



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

LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHİ

**ACURÁCIA DIMENSIONAL E ADAPTAÇÃO DE ENDOCROWNS
OBTIDAS POR DIFERENTES FERRAMENTAS DE
MANUFATURA ASSISTIDA POR COMPUTADOR**

2022

LUIGI GIOVANNI BERNARDO SICHİ

**ACURÁCIA DIMENSIONAL E ADAPTAÇÃO DE ENDOCROWNS OBTIDAS POR
DIFERENTES FERRAMENTAS DE MANUFATURA ASSISTIDA POR
COMPUTADOR**

Tese 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 DOUTOR, pelo Programa de Pós-Graduação em ODONTOLOGIA RESTAURADORA.

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

Orientador: Prof. Assis. Dr Rodrigo Máximo de Araújo

São José dos Campos

2022

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).

Sichi, Luigi Giovanni Bernardo

Acurácia dimensional e adaptação de endocrowns obtidas por diferentes ferramentas de manufatura assistida por computador / Luigi Giovanni Bernardo Sichi. - São José dos Campos : [s.n.], 2022.
105 f. : il.

Tese (Doutorado em Odontologia Restauradora) - Pós-Graduação em Odontologia Restauradora - Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos, 2022.
Orientador: Rodrigo Máximo De Araújo.

1. CAD-CAM. 2. Impressão tridimensional. 3. Prótese dentária. 4. Adaptação marginal dentária. I. De Araújo, Rodrigo Máximo, 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. Assis. Dr Rodrigo Máximo de Araújo (orientador)

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Tit. George Miguel Spyrides

Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ)

Centro de Ensino Superior

Faculdade de Odontologia

Profa. Assoc. Ana Paula Martins Gomes

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Assoc. Tarcisio José de Arruda Paes Junior

Universidade Estadual Paulista (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Marcela Moreira Penteado

Faculdade Santo Antônio

Instituto de Ensino Superior

Campus Caçapava

São José dos Campos, 06 de dezembro de 2022.

"...Na tranquilidade e na confiança [no Senhor] está sua força...". Isaías 30:15

SUMÁRIO

RESUMO.....	5
ABSTRACT.....	6
1 INTRODUÇÃO	7
2 REVISÃO DE LITERATURA.....	11
2.1 Odontologia digital (CAD/CAM).....	11
2.2 Manufatura aditiva.....	14
2.2.1 Manufatura aditiva por emissão de luz.....	17
2.2.2 Parâmetros para impressão	19
2.3 Comparações entre os tipos de manufatura.....	24
2.4 Endocrown	29
2.4.1 Desempenho biomecânico, adaptação e sobrevida.....	31
2.5 Relação tempo clínico, custos e sucesso de restaurações indiretas.....	36
2.6 Adaptação marginal e interna	37
2.7 Testes para determinação da adaptação marginal e interna.....	41
3 PROPOSIÇÃO	46
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	47
4.1 Confecção modelo mestre.....	47
4.2 Desenho endocrown	52
4.3 Manufatura aditiva.....	54
4.4 Manufatura subtrativa	56
4.5 Avaliação das amostras por metrologia óptica	60
4.5.1 Acurácia	61
4.5.2 Técnica da réplica de silicone digital.....	66
5 RESULTADO	72
5.1 Acurácia	72
5.2 Linha de cimentação	77
6 DISCUSSÃO	87
6.1 Relevância do tema proposto para odontologia e sociedade	87
6.2 Metodologia empregada	89
6.3 Resultados	95
7 CONCLUSÃO	99
REFERÊNCIAS.....	100

Sichi LGB. Acurácia dimensional e adaptação de endocrowns obtidas por diferentes ferramentas de manufatura assistida por computador [tese]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2022.

RESUMO

A partir dos avanços da tecnologia CAD/CAM na Odontologia, observa-se a crescente utilização da manufatura aditiva na confecção de peças protéticas. Este trabalho propões a avaliação da acurácia interna e linha de cimentação de *endocrowns* produzidas através de manufatura aditiva e subtrativa. Para isso foi produzido um modelo mestre preparado para coroa *endocrown*, o qual foi posteriormente escaneado para desenho e fabricação das restaurações, segundo sua manufatura: aditiva (n=14) e subtrativa (n=14). As *endocrowns* tiveram sua parte interna escaneadas e através de software de inspeção foram comparadas as diferenças entre o projeto (CAD) e a restauração manufaturada, com a distribuição no interior de cada espécime de 90 pontos de aferição equidistantes. Seus respectivos valores de desvio foram utilizados para o cálculo de um valor eficaz (*root mean square* - RMS). Além disso, foi mensurada a desadaptação entre as *endocrowns* e modelo mestre, mediante a técnica da réplica de silicone digital, com aferição da linha de cimentação em pontos padronizados e distribuídos de forma equidistantes na região marginal, axial e pulpar, bem como a mensuração da linha de cimentação absoluta. Os dados da veracidade/acurácia interna passaram por teste de normalidade e comparação estatística pelo teste t student não pareado ($\alpha=0,05$). Os resultados para veracidade interna RMS (Impresso $49.6032 \mu\text{m} \pm 3.8917$ e fresado $48.5554\mu\text{m} \pm 2.2992$) não demonstraram diferença estatística significativa entre os grupos (p valor >0.05), entretanto sob avaliação qualitativa em gráfico de cores, houve distorções entre as peças produzidas e o projeto em software CAD, com padrões de distorção distintos segundo o tipo de manufatura. Quanto aos resultados da linha de cimentação, os valores de cada região passaram por teste de normalidade e comparação pelo teste t student não pareado ($\alpha=.05$). Sem diferença estatística (p valor >0.05) na região marginal (impresso $52.9121 \mu\text{m} \pm 10.8946$ e fresado $61.8303 \mu\text{m} \pm 13.4616$) e linha de cimentação absoluta (impresso $84.642\mu\text{m} \pm 8.0161$ e fresado $89.1016\mu\text{m} \pm 10.7006$). Contudo nos resultados da linha de cimentação em região axial (impresso $78.2094\mu\text{m} \pm 10.5483$ e fresado $95.3686\mu\text{m} \pm 9.550$), bem como região pulpar (impresso $160.9635\mu\text{m} \pm 18.3995$ e fresado $131.11\mu\text{m} \pm 23.7442$), houve diferença estatística significativa entre os grupos (p $< 0,05$). Conclui-se, portanto, com relação aos valores gerais, tais como a linha de cimentação absoluta e veracidade interna, que não houve diferença estatística significativa entre as duas manufaturas. Todavia, quanto a avaliações locais da linha de cimentação, o grupo impresso apresentou os melhores resultados em região axial, o grupo fresado em região pulpar e ambos os grupos com resultados semelhantes estatisticamente para região marginal.

Palavras-chave: CAD-CAM. Impressão tridimensional. Prótese dentária. Adaptação marginal dentária.

Sichi LGB. Trueness and adaptation of endocrowns obtained by different computer-aided manufacturing devices [doctorate thesis]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2022.

ABSTRACT

Following the advances in CAD/CAM technology in dentistry and the increasing use of additive manufacturing in prosthetic dentistry, this study proposes the evaluation of the trueness and cementation line adaptation of endocrowns produced through additive and subtractive manufacturing. A master model prepared for endocrown and scanned for design and fabrication of restorations, according to their manufacture type: additive (n=14) and subtractive (n=14). The endocrowns had their internal area scanned and, through an inspection software, the differences between the design (CAD) and the manufactured restoration were compared, based by the distribution in each specimen of 90 equidistant measurement points. And their respective deviation values were used for the calculation of Root Mean Square (RMS). In addition, the misfit between the endocrowns and the master model was measured using the digital silicone replica technique, and the cementation line measured at standardized and equidistant points in marginal, axial, and pulp regions. As well as the measurement of the absolute cementation line. The trueness data underwent a normality test and statistical comparison by the unpaired student t test ($\alpha=.05$). The results for RMS internal trueness (Printed $49.6032 \mu\text{m} \pm 3.8917$ and milled $48.5554 \mu\text{m} \pm 2.2992$) did not show a statistically significant difference between the groups (p value >0.05), however under qualitative evaluation in a color map, there are distortions between the crowns produced and the design in CAD software, following different patterns according to the manufacture type. As for the results of the cementation line, the data of each region underwent a normality test and comparison by the unpaired t student test ($\alpha=.05$). No statistical difference (p value >0.05) in the marginal region (printed $52.9121 \mu\text{m} \pm 10.8946$ and milled $61.8303 \mu\text{m} \pm 13.4616$) and absolute cementation line (printed $84.642\mu\text{m} \pm 8.0161$ and milled $89.1016 \mu\text{m} \pm 10.7006$.) were observed. However, in the results of the cementation line at the axial region (printed $78.2094\mu\text{m} \pm 10.5483$ and milled $95.3686\mu\text{m} \pm 9.550$), as well the pulp region (printed $160.9635\mu\text{m} \pm 18.3995$ and milled $131.11\mu\text{m} \pm 23.7442$), there was a statistically significant difference between the groups ($p < 0.05$). This study concludes that in relation to the global values, such as the absolute cementation line and internal trueness, that there was no statistically significant difference between the two manufacturing types. However, regarding the local assessments of the cementation line, the printed group presented the best results in the axial region, the milled group in the pulp region, and both groups with statistically similar results for the marginal region.

Keywords: CAD-CAM. Three-Dimensional printing. Prosthodontics. Dental marginal adaptation.

1 INTRODUÇÃO

Numa constante preocupação com as necessidades de seus pacientes, a odontologia sempre buscou o desenvolvimento de novas técnicas para o aprimoramento de seus processos restauradores. Por conta disso, desde as décadas de 70 e 80, através de nomes como Dr. Matts Andersson, desenvolvedor do sistema Procera® e Dr Werner Moermann, desenvolvedor do sistema CEREC®, que a tecnologia CAD/CAM (computer-aided design / computer-aided manufacturing) e a odontologia digital, tem sido amplamente estudadas (Davidowitz, Kotick, 2011; Miyazaki et al., 2009).

Ao longo desses mais de 40 anos de desenvolvimento em tecnologia CAD/CAM e fluxo digital na odontologia, percebe-se contínuo e sólido desenvolvimento de seus três pilares: a aquisição de dados e imagens, com os avanços na tecnologia de escaneamento intraoral (Michelinakis et al., 2019); o processamento de dados, através de softwares de design e *machine learning* (Gao et al., 2020) e a manufatura assistida por computador, do tipo subtrativa ou mais recentemente a aditiva, que vem ganhando cada vez mais importância e espaço na odontologia digital (Khaledi et al., 2019).

Com relação às técnicas de manufatura assistida por computador, inicialmente surgiu a tecnologia subtrativa, em que blocos de diversos materiais são desgastados através de fresadoras. E mais tarde a manufatura do tipo aditiva, conhecida também por “impressão 3D” e “prototipagem rápida”, definida como um processo de unir materiais camada sobre camada, para criação de objetos 3D livres a partir de dados de um modelo digital. Propiciando a realização de guias para cirurgia, modelos de estudo e trabalho, padrões calcináveis e restaurações indiretas. Com menor taxa de desperdício de material quando comparada à manufatura subtrativa (Bae et al., 2017; Barazanchi et al., 2017; Bhargav et al., 2018; Dawood et al., 2015; Javaid, Haleem, 2019; Van Noort, 2012).

Dentre as técnicas de manufatura aditivas mais utilizadas na odontologia, destacam-se a estereolitografia (SLA), o *digital light processing* (DLP) e a *liquid crystal display* (LCD). Todas são muito parecidas na sua metodologia de produção, pois utilizam resinas fotossensíveis depositadas em tanques e com o auxílio de uma

plataforma vertical móvel, junto a uma fonte luminosa para cura do polímero, cria-se um objeto 3D livre. Entretanto é no tipo de fonte de luz que estão suas principais diferenças, pois a SLA (clássica) utiliza laser ultravioleta (UV), desenhando ou escaneando (*Scanning based Stereolithography*) uma secção transversal do objeto, que depois de polimerizado, descerá junto com a plataforma a uma distância igual ao tamanho da camada definida, para que a resina não polimerizada cubra a camada anterior e o processo de desenho da secção transversal se repita. Vale ressaltar que essa direção de manufatura se expõe a maiores chances de inibição de polimerização por oxigênio. Já para impressoras tipos DLP, a plataforma é mergulhada no tanque de resina líquida fotoativada e através da emissão de luz arc ou por micro-espelhamento (DMD), ocorre à projeção do objeto (*Projection-based Stereolithography*) e após a polimerização da camada, a plataforma irá se distanciar da base do tanque onde a resina está depositada (Azari, Nikzad, 2009; Ligon et al., 2017; Revilla-Léon, Ozcan, 2019; Stansbury, Idacavage, 2015).

Com relação à tecnologia de impressão por LCD, esta tem começado a ganhar mais destaque na fabricação de joias, brinquedos e mais recentemente na odontologia. Ela também é baseada em fotopolimerização, mas sua fonte de luz utiliza um display de cristal líquido (LCD) para seu sistema de imagem (*Projection-based Stereolithography*), que sob a influência de um campo elétrico, altera seu arranjo e impede a passagem de luz. Quando comparada a outras técnicas de impressão por luz é a mais barata disponível atualmente, e garante um bom custo benefício (preço versus resolução de impressão). Entretanto durante as mudanças no campo elétrico no processo de manufatura, para impedir ou não a passagem de luz, pode ocorrer pequenos vazamentos desta luz, que acarretam em uma menor precisão quando comparada a impressoras do tipo DLP. Além do fato de uma vida útil mais curta do sistema (Chen et al., 2021; Moon et al., 2021; Quan et al., 2020)

O sistema CAD/CAM tem uma proposta de precisão e dinamismo na execução dos protocolos reabilitadores em Odontologia, conhecido também como fluxo digital. Dentro das diversas possibilidades de construção de trabalhos protéticos, destacam-se as coroas endodônticas ou *endocrows* pois permitem reconstruir dentes posteriores tratados endodonticamente, principalmente molares, com extensa perda de material coronário (Bindl et al., 2005; Al-Dabbagh, 2020).

A *endocrown* é uma peça protética única, de preparo supragengival,

constituída de parte coronária, estética e funcional e parte interna na câmara pulpar, para garantir estabilidade e retenção, através da cimentação adesiva (Govare, Contrepolis, 2020; Shin et al., 2017). É uma opção viável em canais curvos ou curtos, os quais inviabilizam o uso de retentores intrarradiculares (RIR). Além de dispender menor tempo clínico de execução quando comparada a técnica convencional de RIR e coroa (Biacchi, Basting, 2012).

A possibilidade de menor tempo para finalização de um caso, não só evita as chances de contaminações cruzadas entre a equipe odontológica e o paciente (Papi et al., 2021), mas também reflete em um menor custo de produção e aumenta as taxas de sucesso na reabilitação de dentes tratados endodonticamente, pois o tempo dispendido no processo de finalização do caso até a cimentação da coroa definitiva é inversamente proporcional ao seu êxito (Pratt et al., 2016; Schwendicke, Stolpe, 2018; Yee et al., 2018).

Para assegurar a aceitabilidade clínica de *endocrowns*, obtidas por manufatura aditiva e as diferentes resinas disponíveis no mercado, é necessária uma avaliação quanto sua adaptação marginal e interna (Mously et al., 2014) e desempenho biomecânico do material escolhido na reabilitação (Tribst et al., 2020).

Com relação à adaptação marginal, valores iguais ou menores que 120 micrômetros (μm) (McLean, Fraunhofer, 1971; Contrepolis et al., 2013) são indicadores de maior sobrevida, pois adaptações marginais ruins tendem a expor maior área do cimento a agentes bucais, além de influenciar negativamente na saúde periodontal (Bergenholtz et al., 1982; Felton et al., 1991; Lang et al., 1983; Yüksel, Zaimoğlu, 2011). Já a adaptação interna está ligada à espessura interna do cimento e consequentemente na resistência mecânica da peça, influenciando também no resultado final da adaptação marginal (May et al., 2012; Tuntiprawon, Wilson, 1995).

Para averiguação da desadaptação marginal, pode-se utilizar técnicas não destrutivas como a técnica da visualização direta, com o assentamento da peça sobre o modelo mestre, restringindo a observação externa da desadaptação marginal (Holmes et al., 1989; Shillingburg et al., 1973). Ou a técnica da réplica de silicone, que simula a linha de cimentação com um elastômero fluído, e possibilita a avaliação do espaço marginal e interno (Holmes et al., 1989; Laurent et al., 2008).

Com os avanços na captação de imagens dentro da odontologia e a maior

acessibilidade à scanners odontológicos, hoje é possível utilizar metodologias baseadas em metrologia óptica, muito difundidas na engenharia para controle de qualidade, e que tem ganhado cada vez mais espaço como metodologia científica dentro da literatura odontológica, pois favorece uma compreensão tridimensional das análises, além de melhor padronização e diminuição das chances de erro humano (Holst et al., 2011; Lee, 2016).

As possibilidades em utilizar *endocrown* como opção protética aumentam ainda mais com o crescente desenvolvimento da manufatura aditiva na Odontologia, principalmente com a maior acessibilidade aos equipamentos e às matérias primas. No entanto, é um tema ainda escasso na literatura, portanto o objetivo do presente estudo foi avaliar, através de metrologia óptica, a acuidade dimensional, linha de cimentação marginal e interna de *endocrowns* obtidas por diferentes dispositivos de manufatura assistida por computador.

2 REVISÃO DE LITERATURA

A revisão de literatura do presente trabalho foi dividida em tópicos para facilitar a compreensão de todos os assuntos abordados e imprescindíveis para sua execução. Será abordado o histórico da odontologia digital e suas ramificações com o desenvolvimento de novas tecnologia, bem como a definição e desenvolvimento das *endocrowns* e as metodologias para análise de acurácia e desadaptação, desde as ferramentas analógicas até as digitais e mais recentes.

2.1 Odontologia digital (CAD/CAM)

Aqui será primeiramente abordado um breve histórico da odontologia digital e questões pertinentes à manufatura subtrativa, pois em seus primórdios ambas se desenvolveram em paralelo, o que levou ao entendimento equivocado de que os termos odontologia digital e CAD/CAM são simplesmente sinônimos para manufatura subtrativa. Na verdade, como a própria literatura apresentada aqui sugere, a odontologia digital e a tecnologia CAD/CAM são temas na qual a manufatura subtrativa está inserida, assim como outros tipos de manufatura e recursos de aquisição e processamento de dados.

Miyazaki et al. em 2009 revisaram a história dos sistemas CAD/CAM na odontologia, baseados em 20 anos de experiência na área e abordando perspectivas futuras aplicáveis dessa tecnologia. Os autores discorreram sobre o estado atual dos sistemas no mundo e seu enfoque em coroas cerâmicas. Além disso, abordam as razões dos sistemas não serem tão simples e fáceis de utilizar, pois dependem de fatores como: custo, tempo, operação, morfologia do preparo, sua relação com antagonista, dentes adjacentes e processamento das restaurações. Entretanto, mesmo com essas dificuldades, vantagens como a possibilidade de utilizar novos materiais, mão de obra reduzida, custo benefício e controle de qualidade estão relacionadas à sua utilização. Os autores concluíram que não há dúvidas da aplicabilidade da tecnologia dentro da odontologia e que avanços são

importantes para benefícios na qualidade de vida dos pacientes.

Davidowitz e Kotick em 2011 em seu artigo discorreram sobre o desenvolvimento da tecnologia CAD / CAM no consultório odontológico e laboratório, bem como suas possibilidades futuras. Na época de publicação, a tecnologia CAD / CAM, já contava com mais de 25 anos de desenvolvimento dentro da odontologia. Em seus primórdios de desenvolvimento, contando com nomes como, Duret, Werner Mörmann, Dianne Rekow e Matts Andersson, pretendia solucionar três problemas: (01) garantir resistência adequada às restaurações, (02) criar restaurações naturais e (03) desenvolver rapidez, precisão e facilidade de confecção. Hoje, com o desenvolvimento da tecnologia pode-se criar inlays, onlays, próteses parciais fixas, pilares de implantes e reabilitações extensas utilizando CAD / CAM. Contudo, os autores ressaltam que todo aparato necessário ainda é caro, mas esperam que com o aumento gradativo de sua utilização nos tratamentos odontológicos, seus preços diminuam e torne-se um protocolo padrão.

Van Noort em 2012 buscou fornecer uma visão geral através da busca das principais publicações em inglês das últimas duas décadas sobre dispositivos digitais na odontologia. Num breve histórico, tratou de grandes desenvolvimentos com Dr. William H. Taggart que no início de 1900, introduziu o processo de fundição por cera perdida na odontologia, adaptado do método então utilizado na joalheria. Já o CAD/CAM começou na odontológica por volta de 1970 com trabalhos de Duret e Preston. Seguido por Moermann na década de 80, que levou ao desenvolvimento do sistema CEREC®. Os autores deixam claro os três pilares de desenvolvimento em CAD/CAM, (1) aquisição de dados, (2) processamento de dados e (3) fabricação. Dentro da fabricação, abordam os tipos de manufatura, categorizado em subtração, pela usinagem controlada numericamente por computador e adição, pela união de materiais camada sobre camada, em oposição ao método subtrativo. Os autores concluem que a tecnologia digital está avançando rapidamente na odontologia e o desafio dos pesquisadores é aprimorar a tecnologia com materiais seguros para odontologia.

Papi et al. em 2021 relataram suas experiências em casos protéticos reabilitadores tratados durante a pandemia de COVID-19 e destacaram as vantagens de um protocolo totalmente digital nestas situações. Os autores abordaram que no fluxo totalmente digital, o risco de infecção limita-se apenas ao

contato direto no consultório odontológico com o paciente, e mesmo assim, a contaminação pode ser evitada pelos protocolos de biossegurança rotineiramente utilizados no dia-a-dia clínico. O fluxo digital reduziu as etapas e o tempo de trabalho em comparação com o fluxo de trabalho analógico e, portanto, o possível risco de infecção, pois não houve modelos e moldes para desinfecção ou terceirizações em transporte desses componentes até o laboratório, ainda mais num modelo chairside. E na opinião dos autores, sempre que possível, o fluxo digital deve ser implementado durante a pandemia.

Um dos pilares que tem se aprimorado cada vez mais é o de aquisição de dados, à exemplo de Michelinakis et al. em 2019 que mediram in vitro a veracidade e precisão de dados de arcadas completas por 3 scanners intraorais diferentes, o TRIOS 3 color Pod (3Shape), o Emerald (Planmeca) e o i500 (Medit) comparados um scanner de laboratório (bancada) como referência. As hipóteses nulas eram de que nenhuma diferença estatisticamente significativa seria encontrada na veracidade do arco completo dos scanners testados e que nenhuma diferença estatisticamente significativa seria encontrada na precisão do arco completo dos scanners testados. Para isso, 19 modelos maxilares e 19 mandibulares previamente adquiridos de 19 pacientes, foram digitalizados pelos 3 scanners intraorais, os arquivos foram exportados no formato padrão de tessellation language (STL) e inseridos em um software de comparação de malhas 3D de metrologia (CloudCompare). Os autores rejeitaram suas hipóteses nulas, mas ressaltam questões relevantes em sua discussão, como a limitação de seu estudo, onde as avaliações estão fundamentadas no erro médio global calculado e as áreas locais não foram avaliadas, apenas a superestimação ou subestimação global dos dados foi avaliada. Além disso, quanto aos softwares de metrologia óptica, ressaltam que cada softwares de metrologia usa diferentes algoritmos de melhor ajuste para a sobreposição de conjuntos de dados. Isso pode resultar em valores espaciais diferentes para o processo de cálculo. Seus achados revelaram que todos os 3 scanners testados exibiram precisão média in vitro abaixo de 100 μm .

