



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"
Campus de São José dos Campos
Instituto de Ciência e Tecnologia

ELLEN RANDOLI PEREIRA

**ACUIDADE DIMENSIONAL DE COROAS TOTAIS PROVISÓRIAS
CONFECCIONADAS PELO MÉTODO DE IMPRESSÃO 3D**

2023

ELLEN RANDOLI PEREIRA

**ACUIDADE DIMENSIONAL DE COROAS TOTAIS PROVISÓRIAS
CONFECCIONADAS PELO MÉTODO DE IMPRESSÃO 3D**

Dissertação apresentada ao Instituto de Ciência e Tecnologia, Universidade Estadual Paulista (Unesp), Campus de São José dos Campos, como parte dos requisitos para obtenção do título de MESTRE(A) pelo Programa de Pós-Graduação em CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE BUCAL.

Área : Prótese dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de Materiais Reabilitadores Protéticos.

Orientador: Prof. Assist.Dr. Rodrigo Máximo de Araújo

São José dos Campos

2023

Instituto de Ciência e Tecnologia [internet]. Normalização de tese e dissertação [acesso em 2023]. Disponível em <http://www.ict.unesp.br/biblioteca/normalizacao>

Apresentação gráfica e normalização de acordo com as normas estabelecidas pelo Serviço de Normalização de Documentos da Seção Técnica de Referência e Atendimento ao Usuário e Documentação (STRAUD).

Pereira, Ellen Randoli

Acuidade dimensional de coroas totais provisórias confeccionadas pelo método de impressão 3D / Ellen Randoli Pereira. - São José dos Campos : [s.n.], 2023.

59 f. : il.

Dissertação (Mestrado) - Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2023.

Orientador: Rodrigo Máximo de Araújo .

1. Impressão 3D. 2. Coroa total. 3. Prótese dental. 4. Escaneamento. I. Araújo , Rodrigo Máximo de, orient. II. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. III. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. IV. Universidade Estadual Paulista (Unesp). V. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Assist.Dr. Rodrigo Máximo de Araújo (Orientador)

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus São José dos Campos

Profa. Fernanda de Cássia Papaiz Gonçalves

Centro Educacional Brás Cubas

Prof. Associado Lafayette Nogueira Júnior

Universidade Estadual Paulista (UNESP)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus São José dos Campos

São José dos Campos, 16 de Março de 2023.

DEDICATÓRIA

Dedico esse trabalho à minha família, principalmente aos meus pais, Aauto e Neli, e aos meus irmãos, Bruno e Maria Luiza, que me apoiaram durante todo o período do mestrado com muito amor e carinho.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, à Deus, pois sem Ele eu não estaria aqui hoje.

À minha família, em especial aos meus pais, Adauto e Neli, e aos meus irmãos, Bruno e Maria Luiza.

Ao meu orientador, Prof. Assist. Dr. Rodrigo Máximo de Araújo, pela dedicação e pelos ensinamentos ao longo do mestrado.

Aos professores da Banca Examinadora da presente defesa de dissertação.

Ao Programa de Pós-graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal, na pessoa de coordenador Prof. Adj Alexandre Luiz Souto Borges.

Aos docentes do Programa de Pós-graduação em Ciências Aplicadas à Saúde Bucal.

Ao Prof. Associado Lafayette Nogueira Junior, pelos ensinamentos que recebi na clínica de Pós Graduação, e agradeço aos pacientes que tive oportunidade de atender nessa clínica, pois eles contribuíram para minha formação profissional.

Ao colega e parceiro de pesquisa na pós graduação, que hoje é doutor, Luigi Sichi, pela dedicação e pelos ensinamentos ao longo do mestrado.

O presente trabalho foi realizado com apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Brasil (CAPES) – Código de Financiamento 001.

Agradeço à empresa Wilcos (Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda – Brasil, Petrópolis, RJ), pela concessão da resina para impressão 3D, utilizada no presente estudo.

"Amar muitas coisas, por aí que reside a verdadeira força, e quem ama muito executa muito, e pode realizar muito mais, e aquilo que é feito com amor é bem feito." Vincent Van Gogh

RESUMO

Pereira ER. Acuidade dimensional de coroas totais provisórias confeccionadas pelo método de impressão 3D [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2023.

Atualmente, a impressão 3D, método de fabricação aditivo do sistema CAD/CAM, veio para implementar o conceito de customização em massa na odontologia: permite que uma grande quantidade de produtos personalizados sejam produzidos a custos relativamente baixos. Há, atualmente, uma gama de materiais utilizados para impressão 3D na odontologia, de acordo com suas indicações, porém, são necessários mais estudos detalhando o desempenho de materiais confeccionados por essa tecnologia, bem como a metodologia aplicada. Esse estudo teve como objetivo avaliar a acuidade dimensional de coroas totais provisórias impressas com resina fotopolimerizável por uma impressora 3D tipo LCD por meio da metrologia óptica, variando angulação de impressão e número de coroas impressas por vez em uma única plataforma de construção. As coroas foram impressas com resina para coroa provisória, A2 temporário (Wilcos), divididas em quatro grupos com n=12: grupo A - 3 coroas posicionadas a 150° no eixo x; grupo B - 4 coroas posicionadas a 150° no eixo x; grupo C - 3 coroas posicionadas a 180° no eixo x e grupo D - 4 coroas posicionadas a 180° no eixo x. A acuidade dimensional foi feita com a sobreposição de imagens no programa de aferição Gom Inspect, em que o STL de cada coroa foi alinhado e comparado ao modelo mestre. Para análise estatística, foram utilizados os testes ANOVA um fator e Shapiro-Wilk. Com base na acuidade dimensional, a impressão de coroas provisórias com impressora 3D tipo LCD é mais precisa com angulação de 150 graus e não há diferença entre 3 e 4 coroas impressas por vez.

Palavras-chave: impressão 3D; coroa total; prótese dental; escaneamento.

ABSTRACT

Pereira ER. Dimensional accuracy of full provisional crowns made by the 3D printing method [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2023.

Currently, 3D printing, additive manufacturing method of the CAD/CAM system, has come to implement the concept of mass customization in dentistry: it allows a large amount of personalized products to be produced at relatively low costs. There is currently a range of materials used for 3D printing in dentistry, according to their indications, however, more detailed studies are needed on the performance of materials made by this technology, as well as the applied methodology. This study aimed to evaluate the dimensional accuracy of full provisional crowns printed with photopolymerizable resin by an LCD-type 3D printer using optical metrology, varying printing angle and number of crowns printed at a time on a single construction platform. The crowns were printed with A2 temporary crown resin (Wilcos), divided into four groups with n=12: group A - 3 crowns positioned at 150° on the x axis; group B - 4 crowns positioned at 150° on the x axis; group C - 3 crowns positioned at 180° on the x axis and group D - 4 crowns positioned at 180° on the x axis. Dimensional accuracy was performed by superimposing images in the Gom Inspect gauging program, in which the STL of each crown was aligned and compared to the master model. For statistical analysis, one-way ANOVA and Shapiro-Wilk tests were used. Based on dimensional accuracy, printing temporary crowns with LCD type 3D printer is more accurate with 150 degree angulation, and there is no difference between 3 and 4 crowns printed at a time.

Keywords: 3D printing; full crown; Dental prosthesis; scan.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	13
2.1 CAD/CAM – Conceito <i>chair side</i>.....	13
2.2 Manufaturas subtrativa e aditiva.....	14
2.3 Impressoras 3D.....	16
3 PROPOSIÇÃO	29
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	30
4.1 Confeção do Modelo Mestre.....	30
4.2 Obtenção das coroas	31
4.3 Avaliação da acuidade dimensional por metrologia óptica.....	35
5 RESULTADO	43
5.1 Acuidade dimensional.....	43
5.1.1 RMS.....	43
5.1.2 Comparação de Volume.....	45
6 DISCUSSÃO	49
7 CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS.....	57

1 INTRODUÇÃO

A confecção de coroas dentárias de alta precisão tornou-se possível na odontologia pelo método da cera perdida, introduzido por Taggart em 1907 (Taggart et al., 1907), entretanto, por depender de um alto nível de habilidade em fundição por parte do técnico em prótese dentária, essa técnica está sujeita a uma infinidade de erros durante a obtenção da peça.

A introdução do sistema automatizado CAD/CAM, computer-aided design/computer-aided manufacturing (GPT-9 2017) em 1970 teve como objetivo simplificar os processos de manufatura na odontologia, diminuindo a dependência da habilidade manual do técnico, diminuindo as chances de erros durante a obtenção da peça (Van Noort et al., 2012), reduzindo o tempo clínico e laboratorial, aumentando a produtividade e garantindo qualidade da peça final com previsibilidade no tratamento (Ng et al., 2014). A tecnologia CAD/CAM facilita o dia a dia do clínico, como, por exemplo, na confecção de coroas totais provisórias, em que há necessidade de condicionamento gengival por meio de acréscimo de material nas coroas provisórias. Esse acréscimo pode ser feito produzindo coroas totais provisórias com aumento progressivo da altura, assim, esses casos podem ser reabilitados de forma mais rápida em relação ao método convencional (Tahayeri et al., 2017). Para exemplificar, podemos citar também a confecção de próteses sobre implante provisórias unitárias em casos realizados com cirurgia guiada para instalação de implante imediato, em que é possível planejar a posição exata do implante por meio do planejamento reverso digital e, conseqüentemente, essa informação permite que a prótese provisória seja confeccionada antes da cirurgia de instalação do implante. Já no método convencional, é preciso realizar a cirurgia para instalação de implante previamente à confecção da prótese provisória.

Os elementos do sistema CAD/CAM são divididos em (1) aquisição de dados informativos, que consiste na captação de imagem por meio do escaneamento e obtenção do arquivo digital; (2) desenho (CAD), em que serão processados os dados obtidos na fase anterior em um software design, ou programa de desenho digital, a fim de planejar o desenho da peça final; e (3) processo de fabricação da peça (CAM), nessa etapa, máquinas automáticas seguem informações

de um programa de desenho digital para fabricar o projeto da fase anterior.(Van Noort R et al., 2012).

Dentro do processo de fabricação da peça (CAM) estão inclusos, os meios de manufatura subtrativa ou CNC (computer numerical control) (GPT-9 2017), que utilizam fresadoras, e também a manufatura aditiva, que utilizam impressoras 3D.

A impressão 3D foi classificada em 2017 por Tahayeri et al. de acordo com seu processo de fabricação, que divide os métodos em 4 categorias: (1) Impressão por extrusão, (2) Impressão a jato de tinta, (3) Impressão a laser fusão/sinterização e 4) impressão litográfica. A impressão por luz ou litográfica utiliza fotopolímeros que são mantidos em uma cuba; a exposição direta do polímero à luz constrói o objeto 3D à medida que o suporte da amostra se move para cima ou para baixo (Tahayeri et al., 2017).

Inseridas na impressão por luz, estão as impressoras por estereolitografia ou *stereolithography* (SLA), as impressoras por processamento de luz digital ou *digital light processing* (DLP) e as impressoras por visor de cristal líquido ou *liquid crystal display* (LCD), que são as mais utilizadas na odontologia.

As aplicações da impressão 3D na odontologia são variadas, como a confecção de guias cirúrgicos, modelos de estudo, placas oclusais, próteses bucomaxilofaciais, próteses parciais fixas, próteses parciais removíveis, próteses totais e próteses provisória. A impressão 3D permite que uma grande quantidade de produtos personalizados seja produzida a custos relativamente baixos (Berman, 2012).

A impressão 3D de geometrias complexas, como, por exemplo, uma coroa total, torna - se mais precisa ajustando os parâmetros de impressão, que variam de acordo com o objeto a ser construído e o material confeccionado. O processamento por impressão 3D passa pelo processo de cura, em que é feita a construção das camadas, e o processo de pós cura, em que é feita a polimerização final do objeto. A angulação de impressão é um dos parâmetros que, quando adequada, aumenta a precisão volumétrica da peça final, reduz o tempo de impressão e reduz o custo de produção. No processamento, a angulação de impressão possibilita a sustentação do material durante sua confecção. Essa sustentação, semelhante ao canal de alimentação na técnica da cera perdida, é feita por meio de suportes do próprio material que será confeccionado. O ideal é que sejam colocados o menor número

possível de suportes, para diminuir a contração de polimerização do material durante a confecção, antes do processo de pós cura. Além disso, uma menor quantidade de suportes reduz a quantidade de material utilizado. No processo de pós cura, esses suportes também passarão por contração de polimerização, se estiverem em quantidade excessiva podem interferir na precisão volumétrica da peça final. Os programas utilizados para a etapa de processamento da impressão 3D, chamados de *softwares* de fatiamento, oferecem ao operador a opção automática para confecção desses suportes ou a opção do operador inserir manualmente cada suporte, variando em quantidade de suportes, posição e diâmetro de cada suporte. Na literatura, as angulações propostas para impressão 3D com relação ao eixo X da plataforma do software de fatiamento são de 150° e 180° para coroas totais. Entretanto, não há uma padronização relacionada à anatomia do objeto, por isso mais estudos devem ser conduzidos para uma adaptação aceitável clinicamente (Ryu et al., 2020).

