. Dentomaxillofacial CBCT: Clinical Challenges for Indication-oriented Imaging. **Semin Musculoskelet Radiol.** 2020;24(5):479-487.

Yogui FC, Verri FR, Luna-Gomes JM, Lemos CAA, Cruz RS, Pellizzer EP. Comparison between computer-guided and freehand dental implant placement surgery: A systematic review and meta-analysis. **Int J Oral Maxillofac Surg.** 2021;50(2):242-50.

Zhang C, Li PL, Chu FT, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. **J Orofac Orthop.** 2019;80(4):194–204.