2.2 Manufatura aditiva

Com os avanços na tecnologia CAD/CAM, métodos aditivos para produção de trabalhos odontológicos começaram a ganhar mais visibilidade, sendo incorporados na rotina clínica e laboratorial.

Azari e Nikzad em 2009 utilizando-se da terminologia prototipagem rápida, para se referir a técnicas de manufatura aditiva, tiveram como objetivo elucidar o desenvolvimento e histórico dessa técnica e sua capacidade de fabricar peças tridimensionais (3D) complexas, a partir de projeto digitais, pela decomposição dos modelos tridimensionais em finas camadas e consequentemente a produção física destas camadas e seu empilhamento (camada sobre camada), diferentemente da produção por subtração. A prototipagem rápida vem ganhando cada vez mais destaque na medicina e odontologia, pois pode produzir com detalhes estruturas complexas ligadas à anatomia humana. Dentre as técnicas que os autores abordam dentro da prototipagem, destacam-se a estereolitografia, sinterização seletiva à laser e modelagem de deposição fundida. Os autores predizem que no futuro, devido aos processos aditivos, as disciplinas restauradoras serão revisadas, ao ponto de métodos assistidos por computador certamente garantiram segurança, simplicidade e confiabilidade.

Dawood et al. em 2015 em sua revisão de literatura sobre impressão 3D na odontologia, abordam pontos relevantes como a constante associação da manufatura subtrativa à odontologia digital ou sinônimo de tecnologia odontológica moderna. Com relação a impressão 3D, os autores apontam que as impressoras 3D costumam ser dispositivos robóticos bastante simples e que como tecnologia CAM necessitam dos softwares para projetar suas peças em um ambiente virtual. Uma característica interessante das impressões 3D é que podem ser associadas à arquivos de tomografia, para fornecimento de dados volumétrico à peça e possibilidade de utilização em modelos de estudo ou guias cirúrgicos. Dentre as formas de fabricação de um objeto existe a FDM, que utiliza materiais termoplásticos, uma das primeiras tecnologias de impressão 3D, sendo basicamente uma pistola de cola robótica, onde normalmente a ponta extrusora movimenta-se sobre uma plataforma fixa. Outra forma de impressão é a Photojet, baseado em

polímeros, de diversas cores e propriedades físicas, sensíveis à luz e injetados em uma plataforma a partir de um cabeçote de impressão do tipo jato de tinta (consideravelmente mais caro) e curado camada por camada, e mesmo sendo uma tecnologia de menor custo, seus materiais são de alto valor. Discutindo o crescente desenvolvimento da impressão 3D na odontologia, os autores consideram que uso de ferramentas digitais na odontologia tem ganhado cada vez mais força e já passou da fase inicial; se tornando mais acessível em relação ao custo de operação, materiais e manutenção. Ressaltam essa tecnologia como uma nova oportunidade de criação, mas ainda assim, a pesquisa é necessária para definir padrões de qualidade e garantir ao usuário um desempenho comparado aos métodos convencionais.

Barazanchi et al. em 2017 usando a terminologia manufatura aditiva e impressão 3D, discorrem sobre os novos materiais utilizados, tais como, polímeros (termoplásticos e as resinas fotoativadas), cerâmicas, aglutinantes/pó e metais (sinterização direta à laser), além das aplicações dessa tecnologia na odontologia. Os autores também abordaram as vantagens da manufatura aditiva, tais como, flexibilidade de uso, passividade e baixa porcentagem de desperdício. E certas desvantagens, relacionadas, por exemplo, ao efeito staircase e reprodutibilidade. E concluem que neste ritmo de desenvolvimento, há a possibilidades da ampliação do fluxo digital com impressoras a mais áreas dentro da odontologia.

Ligon et al. em 2017 tratou dos polímeros para impressão 3D e manufatura aditiva personalizada. Sobre o histórico da impressão 3D, relataram que foi introduzido na década de 80 para atender às necessidades específicas, como uma plataforma de tecnologia versátil para design assistido por computador e prototipagem rápida, pensando em acelerar a produção e reduzir custos de fabricação. A partir de 2000 tornou-se mais refinada e mais acessíveis. Os polímeros são a classe de materiais mais utilizada para manufatura aditiva, sem precedentes para os metais e cerâmicas. Dentre os pilares de desenvolvimento da impressão 3D, como ênfase na produção baseada em materiais poliméricos, cinco pilares podem ser contados: (1) velocidade de construção, (2) propriedades mecânicas; (3) resolução; (4) peças em multimateriais e (5) biocompatibilidade. Os autores também abordam a impressão 4D, que é baseada na impressão 3D, porém respondem a estímulos externos como água e temperatura. Possivelmente um novo campo de

investigação científica que surgirá nos próximos anos.

Bhargav et al. em 2018 em sua revisão sobre as aplicações da manufatura aditiva na odontologia, ofereceram uma visão geral sobre essa tecnologia e analisaram os detalhes de sua aplicação, ressaltaram a quebra de paradigmas que esta tecnologia proporcionou nos conceitos anteriores de transformação de matéria prima em um produto acabado. Com aplicações desde a medicina até a odontologia, de implantes a próteses através do processo de impressão 3D, com a criação de um objeto por determinada matéria prima, camada por camada. Apontaram vantagens como a personalização dos projetos, opções variadas de materiais, facilidade de fabricação, rapidez de execução e menor desperdício de material, quando comparada a técnicas subtrativas.

Javaid e Haleem em 2019 estudaram o estado atual da manufatura aditiva na odontologia e identificaram por meio da base de dados SCOPUS, a quantidade de publicação com essa tecnologia. Até setembro de 2018, utilizando as palavras-chave “Additive Manufacturing ”Dentistry” foram encontrados no total 70 artigos, com o primeiro artigo no ano de 2009, com aumento ao decorrer dos anos nas publicações anuais, devido a maior facilidade de obtenção dos equipamentos e crescente aceitabilidade na odontologia. Os autores concluem que a manufatura aditiva tem potencial para resolver diversos problemas na odontologia, desde a personalização, até posicionamento e retenção de trabalhos protéticos.

Um exemplo dentro das diversas possibilidades de resolução de um caso clínico que a impressão 3D pode proporcionar foi relatado por Gao et al. (2020), em que descreveram um novo fluxo de trabalho direto integrando CAD./CAM para a restauração de uma fratura classe IV. Os autores destacaram a garantia do resultado clínico previsível, estético e durabilidade. Foi descrita uma técnica de index modificada para restaurar uma classe IV, onde o defeito é reparado em software de design, imitando precisamente o incisivo contralateral e um modelo da arcada do paciente, agora com o defeito restaurado, foi impresso. E a partir deste modelo impresso foi criado um index para transferir o contorno do modelo para a boca do paciente.

2.2.1 Manufatura aditiva por emissão de luz

Dentro da manufatura aditiva utilizando polímeros para criação de peças, três processos por emissão de luz se destacam, a estereolitografia à laser, DLP e LCD.

Stansbury e Idacavage em 2015 revisaram as várias técnicas de fabricação aditiva, os materiais monoméricos e poliméricos que elas utilizam. Os autores ressaltam que a manufatura aditiva, mais coloquialmente chamada de impressão 3D, está rapidamente se estabelecendo como uma técnica de processamento altamente flexível que pode ser aplicada a plásticos, metais, cerâmicas, concreto e outros materiais de construção. Uma manufatura aditiva destacada foi a *digital lighting projection* (DLP), que junto a utilização de fontes de LED de alta potência permitem essencialmente que qualquer parte selecionada do espaço de trabalho em plano x/y, seja exposta simultaneamente. Técnica em oposição à gravação dinâmica com um raio laser condensado, utilizada pela estereolitografia (SLA). Embora altas velocidades de varredura a laser sejam empregadas na abordagem SLA, a capacidade de fotopolimerizar simultaneamente todas as partes de uma determinada fatia como o DLP, acelera significativamente os tempos de ciclo entre as camadas. Ambas as técnicas SLA ou DLP podem ser usadas com uma grande variedade de monômeros e sistemas de resina. Concluem que as tecnologias de impressão 3D já estão modificando muitas abordagens industriais e acadêmicas na área da saúde tanto em medicina quanto em odontologia.

Revilla-Léon e Ozcan em 2019 analisaram os principais processos de manufatura aditiva com polímeros para aplicações odontológicas: estereolitografia (SLA), processamento digital de luz (DLP), jateamento de materiais (MJ) e extrusão de materiais (ME). O DLP é muito semelhante à tecnologia SLA, pois está na mesma categoria. A principal diferença entre SLA e DLP é a fonte de luz, onde a imagem é criada por uma lâmpada ou através de espelhos microscópicos dispostos em uma matriz em um chip semicondutor, conhecido como dispositivo de micro-espelhamento digital (DMD). Cada espelho representa um ou mais pixels na imagem projetada em um tanque com polímero líquido fotossensível, exposto à luz de um projetor. O projetor DLP exibe a imagem do modelo 3D no polímero líquido. Neste

sistema, o objeto físico é retirado da resina líquida. No método SLA clássico, a plataforma da impressora é imersa em uma resina líquida e polimerizada por um laser ultravioleta (UV). O laser desenha uma seção transversal do objeto para formar cada camada. Os autores concluem que a integração e o desenvolvimento de protocolos para um fluxo de trabalho digital completo ainda são necessários. Um futuro promissor está à frente para as aplicações protéticas das tecnologias de manufaturas aditivas, onde um fluxo de trabalho digital completo pode ser aplicado sistematicamente no trabalho diário.

Quan et al. em 2020 apresentaram as técnicas de impressão 3D por fotopolimerização e seus desafios. Os autores restringiram-se a abordar técnicas de impressão 3D já estabelecidas e comercializadas (SLA, DLP, LCD, CLIP e MJP). Ressaltaram que a busca por formas de impressão com alta velocidade de impressão e alta precisão são muito importantes, além de fatores como, por exemplo, cura mais rápida, impressão de peças maiores, resinas de alta viscosidade e biocompatibilidade são desafios com ampla perspectiva dentro da impressão 3D por fotopolimerização.

Schweiger et al. em 2021, pretendiam obter uma visão global da manufatura aditiva no fluxo digital em prótese dentária no ambiente laboratorial e no consultório odontológico, com base em informações factuais pela literatura. Começando pelo histórico da técnica, os autores ressaltaram que a manufatura aditiva, iniciou-se por meio das necessidades da indústria na década de 80, principalmente para prototipagem rápida, tendo como seus pioneiros Charles W. Hull (3D Systems), S. Scott Crump (Stratasys) e Hans J. Langer e Hans Steinbichler (EOS), mas foi Charles W. Hull quem patenteou a primeira impressora 3D. E desde seu surgimento, diversas técnicas foram desenvolvidas. Ao todo sete técnicas podem ser classificadas segundo à forma de construção do objeto impresso, sendo elas por: fotopolimerização em cuba, extrusão de material, jateamento de material, jateamento de ligante, fusão em leito de pó, deposição de energia direcionada e laminação de folha. Com destaque, para fotopolimerização em cuba dentro da odontologia, muito devido a estereolitografia à laser e DLP. E mais recentemente a LCD, criando peças pela exposição pixel a pixel, através da impressão ultravioleta direta (395 a 405 nm), por telas de cristal líquido (LCD) de baixo custo. Considerando que até pouco tempo atrás, as impressoras 3D disponíveis para

odontologia eram exclusivas de grandes centros de produção, novas fontes têm visto o potencial dentro da odontologia e das possibilidades da manufatura aditiva em geral, conseqüentemente, equipamentos comparativamente mais acessíveis tem sido disponibilizado para compra. Um fato interessante e recente que os autores ressaltam é que desde fevereiro de 2020, a Bego ® oferece a primeira resina para fabricação de restaurações unitárias definitivas usando impressão 3D, o Bego VarseoSmile Crown plus, indicado para coroas unitárias, inlays, onlays e facetas, disponível em sete tons, A1, A2, A3, B1, B3, C2 e D3.

2.2.2 Parâmetros para impressão

Não há consenso na literatura sobre os parâmetros ideais para impressão em polímeros, dessa forma certas lacunas permanecem na aplicação de impressão 3D na Odontologia.

Kim et al. em 2017, em um estudo in vitro, avaliaram a reprodutibilidade e discrepância marginal de copings impressos em resina (Visijet FTX Green; 3Dsystems) fabricados utilizando microstereolitografia (Projet 1200; 3Dsystems). Um troquel mestre de um primeiro molar inferior direito com preparo para cora total foi reproduzido em gesso Tipo IV e digitalizado para produzir um arquivo em STL para desenho dos copings (DentCAD; Delcam PLC), com 0,5mm de espessura e 0µm para linha de cimentação. Copings de resina foram então impressos em uma matriz, três e seis por vez (n=18) e polimerização final sob luz UV por 10 minutos. As discrepâncias marginais foram medidas usando microscópio digital x160 em 12 pontos de referência distribuídos pelas quatro faces do preparo, e os dados obtidos, analisados usando um método não paramétrico, teste de Kruskal-Wallis H, teste U Mann-Whitney post hoc com correção de Bonferroni. A média $\pm$ desvio padrão das discrepâncias marginais totais dos grupos de 1, 3 e 6 matrizes foram respectivamente: $72,2 \pm 39,1 \mu\text{m}$, $61,2 \pm 37,3 \mu\text{m}$ e $92,5 \pm 54,1 \mu\text{m}$. Diferenças estatisticamente significantes foram encontradas os grupos comparados ($P < .05$). Com base nas evidências, o grupo de três matrizes foi o que mostrou melhores resultados. Por conta de a adaptação ser afetada pelo número de copings fabricados

por vez, são necessários novos trabalhos em novos múltiplos para copings de resina.

Ryu et al. em 2020 imprimiram coroas totais provisórias de resina em diferentes direções de construção, num total de 6 direções, 120°, 135°, 150°, 180°, 210°, 225° com n=10 em cada direção, usando uma impressora do tipo DLP e avaliaram a adaptação marginal e interna dessas coroas, usando a técnica de réplica de silicone (SRT), nas seguintes regiões, margem, cervical, axial e oclusal. Os valores foram analisados estatisticamente usando ANOVA de uma via e Dunnett T3. Os autores concluíram que a adaptação marginal e interna das coroas provisórias impressas varia dependendo do ângulo de construção e os melhores valores de adaptação foram alcançados com ângulos de construção de 150° e 180°.

Çakmak et al. (2021) estudaram a veracidade e a qualidade da margem de coroas provisórias impressas em 3 diferentes espessuras de camada (20, 50 e 100 µm), comparadas com coroas de PMMA fresadas. Para isso, fabricou-se um primeiro dente molar inferior direito (typodont), com preparo em chanfro de 1 mm de largura para coroa total. A restauração indireta foi projetada com espaço de cimento de 30 µm (Exocad Dental CAD2.2, Exocad GmbH, Darmstadt, Alemanha). A coroa foi exportada em arquivo STL para fabricação por manufatura aditiva, manufatura subtrativa e controle (n = 10). Para manufatura aditiva, utilizou um Software DLP (MoonRay S100, SprintRay Inc, Los Angeles, CA, EUA), com a superfície oclusal da coroa angulada 45° a partir da plataforma de impressão, para melhorar os detalhes da superfície oclusal. As estruturas de suporte foram criadas de forma automática, mas revisadas quanto a região de interesse. As configurações para impressão foram reproduzidas 10 vezes na plataforma virtual da impressora, para serem impressos em Impressora DLP (MoonRay S100, SprintRay Inc, Los Angeles, CA, EUA) e resina de impressão provisória (cor N1, Nextdent Crown and Bridge Micro Filled Hybrid-MFH, C&B; sistemas 3D, Soesterberg, TheHollanda, Lote: XH312N21).

Após impressas as peças foram lavadas em cuba ultrassônica por 5 min em solução de álcool 96% (álcool isopropílico, Quimi Klean, Cidade do México, México) e depois secas. Livres de resíduos de álcool, foram pós-polimerizadas usando uma unidade de polimerização ultravioleta (SprintRay Procure Modelo SRP1811A, SprintRay Inc, Los Angeles, CA, EUA), matrizes de LED de 405 nm, por 30 min. Para a manufatura subtrativa o mesmo arquivo stl foi inserido no bloco para fresar

10 peças idênticas, sendo que todos os processos de fabricação das coroas foram realizados por um único operador. As coroas impressas e fresadas foram escaneadas usando um scanner intraoral (Medit i500 v. 1.2.1, Medit, Seul, Coréia) e durante o escaneamento, foram seguradas com uma pinças pequena e em seguida as partes em contato com a pinça foram digitalizadas.

Uma ferramenta de comparação (Medit Compare v1.1.1.61, Medit, Seoul, Korea) foi utilizada para alinhamento automático, sobreposição, separação virtual das superfícies e cálculo RMS. No software foi utilizado um alinhamento manual em três pontos de referência. Os resultados da sobreposição foram gerados por um mapa de cores e valores máximos/mínimos críticos (nominais) definidos em +50/-50 μm com uma faixa de tolerância de +10/-10 μm . O software calculou automaticamente o RMS a partir dos mapas de diferença de cores, sem a necessidade de uma fórmula adicional. Os dados foram avaliados com os testes one-way ANOVA e Tukey HSD. Os autores concluíram que para maior veracidade da margem uma espessura de camada de impressão de 20 ou 50 μm é preferível a uma de 100 μm .

Chen et al. em 2021 testaram a viabilidade de resinas (Enlighten AA temp e NextDent C&B MFH) produzidas para impressoras do tipo DLP (MiiCraft Ultra 125) em impressoras LCD (Phrozen Sonic mono). Foram avaliadas quanto a resistência à flexão e à citotoxicidade e passaram por duas unidades de pós-polimerização distintas, FormCure (Formlabs) e Phrozen Cure (Phrozen).

Segundo o fabricante a pós-polimerização recomendados pela Formlabs foi de 60° C, pois a temperatura elevada aceleraria a polimerização, mas para a PhrozenCure (com intensidade de luz maior) a exposição foi menor e os espécimes pós-polimerizados em temperatura ambiente porque a unidade não possui sistema de aquecimento.

Os dados foram avaliados estatisticamente usando análise de variância de uma via (ANOVA) com o teste post hoc de Tukey, além do test t student para as diferenças entre as duas impressoras ($\alpha=0.05$). Após a pós-polimerização, a resistência à flexão das resinas em ambas impressoras 3D estava acima do requisito mínimo de 50 MPa para a resistência à flexão de resinas provisórias especificadas no padrão da International Standards Organization (ISO) 10477. Com 15 minutos (FormCure) e 1 minuto de pós-polimerização (PhrozenCure) os materiais

atingiram quase 100% de viabilidade celular. Os autores deram preferência a testes voltados para a resistência à flexão e a citotoxicidade segundo norma ISO10477, pois consideram essas duas propriedades os fatores mais importantes quanto à segurança e ao desempenho clínico.

Os autores demonstraram que uma unidade de pós-polimerização mais potente pode compensar a diferença causada pelas impressoras 3D (DLP x LCD) para uma amostra de 2×2×25 mm utilizada nos testes mecânicos, o que se restringe apenas para facetas ou coroas simples. Deixando incerto sua utilização para corpos de prova mais espessos, como próteses parciais fixas extensas, uma vez que a energia fornecida durante a pós-polimerização pode não atingir o centro do corpo de prova. Quanto a citotoxicidade, a vedação da superfície se formou à medida que o tempo de pós-polimerização aumentou, o que possibilitou a viabilidade celular. Os autores concluem que as resinas provisórias projetadas para impressoras 3D do tipo DLP, podem ser utilizadas em impressoras-LCD, se as amostras impressas passarem por uma pós-polimerização mais potente ou no caso de uma unidade de pós-polimerização menos potente, ficar por mais tempo polimerizando.

Moon et al. em 2021 compararam a precisão de restaurações temporárias impressas em 3D de diferentes tamanhos produzidas por impressoras DLP e LCD. A hipótese nula era que a precisão dimensional de restaurações dentárias temporárias impressas em 3D não seria afetada por seus tamanhos e pelo tipo de impressora.

As restaurações temporárias foram de 2 unidades, 3 unidades, 5 unidades, 6 unidades e de arcada completa, impressas a partir de uma impressora DLP, resolução de 1920 x 1080 pixels, volume de construção de 125 mm x 70 mm x 196 mm, 5 camadas de base e tempo de pós-polimerização de 30 min (UV-A 315–400 nm; 72 W) com uma resina NextDent C&B e uma impressora LCD, resolução de 1440 x 2560 pixels, volume de construção de 68 mm x 121 mm x 140 mm, 5 camadas de base e tempo de pós-polimerização de 20 min (UV-A 315–400 nm; 72 W), utilizando uma resina Mazic D Temp. n = 10. As amostras foram lavadas com isopropanol, levadas em cuba ultrassônica por cinco minutos e secas em temperatura ambiente, de acordo com as instruções do fabricante.

As restaurações foram digitalizadas (MD-ID0300, Medit, Seoul, Korea) e exportadas em STL. Os arquivos da restauração foram sobrepostos ao arquivo STL de referência (CAD), pelas funções de alinhamento, usando software de metrologia

(PointShape Inspector v2.16, DREAMTNS, Seongnam, Coréia), para avaliar a veracidade através do desvio total, calculado para todos os pontos da malha, dentro das coordenadas XYZ. Também avaliar a disparidade de toda a superfície externa e gerar um mapa de cores global que indicou a forma do desvio com as cores azul (negativo) e vermelho (positivo) em relação à referência (CAD).

A medição com mapeamento de cores foi baseada na nuvem de pontos total da malha e segundo os autores, espera-se que supere as limitações de uma medição linear. Além disso, foi proposta a avaliação do desvio de pontos específicos, localizados em cada restauração de referência para análises específicas. O root-mean-square (RMS) e os valores de desvio foram calculados para avaliação da veracidade. Para a análise do desvio total foi realizado teste não paramétrico de Kruskal-Wallis seguido do teste de Mann-Whitney com correção de Bonferroni. Para uma comparação entre diferentes impressoras foi realizada pelo teste t de Student ou teste de Mann-Whitney dependendo do teste de normalidade (teste de Kolmogorov-Smirnov e teste de Shapiro-Wilk). Para a análise do desvio por pontos foi realizado um teste não paramétrico de Kruskal-Wallis seguido do teste de Mann-Whitney com correção de Bonferroni ($\alpha=0.05$).