Outro parâmetro que podemos levar em consideração é a quantidade de objetos de alta complexidade que podem ser confeccionados em uma mesma impressão, ou seja, a reprodutibilidade dos materiais impressos. A precisão da peça final é influenciada pela intensidade luminosa que o material recebe na plataforma de construção (Kim et al., 2020).

Apesar de existirem pesquisas que levam em consideração os parâmetros de angulação de inclinação e reprodutibilidade em impressões 3D, a falta de padronização desses parâmetros ainda é um problema recorrente e não há trabalhos que relacionem essas duas variáveis juntas. Angulações inadequadas de impressão podem resultar em falta de material e em falhas na morfologia do objeto.

A reprodutibilidade e angulação de impressão de coroas totais podem ser testadas por meio da metrologia óptica, mais especificamente a acuidade dimensional, pois avalia de forma tridimensional uma geometria complexa, sendo relativamente mais simples e rápida que técnicas convencionais como a técnica da réplica de silicone ou a técnica de visualização direta em microscopia. Com relação à réplica de silicone, a metrologia óptica possibilita a avaliação sem a destruição da peça, além disso, não é necessário que sejam feitos cortes em eixos pré definidos pelo trabalho, reduzindo as possibilidades de erros de manipulação, que podem ser resultados da escolha de planos favoráveis para avaliação. Com relação à técnica

de visualização direta em microscopia, a metrologia óptica apresenta maior facilidade na obtenção dos pontos de medição, uma vez que são definidos pelo software de forma precisa (Kim et al., 2020).

Assim, visando analisar a acuidade dimensional de coroas totais provisórias impressas, o presente estudo fez essa análise por meio da metrologia óptica, variando angulação de impressão e número de coroas impressas por vez em uma única plataforma de construção, a fim de indicar uma metodologia adequada para impressão 3D de coroas totais provisórias, visto que ainda não há um padrão estabelecido pela literatura.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 CAD/CAM – Conceito *chair side*

Nos dias de hoje, o sistema CAD/CAM deu origem a novos fluxos de trabalho que antes não eram possíveis, o chamado *chairside*, ou “ao lado da cadeira”, e *labside*, ou “laboratório ao lado”. No fluxo de trabalho *chairside*, o escaneamento intraoral e fresagem/impressão 3D são feitos dentro do consultório. No fluxo de trabalho *chairside*, um dentista capacitado e um consultório equipado com as ferramentas do fluxo digital possibilitam que a reabilitação oral do paciente seja feita no mesmo ambiente e de forma mais rápida em relação ao fluxo convencional, desde o planejamento à execução, incluindo a confecção de peças protéticas. O fluxo de trabalho *chairside* exige do cirurgião dentista um profundo conhecimento de todas as etapas do processo, pois, além de atuar no paciente, ele irá atuar no processamento do material, parte que é delegada ao técnico em prótese no fluxo convencional. Já no fluxo *labside*, o laboratório e/ou o técnico de prótese ficam à disposição do cirurgião dentista de maneira remota, permitindo que consultórios que não possuem todo o equipamento trabalhem com o fluxo digital. Por exemplo, casos em que o cirurgião dentista tem acesso ao *scanner* intraoral no consultório, porém não tem equipamentos para desenho e processamento da peça, então ele pode fazer o escaneamento do paciente e enviar o arquivo digital para um cadista no laboratório, que irá fazer o desenho da peça a partir do escaneamento e por fim o processamento. No fluxo *labside* também é possível que a reabilitação oral do paciente seja feita em um dia, porém o tempo de tratamento depende da distância entre o laboratório protético e o consultório, além disso, depende do envio da peça final pelo laboratório.

A impressão 3D está inserida no contexto do sistema CAD/CAM na odontologia. Miyazaky et al. (2009), descreveram a história do desenvolvimento de sistemas CAD/CAM com base em 20 anos de experiência na área, relatando

métodos e materiais utilizados nesse sistema, com foco em coroas totais e próteses parciais fixas confeccionadas com cerâmicas odontológicas. Além disso, relataram perspectivas futuras aplicáveis ao CAD/CAM odontológico. Os autores relatam que, inicialmente, acreditava-se que esse sistema era mais simples em relação ao convencional, porém, fatores como custo, morfologia de preparos dentais e precisão do processamento das restaurações tornaram o fluxo digital mais complexo para ser executado. Apesar dos fatores citados acima, esse sistema apresenta vantagens como a possibilidade de utilizar novos materiais, mão de obra reduzida, controle de qualidade, além de possibilitar o fluxo de trabalho com *chairside*, em que o tempo é a maior vantagem: todo o processo é feito em uma única sessão, desde a aquisição de imagens até a instalação das restaurações indiretas. Dessa forma, os autores concluíram que o sistema CAD/CAM é promissor na odontologia e sua ascensão contribuirá para a saúde e a qualidade de vida dos pacientes na sociedade em envelhecimento.

2.2 Manufaturas subtrativa e aditiva

Na odontologia, o sistema CAD/CAM geralmente é associado à manufatura subtrativa, pois foi o primeiro sistema a se destacar na produção de restaurações indiretas. A manufatura subtrativa é um tipo de fabricação que utiliza o desgaste de material, com todas as etapas controladas por um software, utilizando ferramentas mecânicas de corte para criar o objeto 3D. Esse tipo de manufatura permite a utilização de diversos materiais a partir de um bloco sólido, dessa forma não há uma contração de polimerização significativa do material, permitindo melhor previsibilidade de suas dimensões finais. Neste processo, há desperdício de material e grande quantidade de resíduos (Kim et al., 2016), pois não há reversibilidade dos blocos ou discos sólidos que já foram utilizados. Além disso, a precisão do procedimento de fresagem é limitada pelo diâmetro da menor broca ou fresa de corte, ou seja, se a geometria a ser construída for menor que o diâmetro da fresa, o sistema não consegue reproduzir, resultando em falha na reprodução de detalhes

(Van Noort et al., 2012).

Em contrapartida, a manufatura aditiva é um processo de união de materiais para criação de objetos, camada sobre camada, a partir de dados do modelo 3D. Diferente da manufatura subtrativa, a manufatura aditiva permite a confecção de geometrias mais complexas, pois o objeto é construído por deposição de camadas. Na impressão 3D, há a possibilidade de imprimir mais de um objeto por vez, o que dinamiza mais o processo em relação ao método subtrativo, entretanto, há fatores limitantes na impressão por luz, como diferenças na produção do modelo final devido ao encolhimento durante a construção, pós-cura e espessura mínima das camadas (Ng et al., 2014).

Van Noort et al. (2012), relataram mudanças que ocorreram nos laboratórios odontológicos como resultado da evolução das tecnologias digitais. Foram apresentadas as tecnologias de manufatura aditiva e subtrativa e como elas podem ser utilizadas na odontologia. Os autores estimaram que a diminuição do custo para obtenção de tecnologias digitais irá impulsionar seu desenvolvimento, como por exemplo a introdução de *scanners* intraorais digitais e evolução da qualidade na captação de imagens. Com relação ao processo de fabricação é destacado o método de usinagem subtrativa, mas é inevitável que o método aditivo da fabricação em camadas, como FDM, SLA, SLM e impressão a jato de tinta, começaram a ter impacto na odontologia. A produção protética feita de forma digital é potencialmente mais consistente, mais rápida e é feita a um custo reduzido em relação à convencional. Os autores concluem que os métodos de fabricação digitais passarão por uma revolução quando os métodos aditivos atingirem o ponto de produzir próteses dentárias de alta qualidade e que será um desafio adequar ou desenvolver materiais odontológicos que possam ser processados pelo método aditivo.

Inicialmente, acreditava-se que a tecnologia CAD/CAM possibilitaria um fluxo de trabalho mais simples em relação ao convencional, porém, existem fatores que demonstram as complexidades do sistema. Um exemplo de fatores de complexidade desse sistema são os parâmetros específicos para preparos dentais, pois, além de prezar pelos princípios biológicos e mecânicos já estabelecidos no método convencional, os preparos dentais para fluxo digital devem possibilitar boa captação da morfologia do preparo pelo *scanner* intraoral. A precisão para o processamento dos dados também é um fator de complexidade do sistema, uma vez

que, quanto mais são desenvolvidos e utilizados *softwares* específicos para odontologia, melhor a qualidade final da peça. O alto custo de aquisição das ferramentas do sistema digital também é um fator de complexidade que limita a utilização do sistema (Miyazaki et al., 2009).

2.3 Impressoras 3D

A impressão 3D foi classificada em 2017 por Tahayeri et al. de acordo com seu processo de fabricação, que divide os métodos em 4 categorias: (1) Impressão por extrusão, (2) Impressão a jato de tinta, (3) Impressão a laser fusão/sinterização e 4) impressão litográfica. A impressão por luz ou litográfica utiliza fotopolímeros que são mantidos em uma cuba; a exposição direta do polímero à luz constrói o objeto 3D à medida que o suporte da amostra se move para cima ou para baixo (Tahayeri et al., 2017).

Inseridas na impressão por luz, estão as impressoras por estereolitografia ou *stereolithography* (SLA), as impressoras por processamento de luz digital ou *digital light processing* (DLP) e as impressoras por visor de cristal líquido ou *liquid crystal display* (LCD), que são as mais utilizadas na odontologia. Esses três exemplos de tipos de impressoras operam de forma parecida, pois utilizam resinas fotossensíveis que irão construir o objeto 3D quanto ativadas por uma fonte de luz no processamento, porém a diferença está no tipo de fonte luminosa. As impressoras do tipo SLA utilizam o laser ultravioleta (UV) para ativar a resina fotossensível e compor a construção do objeto por meio de seções transversais, delimitadas pela espessura pré definida de cada camada. As impressoras do tipo DLP utilizam o micro-espelhamento (DMD) para a construção do objeto 3D, de forma que a plataforma de construção é mergulhada num tanque de resina fotossensível, ativada pelo DMD, que faz a projeção do objeto e após a polimerização da camada, a plataforma se distancia do tanque de resina e depois volta para polimerização da nova camada depositada acima da camada polimerizada anteriormente. As impressoras do tipo LCD utilizam um display de cristal líquido como fonte de luz para

seu sistema de imagem, que é controlado por um campo elétrico que controla a passagem de luz, formando assim o objeto 3D. Alterações no campo elétrico das impressoras do tipo LCD podem resultar em vazamentos de luz, que resultam em uma menor precisão do objeto construído. Por isso, as impressoras do tipo LCD apresentam-se menos precisas e com processamentos mais lentos em relação às impressoras do tipo DLP (Chen et al., 2021; Muta et al., 2020).

Atualmente, na odontologia, os métodos de impressão 3D mais utilizados são estereolitografia (SLA), modelagem de deposição fundida (FDM), sinterização seletiva a laser (SLS) e processamento digital de luz (DLP) (Pillai et al., 2021).

O processo de impressão 3D por estereolitografia (SLA/SLG) utiliza espelhos automatizados que movem um feixe de luz ultravioleta (UV) de forma seletiva, a fim de unir superfícies que contêm resina líquida fotoativada. Entre o processamento das camadas, as superfícies de resina fotoativada curada e não curada são separadas por uma tela que inicia o processamento da próxima camada, com possibilidade de manchamento ou infiltração de resina em áreas específicas, de acordo com a geometria que será construída. As camadas são construídas em escalas milimétricas. Em comparação com os sistemas de processamento mais utilizados na odontologia, o SLA apresenta como vantagens ampla gama de materiais; alta resolução e precisão; é adequado para detalhes finos e impressão funcional. Entretanto, apresenta como desvantagens um alto custo por peça; técnica complexa de pós processamento; utilização de materiais de risco biológico; a camada mais externa da peça apresenta propriedades mecânicas prejudicadas; o laser do dispositivo requer manutenções frequentes (Pillai et al., 2021).

O método de impressão por modelagem de deposição fundida (FDM) é uma técnica que utiliza a extrusão de material por um bocal, ativado por forças pneumáticas ou mecânicas, que ejeta de forma contínua um material termoplástico que será submetido à fusão para criar filamentos que serão depositados em camadas programadas, criando objetos 3D na escala de centímetros. Eles são usados para impressão rápida e de baixo custo de modelos básicos, que não exigem alta precisão. Em comparação com os sistemas de processamento mais utilizados na odontologia, o FDM apresenta como vantagens um baixo custo; não apresenta risco de explosão, pois não utiliza materiais inflamáveis; uma ampla gama de materiais pode ser utilizada nesse sistema. Como desvantagens, o FDM

apresenta baixa precisão e resolução e necessidade de acabamento e polimento das peças após a impressão (Pillai et al., 2021).

A sinterização seletiva a laser (SLS) utiliza um laser pulsado de alta potência para fundir partículas de polímero termoplástico (ou metal, cerâmica e vidro). Esse sistema utiliza uma lâmina ou um rolo que cria cada camada de superfície do material sinterizado a partir do material em pó. Em comparação com os sistemas de processamento mais utilizados na odontologia, o SLS apresenta como vantagens o baixo custo das peças; a produção de materiais que podem ser autoclavados, portanto, podem ser manuseados com segurança durante procedimentos odontológicos; as propriedades mecânicas são mantidas para prototipagem funcional; oferece uma ampla gama de materiais. Apresenta, entretanto, as seguintes desvantagens: o polímero deve estar em pó; não é adequado para peças grandes; apresenta dificuldades em reproduzir objetos com paredes menores que 1mm; requer manutenções frequentes devido ao perigo potencial de explosão (Pillai et al., 2021).

O processamento de luz digital (DLP) usa um conceito semelhante ao SLA para criar impressões 3D, no entanto, em vez de um conjunto de espelhos móveis, um dispositivo de microespelho digital cria a imagem UV em corte transversal, que irá formar uma camada única usando luz UV ou branca. Esse sistema utiliza resinas fotoativadas que podem ser manipuladas a fim de modificar propriedades finais do objeto, de acordo com o que será construído. Em comparação com os sistemas de processamento mais utilizados na odontologia, o DLP apresenta como vantagens: máquina com componentes relativamente simples; alta capacidade de acabamento das peças. Entretanto, como desvantagens apresenta menor resolução e precisão em partes maiores do objeto 3D; não é adequado para trabalhos que requerem alta precisão; para aumentar a resolução do objeto, é necessário delimitar a área de construção disponível, porém pequenas linhas verticais de voxel são criadas e ficam marcadas no objeto 3D (Pillai et al., 2021).

Ng et al. (2014) compararam o ajuste marginal de coroas confeccionadas com métodos digitais e convencionais. Nesse estudo, foram confeccionadas coroas totais de zircônia por meio de fresadores e pelo método convencional, para pré molares. A adaptação das coroas ao troquel obteve melhores resultados com o fluxo digital, então os autores concluíram que o método de fabricação totalmente digital

proporcionou melhor ajuste de margem que o método convencional. Ao longo do estudo, os autores discorrem sobre a evolução do sistema CAD/CAM e suas implicações na odontologia sob dois aspectos: a evolução dos *scanners* de uso odontológico e a transição do sistema fechado para aberto, que trouxe como consequência uma gama maior de possibilidades de processamento dos materiais.

Ainda em Ng et al. (2014), os autores relatam que a introdução e evolução de precisão dos *scanners* intraorais possibilitou a captura de imagens em tempo real, assim é possível criar um modelo 3D direto da cavidade oral, sem necessidade de moldagem e obtenção de modelo com o método analógico, como é necessário com os *scanners* de bancada. A obtenção do modelo diretamente da cavidade bucal pode diminuir chances de erro devido à, por exemplo, distorções de moldagem ou cópia infiel da estrutura de interesse. Outra evolução que os autores citam é a transição do sistema fechado para o aberto; no sistema fechado, o fluxo digital é possível se todos os elementos obtiverem linguagem digital compatível e geralmente devem ser adquiridos juntos, já no sistema aberto, as partes integrantes do sistema CAD/CAM podem ser adquiridas separadamente. Isso cria uma flexibilidade maior, porque os dados podem ser adquiridos de fontes diferentes (*scanner* intra-oral, *scanner* de bancada, tomografia computadorizada, ressonância magnética), bem como o *design* e o processamento podem ser feitos com ferramentas variadas. Como consequência dessa transição, a abertura dos sistemas amplia o acesso a mais técnicas de processamento dos materiais, de forma que técnicas mais apropriadas para determinado material podem ser selecionadas, ao contrário dos sistemas fechados, em que o processamento do material fica limitado a um tipo de máquina.

No estudo de Ryu et al. (2020), é feita uma comparação com relação ao ajuste marginal entre coroas provisórias confeccionadas pelo método tradicional e pela impressão 3D. Entre os métodos de manufatura aditiva por luz, destacam-se, na odontologia, o método de processamento (DLP), que envolve a estratificação de um líquido fotopolimerizado pela luz para produzir a forma final do objeto, e o método de estereolitografia (SLA), no qual cada camada é formada por linhas finas produzidas por um feixe de laser. O método DLP permite um tempo de fabricação mais rápido à medida que cada camada é criada com um único passo de iluminação. Os autores destacam a importância de desenvolver o sistema

CAD/CAM, principalmente a impressão 3D, para confecção de restaurações provisórias de forma indireta, pois a técnica convencional direta, que utiliza polimetilmetacrilato (PMMA), tem desvantagens de contração de polimerização, produção de calor e discrepância marginal. Já a técnica indireta feita com CAD/CAM apresenta melhor ajuste interno e facilita para que coroas provisórias que foram perdidas ou fraturadas durante o uso prolongado devido ao tratamento ortodôntico ou alteração de dimensão vertical sejam refeitas de forma rápida, sem a necessidade de uma nova moldagem, segundo os autores. O ajuste marginal e interno de coroas provisórias impressas pode variar dependendo do ângulo de construção e o melhor ajuste foi obtido com ângulos de construção de 150° e 180° em relação ao eixo X da plataforma de construção.

A forma da camada criada pela impressora 3D difere de acordo o ângulo de construção e a geometria a ser construída. Uma vez que há a criação de uma camada por vez, qualquer mudança na forma da camada acarreta mudanças na forma e no grau de polimerização. A impressão de um cilindro oco é um exemplo disso, pois nesse processo há uma parte da estrutura que é exposta à luz constantemente, afetando a precisão da área interna. Além da exposição à luz, a fixação do suporte também varia de acordo com o ângulo de construção. Se o suporte estiver conectado perto da margem da coroa, danos indesejados podem ser incorridos durante a remoção do suporte, por isso devem ser fixados de forma simétrica e fora da área de maior importância para adaptação marginal (Ryu et al., 2020).

O estudo de Alharbi et al. (2016), avaliou o efeito da angulação de construção e orientação das camadas sobre as propriedades mecânicas de materiais impressos. Os autores concluem que a orientação da camada influencia a resistência à compressão do material. Espécimes impressos verticalmente com as camadas orientadas perpendicularmente à direção da carga apresentam maior resistência à flexão em relação aos impressos horizontalmente, com as camadas orientadas paralelamente à direção da carga. Na impressão horizontal, a junção entre as camadas foi no caminho da aplicação de carga. As tensões de tração foram geradas na porção média do espécime, resultando na separação e deslizamento das camadas. Conseqüentemente, pequenas trincas de propagação se originaram da separação da camada, resultando em falha estrutural do material. Em contraste, o

efeito da separação da camada foi mínimo em espécimes impressos verticalmente, onde as camadas foram perpendiculares à direção da carga. A carga aplicada levou à compressão das camadas umas sobre as outras e inclinação do cilindro, resultando na observação geral encurtamento e distorção dos espécimes (efeito barril).

Na revisão de literatura de Della Bona et al. (2020), os autores discorrem sobre as propriedades dos materiais impressos. A orientação da impressão, o ângulo de construção e a posição influenciam não apenas a precisão da impressão, mas também outras propriedades, como resistência, morfologia da superfície e resposta bacteriana. Além disso, a orientação da impressão pode afetar outros aspectos, como eficiência de impressão (tempo de impressão e densidade de embalagem acomodada na placa de construção), bem como a quantidade de material consumido como suportes estruturais de sacrifício. Considerando estruturas à base de polímeros, os espécimes em forma de barra impressos com orientação de 45° mostraram a melhor precisão, mas os espécimes de 90° com orientação de camada paralela à carga axial mostraram resistência à flexão e módulo superiores. Para restaurações dentárias, por exemplo coroas, construir ângulos de 120° e 135° ofereceram a mais alta acuidade dimensional e geometria autossustentável em todo o processo de construção. Objetos impressos nas bordas da plataforma de construção são bastante propensos a imprecisões em comparação com aqueles posicionados no centro.

O estudo de Chaturvedi et al. (2020), avaliou adaptação marginal e interna de coroas impressas, fresadas e convencionais. Para os métodos digitais, foi utilizado o método de sobreposição de imagens para avaliar a adaptação marginal. O desenho das amostras foi feito sem nenhuma lacuna para linha de cimentação, a fim de reduzir as chances de assentamento inadequado, diminuir pseudo *gap* e evitar erros de medição da distância por microscopia eletrônica de varredura. Nos métodos digitais, principalmente em impressão 3D, a contração de polimerização do material já é prevista e dá espaço para linha de cimentação.

Mai et al. (2017) compararam a adaptação de coroas provisórias confeccionadas pelo método de impressão 3D com coroas confeccionadas por fresagem e com coroas prensadas pelo método convencional. Para avaliar a adaptação, foi feita a medição da discrepância entre restauração e dente preparado,

utilizando o método da réplica de silicone, que consiste em modelar a região interna da coroa com um silicone para moldagem, seccionar e analisar as secções utilizando um estereomicroscópio. A técnica da réplica de silicone incluiu a etapa de corte para obter um plano de seção transversal, onde serão feitas as medições de distância. Neste estudo, foi utilizado um guia sob medida para o seccionamento das réplicas de silicone, que direcionou o movimento de corte e angulação, com a finalidade de definir um mesmo plano de referência em todas as réplicas. Esse guia permitiu que todas as réplicas fossem seccionadas ao longo dos mesmos planos de referência, que foram utilizados para as medições. Os autores relatam que estudos anteriores mostram que o procedimento de corte pode ser problemático, pois pode levar a planos oblíquos ou planos que diferem entre uma peça e outra. Apesar da cautela na etapa seção manual, o risco de erro humano pelo operador não pode ser excluído nessa etapa. Como resultado, o ajuste pode ser superestimado ou subestimado. Os autores concluíram que as coroas impressas em 3D tiveram o ajuste oclusal mais preciso e menos discrepâncias internas em relação às coroas fresadas ou prensadas. As coroas confeccionadas pelo método convencional apresentaram adaptações internas menos precisas, que podem ser justificadas pelo grau de contração de polimerização da resina acrílica mais alto em relação aos materiais de impressão 3D e fresagem.

No estudo de Kim et al. (2016), os autores avaliaram a reprodutibilidade de *copings* para coroa total impressos em resina por uma impressora microestereolitográfica. Os autores discorrem sobre a influência da quantidade de luz UV emitida pela plataforma da impressora na precisão e qualidade da peça final. No processo de impressão por microestereolitografia, uma fonte de luz UV é irradiada para uma rede de espelhos, que irão refratar a luz para a plataforma de impressão e polimerizar a resina. O grau de energia luminosa para impressão de uma peça pode ser excessivamente alto e resultar em aumento na quantidade de difração óptica pelos espelhos da plataforma de construção, aumentando, assim, a contração de polimerização da resina. Na impressão de três peças, o grau de energia luminosa é melhor distribuído na plataforma de construção, diminuindo o grau de difração óptica e produzindo um coping mais estável. Para a impressão de 6 peças, entretanto, a luz se distribui muito amplamente para fornecer energia luminosa eficiente e a transferência para o alvo é mal-sucedida. Dessa forma, a

precisão da peça final e a discrepância entre o desenho e o coping fabricado variam de acordo com a quantidade de peças que foram impressas na plataforma.

Kim et al. (2016) testaram a reprodutibilidade de uma impressora 3D microestereolitográfica por meio de *copings* de resina. Nesse estudo, os autores discorrem sobre os métodos de fabricação subtrativa e aditiva, afirmam que a fabricação subtrativa pode ser aplicada a diferentes materiais e diferentes ferramentas de fresagem, mantendo alta precisão e uma superfície lisa, no entanto, este método é limitado na complexidade de formas que pode criar e tende a gerar uma grande quantidade de resíduos. As desvantagens da manufatura subtrativa podem ser supridas pelo uso de manufatura aditiva, que é capaz de fabricar geometrias mais complexas e produz menos resíduo. Os autores justificam a relevância de testar a precisão desse método lembrando a importância de uma boa adaptação marginal em prótese, como já é conhecida pela literatura, uma discrepância marginal excessiva pode levar ao vazamento, retenção de placa subgingival, levando à falha da prótese. Os autores concluem que a impressão de 3 copings por vez obtém resultado satisfatório, pois o grau de energia luminosa aplicada quando há apenas 1 *coping* pode ser excessivamente alto, mas com 3 *copings* de resina, esse grau é reduzido o suficiente para produzir um coping de resina estável. Com 6 *copings* por impressão, no entanto, a luz se distribui muito amplamente para fornecer energia luminosa eficiente e a transferência para o alvo é ineficiente.