Dentro dos seus resultados, as restaurações DLP tenderam a exibir, segundo o RMS global e mapa de cores, menor contração (desvio negativo/azul) do que as restaurações LCD, sendo a contração mais notável na região oclusal, entretanto independente da forma de impressão, a contração é um desafio para a *Projection based Stereolithography*. Os autores discutem que menos de 100 mm de diferença, do referencial CAD, foi atribuído como um valor aceitável em modelos dentários, por isso é difícil determinar se a imprecisão que ocorreu no trabalho é limítrofe ou não. Fatores limitantes desse estudo como, a técnicas de impressão, materiais de impressão e direção de construção, não foram considerados e muito embora as resinas de impressão neste estudo tivessem a mesma composição geral, eram de fabricantes diferentes. Baseados nos achados dos autores foi possível concluir que tanto a impressão DLP e LCD apresentam confiabilidade para pequenas restaurações, mas outras tecnologias deveriam ser consideradas para a impressão de restaurações maiores.

2.3 Comparações entre os tipos de manufatura

Com a gama de processos disponíveis, sejam eles subtrativos ou aditivos, dentro da odontologia é compreensível que estudos fossem conduzidos para avaliar essas diferentes técnicas e seus resultados em trabalhos protéticos.

Bhaskaran et al. em 2013 compararam gap marginal e o gap interno de copings em cobalto-cromo (Co-Cr) fabricados pela técnica da cera perdida (convencional e impresso) e com a técnica de sinterização direta a laser de metal (DMLS). Foi fabricado um modelo padronizado de aço inoxidável usinado por CNC com contraparte para moldagem (n=10). A desadaptação marginal vertical foi verificada em oito pontos pré-determinados e a desadaptação interna em quatro pontos. O teste t foi usado para comparar os valores médios sob um valor de significância $P < 0,05$. Os resultados estavam dentro do clinicamente aceitável.

Saleh et al. em 2016 avaliaram o efeito das diferentes técnicas de obtenção de padrões calcináveis na adaptação marginal e interna, além da resistência à fratura das coroas E-max finais. Para isso, trinta pré-molares humanos livres de cárie foram selecionados. Utilizando um torno industrial, os dentes foram preparados para receber coroas totalmente cerâmicas e divididos em três grupos (n = 10) de acordo com as técnicas de fabricação dos padrões: (grupo 1) cera convencional; (grupo 2) - Padrões de cera CAD / CAM e (grupo 3) padrões impressos em resina por Direct Light Projection (DLP). Todos os padrões foram incluídos e queimados para construção das coroas E-max. Depois de prontas as coroas tiveram seu espaço marginal vertical examinado em microscópio binocular (x90). O espaço interno aferido pela técnica da réplica de silicone. Após os testes de desadaptação, as coroas foram cimentadas e passaram por um teste de resistência à fratura. O grupo 1 apresentou a maior média marginal ($85,74 \pm 2,58 \mu\text{m}$) seguido pelo grupo 2; ($74,06 \pm 3,27 \mu\text{m}$) e depois o grupo 3 ($69,35 \pm 3,44 \mu\text{m}$) com diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Já para o espaço interno, novamente o grupo 1 ($112 \pm 7,66 \mu\text{m}$), obteve a maior média, seguido do grupo 2 ($100 \pm 5,76 \mu\text{m}$) e depois do grupo 3 ($82 \pm 7,2 \mu\text{m}$), com diferença estatisticamente significativa entre os grupos. Quanto aos valores médios de resistência à fratura dos grupos 1, 2 e 3, foram respectivamente de: $850,67 \pm 25,30 \text{ N}$, $1080,01 \pm 47,06 \text{ N}$ e $1412,18 \pm 28,92 \text{ N}$.

Durante a discussão os autores ressaltam a importância da utilização de resina no lugar da cera, para obtenção de padrões, pois oferecem resistência, rigidez e estabilidade dimensional, mas tem como desvantagem a contração de polimerização. Os autores concluíram que padrões impressos resultaram em coroas com melhor adaptação marginal e interna e a resistência à fratura foi melhorada à medida que sua adaptação interna foi aprimorada.

Bae et al. em 2017 compararam e avaliaram *in vitro* a precisão de restaurações inlay fabricadas por manufatura aditiva versus os métodos subtrativos. A forma da restauração inlay foi definida em software (Solidworks; Dassault Systems SolidWorks Corp) e salva em arquivo STL. Este mesmo arquivo foi utilizado para a manufatura de todas as amostras (40), ao todo foram 4 métodos diferentes (cada grupo com 10). Dois métodos aditivos, estereolitografia e sinterização seletiva a laser co-cr e dois métodos subtrativos, fresagem de blocos de cera e blocos de zircônia. Os espécimes fabricados foram digitalizados por scanner (D800; 3Shape A/S) e depois comparados por dados de referência em sobreposição de malhas em software (Geomagic Verify 2015; Geomagic GmbH) com o arquivo STL usados para manufatura das peças. Os resultados foram analisados estatisticamente usando uma análise de variância unidirecional ($\alpha = 0,05$). Além disso, a morfologia superficial de um espécime de cada grupo foi avaliada usando um microscópio digital. Os resultados da análise de sobreposição das restaurações dentárias indicaram que o desvio da raiz quadrada média (valor eficaz) resultante nas restaurações fabricadas usando os métodos de manufatura aditiva foram significativamente diferentes daqueles fabricados usando os métodos subtrativos ($P < 0,05$). No entanto, não foi constatada diferença estatística dentro dos grupos (aditiva e subtrativa). Na avaliação microscópica (KH-7700; Hirox) da superfície, revelou-se um fino espaçamento entre as camadas de restaurações feitas por estereolitografia, além de buracos e arranhões fracos, quando fabricados usando sinterização seletiva a laser. Nos blocos em cera e zircônia, foram observados possíveis traços da broca de fresagem. Os achados indicaram que a precisão das restaurações dentárias fabricadas usando os métodos de manufatura aditiva é maior do que a dos métodos subtrativos. Portanto, os métodos de manufatura aditiva são uma alternativa viável aos métodos subtrativos.

Elfar, Korsel e Kamel em 2018 realizaram um estudo para avaliar o efeito de

diferentes métodos de fabricação de padrão calcináveis, na adaptação marginal de restaurações de coroas de dissilicato de lítio injetadas. Para isso foi desenvolvido em CNC (computer numerical control) um modelo mestre padronizado em aço, simulando uma coroa total, com término marginal em ombro de 1 mm. Três técnicas foram utilizadas para a fabricação dos padrões calcináveis: impressão, fresagem e técnica convencional (n=10). Um dispositivo especialmente projetado foi usinado para auxiliar na fixação da amostra sobre o modelo mestre, durante a avaliação e um microscópio digital foi utilizado para capturar as imagens, em oito pontos equidistantes ao longo da margem. Na estatística, optou-se pela análise de variância, para comparar entre mais de dois grupos e o teste post-hoc para comparações pareadas. As médias em micrometros foram as seguintes: $40,33 \pm 0,77$ (impressão), $42,18 \pm 1,44$ (fresado) e $43,13 \pm 1,15$ (convencional). Os autores puderam concluir que todos os métodos de fabricação de padrões calcináveis, produziram restaurações clinicamente aceitáveis.

Kim et al. em 2018 estudaram in vitro as discrepâncias marginais e internas de copings de Co-Cr fabricados usando impressão estereolitografia laser (SLA). Um primeiro pré-molar direito superior em resina foi preparado com design marginal em chanfro e a partir dele, 45 troquéis em titânio foram fresados. Grupo 01 técnica convencional da cera perdida, grupo 02 fresagem em liga de Co-Cr e grupo 03 estereolitografias (028D; Digital Wax System) para copings em resina fotopolimerizada (RF068; Digital Wax System) (n=15). Nos grupos que utilizaram tecnologia CAD/CAM, os troqueis foram escaneados (D700; 3Shape) e os copings desenhados digitalmente (Dental Designer 2013; 3Shape), salvos em arquivo STL, para serem encaminhados às suas respectivas formas de manufatura. Os espécimes foram cimentação com cimento resinoso ao seu pilar e incluídos em plástico, as discrepâncias marginais e internas foram mensuradas pelo método da secção transversal, com 11 pontos de referência por espécime avaliado. Os valores foram analisados estatisticamente pelo one way ANOVA-($\alpha = .05$). A média ($\pm$ DP) do espaço geral foi $63,2 \pm 16,6 \mu\text{m}$ para o grupo cera perdida, $70,2 \pm 15,5 \mu\text{m}$ para o grupo impresso e $130,3 \pm 13,8 \mu\text{m}$ para o grupo fresado. Os espaços globais diferiram significativamente entre o grupo fresado e os outros dois grupos ($P < .05$). A discrepância marginal e os espaços internos foram significativamente maiores no grupo fresado do que nos grupos convencional e manufatura aditiva. Os espaços

oclusais diferiram significativamente entre os 3 grupos de estudo, $96.7 \pm 35.7 \mu\text{m}$ (convencional), $234.7 \pm 28.0 \mu\text{m}$ (fresado) e $141.9 \pm 37.3 \mu\text{m}$ (impresso). Copings fabricados usando estereolitografia mostraram aceitabilidade clínica marginal e interna, sem diferir estatisticamente da técnica convencional.

Kang et al. em 2019 realizou a análise 3D e avaliação da adaptação interna do pilar de coroas de resina fabricadas por impressão DLP e manufatura subtrativa. A avaliação 3D foi realizada pelo software Geomagic Verify (Geomagic GmbH, Stuttgart, Alemanha), as diferenças entre os dados do pilar do implante e coroas foram calculadas pelo valor da raiz quadrada média (RMS). Os resultados passaram por teste de normalidade, testes de Kolmogorov–Smirnov e Shapiro–Wilk, enquanto a análise das diferenças entre as coroas de resina PMMA (fresadas) e DLP passaram pelo teste t ($\alpha=0.05$). A média e desvio em micrômetros do RMS foi de $41,51 \pm 1,51$ (PMMA) e $43,09 \pm 2,32$ (DLP), sem diferença estatisticamente significativa entre PMMA e DLP, com resultados clinicamente aceitáveis.

Khaledi et al. em 2019 avaliaram a adaptação de copings metálicos obtidos por três técnicas de CAD/CAM diferentes, fresagem, estereolitografia e impressão por cera (PolyJet). Ao todo foram fabricados 30 padrões, dez espécimes por grupo e quando finalizados foram incluídos e fundidos em liga de níquel-cromo (Ni-Cr). Cada coping foi avaliado em microscópio digital em 16 pontos marginais, com ampliação de (x230). Após as aferições os valores foram calculados, passaram por ANOVA um fator e análise post hoc. A média do espaço marginal foi de $93,1 \pm 25 \mu\text{m}$ no grupo fresado, $71,1 \pm 25 \mu\text{m}$ no SLA e $41,3 \pm 6 \mu\text{m}$ no PolyJet. Sem diferença estatística entre os grupos fresados e SLA ($P = 0,158$), mas o grupo PolyJet apresentou diferença estatística entre os outros dois grupos ($P < 0,05$). Os autores concluíram que a técnica de cera (PolyJet) tem menor desadaptação marginal em relação aos grupos fresado e SLA, estes dois últimos não diferindo entre si quanto às médias marginais, e os três grupos com espaços marginais clinicamente aceitáveis ($< 120 \mu\text{m}$).

Grzebieluch et al. em 2021 compararam resinas compostas, comercialmente disponíveis para manufatura subtrativa, Gaudio Blocks (GR), Brilliant Crios (CR) e Enamic (EN) com resina composta para impressão, no caso a VarseoSmile Crown plus (VSC). O estudo avaliou a resistência à flexão e módulo de flexão, por flexão em três pontos, além da microdureza pelo método de Vickers, análise fractográfica,

microestrutural, textura e dimensão fractal. É interessante ressaltar que na metodologia para obtenção dos espécimes impressos, estes foram divididos segundo seu eixo de construção, um grupo (VSC A) preparado para impressão vertical na plataforma e outro (VSC B) girados nos eixos X e Y em 45 graus, utilizando o software livre Chitubox 1.8. Os parâmetros para impressão da resina foram otimizados para impressora Sonic Mini 4K (Phrozen, Hsinchu City, Taiwan) tipo LCD, com altura de camada de 0,05 mm, contagem de camada inferior 8, tempo de exposição 6,5 s, exposição inferior 20 s, distância de elevação de 5 mm e velocidade de elevação de 60 mm/s. Sendo que o grupo vertical foi impresso sem suportes e o grupo girado 45 graus foi impresso com suportes de tamanho médio padrão, gerados automaticamente pelo software Chitubox, com densidade de 75%.

Foi utilizado para lavagem, etanol no pós-processamento (de acordo com o manual), e cura final foi realizada em FormCure (Formlabs, Somerville, MA, EUA), 2 vezes por 45 min (amostras giradas após a primeira exposição), com a temperatura definida em zero. Interessante notar que os autores basearam seu tempo de cura com base em seus próprios testes de microdureza, medidos a cada 5 minutos até alcançar seu valor máximo. Indiferente do material, as amostras foram padronizadas em forma de barra, com dimensões de 15 mm de comprimento, 4 mm de largura e 1,5 mm de espessura.

Em sua discussão e resultados, percebe-se a influência da angulação de construção da camada, durante a impressão, principalmente na resistência à flexão final, sendo que a orientação vertical diminuiu significativamente a resistência à flexão, por isso os autores propõem que os objetos impressos devam ser posicionados de forma que a força de tração gerada durante a mastigação seja aplicada ao longo das camadas de construção e não através das camadas, pois o valor cai de 143,39 MPa (VSC A) para 119,85 Mpa. Os resultados demonstraram que a resina para impressão foi o material com a menor rigidez devido ao menor teor de carga.

E os autores ressaltam que o teor de carga relativamente baixo é necessário para manter a consistência líquida da resina no processo de manufatura e garantir um material líquido estável, o que logicamente facilita a repetibilidade das impressões, entretanto o baixo módulo de flexão de VSC deve ser considerado uma desvantagem. Em contra partida supõem-se que as partículas de carga em GR, CR

e VSC B estão melhor conectadas à matriz de resina e esses materiais apresentam resistência significativamente maior. O menor valor de dimensão fractal foi observado no VSC.

Os autores puderam concluir que as fraturas observadas eram tipicamente de materiais friáveis, com correlação entre dimensão fractal da microestrutura dos materiais e módulo flexural, assim como a resistência a flexão da resina para impressão depender da orientação das camadas e ser significativamente menor que dos grupos GR e CR. E módulo de flexão do material impresso ser significativamente menor que dos blocos para fresagem.

Haddadi et al. em 2021 investigaram a adaptação marginal e interna de coroas unitárias fabricadas por manufatura aditiva em comparação com a técnica subtrativa. Vinte molares foram preparados para coroa total, com término marginal em chanfro. Os dentes preparados foram escaneados por scanner intra-oral Omnicam (DentsplySirona). No grupo subtrativo as coroas foram projetadas no software CEREC e fresadas em uma máquina MCX (DentsplySirona) com bloco de resina híbrida (Vita Enamic, Vita Zahnfabrik). Para o método aditivo, foi utilizada uma impressora DLP (NextDent 5100, 3D Systems) com resina híbrida (NextDent C&B, sistemas 3D), em incrementos de camada de 0,025 mm e ângulo de construção de 135 graus. A adaptação marginal e interna das coroas foram aferidas antes da cimentação pela técnica da réplica de silicone e após a cimentação seccionando, o conjunto coroa e o dente. Todas as coroas foram assentadas com pressão digital. Os dados passaram por análise de variância dois fatores (ANOVA) seguido pela comparação post hoc de Tukey. A adaptação marginal das coroas pela manufatura aditiva foi semelhante à técnica subtrativa e dentro do clinicamente aceitável, mas significativamente diferentes na adaptação interna (axial) antes da cimentação, sendo a manufatura aditiva com um pior desempenho.

2.4 Endocrown

Um dos possíveis trabalhos protéticos que podem ser executados através da tecnologia CAD/CAM são as coroas endodônticas ou em inglês *endocrown*.

O conceito do que se conhece hoje como endocrowns, foi primeiramente descrito por Mörmann et al. em 1998 que examinaram o efeito da morfologia interna de diferentes tipos de coroa e preparo na sua resistência à fratura, quanto a sua cimentação: não cimentados (controle), cimentados com fosfato de zinco e cimentados com cimento adesivo. Quatro tipos de coroa e preparo foram utilizados: (1) coroas totais para o clássico preparo em ombro, (2) coroas totais com retenção oclusal, com término em ombro, mas formando uma morfologia do tipo MOD, (3) coroas totais com preparo em ombro, mas com altura das paredes axiais reduzidas e (4) preparo em platô reto de 2,4 mm de largura e extensão na câmara pulpar de 2 mm que ficou conhecido como "endo-type". Dentre os achados do estudo, os autores destacam que o grupo "endo-type" foi um dos que apresentaram os maiores valores de carga para fratura.

Bindl e Mörmann em 1999 foi um dos primeiros trabalhos na literatura a utilizar a nomenclatura "endocrowns" associada à tecnologia CAD/CAM, para dentes posteriores, tratados endodonticamente com perda extensa da parte coronária, utilizando um preparo do tipo butt margin de largura de 1,0 a 1,2 mm, como em uma "junta de topo", e cavidade de retenção central em toda a câmara pulpar ("endopreparation"), com profundidade de 1 a 4 mm, dependendo da estrutura dentária remanescente, com angulação para parede inferior em $90^\circ \pm 4^\circ$. O trabalho teve como objetivo, avaliar a taxa de sobrevivência e a qualidade clínica de CAD/CAM das "endo-crowns" ou "CEREC endo-crowns" após 2 anos. Os autores produziram 19 "CEREC endo-crowns", 4 pré-molares e 15 molares, num total de 13 pacientes examinando as taxas de sucesso usando critérios USPHS, após a finalização do caso. A sobrevivência das endocrowns foi de 14 à 35 meses, o que para os autores demonstra aceitabilidade clínica e um conceito clínico viável.

Bindl, Richter e Mörmann em 2005 no intuito de investigar a taxa de sobrevivência e a qualidade clínica de coroas posteriores produzidas por CAD/CAM em diferentes tipos de preparo após 7 anos de utilização, na hipótese de que a adesão compensaria uma geometria de retenção reduzida. Um dos preparos escolhidos para esse estudo foi o do tipo endocrown com características baseadas em estudo prévio de Bindl et al. (1999) já abordado nesta revisão de literatura. As coroas foram avaliadas segundo critérios do USPHS e índice de placa e sangramento. Os autores concluíram que os preparos de endocrown em molares

foram aceitáveis, mas inadequado quando utilizados em pré-molares.

2.4.1 Desempenho biomecânico, adaptação e sobrevida

Biacchi e Basting em 2012 quiseram comparar a resistência à fratura de coroas cerâmicas fabricadas pela técnica de injeção (IPS e.max Press, Ivoclar-Vivadent). Um grupo de coroas indiretas convencionais retidas por pinos de fibra de vidro e outro grupo endocrowns (n=10). Os preparos para endocrown limitaram-se à remoção do teto da câmara pulpar, áreas retentivas e alinhamento das paredes pulpares, dentro do limite anatômico da câmara pulpar, seguindo uma inclinação interna de 8 a 10 graus., sem deixar interferências na trajetória de inserção. As amostras foram montadas em uma máquina de teste universal (EMIC) e o padrão de falha de cada espécime foi definido em estereoscópio com ampliação de x40. Os resultados passaram pelo teste não paramétrico de Mann-Whitney e demonstraram que as restaurações do tipo endocrown apresentaram maior resistência à fratura do que as coroas convencionais. Os autores propõem segundo as limitações de seu estudo que as endocrowns são capazes de substituir as coroas convencionais aliadas a retentores intrarradiculares e oferecem vantagens em termos de desempenho mecânico, custo e tempo clínico.

Shin et al. em 2017 avaliaram as discrepâncias marginais e internas de endocrowns com diferentes profundidades de cavidade (2 mm e 4 mm) por microtomografia computadorizada (mCT). Os molares selecionados foram preparados manualmente por um profissional treinado, com as seguintes dimensões, margens com um preparo em ombro de 1,5 mm e angulação oclusal total em 10 graus, sendo que a trajetória de inserção foi avaliada de forma que não houvesse interferências. O espaço de cimentação foi fixado em 30 mm. As endocrowns foram confeccionadas com cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD; Ivoclar Vivadent AG). Para cimentação foi utilizado pressão digital, por um único operador. A discrepância foi medida em 6 seções transversais através do centro do dente (eixo x, y), com seções transversais adicionais bilateralmente em intervalos de 1 mm para totalizar 6 seções. 3 seções vestibulo-linguais e 3 seções mesiodistais. Onze pontos

de referência, distribuídos nas seguintes regiões, cavosuperficial, ângulo interno, parede axial da cavidade e parede pulpar. A análise estatística dos resultados foi realizada usando 2-way ANOVA e teste Bonferroni nas comparações post hoc ($\alpha = 0,05$). Interessante notar que após a cimentação nenhum valor cavosuperficial (marginal) ficou abaixo de 120 μm , pelo contrário, ficou acima de 120 μm . Neste estudo, a faixa de discrepâncias marginais antes da cimentação foi de 99 a 278 μm , independente do sistema CAD-CAM utilizado. Além disso a parte pulpar após cimentação apresentou valores de $244,66 \pm 93,26 \mu\text{m}$ até $279,41 \pm 90,84$. De forma geral, as discrepâncias marginais e internas de endocrowns aumentaram dependendo da profundidade da cavidade. Neste estudo os autores apontam que ainda não se sabe se seus valores marginais e internos estão dentro do que se considera clinicamente aceitável e concluem que as discrepâncias marginais e internas aumentaram dependendo da profundidade da cavidade, principalmente na parede pulpar, mas a cimentação não aumentou as discrepâncias entre a restauração e preparo.

Einhorn et al. em 2019 avaliaram se não haveria diferença na resistência à falha entre restaurações endocrown tradicionais, com preparo marginal em platô reto ou também chamado de ombro 90° e restaurações endocrown com férula de 1 e 2 mm. Para isso, molares inferiores foram divididos aleatoriamente em 3 grupos ($n = 12$) segundo o tipo de preparo, mas tendo como características em comum, um corte de 2 mm acima da junção cimento-esmalte e extensão da câmara pulpar em 2 mm. Todos os espécimes foram avaliados quanto aos seus parâmetros para preparo, confirmados pela área de superfície medida, usando um microscópio de gravação digital (KH-7700; Hirox USA, Hackensack, NJ). Os grupos foram escaneados e restaurados com dissilicato de lítio e cimento resinoso autoadesivo. As restaurações tiveram seu assentamento verificado por carbono spray (Occlude; Pascal International, Bellevue, WA) seguido de limpeza e secagem com ar comprimido sem óleo. Os espécimes foram testados até a falha em um ângulo de 45° em relação ao longo eixo do dente usando uma máquina de teste universal. A análise dos dados passou pelo teste de Shapiro-Wilk e o teste de Bartlett e identificaram irregularidades tanto na distribuição quanto na variância dos dados e por isso foram analisados usando Kruskal-Wallis/Dunn ($p = 0,05$). A tensão de falha calculada não encontrou diferença na resistência à falha entre os três grupos. A análise do modo

de falha identificou que todas os grupos apresentaram um alto número de falhas catastróficas. Os autores observaram que quanto mais complexo o desenho do preparo com adição de férula de 1 e 2 mm, pior é a adaptação da restauração à superfície do preparo. Além disso, as áreas de espessura de parede de dentina reduzida, por conta da férula, podem resultar em super fresagem das características de entalhe dessa área, devido às limitações do diâmetro da broca e alertam dos cuidados ao se preparar uma férula, para não ocorrer a remoção de dentina em quantidade que enfraqueceria todo o trabalho.