A impressão 3D foi classificada em 2017 por Tahayeri et al. de acordo com seu processo de fabricação, que divide os métodos em 4 categorias: (1) Impressão por extrusão: há uma plataforma de 3 eixos com um bico que dispensa o material previamente aquecido de forma controlada, de acordo com a estrutura a ser construída. Esse método também é chamado de *Fused Deposition Modeling* (FDM). (2) Impressão a jato de tinta: esse método também utiliza uma plataforma de 3 eixos, que dispensa gotículas micrométricas de tinta, geralmente um fotopolímero. (3) Impressão a laser fusão/sinterização: por outro lado, esse método não dispensa material de um bico; ao invés disso, a alta temperatura da luz do laser é usada para sinterizar ou soldar regiões em um leito de pó enquanto uma plataforma se move para cima ou para baixo e o material é adicionado camada por camada, gerando assim uma estrutura 3D. (4) Impressão litográfica: por último, a impressão leve ou

litográfica, que muitas vezes também utiliza o laser como fonte de luz, usam fotopolímeros que são mantidos em uma cuba controlada pelo eixo Z, e a estrutura 3D resulta da exposição direta do polímero à luz à medida que o recipiente ou suporte da amostra se move para cima ou para baixo (Tahayeri et al., 2017). Além da classificação de impressão 3D, o estudo de Tahayeri et al. em 2017 teve como objetivo otimizar a impressão 3D de um material odontológico para restaurações provisórias. Foram impressas amostras com impressora por estereolitografia e as propriedades mecânicas foram comparadas com materiais odontológicos convencionais. Apesar da precisão limitada da impressora 3D utilizada nesse estudo, os autores concluíram que a resina utilizada permitiu propriedades mecânicas suficientes para ser um material aceito clinicamente. Os autores descreveram parâmetros que influenciam na precisão e qualidade das peças impressas. Esses parâmetros variam de acordo com o material utilizado e estão relacionados à orientação de impressão, cor da resina e espessura da camada. Com relação à cor, um material mais escuro exigirá maior intensidade para curar maiores profundidades do que um material totalmente translúcido, portanto, é razoável concluir que a justificativa para peças menos precisas está na penetração da luz em profundidades maiores do que a espessura da camada pré definida. Dessa forma, um parâmetro importante a ser definido na impressão é a intensidade de luz para cada tipo de material.

O estudo de Chen et al. (2020) comparou propriedades de flexão e citotoxicidade de materiais para coroas provisórias confeccionados em impressoras 3D por LCD e por DLP. Os autores destacam que as impressoras 3D DLP e LCD são populares em aplicações odontológicas. As impressoras 3D DLP e LCD operam por meio de uma reação de fotopolimerização, em que resinas são polimerizadas após irradiação com luz. As impressoras 3D DLP usam um projetor de luz para projetar a imagem, enquanto as impressoras LCD 3D usam um visor de cristal líquido para gerar uma máscara e bloquear a luz do diodo emissor de luz (LED) de volta ao painel. As impressoras 3D DLP normalmente tem mais intensidade de luz do que as impressoras LCD. Uma vez que há maior disponibilidade de resinas para impressora 3D DLP no mercado odontológico, o presente estudo avaliou a possibilidade de utilizar essas resinas em impressoras LCD, pois estão tornando se mais populares. Os autores concluíram que as próteses provisórias podem ser

impressas com resina de impressão 3D DLP em impressoras 3D LCD sem prejudicar a qualidade, desde que uma unidade de pós-polimerização mais potente seja utilizada ou um tempo de pós-polimerização mais longo.

Assim como é evidente a evolução da tecnologia CAD/CAM na odontologia, que envolve evolução dos scanners intraorais e evolução da gama de materiais e aplicabilidades da impressão 3D, é evidente a evolução dos métodos digitais de acurácia desses materiais. Em 2020, Muta S et al. avaliaram a precisão dimensional de coroas impressas de PVA (álcool polivinílico), a fim de estabelecer novos métodos digitais de comparação de dimensão e comparar com os métodos convencionais, como por exemplo a réplica de silicone. Para avaliar alterações de dimensão na região interna das coroas, foi utilizada a sobreposição digital de imagens em STL, ou seja, foi feita a sobreposição do STL do escaneamento de cada coroa sobre o STL do desenho da coroa. Esse método facilita a acurácia e permite que uma grande quantidade de pontos sejam analisados de forma simples.

O estudo de Berman et al. (2012), explora campos da impressão 3D de forma geral e como ela está inserida na nova revolução industrial. Com o advento dessa tecnologia, é possível construir um novo modelo de indústria, em que há menor mão de obra humana, pois a maioria do processo é feito de forma digital. Nesse novo modelo, não é necessário ter um estoque grande de produtos, pois uma mesma impressora é capaz de produzir geometrias diversas e materiais variados, o que acaba sendo mais lucrativo para as empresas, pois evita que produtos em estoque sejam desperdiçados. A impressão é uma evolução comparada à tecnologias disruptivas, como livros digitais e download de músicas, pois ela permite o acesso ao produto de forma rápida e simplificada. Essa evolução acompanha o mundo contemporâneo e está cada vez mais sendo aplicada a diversas áreas, inclusive na medicina e odontologia. Os autores preveem que a tendência é um aumento na gama de aplicações da impressão 3D, bem como aumento no nível de precisão das impressoras à medida que melhorias com relação ao processamento e às propriedades dos materiais empregados forem surgindo. Além disso, os autores preveem que as impressoras 3D de uso doméstico ganharão mais espaço.

O estudo de Azari et al. (2009), aborda um panorama geral da história da impressão 3D na odontologia, bem como suas aplicações e uma previsão do seu papel num futuro próximo. Nessa revisão de literatura, os autores utilizam o termo

“prototipagem rápida” para impressão 3D. A utilização dessa tecnologia em odontologia difere da forma como é utilizada no ambiente industrial, em que os modelos que serão fabricados geralmente são projetados virtualmente e, em seguida, convertidos em modelos físicos. Já no ambiente odontológico, a construção dos modelos é feita essencialmente a partir da aquisição de dados, como escaneamento intraoral e tomografia computadorizada, para cada paciente, por isso, o objeto fabricado nunca será igual em pacientes diferentes. Considerando esse ponto de vista, a tecnologia CAD/CAM, que surgiu em um ambiente industrial para produção em larga escala, está sendo cada vez mais adaptada à odontologia e em um futuro próximo, métodos relacionados à essa tecnologia serão incorporados na clínica com segurança, simplicidade e confiabilidade, mudando as práticas odontológicas tradicionais. Os autores concluem também que é aconselhável incluir mais disciplinas relacionadas à tecnologia CAD/CAM na grade horária da graduação em odontologia, pois já é uma realidade na clínica.

Alharbi et al. (2018), avaliaram o efeito de métodos de processamento de coroas totais provisórias em dois fluxos de trabalho digitais; impressão 3D e fresagem, variando quatro tipos de término de preparo dental (ponta de faca, chanfro, ombro arredondado, ombro arredondado com bisel), por meio do ajuste marginal e interno. Embora os resultados tenham revelado que o término em ponta de faca exibe menor lacuna interna em ambos os métodos de fabricação, não pode ser recomendado para a prática clínica digital, pois esse tipo de término tem uma abordagem conservadora que disponibiliza pouca espessura ou até espaço insuficiente para o material restaurador, limitando a escolha desse material. Uma restauração com falta de material pode resultar em excesso de volume gengival. Além disso, a aquisição de imagem no escaneamento intraoral em preparos com término em ponta de faca não é ideal, pois o scanner apresenta dificuldades na captação de ângulos vivos em preparos dentais, resultando em restaurações deficientes. Dessa forma, os autores preconizam que os gaps marginais mais baixos foram encontrados em coroas impressas em 3D, com término em ombro arredondado com bisel.

O estudo de Adam Nulty (2022) avaliou a precisão e acuidade dimensional de amostras impressas por 12 impressoras 3D diferentes utilizadas em odontologia, que não haviam sido estudadas anteriormente em relação à sua precisão. O autor

ressalta a importância de estudar a precisão das impressoras 3D e discutir sua relevância clínica, visto que estão inseridas na prática clínica odontológica, muitas vezes substituindo o fluxo de trabalho analógico. Para confecção das amostras, foi feito o desenho de um padrão para blocos que foram impressos pelas seguintes impressoras 3D: Ackuretta Sol, Anycubic Photon e Photon S, Asiga Max UV, Elegoo Mars, Envisiontec Vida HD, Envisiontec One, Envisiontec D4K Pro, Formlabs Form 2 e Form 3, Nextdent 5100 e Planmeca Creo. Essas impressoras possuem orçamentos variados. Para acuidade dimensional, foi utilizado um software para comparação e processamento de malhas, chamado CloudCompare, em que o arquivo STL do desenho para o padrão dos blocos foi comparado ao arquivo STL de escaneamento de cada bloco impresso. Os blocos impressos foram escaneados pelo scanner intraoral Ineos X5, posteriormente, o arquivo STL de cada bloco foi exportado para o CloudCompare, alinhado ao arquivo STL padrão e calibrado usando o algoritmo de alinhamento fino. A acuidade dimensional foi definida como o valor médio do desvio para cada uma das dimensões XYZ. O estudo conclui que impressoras de baixo e médio custo obtiveram precisão parecida com as impressoras mais caras nas dimensões X e Z, porém, na dimensão Y, as impressoras mais caras (Envision One, Envision D4K, Ackuretta Sol e Asiga Max UV) obtiveram o melhor desempenho, com exatidão geral abaixo de 35 μm .

O estudo de Mukai et al. (2021), comparou reprodutibilidade e precisão de guias cirúrgicos impressos e fresados em relação à projeção virtual inicial por meio da sobreposição de imagens. Essa avaliação foi realizada por meio da sobreposição de imagens, procedimento que permite avaliar ponto a ponto qualquer discrepância nas características do guia. Não foi encontrada diferença quanto ao alinhamento de *best fit* entre os grupos, sugerindo que tanto o método de fabricação por fresagem quanto por impressão são adequados para uso com boa reprodutibilidade em cirurgias guiadas. Apesar dos resultados, os autores ressaltam que guias cirúrgicos de impressão 3D podem estar associados a complicações cirúrgicas causadas por problemas durante sua produção. Esses problemas incluem falta de calibração do equipamento de impressão, alterações nas propriedades físicas da resina, dificuldade de posicionamento ou fixação do guia na cavidade oral, limitação na abertura da boca, erros de escaneamento, erros na produção dos guias, erros mecânicos, erros de transmissão de dados e erro humano.

O estudo de Bengisu Yildirim em 2020 fez uma comparação de ajuste marginal de copings de cobalto cromo confeccionados pelo método convencional de queima, fresagem e sinterização direta do metal a laser. O grupo de coping de sinterização direta a laser de metal e o grupo de sinterização direta a laser de metal aplicado em porcelana tiveram um valor de folga marginal estatisticamente menor do que o grupo de sinterização direta a laser de metal cimentado. O grupo de coping de sinterização a laser de metal direto teve um valor de folga marginal menor do que o grupo de coping de fresagem CAD-CAM, embora a diferença não tenha sido estatisticamente significativa. Para avaliar o ajuste marginal das peças, a técnica da réplica de silicone foi utilizada. O autor ressalta que o número de amostras foi um fator limitante do estudo e a técnica de duplo escaneamento poderia ter sido utilizada, pois apresenta a vantagem de conseguir um maior número de pontos quando relacionada à réplica de silicone convencional e é uma técnica confiável, de acordo com estudos anteriores.

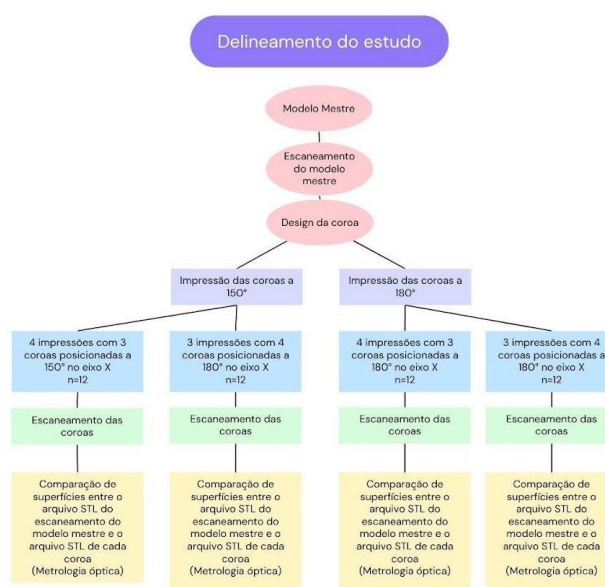
3 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a acuidade dimensional de coroas totais provisórias impressas com resina fotopolimerizável por uma impressora 3D, tipo LCD, por meio da metrologia óptica, variando angulação de impressão e número de coroas impressas por vez em uma única plataforma de construção. As coroas foram divididas em quatro grupos com n=12: grupo A - 3 coroas posicionadas a 150° no eixo x; grupo B - 4 coroas posicionadas a 150° no eixo x; grupo C - 3 coroas posicionadas a 180° no eixo x e grupo D - 4 coroas posicionadas a 180° no eixo x.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para melhor entendimento, foi feito um esquema demonstrando o delineamento do estudo na Figura 1.

Figura 1 – Delineamento do estudo



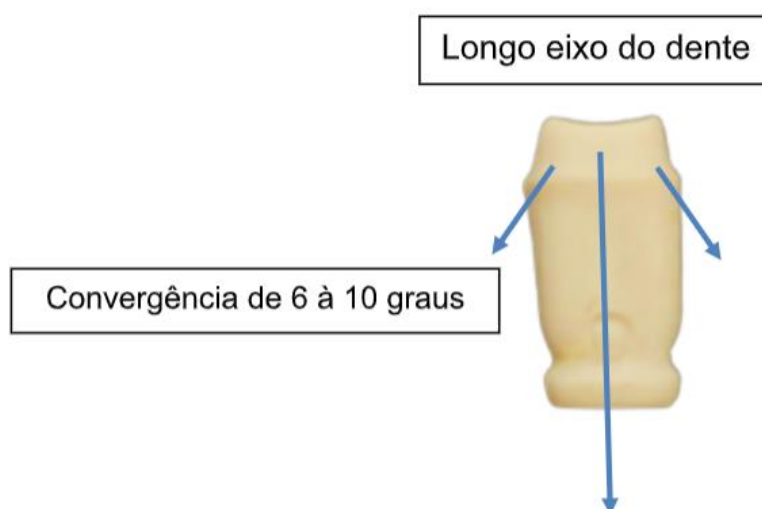
Fonte: Elaborado pela autora.

4.1 Confeção do Modelo Mestre

Em um dente de manequim em resina (MOM©, Marília, Brasil), correspondente às dimensões de um primeiro molar superior direito, foi feito um preparo para coroa total unitária com término em chanfro, redução oclusal de 1,5

mm e ângulo de convergência de seis a dez graus, em relação ao longo eixo do dente, para confecção do modelo mestre. Para o preparo, foram utilizadas pontas diamantadas montadas em alta rotação sob irrigação constante, respeitando as inclinações axiais - ponta esférica para sulcos de orientação de desgaste, ponta tronco cônica fina para remoção de contatos interproximais, ponta de extremidade ogival para desgastes axiais e oclusal e ponta de extremidade arredondada para delimitação do sulco marginal. O acabamento foi feito com as mesmas pontas diamantadas montadas em micromotor e baixa rotação, para remover irregularidades que possam ter permanecido na região do término cervical e arredondar o preparo. O aspecto do preparo finalizado está demonstrado na figura 2.

Figura 2 – Preparo para coroa total para confecção do modelo mestre



Fonte: Elaborado pela autora.

4.2 Obtenção das coroas

A aquisição de imagem foi feita por meio de escaneamento do modelo

mestre com scanner intraoral (CS 3700, Carestream Dental LLC, Atlanta, EUA), para obtenção de um arquivo digital (figura 3). Após o escaneamento, a aquisição de imagem é transferida para a linguagem digital em forma de uma malha em formato STL (Standard Triangle Language ou linguagem padrão triangular), que é, basicamente, uma malha digital construída por triângulos. O arquivo de escaneamento foi exportado para o *software* de desenho/*design* (EXOCAD Dental DB 2.4 Plovid 7290 (Exocad GmbH© Darmstadt, Germany), em que foi feito o desenho da coroa total (figura 4).

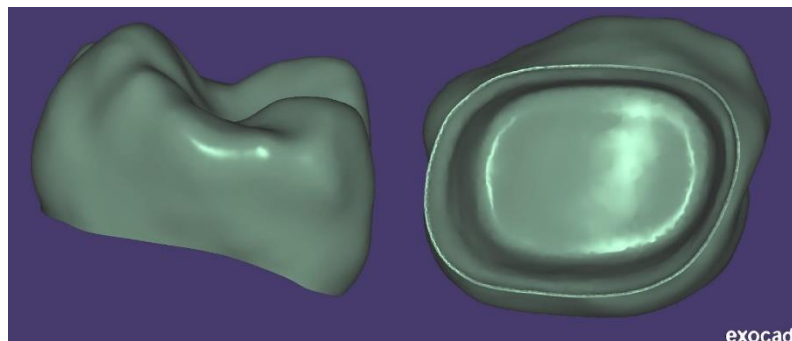
Figura 3 – Scanner intraoral CS 3700, Carestream



Fonte: Elaborado pela autora.

A seguir, o arquivo do desenho foi exportado para o programa de impressão W3D Printer Slicer V1.0 (Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda – Brasil, Petrópolis, RJ).

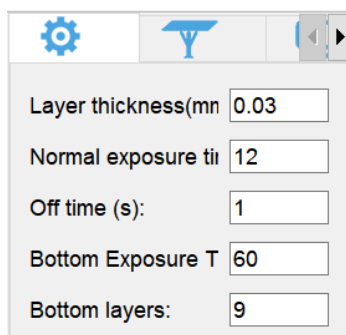
Figura 4 – Desenho da coroa total no software Exocad



Fonte: Elaborado pela autora.

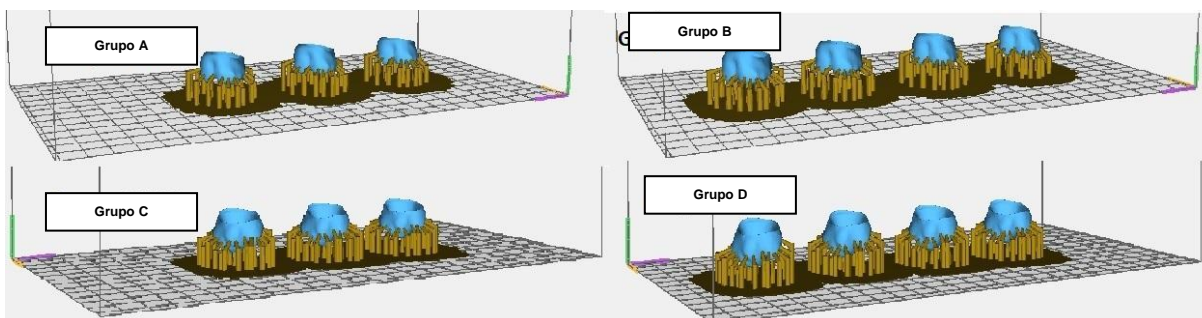
O programa W3D Printer Slicer V1.0 apresenta uma mesa de suporte que possibilita o planejamento da impressão. Os parâmetros de impressão, descritos na figura 5, incluem espessura da camada de impressão de 0,03mm e tempo de exposição de 12s por camada. Esses parâmetros são importantes, pois influenciam na precisão do objeto a ser criado. Os grupos foram divididos da seguinte forma: grupo A - 3 coroas posicionadas a 150° no eixo x; grupo B - 4 coroas posicionadas a 150° no eixo x; grupo C - 3 coroas posicionadas a 180° no eixo x e grupo D - 4 coroas posicionadas a 180° no eixo x, com número amostral igual a 12. Para chegar ao número amostral, os grupos A e C foram impressos repetidamente quatro vezes e os grupos B e D foram impressos repetidamente três vezes (figura 6).

Figura 5 – Parâmetros de impressão no software W3D Printer Slicer V1.0



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 6 - Print da mesa de impressão do software, representando cada grupo



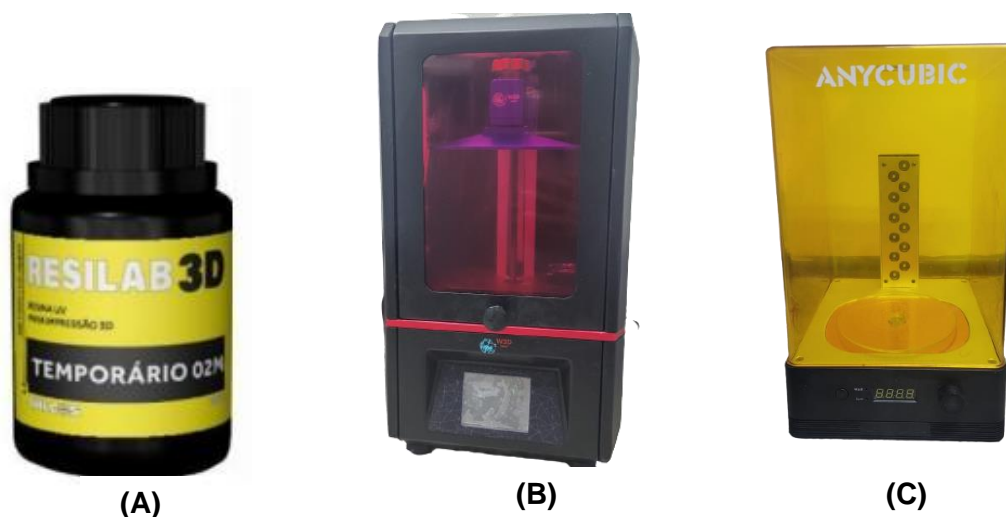
Legenda: Grupo A, com 3 coroas posicionadas a 150° no eixo x, totalizando 4 impressões para confeccionar 12 coroas; grupo B, com 4 coroas posicionadas a 150° no eixo x, totalizando 3 impressões para confeccionar 12 coroas; grupo C com 3 coroas posicionadas a 180° no eixo x, totalizando 4 impressões para confeccionar 12 coroas e grupo D, com 3 coroas posicionadas a 180° no eixo x, totalizando 3 impressões para confeccionar 12 coroas).

Fonte: Elaborado pela autora.

A impressão das coroas foi feita em resina fotopolimerizável (Resilab 3d Premium Temporário cor A2- Wilcos) (figura 7.A) em impressora tipo SLA (W3D Print (Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda – Brasil, Petrópolis, RJ)(figura 7.B).

As impressões foram removidas da impressora 3D e lavadas com álcool isopropílico, depois ficaram submersas em uma cuba ultrassônica (Anycubic Wash & Cure Machine 2.0, Anycubic©, Shenzhen, China),(figura 7.C) com álcool isopropílico por 5 minutos. A pós-cura (Anycubic Wash & Cure Machine 2.0, Anycubic©, Shenzhen, China) foi feita por 45 minutos, segundo instruções do fabricante. As coroas foram destacadas da mesa de impressão com uma pinça clínica, foram removidos os excessos de material e feito acabamento e polimento da parte externa da coroa com brocas para polimento montadas em peça reta. Todos os processos foram feitos seguindo recomendações do fabricante, sem comprometimento da área interna ou marginal.

Figura 7 – Representação dos materiais e métodos



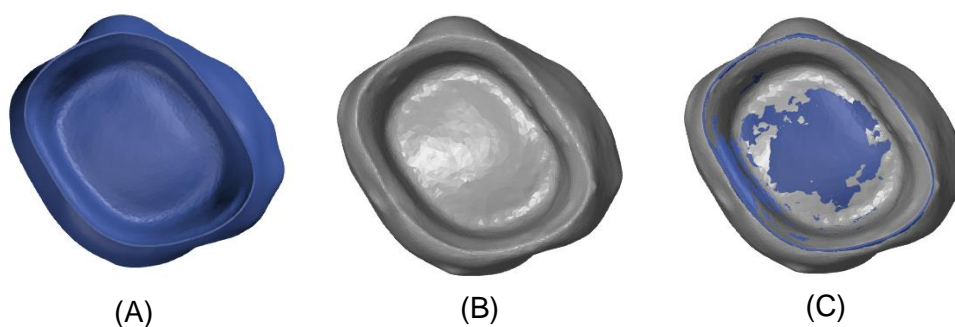
Legenda: (A) Resina resilab 3d Premium Temporário cor A2 da Wilcos. (B) Impressora LCD W3D Print da Wilcos. (C) Cuba ultrassônica Anycubic Wash & Cure Machine 2.0. Fonte: elaborado pela autora.