Tribst et al. em 2020 pesquisou a distribuição de tensões em molares tratados endodonticamente sob diferentes direções de aplicações de carga, em coroas totais sobre núcleos de preenchimento e endocrowns, bem como o tipo de material, vitrocerâmica reforçada com zircônia Vita Suprinity (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha) e compósito de fase interpenetrante Vita Enamic (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Alemanha), com diferentes alturas de férula, através de uma análise in sílico. O modelo tinha uma câmara pulpar de 5 mm de profundidade e um ângulo de inclinação da câmara pulpar de 16°, com linha marginal de 1 mm de espessura. Duas cargas de direções diferentes de 300 N foram simuladas, uma axial com base no conceito de tripoidismo e uma oblíqua aplicada à cúspide vestibular com base nos contatos da cúspide de trabalho. Os autores concluíram que as endocrowns apresentam uma distribuição de tensões vantajosa sob carga axial, porém maior risco de insucesso no cimento. Em contra partida a coroa total sob carga oblíqua apresentou menores tensões de tração, quanto ao material. E o uso de uma cerâmica híbrida reduziu as tensões geradas na restauração.

Al-Dabbagh em 2020, em sua revisão sistemática, define endocrown como uma restauração monobloco que utiliza a câmara pulpar e o remanescente dental, como forma de retenção. Seu objetivo foi o de comparar as taxas de sobrevivência e sucesso desse tipo de coroa, com coroas convencionais, utilizadas na restauração de dentes tratados endodonticamente. Para isso, o autor pesquisou em banco de dados como PubMed (MEDLINE), Scopus, EMBASE, Cochrane e Google Scholar, até junho de 2019 para estudos clínicos e in vitro sobre sobrevivência endocrown e taxas de sucesso. Ao todo dez estudos preencheram os critérios de inclusão, com uma estimativa geral de 5 anos sobrevida (91,4% para endocrowns e 98,3% para coroas convencionais). E taxas de sucesso de 5 anos foram (77,7% para

endocrowns e 94% para coroas convencionais). Sem diferenças estatísticas na sobrevida ou sucesso entre os tipos de restaurações ($P > 0,05$). O autor concluiu que ainda faltam maiores estudos, bem desenhados e clinicamente controlados à longo prazo para as restaurações endocrown, entretanto parecem uma promissora opção restauradora (conservadora e barata), com sobrevivência à longo prazo em dentes posteriores tratados endodonticamente, em pacientes selecionados e executadas por técnica padrão.

Govare e Contrepolis em 2020, através de uma revisão sistemática, buscaram determinar se endocrowns eram uma alternativa confiável para restaurações retidas por pinos, para dentes extensivamente danificados e tratados endodonticamente, além de determinar quais materiais são melhores para sua fabricação e quais critérios de preparo devem ser usados. Os autores realizaram uma pesquisa em três banco de dados (PubMed, Cochrane e Scopus) do ano de 1995 a junho de 2018, por estudos in vitro e clínicos (relato de casos foram excluídos). Um total de 41 trabalhos obedeciam aos critérios estabelecidos. Os autores concluíram que endocrowns são uma alternativa promissora para molares tratados endodonticamente e com extensa perda dental, seu sucesso depende de um bom preparo e domínio da técnica adesiva. O dissilicato de lítio parece ter vantagens na fabricação dessas coroas, mas sua utilização em outros dentes como pré-molares e incisivos, necessita de mais estudos.

Hazal Acar e Kalyoncuoğlu em 2021 compararam a resistência à fratura de endocrowns fabricados a partir de diferentes blocos híbridos sob forças axiais e laterais em uma máquina universal de ensaios. As restaurações endocrown foram produzidas em IPS e.max CAD (IPS), Vita Enamic (VE), GC Cerasmart (GC), Shofu (SH) e Brilliant Crios (BC) usando tecnologia CAD/CAM. As cavidades foram padronizadas com uma distância de 2 mm entre a margem e o chão da câmara pulpar, com uma largura da banda cervical de no mínimo 2,0 mm, medidos com uma sonda periodontal graduada, com brocas de ângulo de 8-10° de ponta arredondada. Os dados de fratura foram analisados usando ANOVA um fator, Tukey, Tamhane T2 e testes de Weibull ($P < 0,05$). Os resultados mostraram que a Brilliant Crios teve a maior resistência à fratura sob forças axiais e IPS teve a maior resistência à fratura sob forças laterais. Os autores concluíram que todos os blocos híbridos testados mostraram resistência à fratura suficiente para uso em endocrowns manufaturados

por CAD/CAM, portanto os blocos híbridos podem ser usados como uma alternativa aos blocos de dissilicato de lítio em restaurações endocrown uma vez que, devido aos seus valores de dureza mais baixos, podem ajudar a proteger os antagonistas em dentes naturais ao desgaste oclusal, comum em próteses de cerâmica contra esmalte do antagonista.

Gurpinar e Tak em 2022 estudaram o efeito da profundidade de extensão da câmara pulpar de preparos para endocrown (2, 3,5, 5 mm) na precisão do escaneamento de diferentes scanners intraorais. Os preparos para endocrown foram projetados usando Rhinoceros (Rhinoceros 6.6.18323.1; Robert McNeel & Associates) e as amostras com as respectivas profundidades foram fresadas a partir de um bloco de polimetilmetacrilato (Telio CAD (TC); Ivoclar AG). Como controle, os espécimes digitais foram obtidos usando um scanner 3D de luz azul industrial (ATOS; GOM Technologies) com precisão de 3 micrômetros, já os modelos experimentais digitais foram feitos com cada um dos 6 scanners intraorais, os dados foram carregados em um software de avaliação 3D (Geomagic Control X; 3D Systems) por meio do “best-fit algorithm”. Os STLs foram recortados digitalmente, fazendo com que todas as áreas fora da câmara pulpar fossem removidas, para aumentar a confiabilidade da comparação e os procedimentos de sobreposição incluíram apenas a área da câmara pulpar. Os valores da raiz quadrada média (RMS) de cada comparação foram calculados usando o programa de software e registrados. Depois avaliados com o teste de Shapiro-Wilks e teste ANOVA ($\alpha=0,05$). A profundidade de 2 mm ($18,57 \pm 4,80 \mu\text{m}$) mostrou-se significativamente melhor do que a profundidade de 5 mm ($23,81 \pm 6,53 \mu\text{m}$), sem diferenças estatísticas entre 2 e 3,5 mm.

Topkara e Keles em 2022 avaliaram in vitro adaptação de endocrowns em molares superiores e inferiores por meio de microtomografia computadorizada (μCT). Os molares foram preparados cortando 1 mm acima da junção esmalte-cimento com serra linear de precisão (IsoMet 5000; Buehler) sob refrigeração a água. Os ângulos da borda interna da câmara pulpar foram preparados para criar um “butt margin” e instrumentos rotatórios foram utilizados para evitar bordas afiadas e cantos na superfície do preparo. A profundidade da parte pulpar foi medida usando um software CAD odontológico (CEREC SW 4.4.4; Dentsply Sirona). O alívio de cimento foi ajustado para $120 \mu\text{m}$ e espessura da margem $+50 \mu\text{m}$. As restaurações

foram manufaturas a partir de blocos cerâmicos de tamanho 14 (CEREC Blocs; Dentsply Sirona), usando uma unidade CEREC MC XL (Dentsply Sirona). Dentro dos grupos de molares inferiores e superiores, estes foram divididos em dois subgrupos com modificações para “vents” na parte retentiva das restaurações assentadas. As aberturas foram preparadas como sulcos de 0,8 mm de largura e 0,4 mm de profundidade. Todos os espécimes foram cimentados sob pressão digital na superfície oclusal. Os grupos foram escaneados por microtomografia computadorizada (SkyScan 1172; SkyScan) e aproximadamente 1200 cortes transversais foram feitos de cada espécime, para então serem reconstruídas usando software NRecon v.1.6.4; Bruker. Três cortes simétricos foram selecionados da parte central de cada espécime nas direções mesiodistal, vestibulo-lingual e diagonal. Para analisar a adaptação interna foram determinados 9 pontos, totalizando 54 pontos internos em cada espécime, para adaptação marginal foram determinados 16 pontos (12 mais 1 ponto em cada uma das 4 diagonais). O espaço entre a restauração e o pilar nos pontos estabelecidos foi medido manualmente em micrômetros. A suposição de normalidade dos dados e a homogeneidade foram verificados com os testes de Shapiro-Wilk e Levene, utilizaram ANOVA três fatores, ANOVA dois fatores e teste t de amostras independentes. Os resultados demonstraram que independentemente dos grupos, o assoalho pulpar foi a área com o pior ajuste ($P < 0,001$), as modificações não foram estatisticamente significativas para adaptação marginal ($P > .05$). Portanto, a adaptação interna e marginal das endocrowns diferem entre os molares superiores e inferiores, mas as modificações não afetam a adaptação da restauração.

2.5 Relação tempo clínico, custos e sucesso de restaurações indiretas

Pratt et al. em 2016 investigaram os efeitos do tipo de reabilitação após o tratamento endodôntico em sua sobrevida, além de avaliar os efeitos do tempo entre o tratamento de canal e a finalização com coroa, entre os anos de 2008 a 2016. Os achados revelaram, após análise usando teste de log-rank de Kaplan-Meier e o modelo de regressão de Cox ($\alpha = 0,05$), que a utilização de coroas teve melhores

resultados, mas dentes que receberam coroa tardiamente quatro meses após o tratamento de canal, tiveram quase 3 vezes mais chances de serem extraídos.

Yee et al. em 2018 investigaram o efeito de uma colocação tardia do núcleo/pino (retentor intrarradicular) e coroa a partir uma população de pacientes com seguro privado, entre 1º de janeiro de 2000 e 31 de dezembro de 2013. Os resultados demonstraram que as taxas de insucesso foram maiores quando um retentor intrarradicular foi colocado com mais de 60 dias após o tratamento de canal e também quando a coroa foi colocada com mais de 60 dias após a colocação do núcleo/pino.

Schwendicke e Stolpe em 2018 avaliaram a relação custo-benefício em molares de resinas compostas versus coroas totais ou parciais para a restauração de dentes tratados endodonticamente. Baseado em uma perspectiva mista público-privada dentro do contexto da população alemã, mais especificamente, homens inicialmente de 50 anos de idade. Seus achados demonstraram que as restaurações diretas eram mais baratas (749 euros) do que restaurações indiretas (782), mas em contra partida eram menos eficazes (22 anos contra 24 anos).

2.6 Adaptação marginal e interna

McLean e Fraunhofer em 1971, após um estudo de 5 anos realizado em mais de 1000 restaurações indiretas, apontaram questões que repercutem ainda hoje nos parâmetros utilizados na literatura para atestar se o espaço marginal e consequentemente a espessura de cimento de uma restauração indireta é clinicamente aceitável. Os autores averiguaram que 120 µm é um valor clinicamente aceitável, mas acreditam que espessuras de cimento maiores que 160 µm são viáveis, mesmo que os autores tenham rejeitado valores acima de 120 µm para computarem as amostras de seu estudo. Ao comparar a ponta de um instrumental, um explorador clínico novo e outro já utilizado, com os 40 µm de um fio de cabelo, sugerem que espaços menores que 80 µm são muito difíceis de serem clinicamente observados e exames complementares como radiografias são muito úteis, mesmo que também estejam limitados quanto ao seu poder de aferição. Os autores

propõem também que sua técnica de aferição da espessura da linha de cimentação com elastômero, seja empregada como mecanismos didáticos à alunos, como forma de avaliação da linha de cimento pelo profissional e também como uma forma de simular a cimentação para ajustes oclusais e proximais.

Bergenholtz et al. em 1982 estudaram a relação da contaminação bacteriana com a irritação dos tecidos pulparem em vários tipos de materiais restauradores, principalmente quanto a sua capacidade de realizar um selamento marginal à prova de bactérias de cavidades dentais do tipo Classe V em dentes de primatas. Os materiais testados foram: resina composta, amálgama, silicato, guta percha e óxido de zinco e eugenol. Os resultados demonstraram que os materiais restauradores dentários em geral têm uma baixa capacidade de prevenir a contaminação bacteriana nas paredes subjacentes do preparo e as bactérias podem invadir a cavidade da restauração, através de gaps resultando em alteração inflamatória no tecido pulpar subjacente.

Lang et al. em 1983 escreveram um capítulo que revisou a relação entre periodontia e odontologia restauradora. Os autores demonstram ao clínico, através de achados na literatura, que o operador deve estar ciente dos efeitos que qualquer procedimento protético pode ter na saúde periodontal, que vão desde o preparo do dente, moldagem (técnicas de retração gengival), cimentação e restauração final. Sendo que a qualidade de qualquer restauração é demonstrada pela resposta a longo prazo dos tecidos periodontais.

Holmes et al. em 1989 quanto a adaptação de próteses fixas ao dente, a definiram como a medida de desadaptação em vários pontos entre a superfície interna da peça e a superfície externa do dente preparado. Devido a uma falta de consenso na literatura e consequentemente uma maior dificuldade em se comparar diferentes estudos sobre o tema, foi sugerido uma série de terminologias para aferições da desadaptação do espaço entre dente e restauração protética, visto que essas aferições podem ser avaliadas desde áreas internas da margem até áreas externas da peça protética. E algumas definições foram preconizadas: a medida perpendicular da parte interna da peça, até a parede axial do preparo, chama-se espaço interno, já para a mesma medida na margem, denomina-se espaço marginal. Desadaptação marginal vertical é a medida paralela ao caminho de assentamento da peça e desadaptação marginal horizontal, a medida perpendicular ao caminho

percorrido pela peça. A combinação angular da margem com possível erro de extensão da peça (sobre extendida ou supra extendida) receberá a denominação de discrepância marginal absoluta, medida na margem da peça até o ângulo cavo superficial do preparo. Concluíram que a padronização para medida de desadaptação marginal, provavelmente não será possível e uma terminologia é necessária para uma consistência no tema.

Felton et al. em 1991 determinou a relação entre a adaptação marginal e saúde periodontal quantitativamente. Para isso foram selecionadas 42 restaurações indiretas em 29 pacientes selecionados aleatoriamente dos 39 a 71 anos de idade e avaliados os índices periodontais de profundidade de bolsa, volume de fluido crevicular e índice gengival. Analisados estatisticamente pelos testes de correlação de Pearson e probabilidade ajustada de Bonferroni. Os resultados demonstraram não haver correlação entre discrepância marginal e profundidade de bolsa, mas forte correlação entre as discrepâncias marginais com índice gengival e volume de fluido crevicular. O que revela uma relação significativa entre adaptação marginal e inflamação dos tecidos periodontais, com fortes evidências para utilização de preparos com margem supra gengival. Os autores ainda, apontam tipos de discrepâncias e seus efeitos, por exemplo: (1) restaurações super-extendida tendem a reter patógenos periodontais e (2) sub-extendida resulta em um perfil de emergência incoerente com a anatomia natural do dente. Além disso, as superfícies preparadas com brocas diamantadas tendem a ser mais ásperas e difíceis de higienizadas, e em casos de preparos mais profundos, tende a deixar o periodonto cronicamente inflamado.

Tuntiprawon e Wilson, 1995 determinaram a resistência à fratura de coroas em porcelana aluminosa cimentadas com cimento de fosfato de zinco, além de avaliar a espessura de cimento, parte axial e marginal. Foram produzidos três grupos de 11 coroas (sem espaçador, duas camadas de espaçador e quatro camadas de espaçador) e submetidos a carga até a falha/fratura. Foi utilizada uma análise de variância unidirecional (ANOVA) para determinar a significância das diferenças entre os grupos e o teste de Scheffe usado para identificar diferenças específicas entre os grupos. Os resultados demonstraram que houve diminuição significativa na resistência à fratura quando o espaço de cimento foi aumentado por quatro espaçadores.

Yüksel e Zaimoğlu em 2011 avaliaram a relação entre adaptação marginal, tipo de material/técnica de fabricação da restauração indireta e agente de cimentação. 36 incisivos centrais superiores foram preparados para coroa total e divididos em três grupos, CAD /CAM, Heatpressed em dissilicato de lítio e metálico fundidos em Cr-Co. Divididos em dois subgrupos segundo o agente de cimentação, resinoso autoadesivo e ionômero de vidro. Após a cimentação os espécimes foram seccionados e avaliados em estereomicroscópio. Os dados foram analisados por ANOVA 2 fatores, Kruskal-Wallis e testes U de Mann-Whitney (α : 0,05). Os autores concluem que a adaptação marginal e o tipo de cimento tiveram efeitos significativos na micro infiltração, sendo menor em cimento resinoso autoadesivo do que com cimento de ionômero de vidro. As restaurações indiretas por CAD/CAM foram as com melhores resultados de adaptação marginal e micro infiltração.

May et al. em 2012 estudaram com relação às cerâmicas feldspáticas, fabricadas por CAD/CAM, a capacidade de carga baseada na espessura do cimento. Os testes foram *in sílico* e *in vitro* buscando testar a influência da espessura oclusal do cimento, assim a relação dos fatores de tensão interna, devido às características adesivas do cimento. Foram criadas coroas monolíticas com espessuras de cimento resinoso de 50 a 500 μm sob carga oclusal. Os resultados demonstraram que as tensões de tração, resultado da contração do cimento, são muito maiores para camadas mais espessas de cimento e as falhas por carga (força) diminuíram aproximadamente duas vezes quando a espessura do cimento mudou de 50 μm para 500 μm . Concluem, portanto que os benefícios da adesividade do cimento resinoso estão limitados pela espessura do cimento, muito provavelmente devido à crescente influência das tensões de contração de polimerização.

Contrepolis et al. em 2013 em uma revisão de literatura sobre adaptação marginal e coroas cerâmicas fabricadas com diferentes sistemas de CAD/CAM e investigaram fatores que influenciam na adaptação marginal. Dentre 469 estudos, 54 correspondiam aos critérios de seleção. Devido à natureza heterogênea da pesquisa, foi impossível conduzir devidamente uma meta-análise, comparar e ranquear os vários sistemas estudados nos termos de adaptação marginal. Mesmo assim, puderam averiguar que fatores como configuração marginal, valor pré-definido da espessura de cimentação, processo de recobrimento de cerâmica e cimentação, influenciam na adaptação marginal.

Mously et al. em 2014 estudaram se as diferentes espessuras de espaçadores não influenciariam na adaptação marginal e interna das restaurações indiretas de dissilicato de lítio e se diferentes técnicas de fabricação não influenciariam a adaptação marginal e interna destas restaurações (n=10). Os espaços internos foram divididos segundo seu tamanho, 30, 60 e 100 μm , com 1 mm da margem sem espaçamento. Os espaços marginais e internos foram avaliados por meio de micro-XCT em 10 cortes verticais, com doze pontos de medição para cada corte, 2 marginal, 2 marginal absoluta, 4 oclusal e 4 para axial. Ao todo foram 120 pontos por espécime. Os resultados passaram pelo teste de Kruskal-Wallis ($P < 0,05$) e teste U de Mann-Whitney para análise post hoc com a correção de Bonferroni ajustada para comparações múltiplas ($P < 0,008$). Dentro dos grupos CAD/CAM, o alívio de cimentação de 60 μm e 100 μm resultaram no menor espaço marginal, sem diferença estatisticamente significativa entre esses 2 grupos. Dentre as conclusões dos autores destacam-se que diferentes técnicas de fabricação afetaram a adaptação marginal e interna das restaurações, assim como a espessura da linha de cimentação durante o design é um fator importante e deve ser considerado. As configurações da linha de cimentação de 30 ou 60 μm foram recomendados para o sistema E4D CAD/CAM.

2.7 Testes para determinação da adaptação marginal e interna

Shillingburg et al. em 1973 avaliaram o tipo de término marginal e sua estabilidade em coroas metalocerâmicas durante os ciclos de queima da cerâmica: (1) antes de qualquer queima, (2) desgaseificação ou oxidação, (3) após adição de porcelana opaca, (4) primeira adição de porcelana para corpo, (5) após a segunda queima para nova aplicação da cerâmica e (6) após vitrificação final, comparando entre os preparos do tipo, chanfro, chanfro largo, ombro e ombro biselado. Sendo o preparo em ombro, com e sem bisel, os que produziram significativamente menos distorção nas margens das restaurações. Além dos seus achados quanto a influência dos ciclos de queima e desenho marginal, este estudo se destaca pela técnica de aferição destas distorções, pois utilizou uma técnica direta não destrutiva

por um “filare eyepiece” que mediu a distância entre a margem do coping e a marca de referência no troquel durante os seis estágios de preparação da porcelana.

Black e Amoore em 1993 avaliaram a força aplicada por cirurgiões dentistas em cimentações, variando o tipo de material utilizado para a coroa, metal ou cerâmica. Neste estudo experimental foi utilizada uma célula de carga montada no dedo e antebraço que se ligava ao amplificador do medidor de tensão para aferição das cargas aplicadas. Os resultados demonstraram que os dentistas normalmente aplicam uma força de cerca de 60 N nos primeiros instantes da cimentação e logo em seguida esse valor diminui para uma carga menor de 20 a 30 N, porém constante.

Laurent et al. em 2008 tiveram como objetivo testar a confiabilidade da técnica de réplica de silicone, avaliando se a silicone leve pode reproduzir a espessura do cimento e a capacidade do silicone de massa pesada para apoiar e evitar distorções, além da confiabilidade marginal, axial e oclusal. Para isso, foram utilizadas 30 coroas metalocerâmicas (CMC) para 30 dentes posteriores divididos em 2 grupos de 15 segundo o silicone escolhido para réplica (President Coltene e S4i Bisico). Para cada trabalho uma réplica do espaço dente e coroa foi feita. A coroa foi preenchida pela massa leve do material e assentado sobre o preparo. Após a polimerização, o conjunto coroa/silicone foram removidos e preenchidos pela massa pesada do silicone para sustentação. As réplicas foram seccionadas em 8 quadrantes com um total de 48 pontos de referência para medição por espécime. Após as réplicas de silicone serem finalizadas, as coroas e seus respectivos preparos foram cimentados utilizando três materiais de união: President Coltene n=10; S4i Bisico n= 10 e fosfato de zinco n=10. Ressalta-se que as coroas foram cimentadas por pressão manual, para reproduzir a situação clínica o mais próximo possível. Logo após a cimentação os espécimes foram incluídos em resina epoxy e seccionados em quatro partes, com 36 pontos de referência para medição. Os três grupos de dentes foram comparados usando o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis e Testes de Mann-Whitney modificado para comparações múltiplas ($P \leq 0.05$). Comparação entre os três grupos de dentes e os dois tipos de silicone foi realizado utilizando o teste t não paramétrico de Wilcoxon para grupos pareados. Concluíram que a medição de uma réplica de silicone do espaço do cimento entre dente e restauração permite comparação de adaptação seja qual for o silicone usado. O uso

desta técnica com materiais apropriados, como o cimento de fosfato de zinco e silicone S4i Bisico, permitem previsibilidade do tamanho real da espessura do cimento, após a cimentação e, portanto, o método é válido seja qual for a localização do ponto de referência (cervical, axial ou oclusal).