4.3 Avaliação da acuidade dimensional por metrologia óptica

Todas as coroas impressas foram escaneadas e o arquivo em STL obtido foi exportado para o programa de inspeção GOM Inspect (GOM© Braunschweig, Alemanha) para análise de acuidade dimensional por meio da sobreposição de imagens, procedimento que permite avaliar ponto a ponto qualquer discrepância nas características da coroa. No programa, o arquivo *CAD* é o arquivo referência, o projeto da coroa total feito pelo software de desenho. *Mesh* é o arquivo da peça escaneada. Ambos, *CAD* e *MESH*, foram importados para o programa em formato STL, primeiro passaram por um pré-alinhamento, baseado no algoritmo de best-fit-global, com um ponto adicional de auxílio no centro da parede pulpar da coroa. No arquivo *Mesh*, a região interna da coroa, o que inclui parte marginal, axial e oclusal, foi selecionada para o alinhamento principal, *best-fit-local* e distância máxima de busca em 1mm (figura 8). Com as malhas devidamente alinhadas, executou-se a

comparação de superfície entre elas, com distância máxima de busca em 1mm e legenda fechada de cores para histograma de cor, em 120 μm (figura 9).

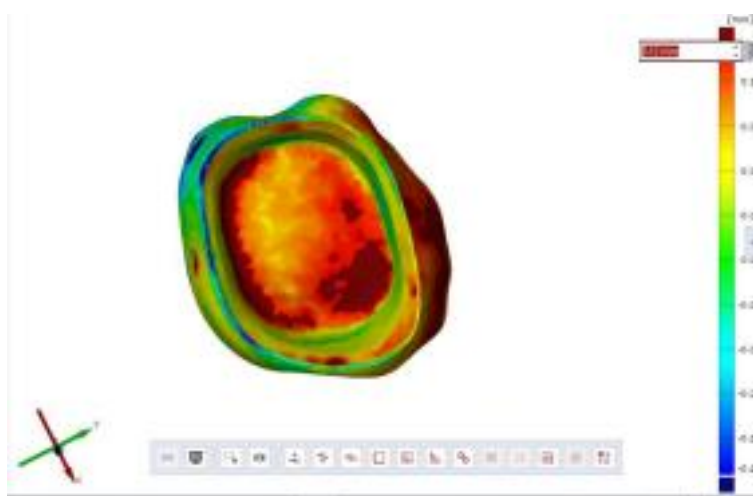
Figura 8 – Alinhamento dos arquivos em STL



Legenda: (A) arquivo CAD, (B) o arquivo Mesh, (C) alinhamento entre os dois arquivos

Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 9 – Comparação de superfície com legenda fechada de cores para histograma de cor, em 120 μm



Fonte: Elaborado pela autora.

Foram distribuídas etiquetas de desvio na área interna de cada coroa, totalizando 129 pontos de desvio, 1mm equidistantes (figura 10). Para averiguar a aceitabilidade clínica das coroas, os valores de desvio foram comparados aos valores de referência para adaptação marginal sugeridos pela literatura $\leq 1 \mu\text{m}$ McLean, Fraunhofer, 1971 . O valor destes desvios foram exportados para software excel (Microsoft©, 30 Washington, EUA) para ser calculado o root mean square (RMS) ou raiz do valor quadrático médio ou valor eficaz, das 129 etiquetas de desvio aferidas de cada uma das coroas.

$$X_{rms} : \sqrt{\frac{(x_1^2 + x_2^2 \dots x_n^2)}{N}}$$

Os valores médios de RMS foram avaliados no programa de estatística Bioestat 5.0. Os resultados dos desvios foram utilizados para *root mean square* (RMS) de cada coroa, em que será feita a raiz quadrada da média aritmética dos quadrados dos desvios de cada coroa. Quanto à normalidade, a distribuição dos dados foi analisada usando os testes *Dwass-Steel-Critchlow-Fligner e Shapiro-Wilk*. O teste ANOVA um fator foi usado para comparar valores médios. O nível de significância foi estabelecido em $P \leq 0,05$ e intervalo de confiança de 95%. Para averiguar a aceitabilidade clínica das coroas, foram utilizados valores de referência para adaptação marginal sugeridos pela literatura $\leq 120 \mu\text{m}$ (McLean, Fraunhofer, 1971).

Figura 10 – Visualização da distribuição das etiquetas de desvio equidistantes

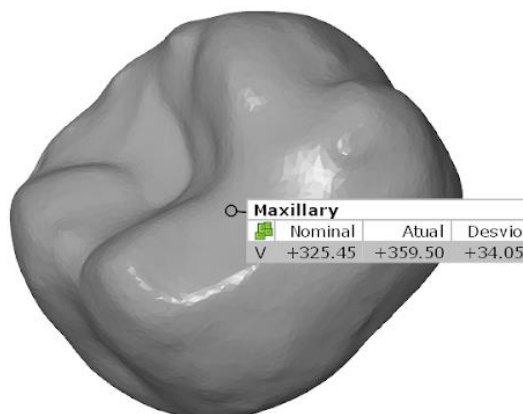


Fonte: Elaborado pela autora.

4.1.3 Comparação de volume

Foi feita uma comparação dos desvios de volume em mm^3 entre o desenho da coroa feita no programa exocad e o escaneamento de cada coroa impressa, utilizando o programa Gom Inspect. Inicialmente, foi calculado o volume da coroa desenhada ($325,45 \text{ mm}^3$); esse valor foi utilizado como referência para comparação dos desvios de volume entre o desenho (valor nominal) e as coroas impressas (valor atual) (figura 11).

Figura 11 – Desvio de volume entre coroa desenhada e impressa



Fonte: Elaborado pela autora.

4.1.4 Da calibração dos parâmetros de impressão

Visto que não há uma metodologia para impressão 3D de coroas provisórias respaldada pela literatura até o presente momento, um estudo piloto foi feito para calibrar os principais parâmetros de impressão 3D utilizados nesse estudo, que são: espessura da camada de impressão (*layer thickness*); tempo de exposição normal (*normal exposure time*); horário de desligamento (*off time*); tempo de exposição inferior (*bottom exposure time*) e quantidade de camadas inferiores (*bottom layers*). Esses parâmetros foram utilizados para definir a angulação de impressão mais adequada e a quantidade ideal de coroas por impressão. A densidade e quantidade de suportes também influenciaram na precisão da impressão.

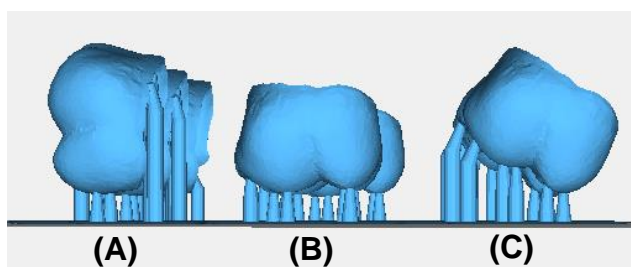
A espessura da camada está relacionada à precisão ou resolução final da peça, de forma inversamente proporcional, pois quanto menor for a espessura da camada, maior será a resolução, devido à formação de uma maior quantidade de camadas para compor a peça final, que apresentará detalhes bem definidos e alta lisura de superfície. Da mesma forma que, quanto maior a espessura das camadas, menor a resolução final da peça. O tempo de exposição normal está relacionado à espessura da camada; quanto mais espessa, mais longo será o tempo de exposição

da camada à luz. Esse parâmetro é definido de acordo com a espessura de cada camada, a complexidade de detalhes do modelo e o material da resina. O horário de desligamento é o intervalo de tempo que a luz UV fica desligada entre a formação de cada camada. O tempo de exposição inferior é o tempo de exposição à luz das primeiras camadas formadas, que são chamadas de camadas inferiores ou “bottom”. Essas camadas garantem adesão da resina à plataforma e, para exercerem sua função, é importante que recebam uma grande dose de energia em sua formação. Para receberem a quantidade de luz necessária, as camadas inferiores devem ser expostas à luz por pelo menos 30s. A quantidade de camadas inferiores também está relacionada à adesão da resina à plataforma da impressora 3D.

Inicialmente, foi feita uma impressão de 9 coroas: 3 coroas posicionadas a 90 graus em relação ao eixo X, 3 coroas posicionadas a 180 graus em relação ao eixo X e 3 coroas posicionadas a 150 graus em relação ao eixo X (figura 12). Foram utilizados os seguintes parâmetros de impressão: espessura da camada de impressão 0,05mm; tempo de exposição normal 60s; horário de desligamento 1s; tempo de exposição inferior 60s, 8 camadas inferiores e densidade *light* para os suportes de construção. A impressora 3D não conseguiu imprimir as coroas de forma adequada com essa configuração, pois, ao final da impressão, o material ficou aderido à plataforma e no fundo do tanque de resina, indicando que houve exposição de luz insuficiente. Uma segunda impressão foi feita com essas mesmas configurações, mudando o tempo de exposição para 12s e densidade de suporte para *medium*. Dessa vez, houve a construção 3D das coroas, porém houve uma desadaptação visível da coroa ao modelo mestre, principalmente das coroas impressas a 90 graus, ou seja, houve uma resolução inferior à necessária. Como já foi abordado anteriormente nessa discussão, a angulação de construção de 90 graus produziu fixação de suporte na margem da coroa, resultando em coroa com desadaptação da margem. Foi feita então uma terceira impressão, ajustando a espessura de camada para 0,03mm e 9 camadas inferiores, além de diminuir a quantidade de coroas para 3 coroas por impressão e de aumentar a quantidade de suportes por coroa (figura 13). A angulação de impressão de 90 graus foi descartada, utilizando angulação de 150 graus em relação ao eixo X. Essa última impressão obteve coroas com adaptação marginal visível ao modelo mestre (figura 14), então foram utilizados os mesmos parâmetros de impressão para confeccionar

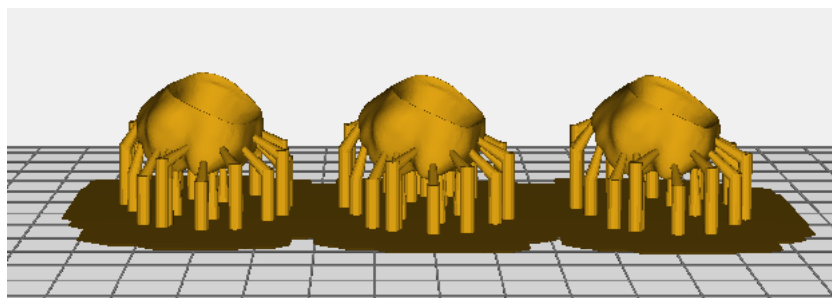
as amostras e, posteriormente, avaliação da acuidade dimensional.

Figura 12 – Plataforma de impressão do estudo piloto



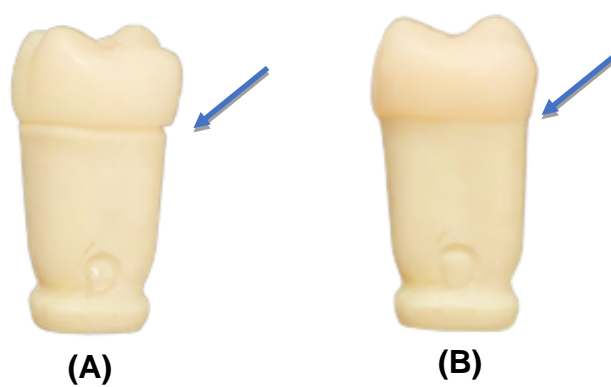
Legenda: Estudo piloto com impressão de coroas posicionadas a 90 graus (A), 180 graus (B) e 150 graus (C) em relação ao eixo X
Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 13 – Impressão de 3 coroas com angulação de 150° graus em relação ao eixo X.



Fonte: Elaborado pela autora.

Figura 14 – Adaptação marginal de coroas impressas no estudo piloto



Legenda: Coroa provisória impressa sem adaptação marginal ao modelo mestre (A) e coroa impressa adaptada ao modelo mestre (B).
Fonte: Elaborado pela autora.

5 RESULTADO

5.1 Acuidade dimensional

Os dados foram explorados quanto à normalidade verificando a distribuição dos dados e usando o teste de Shapiro-Wilk. O teste ANOVA um fator foi usado para comparar valores médios. O nível de significância foi estabelecido em $P \leq 0,05$ e intervalo de confiança de 95%.