Holst et al. em 2011 percebeu que as técnicas de avaliação de ajuste e desadaptação de restaurações indiretas, normalmente de caráter bidimensional, usadas comumente na odontologia, não apresentavam características importantes para uma análise tridimensional aprofundada. Por isso propuseram um novo protocolo, baseado nas tecnologias em metrologia óptica industrial, para fornecer informações tridimensionais para o registro virtual da restauração digitalizada em relação ao seu pilar protético. Utilizando a tecnologia CAD / CAM, já há algum tempo empregada na odontologia, foram produzidos 10 copings em titânio para cada um dos cinco modelos de gesso mestre, com formato de um preparado para coroa total. Com os copings prontos, um scanner industrial sem contato (ATOS SO 2M, GOM) foi usado para digitalizar os componentes. Os registros dos conjuntos de dados de superfície foram obtidos por um novo protocolo de varredura tripla, ou seja, um processo de escaneamento em três passos, através da digitalização separada da prótese, do troquel mestre e do conjunto restauração/troquel em posição de assentamento final. Através de um software de análise, foi possível executar a sobreposição entre malhas, a fim de determinar as áreas de desadaptação. Para análise estatística, utilizou-se da repetibilidade do protocolo de varredura tripla, onde as distâncias médias do espaço de cimento de todas os copings em seus respectivos pilares foram medidas três vezes. Os resultados demonstraram que o protocolo de varredura tripla representa uma abordagem de registro confiável para conjuntos de dados de superfície em aplicações odontológicas e elimina as limitações. Ademais diminui as chances de erros humanos dos protocolos de aferição convencionais quando um espaço ou fenda de cimento presente entre uma restauração e seu pilar protético subjacente quer ser avaliado.

Yildirim e Paken em 2019 em seu trabalho, compararam a adaptação marginal e interna de 36 copings de Co-Cr sobre implantes, fabricados a partir de 3 técnicas diferentes: cera perdida (convencional), CAD/CAM e sinterização direta à laser. Para avaliação de desadaptação, utilizou a técnica da réplica de silicone convencional com silicone de condensação fluído (Xantopren; Heraeus Kulzer,

Hanau, Germany) para replicar o espaço entre pilar e superfície interna dos copings. As réplicas foram seccionadas em quatro quadrantes com 6 pontos de referência para aferição. Os grupos, convencional e sinterização direta à laser, foram os que apresentaram melhor adaptação marginal em comparação ao grupo CAD / CAM fresado; no entanto, o grupo CAD / CAM foi melhor que o grupo convencional em termos de adaptação axial.

Lee et al. em 2017 apresentaram um método simplificado para avaliar o espaço de cimento, de forma tridimensional, de restaurações indiretas usando um scanner laboratorial de bancada (scanner Rainbow; Dentium) e sobreposição de dados. Os autores ressaltam que avaliar o espaço de cimento é um processo complexo, como pode ser visto nas metodologias pela técnica da réplica de silicone tradicional, tomografia computadorizada ou método de varredura tripla. Pensando nisso, os autores propuseram simplificar a avaliação do espaço de cimento, observando sua forma e espessura, a fim de melhorar a comunicação entre o clínico e o técnico, o que pode auxiliar na gestão de qualidade do ajuste interno das restaurações. Basicamente o modelo troquelizado é escaneado logo após ser simulado a cimentação da coroa com elastômero, e as malhas do modelo sem cimento e com cimento são sobrepostas para avaliação tridimensional da linha de cimentação. A técnica permite a fácil aquisição de dados, além de ser possível seccionar em quaisquer direções. Os autores ressaltam que são necessários mais estudos sobre a metodologia proposta, mas se validada seria uma ferramenta de pesquisa útil para avaliar o espaço de cimento de próteses dentárias. Mais importante ainda, permitiria ao clínico avaliar facilmente o espaço de cimento de suas restaurações na prática diária.

Dahl et al. (2018) investigaram a adaptação de coroas fixas unitárias produzidas por diferentes métodos de manufatura. Para isso, utilizaram uma adaptação da versão digitalizada da técnica da réplica de silicone, descrita por Lee et al. (2017), também chamada de técnica de duplo escaneamento, utilizando um scanner de mesa (S600 ARTI, Zirkonzahn) e os dados obtidos, processados usando o software do scanner (Zirkonzahn.Scan) exportado como arquivos STL para o software GOM Inspect (GOM, 2017) para as sobreposições de malha e análises, usando o algoritmo best-fit do software. Os autores ressaltam que em seu estudo foi utilizado um scanner odontológico de bancada, mas preveem que em um ambiente

clínico um scanner intraoral seja suficiente, pelo menos para coroas unitárias. Para inspeção, o modelo foi seccionado em seis planos, num total de 531 pontos de medição por grupo. Durante as análises, medidas superiores a 1000µm foram consideradas como outliers e foram excluídas dos cálculos. Como análise estatística dos resultados, teste t de Student foi usado para teste de hipótese. Nos resultados e discussão, os autores argumentam que o método de varredura tripla é confiável e elimina possibilidades de erro humano, como na técnica da réplica de silicone convencional, mas o método de varredura tripla requer equipamentos e expertise muito mais complexos do que o método utilizado de duplo escaneamento proposto por Lee et al. (2017), podendo ser utilizada tanto em situações laboratoriais quanto clínicas. Ao compararem os resultados de seu estudo com estudo prévio, também executado pelos mesmos autores e com as mesmas amostras, mas avaliadas pelo método de varredura tripla, encontraram uma tendência semelhante de resultados entre as técnicas. E concluíram que o método de duplo escaneamento ou versão digitalizada da técnica da réplica de silicone, apresentou confiabilidade, foi mais rápido e simples de executar do que o método de escaneamento triplo.

3 PROPOSIÇÃO

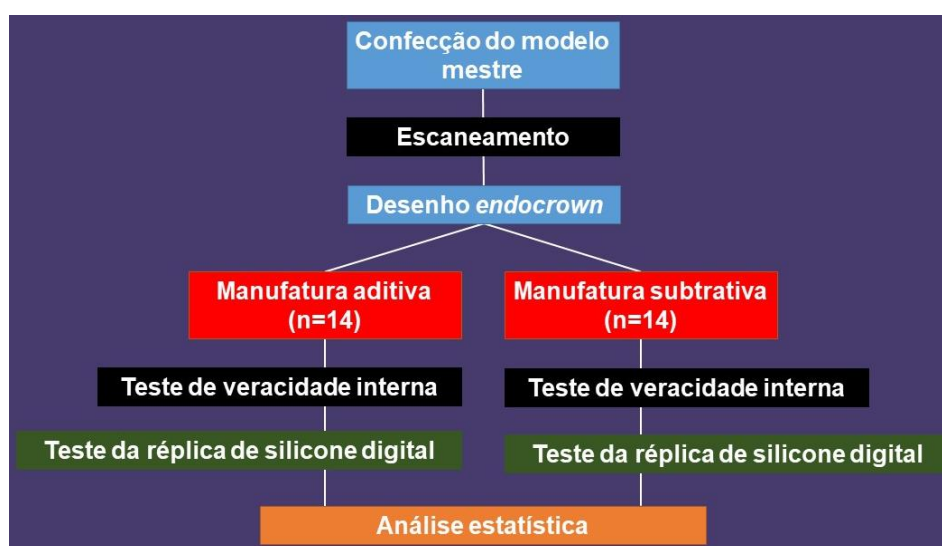
Este projeto propõe a avaliação da veracidade interna, linha de cimentação marginal, interna e absolutas de coroas do tipo *endocrown* produzidas por manufatura aditiva, em relação à manufatura subtrativa.

A hipótese nula é que não há diferença estatística entre as manufaturas em nenhum dos aspectos avaliados.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Para melhor compreensão de toda metodologia empregada no trabalho, foi elaborado na figura 1 um fluxograma com as principais etapas de execução da pesquisa.

Figura 1 – Fluxograma de trabalho



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1 Confecção modelo mestre

Foi confeccionado um modelo mestre a partir de um dente de manequim em resina (MOM©, Marília, Brasil), com dimensões e características anatômicas condizentes a um primeiro molar inferior direito.

Com auxílio de uma alta rotação com irrigação constante (KaVo© do Brasil Ind. Com. Ltda. Joinville, SC, Brasil), para que não ocorresse o superaquecimento da resina, e pontas diamantadas 4130 e 3053 (KG Sorensen © Cotia, SP, Brasil) foi executado um preparo do tipo platô reto para *endocrown*, com 2 mm de profundidade no interior da câmara pulpar (Einhorn et al., 2019), aproximadamente

10° de expulsividade para oclusal e 2 mm de espessura das paredes circundantes (Hazal Acar, Kalyoncuoğlu, 2021). Mantendo-se 3 mm de altura até a junção cimento esmalte (JCE) nas faces proximais e 4 mm até a JCE nas faces livres (Govare, Contrepolis, 2020), como representado no desenho esquemático da figura 2.

O preparo foi refinado em baixa rotação (Contra Ângulo, KaVo© do Brasil Ind. Com. Ltda. Joinville, SC, Brasil), utilizando as mesmas pontas diamantadas para o preparo, 4130 e 3053 (KG Sorensen © Cotia, SP, Brasil).

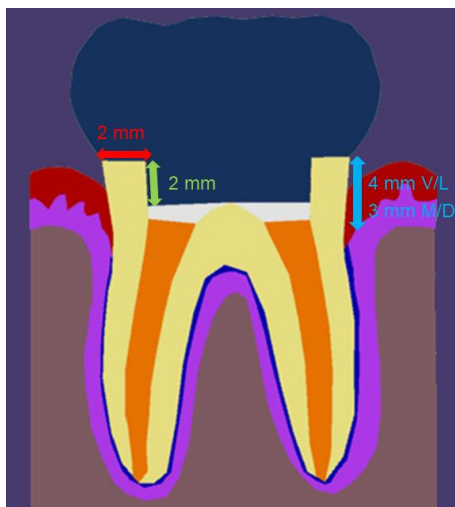
O preparo foi fixado em um cilindro de resina acrílica incolor quimicamente ativável (JET pó transparente e JET monômero, Clássico © Campo Limpo Paulista, Brasil). Criou-se um limite inferior de recorte e uma circunferência central para ponto de pré-alinhamento, que serão melhor elucidados durante a descrição metodológica dos testes para linha de cimentação, em resina vermelha calcinável (Dencrilay, VIPI ©, Pirassununga, Brasil).

Com modelo mestre finalizado (figura 3) foi copiado por scanner intraoral (CS 3700, Carestream Dental LLC, Atlanta, EUA) (figura 4) para captura de imagem e obtenção de um modelo digital fidedigno (figura 05) em formato de arquivo STL (Standard Triangle Language ou linguagem padrão triangular).

O modelo mestre, fixado à base de resina acrílica, foi posicionado em uma plataforma de fundo escuro que permitia que o modelo fosse rotacionado sobre seu próprio eixo, enquanto o scanner intraoral fizesse a captura das imagens, no intuito de padronizar o escaneamento e diminuir movimentações desnecessárias do aparelho, que poderiam acarretar em ruídos e sobreposições.

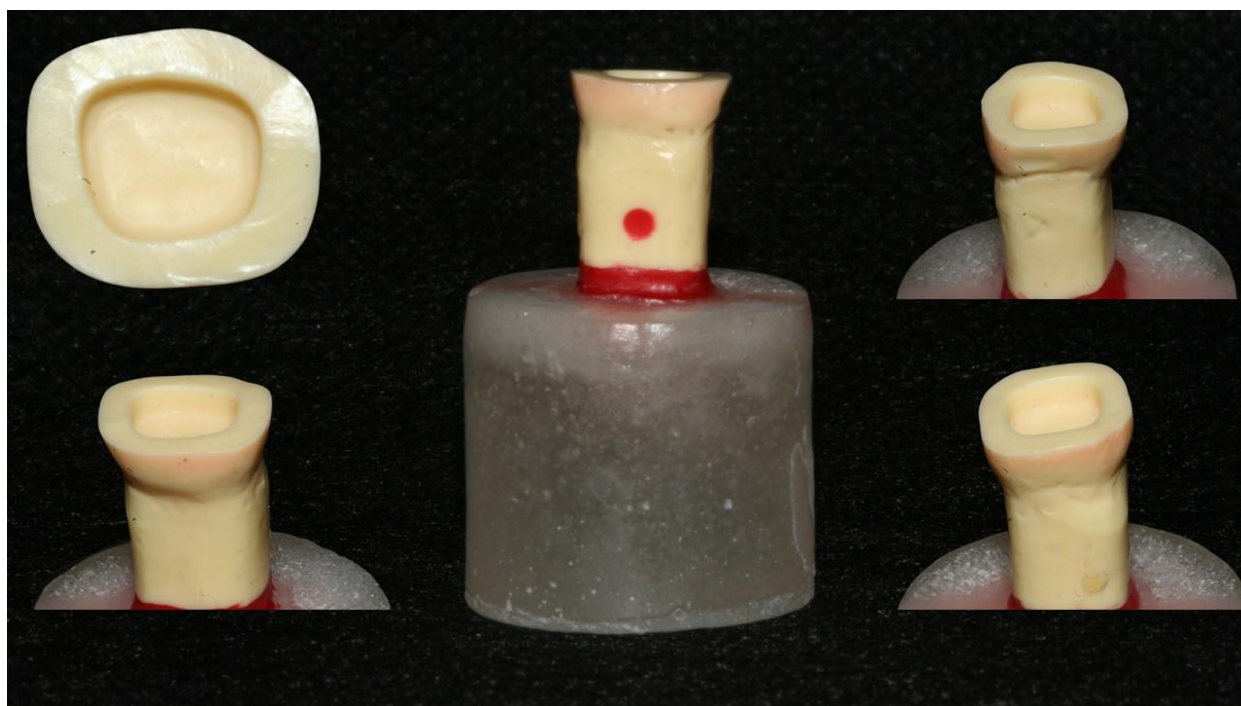
Com auxílio de software de inspeção em metrologia óptica (GOM Inspect, GOM © Braunschweig, Alemanha), as dimensões de referência utilizadas para orientar o preparo do modelo mestre (figura 2) foram conferidas no software de inspeção, como exemplificado nas figuras 6, figura 7 e figura 8.

Figura 2 - Desenho esquemático com as dimensões para o preparo da *endocrown*



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 3 – Fotografias do modelo mestre incluso na base de resina acrílica



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 4 – Scanner CS 3700, Carestream



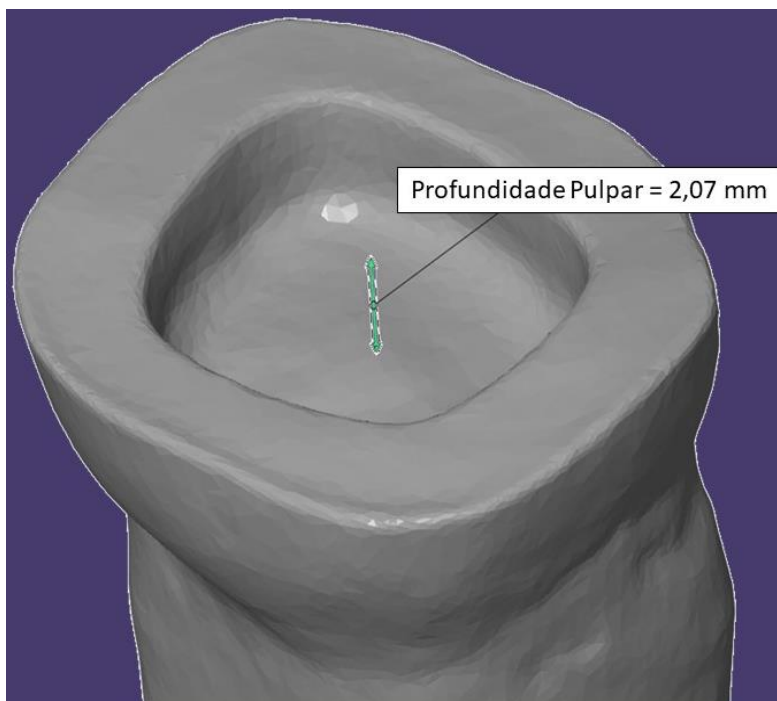
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 5 – Exemplificação do modelo real e digitalizado



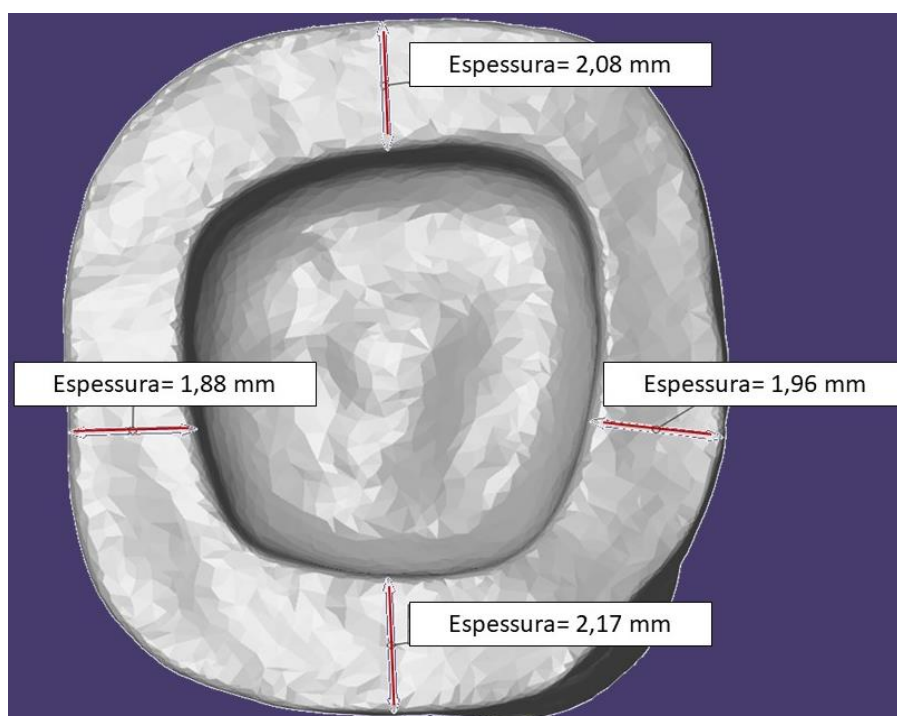
Legenda: A esquerda foto do modelo mestre e a direita digitalizado
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 6 – Conferência da profundidade do preparo



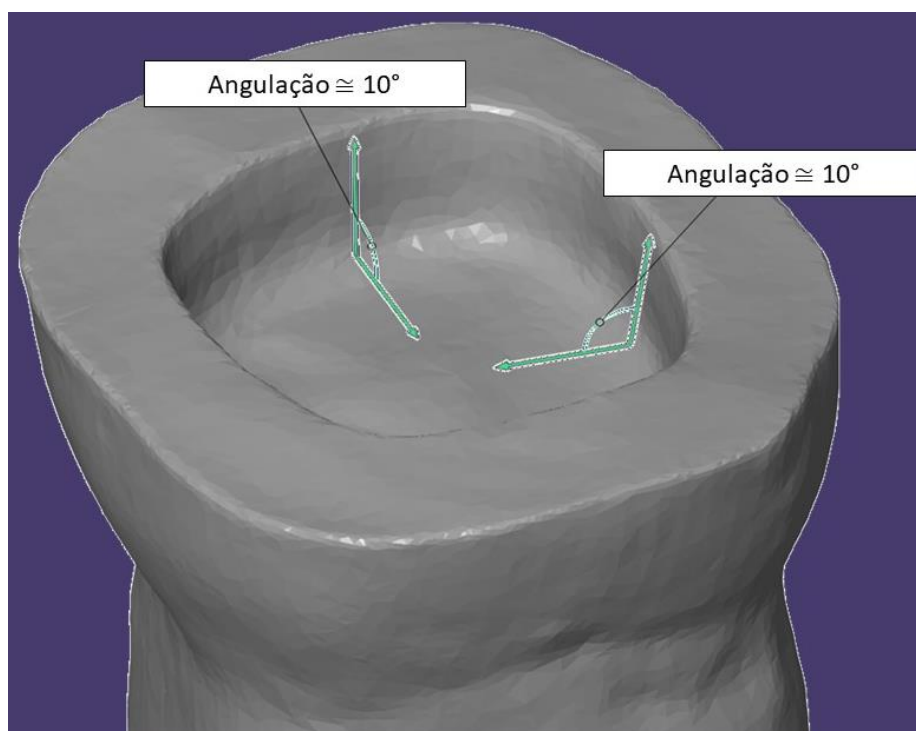
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 7 – Conferência da espessura das paredes circundantes



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 8 – Conferência dos parâmetros do preparo



Fonte: Elaborada pelo autor.

4. 2 Desenho endocrown

Através do arquivo STL do modelo mestre digitalizado foi desenhado em software de design (Exocad GmbH© Darmstadt, Germany) uma coroa tipo *endocrown* com linha de cimentação em 0,12mm e faixa marginal sem alívio de 1mm (figura 9).

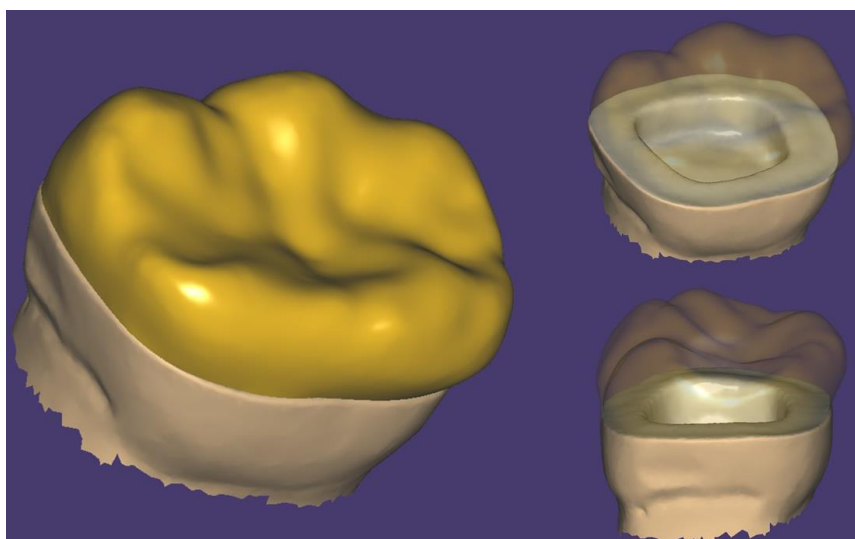
Figura 9 – Exemplificação do limite marginal, trajetória de inserção e linha de cimentação



Fonte: Elaborada pelo autor.