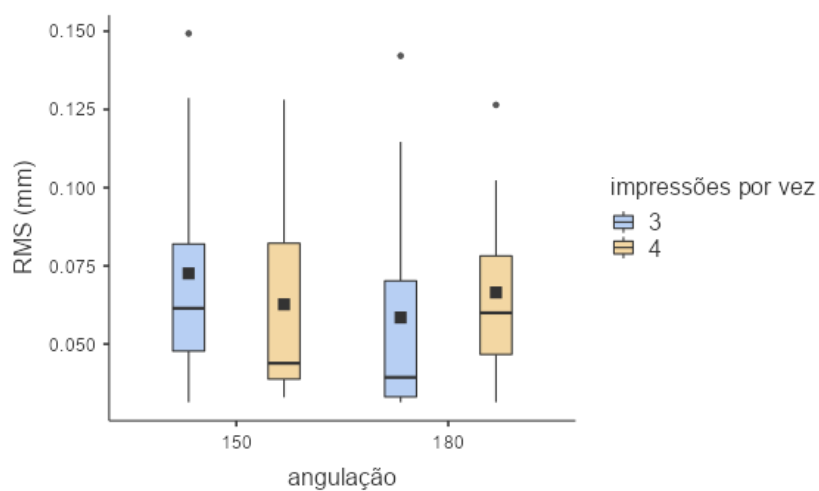
5.1.1 RMS

Tabela 1 – Tabela com valores nominais de RMS por coroa

Grupo A (150 - 3)	Grupo B (150 - 4)	Grupo C (180 - 3)	Grupo D (180 - 4)
0,149297874	0,079381668	0,099005929	0,096150546
0,051898731	0,128141679	0,114629207	0,102345677
0,095500209	0,105658734	0,142159841	0,072176314
0,059180298	0,077464344	0,060585003	0,126465324
0,06366378	0,090750531	0,040985912	0,031364326
0,128652783	0,034763877	0,042270814	0,042307475
0,072446427	0,04668881	0,032397722	0,048119683
0,04668881	0,039854386	0,037695228	0,059337427
0,077464344	0,032943456	0,032943456	0,040280028
0,04668881	0,040985912	0,033154559	0,066478416
0,048086461	0,04	0,034450279	0,052095619
0,031364326	0,035535766	0,031364326	0,060585003

Fonte: Elaborado pela autora.

Gráfico 1 – Média do RMS (mm) total por grupo



Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 2 – Comparações múltiplas Dwass-Steel-Critchlow-Fligner

Comparações múltiplas - RMS (mm)			
		W	p
150° - 03 impressões por vez	150° - 04 impressões por vez	-1.430	0.743
150° - 03 impressões por vez	180° - 03 impressões por vez	-2.246	0.386
150° - 03 impressões por vez	180° - 04 impressões por vez	-0.368	0.994
150° - 04 impressões por vez	180° - 03 impressões por vez	-1.225	0.822
150° - 04 impressões por vez	180° - 04 impressões por vez	0.980	0.900
180° - 03 impressões por vez	180° - 04 impressões por vez	1.879	0.545

Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 3 – ANOVA um fator (não-paramétrica Kruskal-Wallis)

Kruskal-Wallis			
	χ^2	gl	P
RMS (mm)	3.35	3	0.340

Fonte: Elaborado pela autora.

Mesmo os grupos apresentando homogeneidade segundo o teste Levene ($p=0,728$), à exceção do grupo 180° com quatro amostras, os demais grupos não seguiram distribuição normal, pois seus valores segundo o teste de Shapiro-Wilk, ficaram abaixo do nível de significância $\alpha=0,05$.

Os dados foram explorados quanto à normalidade verificando a distribuição dos dados e usando os testes Dwass-Steel-Critchlow-Fligner e Shapiro-Wilk. O teste ANOVA um fator foi usado para comparar valores médios. O nível de significância foi estabelecido em $P \leq 0,05$ e intervalo de confiança de 95%.

5.1.2 Comparação de Volume

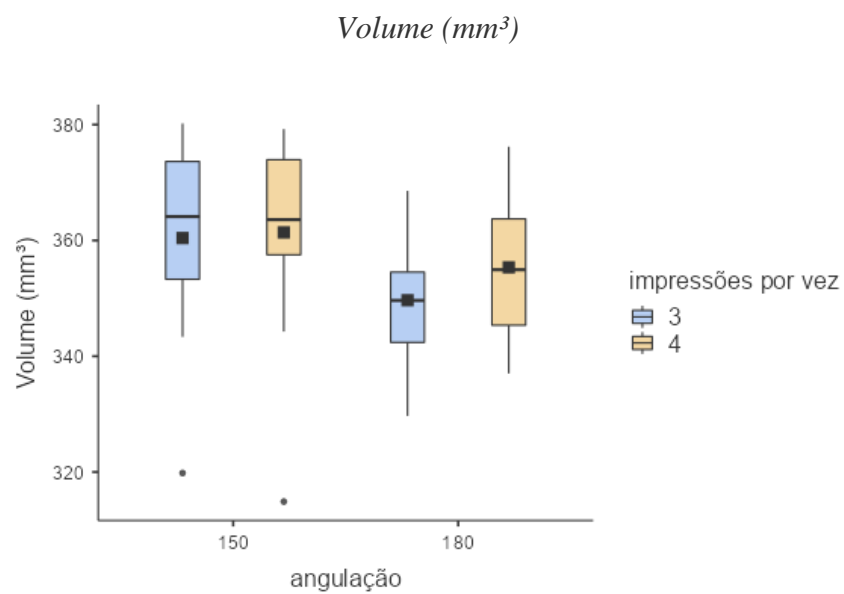
Os dados foram explorados quanto à normalidade verificando a distribuição dos dados e usando os testes Dwass-Steel-Critchlow-Fligner e Shapiro-Wilk. O teste ANOVA um fator foi usado para comparar valores médios. O nível de significância foi estabelecido em $P \leq 0,05$ e intervalo de confiança de 95%.

Tabela 4 – Valores de volume por coroa, em mm³

Grupo A (150 - 3)	Grupo B (150 - 4)	Grupo C (180 - 3)	Grupo D (180 - 4)
343,35	344,26	368,31	375,77
319,82	362,35	363,72	358,18
351,88	359,5	368,56	352,74
365,04	314,89	343,36	376,19
373,98	379,23	350,52	357,14
380,2	364,84	351,46	347,13
368,1	375,29	348,85	340,02
373,52	373,5	345,44	364,43
357,99	378,23	336,26	337,02
353,77	361,53	350,42	363,48
374,08	371,45	339,48	339,65
363,2	351,58	329,68	352,42

Valor de referência do CAD= 325.45 mm³.
 Fonte: Elaborado pela autora.

Gráfico 2 – Média de volume de cada grupo



Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 5 - ANOVA a um fator (não-paramétrica Kruskal-Wallis) para volume

Kruskal-Wallis			
	χ^2	gl	p
Volume (mm ³)	6.66	3	0.084

Fonte: Elaborado pela autora.

Tabela 6 - Comparações múltiplas Dwass-Steel-Critchlow-Fligner

Comparações múltiplas - Volume (mm ³)		W	p
150° - 03 impressões por vez	150° - 04 impressões por vez	0.163	0.999
150° - 03 impressões por vez	180° - 03 impressões por vez	- 2.858	0.180
150° - 03 impressões por vez	180° - 04 impressões por vez	- 1.470	0.726
150° - 04 impressões por vez	180° - 03 impressões por vez	- 3.103	0.125
150° - 04 impressões por vez	180° - 04 impressões por vez	- 1.878	0.545
180° - 03 impressões por vez	180° - 04 impressões por vez	1.633	0.656

Fonte: Elaborado pela autora

O teste de Kruskal-Wallis revela que não há diferença estatística significativa entre os grupos (p valor= 0.084), ou seja, p valor acima do nível de significância $\alpha=0,05$

6 DISCUSSÃO

6.1 Do Material e métodos

É importante ressaltar que a evolução dos materiais impressos vem ocorrendo sem um consenso na literatura sobre os padrões ideais para impressão 3D. Dessa forma, além de analisar as propriedades dos materiais impressos, é importante especificar a metodologia utilizada, a fim de estabelecer os parâmetros ideais para impressão de materiais com fins odontológicos.

O método de sobreposição de imagens utilizado no presente estudo mostrou ser um método adequado e está de acordo com o estudo de Chaturvedi et al. em 2020. Para avaliar a adaptação das coroas, os autores desse estudo utilizaram ferramentas de medição por visualização direta no MEV (microscopia eletrônica de varredura). Eles citam técnicas de avaliação da adaptação, como a técnica do triplo escaneamento e a técnica da réplica de silicone (SRT). A SRT tem como desvantagem a dificuldade na localização das margens, rompimento da camada de silicone, presença de defeitos na superfície do silicone (por exemplo a incorporação de bolhas) e erros nos planos de corte. Dessa forma, além de estudar as propriedades dos materiais desenvolvidos pela tecnologia CAD/CAM, é interessante estudar métodos mais efetivos para a acurácia da adaptação desses materiais, como, por exemplo, a metrologia óptica por meio da sobreposição de imagens, que é um exemplo de método digital de medição.

6.1.1 Da impressora 3D

As impressoras tipo LCD (*liquid crystal display*) são as mais utilizadas na odontologia, pois apresentam um bom custo benefício (Chen et al., 2021; Muta et al., 2020; Pillai et al., 2021). Em geral, essas impressoras apresentam alta precisão, são

adequadas para detalhes finos e impressão funcional (Pillai et al., 2021), porém, em relação às impressoras tipo DLP, são menos precisas e tem processamento mais lento (Chen et al., 2021; Muta et al., 2020). As impressoras tipo DLP apresentam como desvantagens menor precisão em partes maiores do objeto 3D, sendo assim, não são adequadas para trabalhos com peças maiores que requerem alta precisão, por exemplo impressão de modelos de trabalho (Pillai et al., 2021). Já a impressora LCD pode imprimir modelos de trabalho com alta precisão. Para impressão de próteses provisórias, as impressoras tipo LCD apresentam desempenho similar às impressoras DLP com relação à precisão, desde que uma unidade de pós-polimerização potente seja utilizada ou um tempo de pós cura longo. Além disso, são impressoras com menor custo de obtenção em relação às impressoras DLP, facilitando sua aquisição em clínicas odontológicas (Chen et al., 2020). Dessa forma, o presente estudo utilizou uma impressora tipo SLA para impressão de coroas provisórias, respeitando a unidade de polimerização e tempo de pós cura adequados, visto que é o tipo de impressora mais utilizada nas clínicas odontológicas, devido ao custo benéfico.

6.1.2 da angulação de impressão

É respaldado pela literatura que a orientação da impressão, o ângulo de construção e a posição influenciam não apenas a precisão da impressão, mas também em outras propriedades, como resistência à compressão, morfologia da superfície e resposta bacteriana de coroas provisórias impressas (Della Bona et al., 2020). Com relação às propriedades mecânicas, a angulação de 90° em relação ao eixo X da plataforma de construção produz uma peça mais resistente à compressão (Tahayeri et al., 2017) em relação à uma peça impressa a 180° devido à orientação das camadas (Alharbi et al., 2016). Entretanto, com relação à precisão de coroas totais, a angulação de 90° não é indicada, pois angulações perpendiculares à plataforma de construção podem resultar em fixação de suporte próximo à margem da coroa e, conseqüentemente, coroas com adaptação insatisfatória (Ryu et al., 2020; Della Bona et al., 2020).

O melhor ajuste marginal de coroas totais foi obtido com ângulos de construção de 120° e 135° em relação ao eixo X da plataforma de construção (Della Bona et al., 2020) e de 150° e 180° (Ryu et al., 2020). O presente estudo utilizou as angulações de 150° e 180°, seguindo as orientações do estudo de Ryu et al. (2020), pois trata – se da impressão de coroas provisórias, como foi feita nesse estudo.