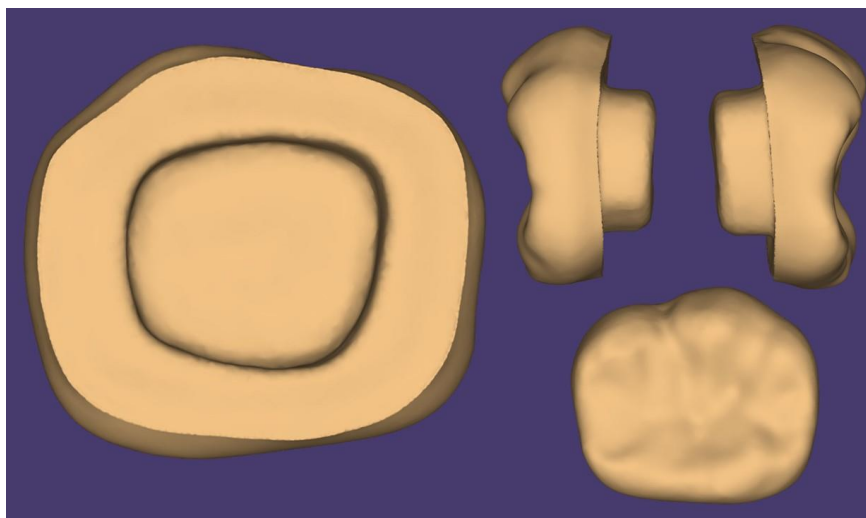
Finalizado o desenho da *endocrown* (figura 10 e figura 11), o arquivo foi exportado em formato STL, para confecção das restaurações indiretas, por manufatura aditiva (n=14) e subtrativa (n=14).

Figura 10 – Relação entre projeto *endocrown* (CAD) com modelo mestre digitalizado



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 11 – *Endocrown* desenhada



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.3 Manufatura aditiva

Para Impressão em resina (Resina priZma 3D Bio Crown, Makertech Labs©, Tatuí, Brasil), o desenho em STL foi importado para um software fatiador (slicer) próprio da impressora 3D (W3d slicer, Wilcos© , Petrópolis, Brasil), nele foram configurados os parâmetros de impressão otimizados para impressora (Chen et al., 2021; Grzebieluch et al., 2021) e direção de construção (Ryu et al., 2020), como listados na figura 12. No mesmo software também foram distribuídos os suportes para impressão da peça (figura 13) e preparado o fatiamento do trabalho para impressora (W3D PRINT, Wilcos© , Petrópolis, Brasil) (Figura 14). Respeitando a quantidade de três espécimes impressos por vez (Kim et al., 2017).

Depois de terminada a impressão, os espécimes foram lavados em álcool isopropílico e mantidos submersos na mesma solução em lavadora (Anycubic Wash & Cure Machine 2.0, Anycubic©, Shenzhen, China), por 5 minutos segundo manual do fabricante.

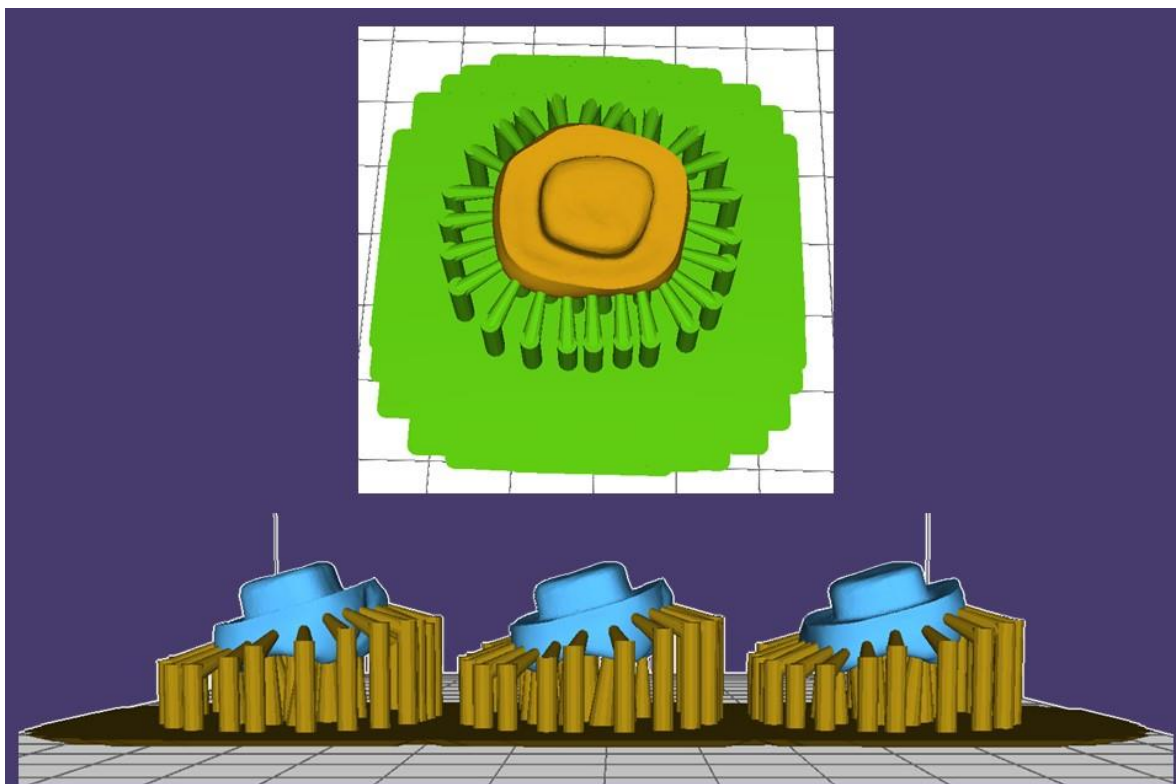
Logo em seguida os espécimes foram secos e passaram por processo de pós cura (Anycubic Wash & Cure Machine 2.0, Anycubic©, Shenzhen, China), segundo as recomendações do fabricante por 10 minutos.

Figura 12 – *Printscreen* dos parâmetros e posição no W3D slicer

Layer thickness(mm):	0.03	Rotate	
Normal exposure time (s):	12	X:	165,0°
Off time (s):	1	Y:	0,0°
Bottom Exposure Time (s):	80	Z:	101,0°
Bottom layers:	9	Move	
		X:	0,00mm
		Y:	0,00mm
		Z:	3,50mm

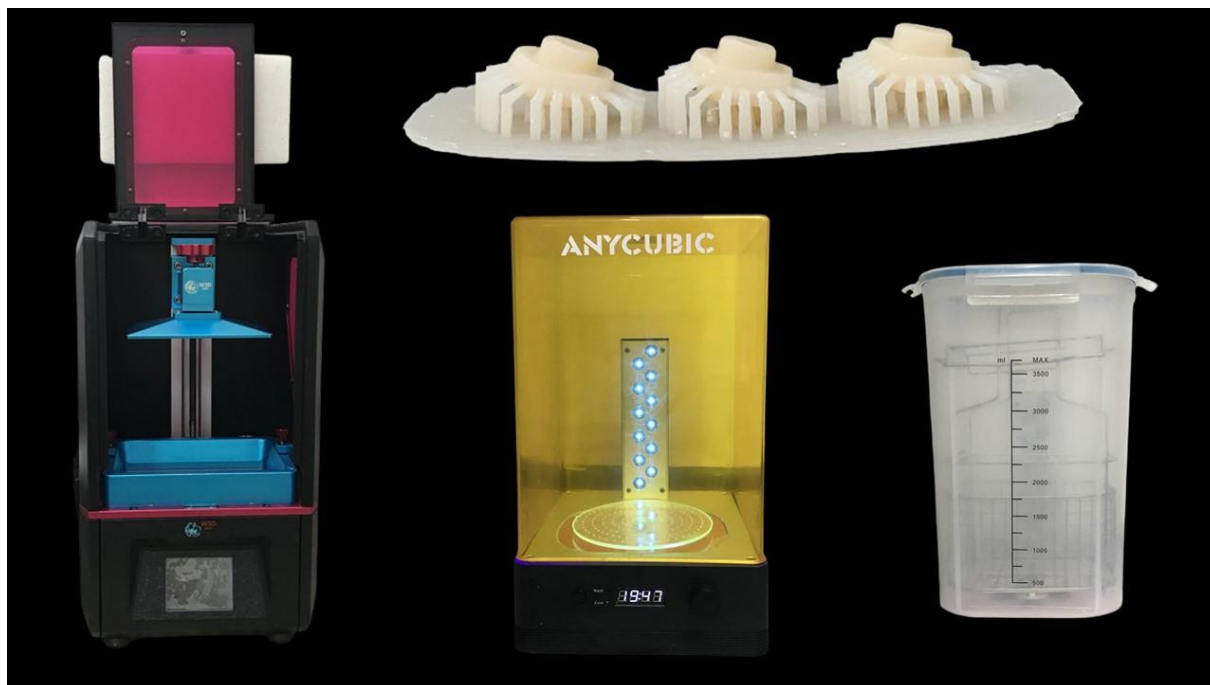
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 13 – Espécimes no software de impressão com suportes instalados



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 14 –*Endocrowns* impressas e equipamentos para impressão e pós-processamento



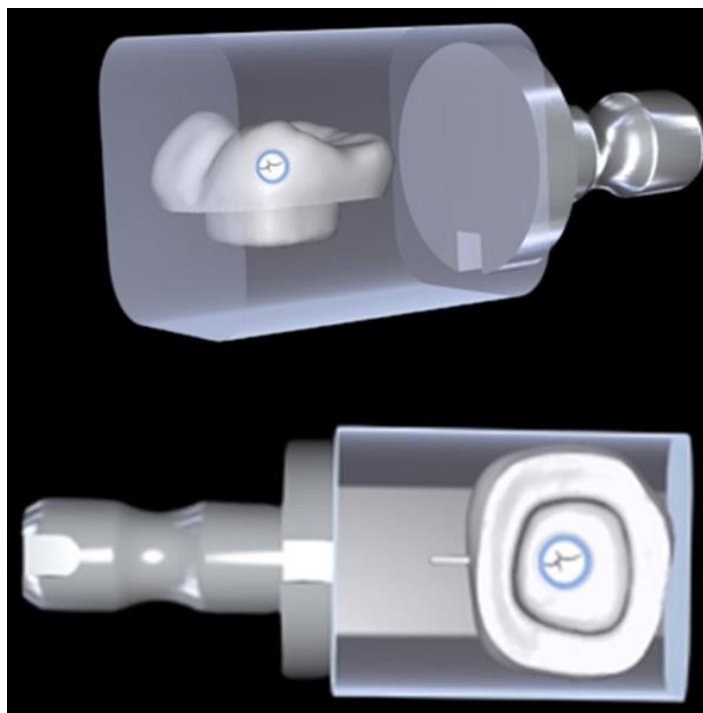
Legenda: na parte esquerda inferior está a impressora W3D e ao centro e direita o Anycubic Wash & Cure Machine 2.0

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.4 Manufatura subtrativa

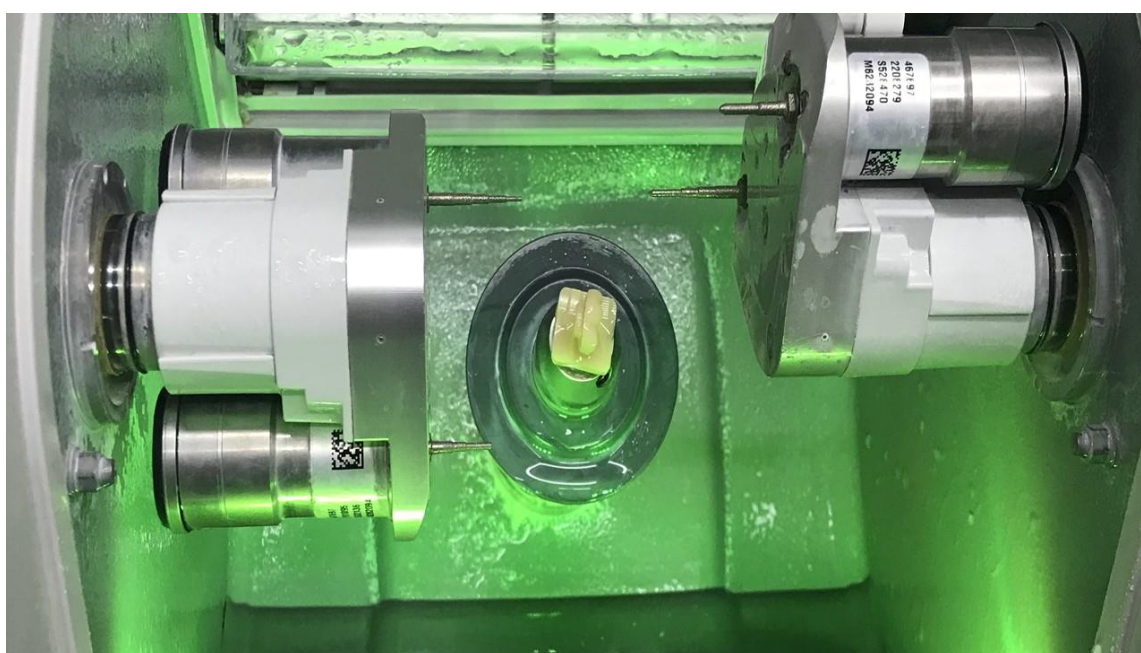
Para a manufatura subtrativa das *endocrowns*, o projeto da peça em STL foi importado para software de fresagem odontológico (Sirona inLab, Dentsply Sirona®, Carolina do Norte, EUA), para delimitação do desenho dentro do bloco (Brava Block, FGM®, Brasil) (figura 15) e manufatura (InLab MCXL, Dentsply Sirona®, Carolina do Norte, EUA) (figura 16). Na figura 17 está a imagem do bloco logo após sua fresagem.

Figura 15 – *Endocrown* posicionada no bloco de fresagem



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 16 – Fresadora InLab MCXL



Fonte: Elaborada pelo autor.

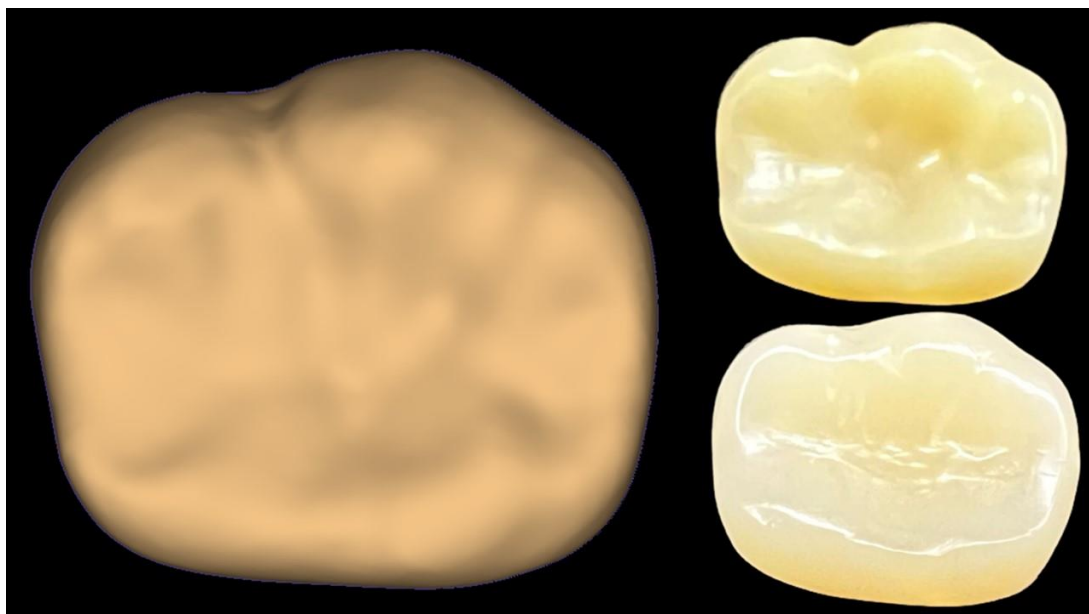
Figura 17 – Blocos logo após o término da fresagem



Fonte: Elaborada pelo autor.

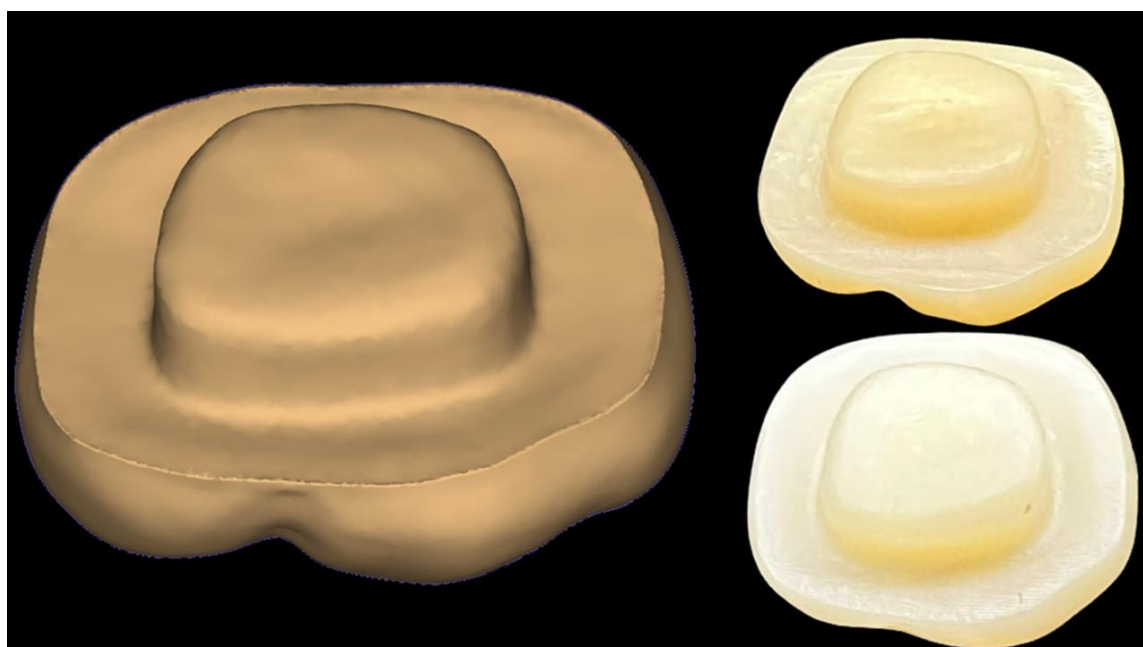
Nas figuras 18 e 19 está demonstrado para comparação visual as coroas manufaturadas finalizadas, após acabamento com broca tungstênio minicut em peça de mão e polimento com escova pelo de cabra e escova de feltro.

Figura 18 – Vista oclusal *endocrown* (projeto, impresso e fresado)



Legenda: a esquerda está o projeto e a direita superior o fresado e inferior impresso.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 18 – Vista pulpar *endocrown* (projeto, impresso e fresado)



Legenda: a esquerda está o projeto e a direita superior o fresado e inferior impresso.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.5 Avaliação das amostras por metrologia óptica

Os testes descritos a seguir, baseiam-se no princípio de sobreposição de malhas. Um objeto 3D desenhado ou escaneado é constituído por uma nuvem de pontos, estes pontos são “ligados” ou poligonizados, no caso de arquivos em STL em triângulos. O conjunto de pontos e linhas é denominado malha (figura 19).

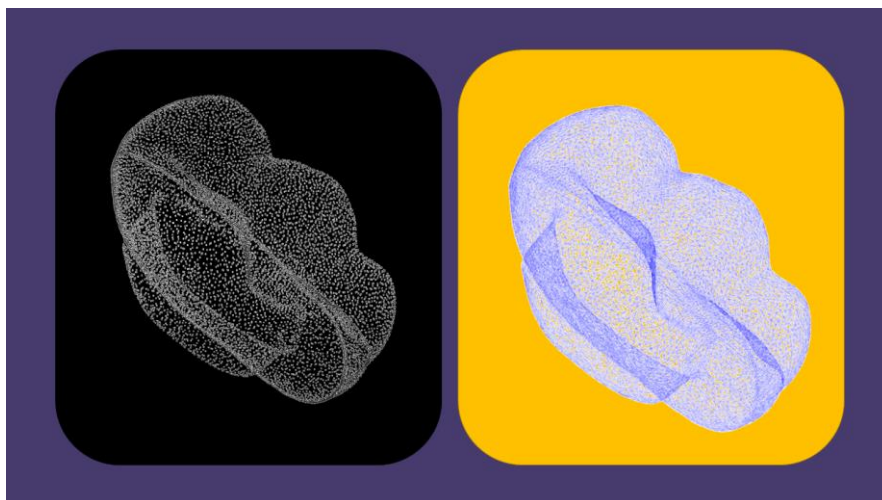
Baseado nesse princípio é possível através do software de inspeção GOM Inspect, executar a sobreposição de um desenho 3D de referência, chamado no software de CAD, com a peça manufaturada e escaneada, que ao ser importada ao software recebe o nome de mesh.

Todos os arquivos importados para o software, têm uma posição global 3D, especificada em um sistema de coordenadas X, Y, Z. Normalmente esta posição está relacionada à calibração do software de design ou scanner 3D, portanto para haver a comparação dos dados, as malhas devem ser transferidas para um sistema de coordenadas comum, chamado de alinhamento.

O alinhamento inicia-se pelo pré-alinhamento global, no qual todos os outros alinhamentos e cálculos terão como base. Em seguida realiza-se o alinhamento principal, onde alinham-se os dados nominais (CAD) e dados reais (Mesh) da melhor maneira para a análise pretendida.

Após alinhadas as malhas, o software calcula a distância perpendicular de cada ponto do polígono (triângulo) nos dados CAD (referência) aos dados mesh e exibe os desvios como um gráfico de cor e etiquetas com o valor do desvio especificado.

Figura 19 – Exemplificação nuvem de pontos e malha



Legenda: a esquerda está uma nuvem de pontos e a direita a malha com os pontos poligonizados.
Fonte: Elaborada pelo autor.

4.5.1 Acurácia

Todas as endocrowns, após serem finalizadas, tiveram sua parte pulpar (região interna) escaneada por scanner intraoral (CS 3700, Carestream Dental LLC, Atlanta, EUA) (figura 20 e figura 21), para avaliação dos desvios entre o STL original e o STL da peça fabricada, através da sobreposição de malhas por software de inspeção em metrologia óptica GOM Inspect (GOM© Braunschweig, Alemanha).

Os arquivos CAD (referência) e mesh (peça escaneada) foram importados em formato STL, e foram recortadas deixando apenas a região interna (pulpar) de interesse. No caso do arquivo mesh, possíveis ruídos ou artefatos de imagem durante o escaneamento foram limpos.

Os arquivos CAD e mesh passaram por um pré-alinhamento, baseado no algoritmo de best-fit-global, com um ponto adicional de auxílio (figura 22).

No arquivo mesh, a região interna foi selecionada para o alinhamento principal, best-fit-local e distância máxima de busca em 1mm (figura 23).

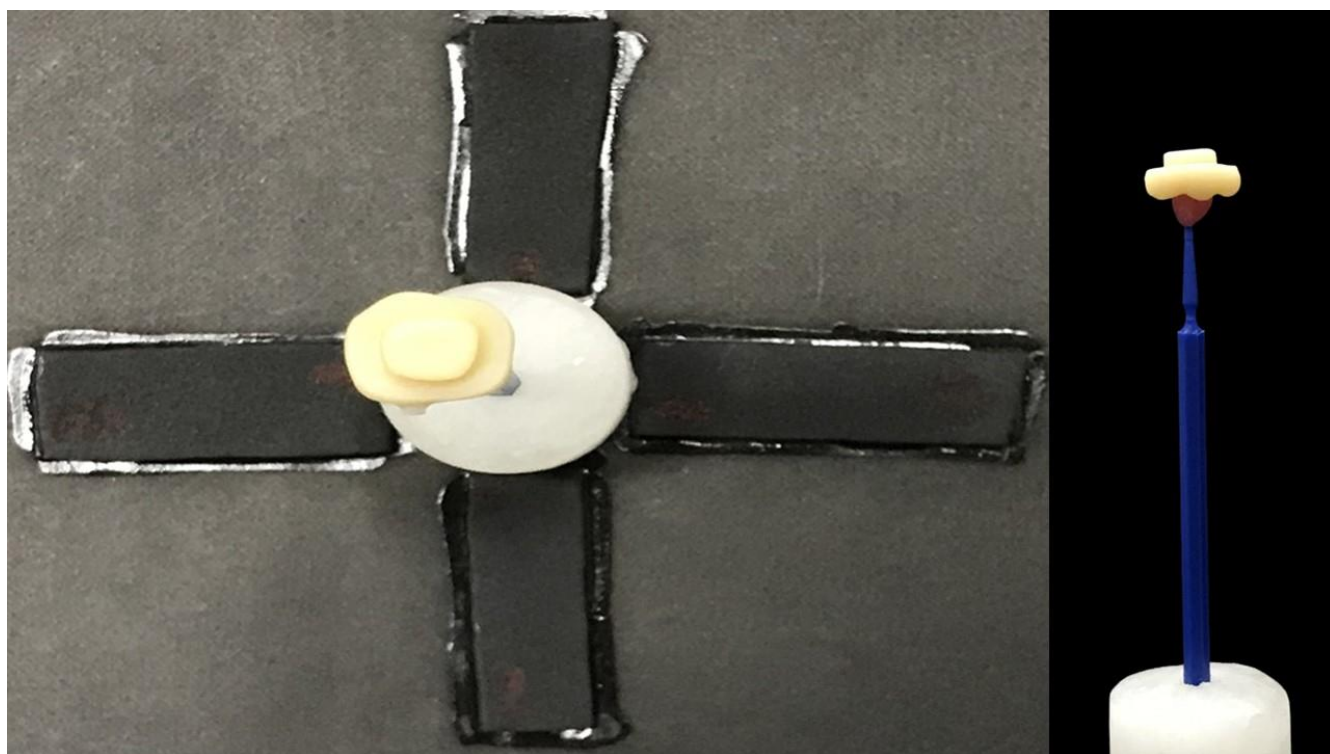
Com as malhas devidamente alinhadas, executou-se a comparação de superfície entre elas, com distância máxima de busca em 1mm e legenda fechada de cores para mapa de cor em 50 μm (figura 24).

Novamente a região de interesse interna foi selecionada e foram distribuídos 90 pontos de desvio 1mm equidistantes (figura 25 e figura 26).

Estes desvios foram exportados para software excel (Microsoft®, Washington, EUA) para ser calculado o root mean square (RMS), raiz do valor quadrático médio ou também conhecido como valor eficaz, ou seja, a raiz quadrada da média aritmética dos quadrados dos 90 desvios.

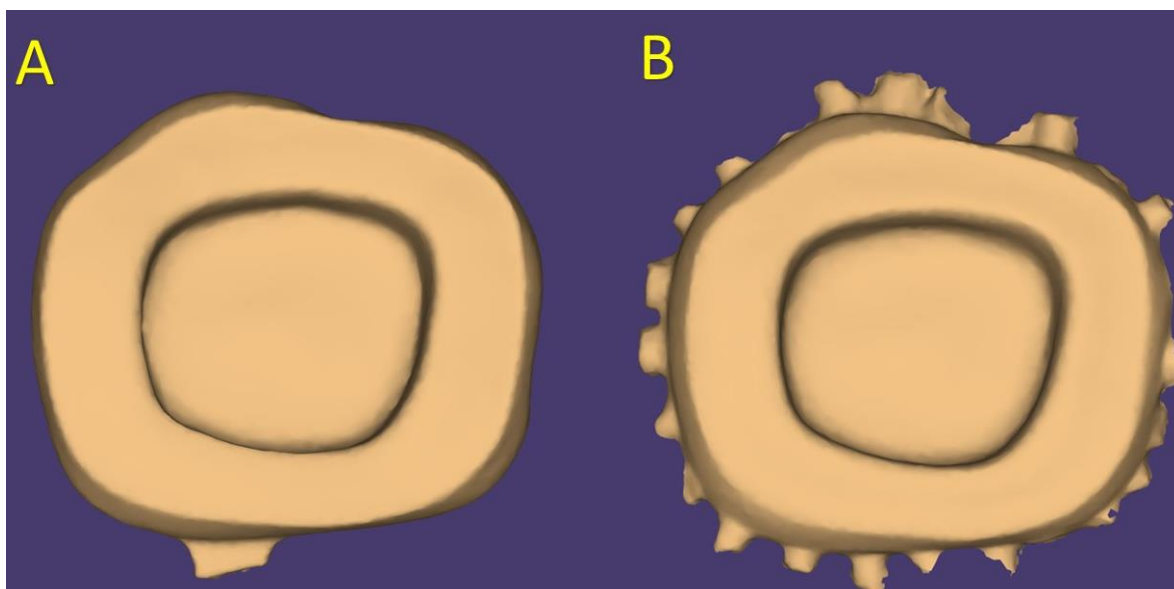
Os valores médios de RMS entre os grupos fresado e impresso foram comparados estatisticamente (Bioestat 5.3), após passarem por inspeção de normalidade através de teste de Shapiro Wilk e utilizado um teste paramétrico, teste t student não pareado ($\alpha=.05$) para avaliar a diferenças estática entre o RMS de cada grupo.

Figura 20 – Plataforma e suporte para escaneamentos



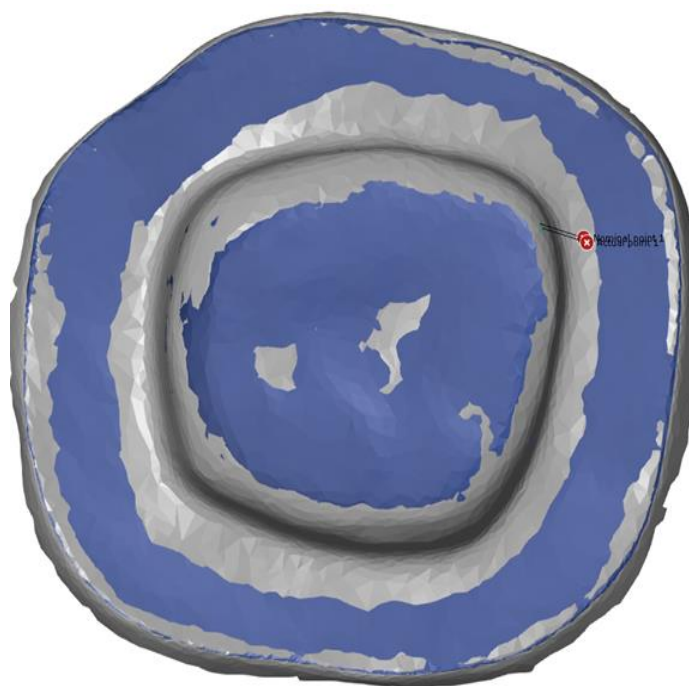
Legenda: dispositivos criados para padronizar o escaneamento das peças, a esquerda está a plataforma para posicionamento do fixador em fundo preto e a direita fixador oclusal dos espécimes para rotação da peça sobre seu próprio eixo, sem a necessidade de movimentação do scanner.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 21 – Parte interna escaneadas



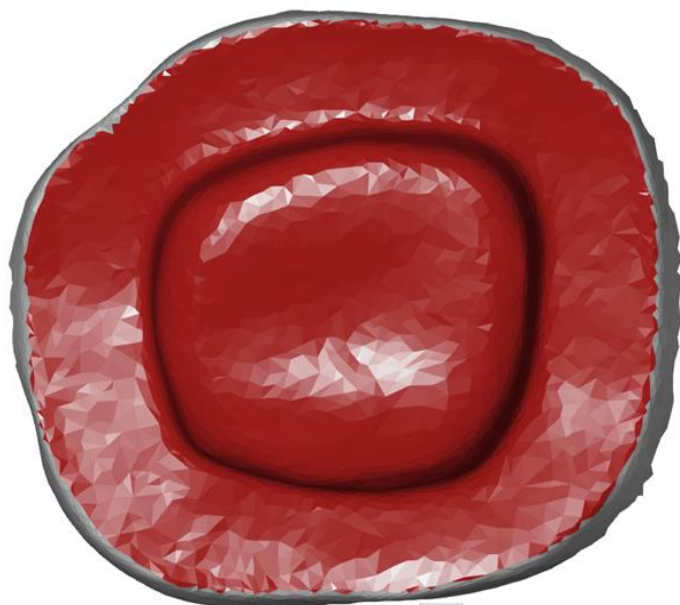
Legenda: (A) região interna fresado e (B) região interna impresso.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 22 – Pré-alinhamento (global)



Legenda: resultado do pré alinhamento global (inicial), entre projeto (azul) e peça manufaturada (cinza).
Fonte: Elaborada pelo autor.

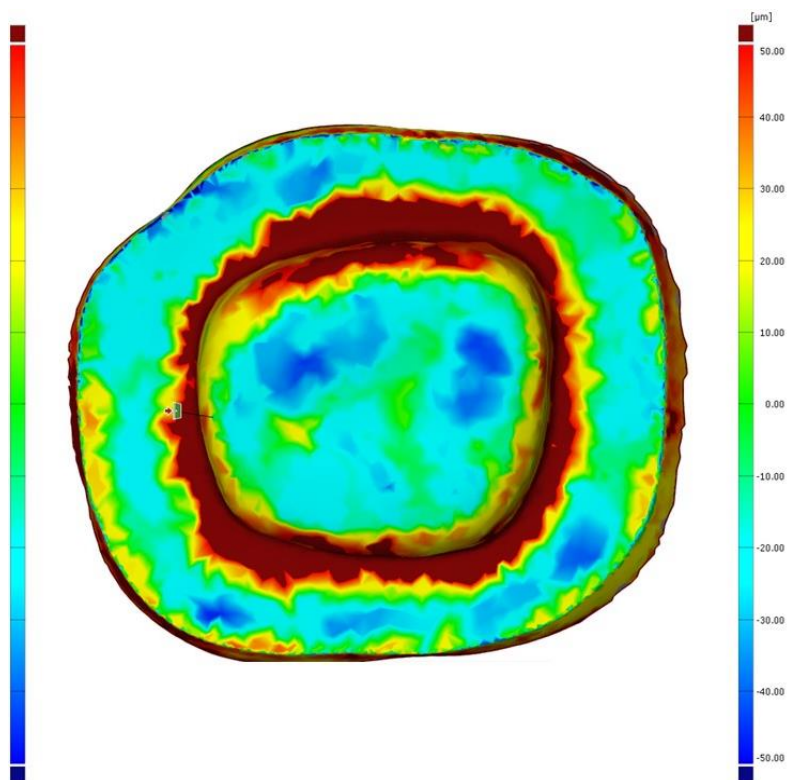
Figura 23 – Alinhamento principal na região de interesse



Legenda: toda a área em vermelho (região interna pulpar) é a região de interesse para o alinhamento principal.

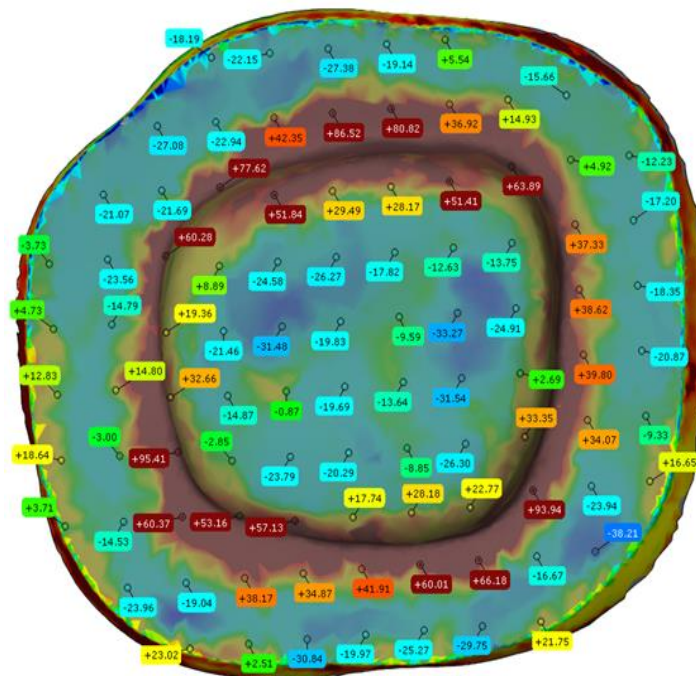
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 24 – Comparação qualitativa de superfície em gráfico de cores



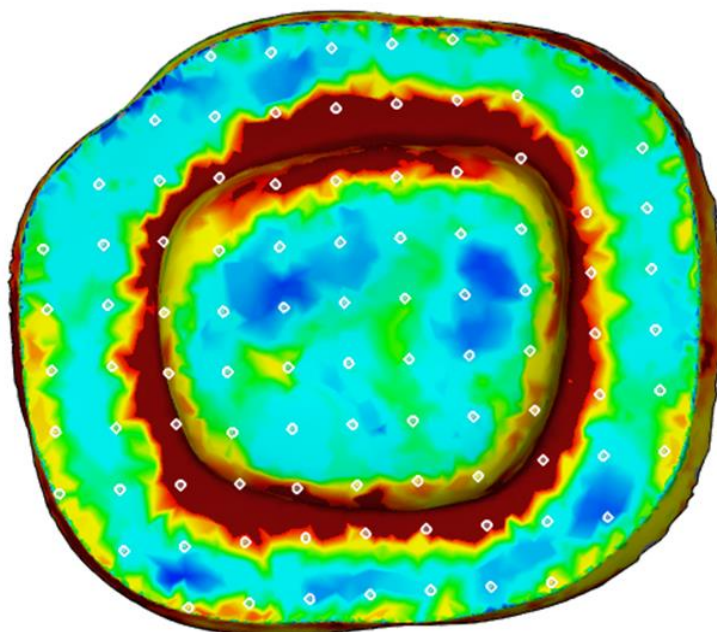
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 25 – Etiquetas de desvio equidistantes



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 26 – Exemplificação da distribuição dos pontos pela superfície de interesse



Fonte: Elaborada pelo autor.

4.5.2 Técnica da réplica de silicone digital

A metodologia para aplicação desta técnica, está fundamentada no trabalho prévio de Lee et al. (2017) e as adaptações executadas e propostas por Dahl et al. (2018).

Primeiro a parte pulpar da *endocrown* recebeu uma fina camada uniforme de agente separador (Cel-Lac, SSWhite Produtos Odontológicos, São Cristóvão, Brasil), espalhada e seca com jato de ar. Em seguida foi manipulada a pasta fluída do elastômero (Xantopren; Heraeus Kulzer®, Hanau, Germany) (Yildirim, Paken, 2019), respeitando as recomendações do fabricante, introduzida no interior pulpar e superfície marginal do modelo mestre, para a *endocrown* ser assentada em posição e mantida sob pressão constante de 20N (Black, Amoore, 1993) até que o material polimerizasse.

Os excessos foram descartados com auxílio de uma lâmina afiada de bisturi e a *endocrown* removida de posição, deixando sobre o modelo mestre uma fina camada de silicone. O modelo mestre com a linha de cimentação simulada pelo elastômero, foi escaneado por scanner intraoral (CS 3700, Carestream Dental LLC, Atlanta, EUA) (figura 27 e figura 28), através de software de metrologia óptica GOM Inspect e pela sobreposição de malhas entre o STL do modelo mestre com silicone versus sem silicone, foi evidenciado a espessura da linha de cimentação ou a desadaptação da parte interna e marginal entre preparo e coroa.

Foram padronizados pontos na malha do modelo mestre (figura 29), para criação de planos como mostrado na figura 30 e figura 31, que serviram de base para criação das secções de análise, melhor descritas a frente.

A base em resina vermelha do modelo mestre, serviu como limite padronizado para recorte de todas as malhas e a circunferência vermelha em resina foi utilizada como ponto adicional no alinhamento global (figura 32).

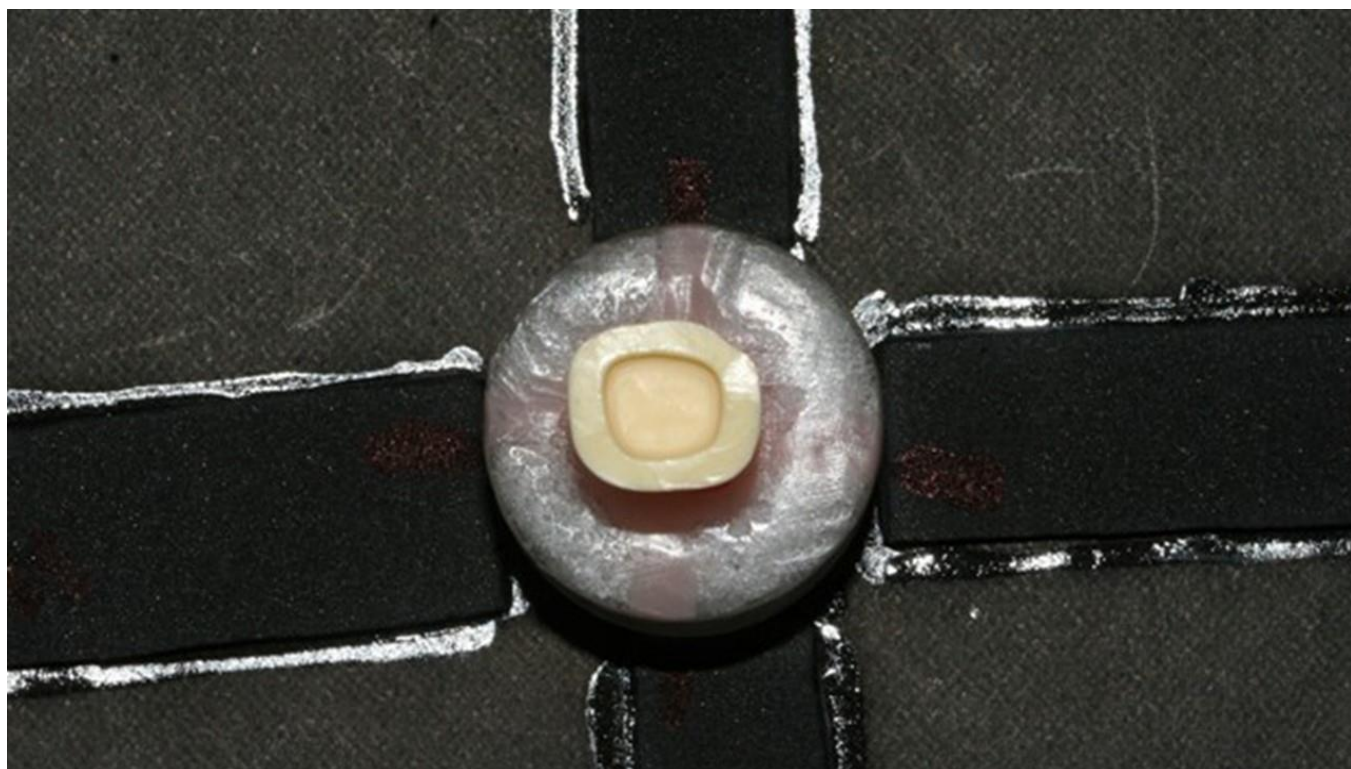
A metodologia para alinhamento das malhas foi basicamente a mesma empregada no teste de veracidade interna, a diferença é que a área para ser executado o alinhamento principal, best-fit-local, foi toda a parte lateral do modelo mestre, que está inalterada, ou seja, sem silicone (figura 33).

Para avaliação da linha de cimentação, foram feitas oito inspeções de

secção baseadas nos planos pré estabelecidos (figura 34). A área de interesse (linha de cimentação) nas secções foi selecionada para distribuição de pontos equidistantes, segundo o tamanho da secção, plano diagonal (700µm e 650µm), vestibulo-linguais (600µm) e mesio-distais (680 µm e 650µm), de forma que fossem distribuídos 03 pontos marginais, 03 pontos axiais e 03 pontos oclusais (figura 35), totalizando 120 pontos de análise.

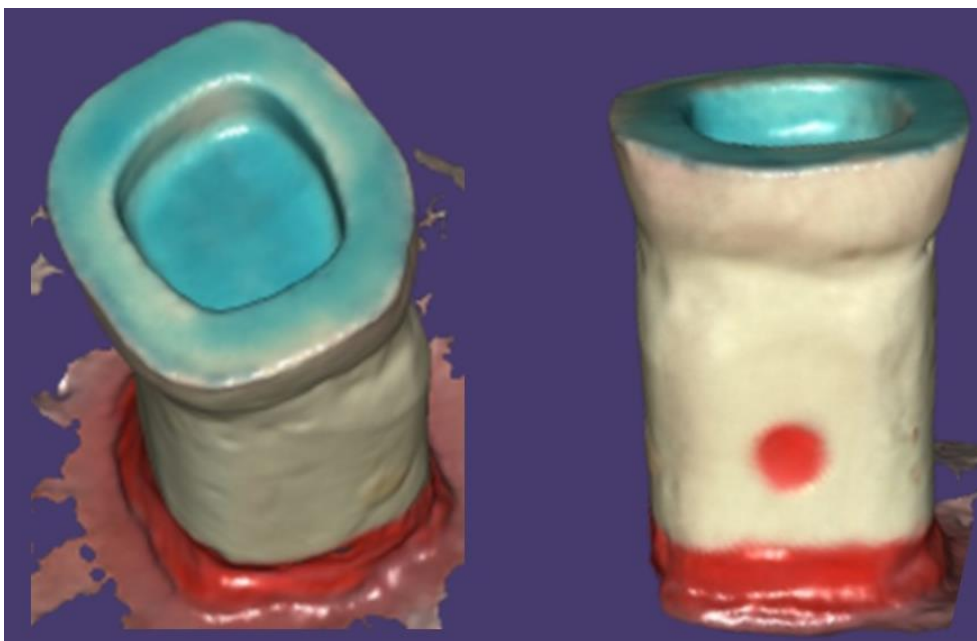
Os valores marginal, axial, oclusal e linha de cimentação absoluta, passaram por análise de normalidade pelo teste de Teste de Shapiro wilk e foram comparados estatisticamente por teste paramétrico teste t student não pareado ($\alpha=.05$).