6.1.3 quantidade de espécimes impressos na mesma plataforma de impressão

A literatura mostra que a precisão da peça final é influenciada pela quantidade de espécimes impressos em uma mesma plataforma de construção (Kim et al., 2020) e pela angulação de impressão em relação ao eixo X da plataforma (Ryu et al., 2020). O grau de energia luminosa aplicada quando há apenas um espécime pode ser excessivamente alto, podendo resultar em uma peça maior que a prevista no arquivo digital e falta de precisão nos detalhes mais finos. Da mesma forma, com seis espécimes na plataforma de impressão, a luz se distribui muito amplamente para fornecer a energia luminosa necessária e a transferência para o alvo é ineficiente, podendo resultar em peças menores que o previsto no arquivo digital, falha parcial ou total da impressão e peças com resistência prejudicada. A impressão de três espécimes por vez na mesma plataforma de construção resulta em coroas com precisão adequada para uso clínico, pois há adequada distribuição de luz. (Kim et al., 2020). Porém, até o presente estudo, não houveram pesquisas que avaliassem precisão de coroas impressas por uma plataforma de construção com quatro e cinco coroas por vez, visto que há uma lacuna entre o número ideal de coroas impressas por vez (três) e o número que resulta em coroas sem precisão adequada (seis). Dessa forma, o presente estudo avaliou se o padrão de precisão de coroas impressas com três espécimes na mesma plataforma de construção é mantido com quatro espécimes. Os resultados mostraram que não houveram diferenças estatísticas na acuidade dimensional de coroas impressas com três e quatro espécimes por vez, indicando que a impressão com quatro espécimes traz

maior custo benefício em relação à impressão com três espécimes, além de diminuir o tempo de confecção da peça.

6.1.4 da resina

A escolha do material de impressão está associada à aplicação e ao tipo de impressora que será utilizada. Nos estudos de Tahayeri et al. (2017) e Ryu, J et al. (2020), foi utilizada uma resina fotoativada de impressão 3D micro híbrida indicada para próteses provisórias de longa duração (NextDent C&B), que apresenta resistência à flexão e capacidade de polimento adequados para próteses provisórias. O estudo de de Tahayeri et al. (2017) utilizou uma impressora 3D do tipo SLA e o estudo de Ryu et al. (2020) utilizou uma impressora 3D do tipo DLP, ambas utilizam fonte de luz para a polimerização do material. No presente estudo, foi utilizada a resina fotoativada Resilab 3D (Wilcos do Brasil Indústria e Comércio Ltda – Brasil, Petrópolis, RJ), que pode ser utilizada em impressoras que utilizam processamento por luz e esse material apresenta propriedades de resistência à flexão e capacidade de polimento adequados para próteses provisórias, como nos estudos anteriores. Já no estudo de Mukai et al. (2021), a resina fotoativada E-Guide Tint (EnvisionTEC) foi utilizada para avaliar a precisão de materiais impressos por meio da sobreposição de imagens, como foi feito no presente estudo. Essa resina apresenta propriedades de resistência à flexão e capacidade de polimento parecidas com a resina utilizada no presente estudo e as resinas utilizadas nos estudos citados nesse parágrafo, porém, apresenta maior biocompatibilidade, pois sua indicação é para confecção de guias cirúrgicos (Mukai et al., 2021).

6.1.5 da quantidade de corpos de prova

Um estudo piloto foi feito para delimitar o número amostral do presente estudo. No estudo piloto, foi utilizado $n=3$ para os grupos A e C, pois são grupos que foram impressas 3 coroas na mesma plataforma de construção, variando a angulação. Seguindo esse raciocínio, foi utilizado $n=4$ para os grupos B e D. De acordo com os resultados do estudo piloto, foi utilizado $n=12$, pois é o menor denominador comum entre 3 e 4.

6.2 dos resultados

Os valores absolutos para RMS das coroas impressas obtidos por meio dos desvios de distância entre os arquivos CAD e MESH corroboram com os valores de avaliação de linha de cimentação absoluta, em que os valores de referência para adaptação marginal são menores que $120\ \mu\text{m}$ (McLean, Fraunhofer, 1971).

A sobreposição de imagens possibilitou uma análise qualitativa da comparação de superfície com histograma de cores entre os arquivos CAD e MESH. Os padrões de distorção nas paredes pulpares apresentam predominância das cores vermelho e amarelo, indicando excesso de material, enquanto nas paredes axiais, há predominância das cores verde, indicando desvios próximos à zero, e azul, indicando falta de material nessa região.

6.2.1 do resultado da angulação

O presente estudo mostrou resultados que estão de acordo com o estudo de Ryu et al. (2020), pois as coroas apresentaram acuidade dimensional adequada clinicamente com as angulações de impressão de 150° e 180° . Analisando os resultados para RMS e desvio de volume de forma objetiva, não houveram diferenças estatísticas entre as variáveis de angulação de construção (150° e 180°) e número de espécimes impressos na mesma plataforma (três ou quatro coroas por

vez). Apesar de não apresentarem diferenças estatísticas no presente estudo, as coroas impressas a 150° obtiveram valores de distância mais próximos à 120micrômetros (valor de referência para aceitabilidade clínica), em relação às coroas impressas a 180°. A justificativa para isso pode estar relacionada ao escoamento da resina, uma vez que a coroa fica paralela à plataforma quando posicionada em uma angulação de 180°, resultando em um acúmulo de resina na região inferior. Já em uma coroa posicionada à 150° em relação à plataforma de construção, há menor chance de acúmulo de resina, pois há uma área de escoamento para ela.

6.2.2 do resultado do número de espécimes impressos na mesma plataforma de impressão

Os resultados para acuidade dimensional e desvio de volume não mostraram diferenças estatísticas entre os grupos com três coroas (A e C) e os grupos com quatro coroas (B e D) impressas na mesma plataforma de impressão. Isso mostra que a impressão de quatro coroas por vez apresenta maior custo benefício em relação à impressão de três coroas, pois consegue manter um padrão de precisão adequado e uma maior quantidade de coroas pode ser produzida em menor tempo.

De uma forma geral, os valores de acuidade dimensional das coroas encontrados nesse estudo mostram que o processamento por impressão 3D é adequado para a odontologia e está de acordo com estudos anteriores apresentados acima na discussão. A impressão 3D é certamente promissora na odontologia, tanto que o estudo de Yildirim (2020) até preconiza coroas impressas em relação às coroas fresadas ou prensadas pelo método convencional, o que corrobora com os resultados para acuidade dimensional do presente estudo. A quantidade de coroas impressas com impressora estereolitográfica interfere na resolução final da peça tanto quanto os parâmetros de impressão, pois o material pode receber quantidade excessiva ou ineficiente de luz (Nulty, 2022; Chen et al., 2021; Muta et al., 2020; Alharbi et al., 2018; Mai et al., 2017). É respaldado pela literatura que a impressão

de 3 coroas por vez obtém coroas com melhor resolução do que a impressão de 9 coroas por vez (Kim et al., 2020). Essa informação está de acordo com os resultados do presente estudo, pois não houve diferença estatística para acuidade dimensional de coroas impressas com 3 ou 4 coroas por vez na mesma plataforma de construção. As angulações de impressão de 150 graus e 180 graus em relação ao eixo X produziram resultados satisfatórios para acuidade dimensional no presente estudo, concordando com a angulação de 150 graus e 180 graus indicada no estudo anterior (Ryu et al., 2020).

O presente estudo apresenta como limitação a utilização de apenas um tipo de resina para impressão e um tipo de impressora 3D, visto que seria interessante comparar esses resultados com outros tipos de resina e de impressoras 3D, diante da diversidade disponível atualmente para uso odontológico.

Além das questões de angulação de impressão e número de coroas impressas por vez, o presente estudo colabora para a definição de uma metodologia para impressão 3D em odontologia, pois é um fator que ainda não está claro nos estudos anteriores, devido à grande diversidade de impressoras e materiais disponíveis para impressão. Dessa forma, é importante ressaltar que mais estudos são necessários para compor essa metodologia de forma sedimentada na literatura, a fim de tornar esse conhecimento mais acessível aos cirurgiões dentistas no dia a dia da clínica.

7 CONCLUSÃO

Considerando os resultados obtidos, o presente estudo conclui que, baseado na acuidade dimensional e desvio de volume, a impressão de coroas provisórias com impressora 3D tipo LCD apresenta precisão adequada tanto com uma angulação de 150 graus em relação ao eixo X, quanto com uma angulação de 180 graus em relação ao eixo X da plataforma de construção. Não há diferença entre a impressão de três ou quatro coroas impressas por vez em uma mesma plataforma de construção. Dessa forma, a impressão de quatro coroas em uma mesma plataforma de construção apresenta maior custo benefício em relação à impressão de três coroas, pois apresenta precisão semelhante e menor tempo de confecção.

REFERÊNCIAS

- Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2016 Jun;115(6):760-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.12.002. Epub 2016 Jan 21. PMID: 26803175.
- Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJI, 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 Apr;62(2):218-226. doi: 10.1016/j.jpor.2017.09.002. Epub 2017 Oct 12. PMID: 29032176.
- Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyp J* 2009;15:216-25.
- Berman B. 3-D printing: The new industrial revolution. *Bus Horiz.* 2012;55:155–162.
- Chaturvedi S, Alqahtani NM, Addas MK, Alfarsi MA. Marginal and internal fit of provisional crowns fabricated using 3D printing technology. *Technol Health Care.* 2020;28(6):635-642. doi: 10.3233/THC-191964. PMID: 32280071.
- Chen H, Cheng DH, Huang SC, Lin YM. Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *J Prosthet Dent.* 2021 Nov;126(5):703-708. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.09.003. Epub 2020 Oct 9. PMID: 33041074.
- Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater.* 2021 Feb;37(2):336-350. doi: 10.1016/j.dental.2020.11.030. Epub 2021 Jan 19. PMID: 33353734; PMCID: PMC7855936.
- Herrera M, Catalán A, Flores M, Martínez A. Marginal discrepancy and microleakage in crown-copings fabricated by three CAD/CAM systems: An in vitro study. *Open J Stomatol.* 2012; 2:163-169. doi: 10.4236/ojst.2012.23030.
- Kim DY, Jeon JH, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Reproducibility of different arrangement of resin copings by dental microstereolithography: Evaluating the marginal discrepancy of resin copings. *J Prosthet Dent.* 2017 Feb;117(2):260-265. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.07.007. Epub 2016 Sep 16. PMID: 27646792.
- Mai HN, Lee KB, Lee DH. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *J Prosthet Dent.* 2017 Aug;118(2):208-215. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.10.030. Epub 2017 Jan 12. PMID: 28089333.

McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J.* 1971 Aug 3;131(3):107-11.

Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009 Jan;28(1):44-56. doi: 10.4012/dmj.28.44. PMID: 19280967.

Mukai S, Mukai E, Santos-Junior JA, Shibli JA, Faveri M, Giro G. Assessment of the reproducibility and precision of milling and 3D printing surgical guides. *BMC Oral Health.* 2021 Jan 2;21(1):1. doi: 10.1186/s12903-020-01362-6. PMID: 33388028.

Muta S, Ikeda M, Nikaido T, Sayed M, Sadr A, Suzuki T, et al. Chairside fabrication of provisional crowns on FDM 3D-printed PVA model. *J Prosthodont Res.* 2020 Oct;64(4):401-407. doi: 10.1016/j.jpor.2019.11.004. Epub 2020 Feb 13. PMID: 32063536.

Ng J, Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J. Prosthet. Dent.* 2014 Sep;112(3):555–60. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.12.002. Epub 2014 Mar 20. PMID: 24630399.

Nulty A. A comparison of trueness and precision of 12 3D printers used in dentistry. *BDJ Open.* 2022 May 26;8(1):14. doi: 10.1038/s41405-022-00108-6. PMID: 35618716; PMCID: PMC9135705.

Pillai S, Upadhyay A, Khayambashi P, Farooq I, Sabri H, Tarar M et al. Dental 3D-Printing: transferring art from the laboratories to the clinics. *Polymers (Basel).* 2021 Jan 4;13(1):157. doi: 10.3390/polym13010157. PMID: 33406617; PMCID: PMC7795531.

Ryu JE, Kim YL, Kong HJ, Chang HS, Jung JH. Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *J Adv Prosthodont.* 2020 Aug;12(4):225-232. doi: 10.4047/jap.2020.12.4.225. Epub 2020 Aug 20. PMID: 32879713; PMCID: PMC7449822.

Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, et al. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018 Feb;34(2):192-200. doi: 10.1016/j.dental.2017.10.003. Epub 2017 Oct 27. PMID: 29110921; PMCID: PMC5801146.

The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition. *J Prosthet Dent.* 2017 May;117(5S):e1-e105. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.001. PMID: 28418832.

Van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012 Jan;28(1):3-12. doi: 10.1016/j.dental.2011.10.014. Epub 2011 Nov 26. PMID: 22119539.

Taggart WH. A New and Accurate Method of casting Gold Inlays. *Dental Cosmos*. 1907;49:1117–1121.

Yildirim B. Effect of porcelain firing and cementation on the marginal fit of implant-supported metal-ceramic restorations fabricated by additive or subtractive manufacturing methods. *J Prosthet Dent*. 2020 Oct;124(4):476.e1-476.e6. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.03.014. Epub 2020 May 22. PMID: 32451142.