Figura 27 – Plataforma para escaneamentos



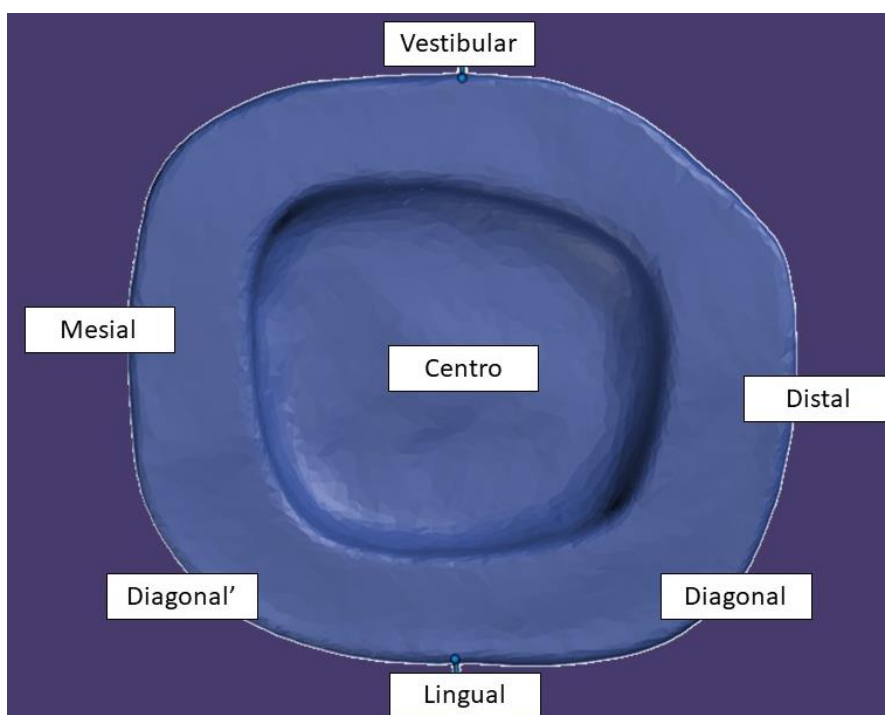
Legenda: plataforma de fundo preto para fixação do modelo mestre fixado em cilindro de resina para a rotação da peça sobre seu próprio eixo, sem a necessidade de movimentação do scanner.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 28 – Exemplificação do modelo mestre com linha de cimentação escaneada



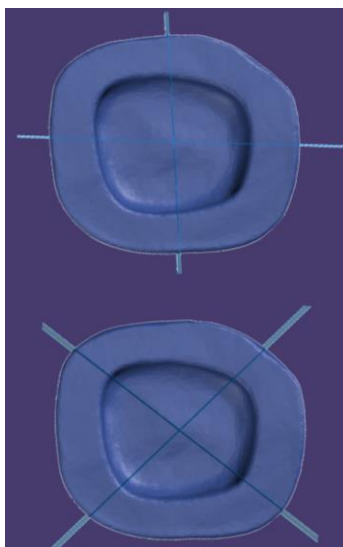
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 29 – Pontos de referência no modelo mestre para criação de planos



Fonte: Elaborada pelo autor.

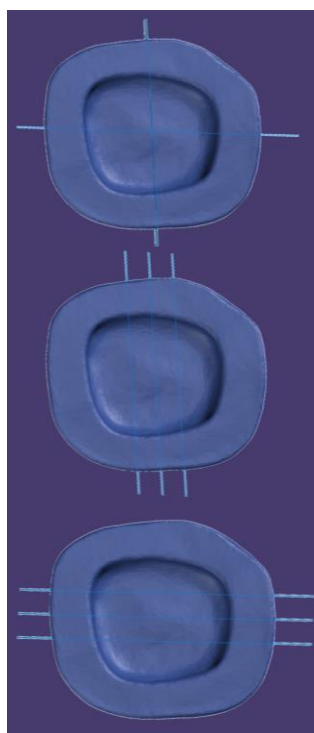
Figura 30 – Planos principais



Legenda: parte superior plano vestibulo-lingual (VL) e mesio-distal (MD) e parte inferior planos diagonais.

Fonte: Elaborada pelo autor.

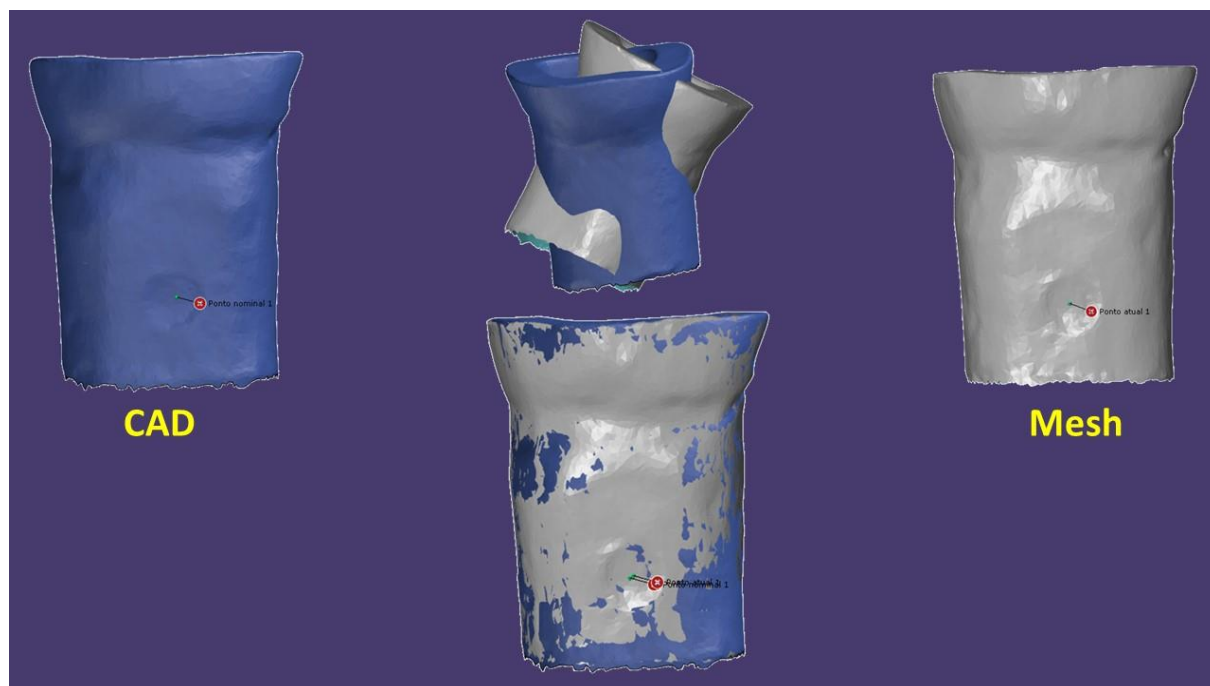
Figura 31 – Planos secundários



Legenda: baseado nos planos principais VL e MD, foram criados planos paralelos em +1200 μm e -1200 μm .

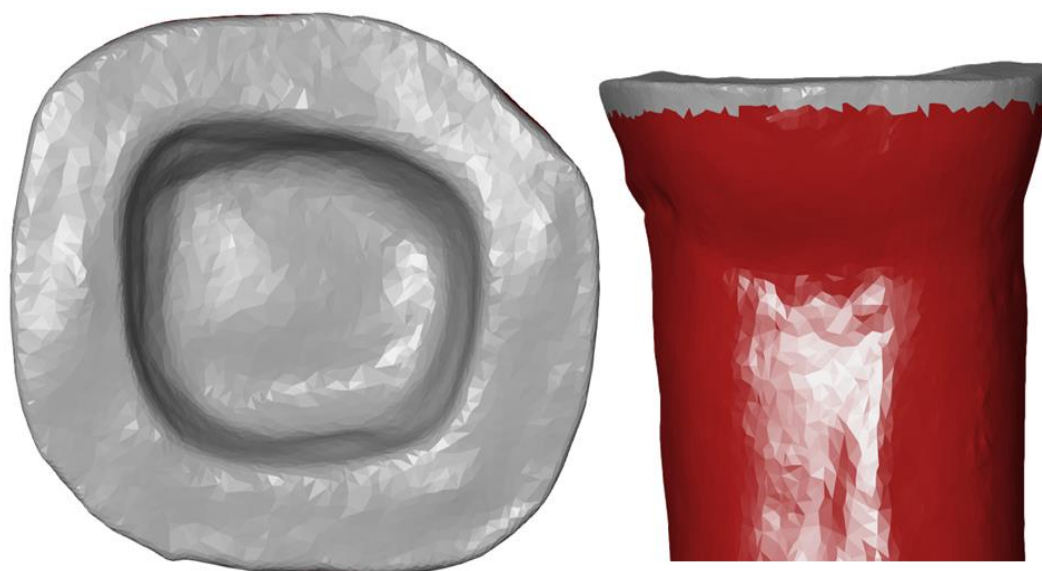
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 32 – Pré-alinhamento



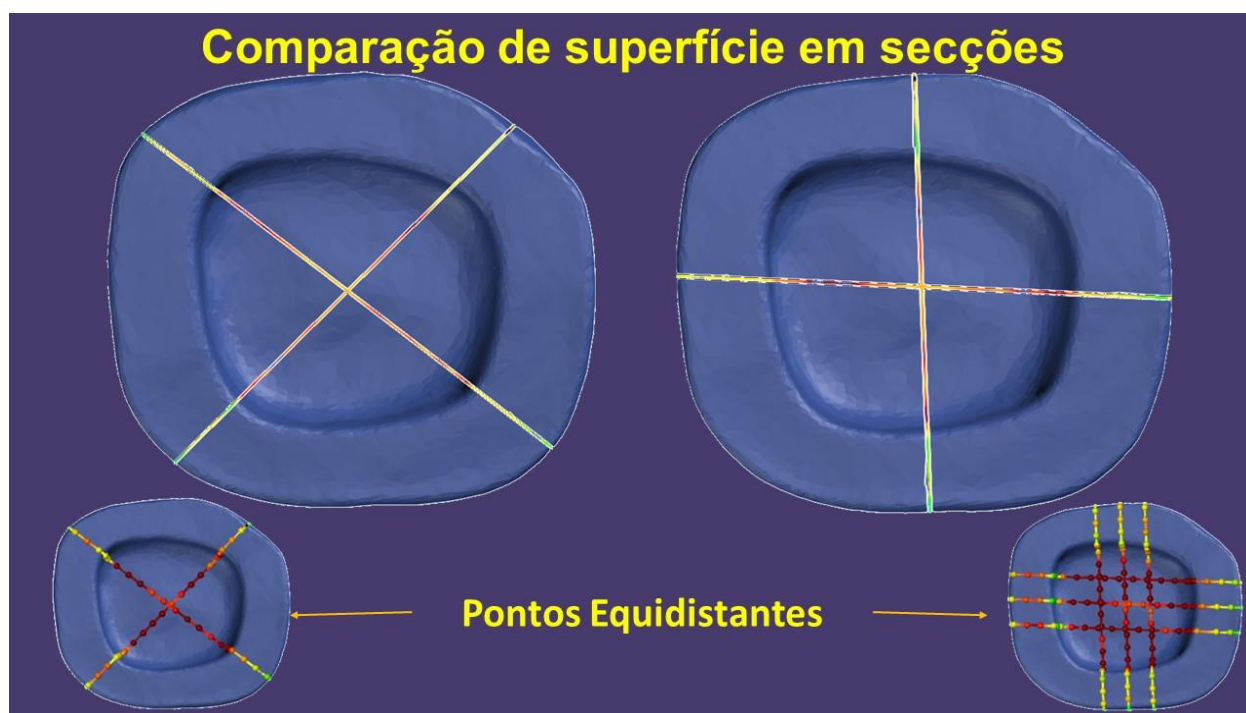
Legenda: pré alinhamento global entre projeto CAD (azul) e peça manufaturada MESH (cinza).
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 33 – Alinhamento principal



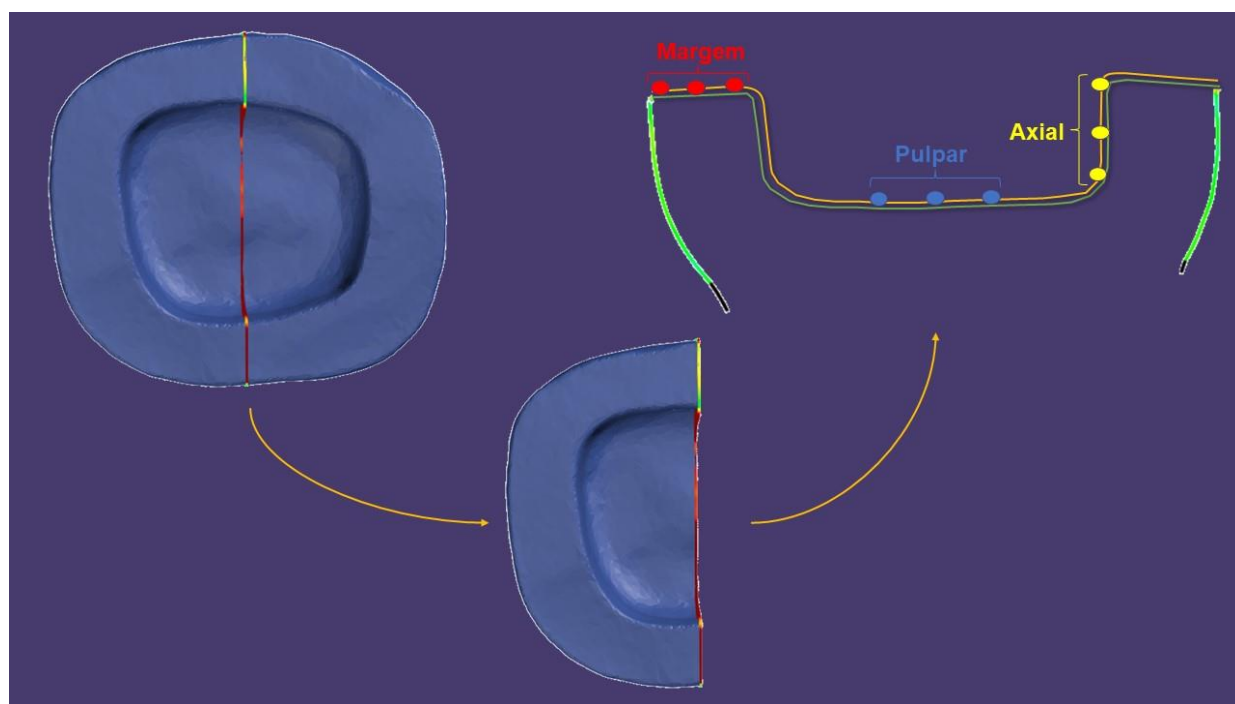
Legenda: toda a área em vermelho (região lateral do modelo mestre) é a região de interesse para o alinhamento principal.
Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 34 – Comparação de superfície por secção



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 35 – Exemplificação de uma secção e distribuição dos pontos



Fonte: Elaborada pelo autor.

5 RESULTADO

5.1 Acurácia

Com relação a estatística descritiva, a média do RMS da área interna para o grupo impresso foi de $49.6032 \mu\text{m} \pm 3.8917$ e grupo fresado $48.5554\mu\text{m} \pm 2.2992$. Sendo que quanto mais próximo de zero estiver o valor eficaz (RMS), mais parecida está a peça do design esperado.

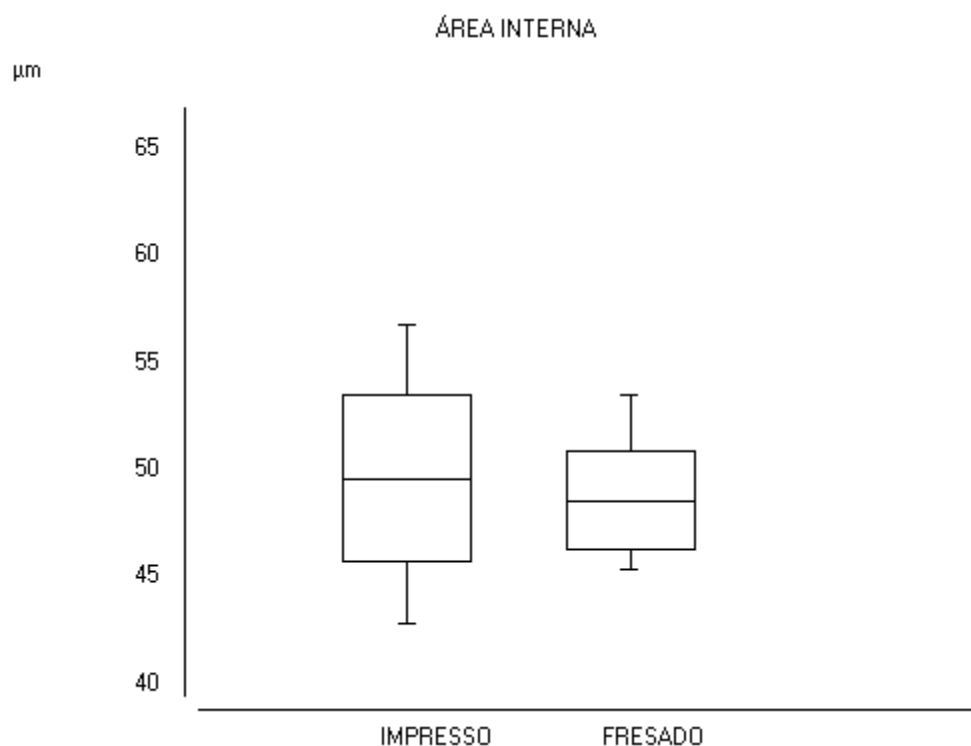
As médias, desvio padrão, variância, valor máximo e mínimo de RMS em μm dos grupos Impresso e fresado, estão descritos na tabela 1 e comparação gráfica entre os grupos no diagrama de caixa na figura 36

Tabela 1 – Estatística descritiva RMS

	Estatística descritiva (μm)	
	Impresso	Fresado
Média Aritmética	49.6032	48.5554
Variância	15.1453	5.2862
Desvio Padrão	3.8917	2.2992
Máximo	56.7971	53.5391
Mínimo	42.8449	45.3479

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 36 – Gráfico com média, desvio padrão, máximo e mínimo do RMS área interna



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os valores de RMS passaram pelo teste Shapiro-wilk e obtiveram $p > 0.05$ (impresso p 0,99 e fresado p 0,04844), portanto mantém-se a hipótese nula de normalidade necessária para realização do teste paramétrico t student.

Teste t student (tabela 2) demonstrou Homocedasticidade dos dados com valores de $t = 0.8673$ e p valor 0.3937, portanto ($P < 0,05$) sem diferença estatística significativa.

Tabela 2 – Teste t *student* RMS

Teste t student	
Distribuição das amostras	Homocedasticidade
t =	0.8673
p (unilateral) =	0.1968
p (bilateral) =	0.3937

Fonte: Elaborada pelo autor.

A análise qualitativa dos grupos está exemplificada no gráfico de cores (figura 37 impresso e figura 38 fresado).

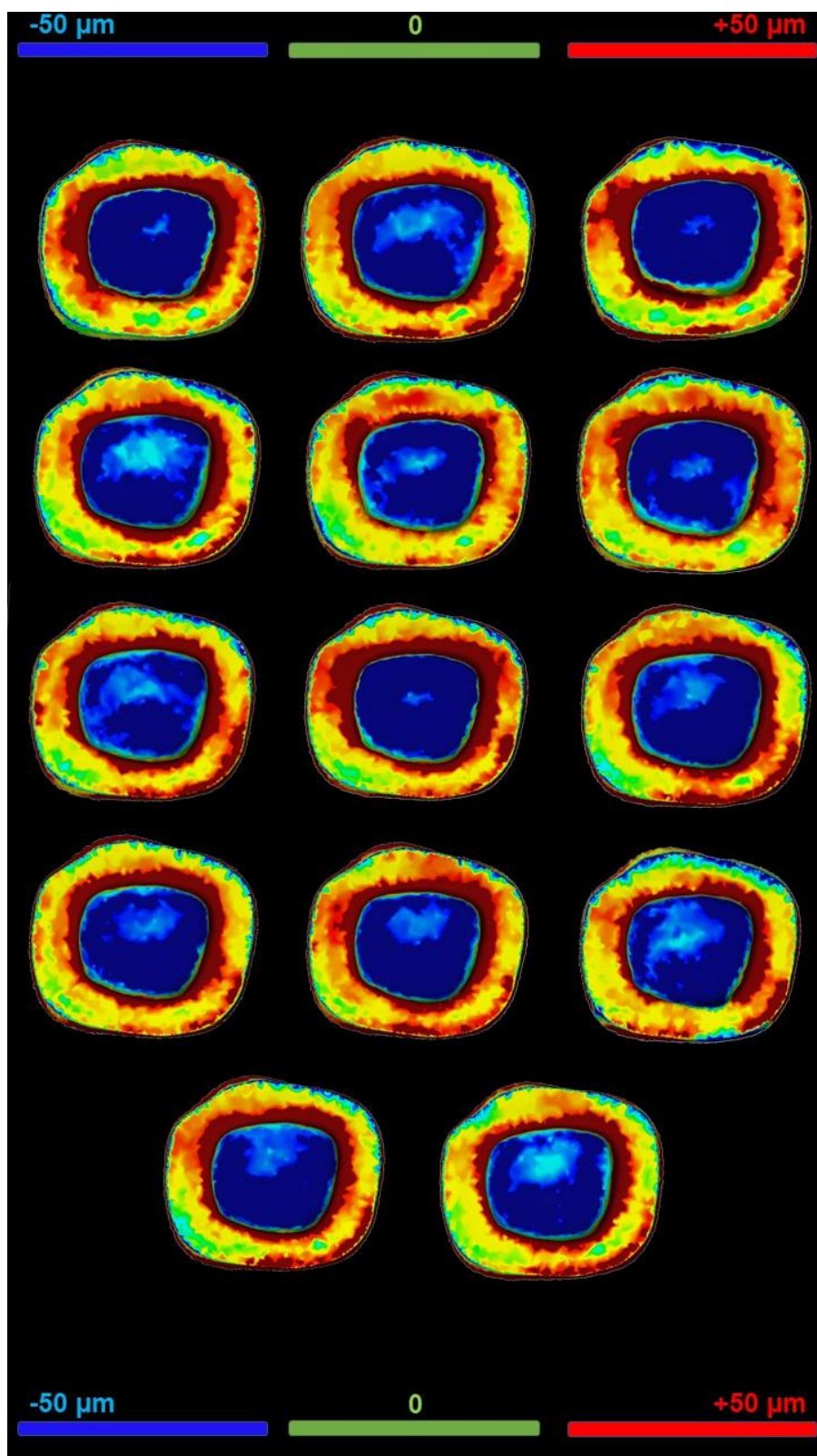
Valores próximo a zero (verde) estão consequentemente mais próximos ao design do projeto estipulado pelo desenho da *endocrown* em software CAD. Já valores na escala de vermelho representam excesso de material (+50 μm) e na escala de azul falta de material (-50 μm).

O gráfico demonstra que os espécimes impressos apresentaram na região marginal uma tendência a excesso de material (+ 50 μm) com regiões pontuais bem próximas à zero (verde), ou seja, mais parecidas dimensionamento com desenho CAD. Em contra partida, os espécimes fresados tenderam a falta de material (-50 μm) na região marginal com relação ao design CAD pretendido.

Na região axial, ambos os grupos apresentaram tendência à coloração vermelha (excesso de material, + 50 μm).

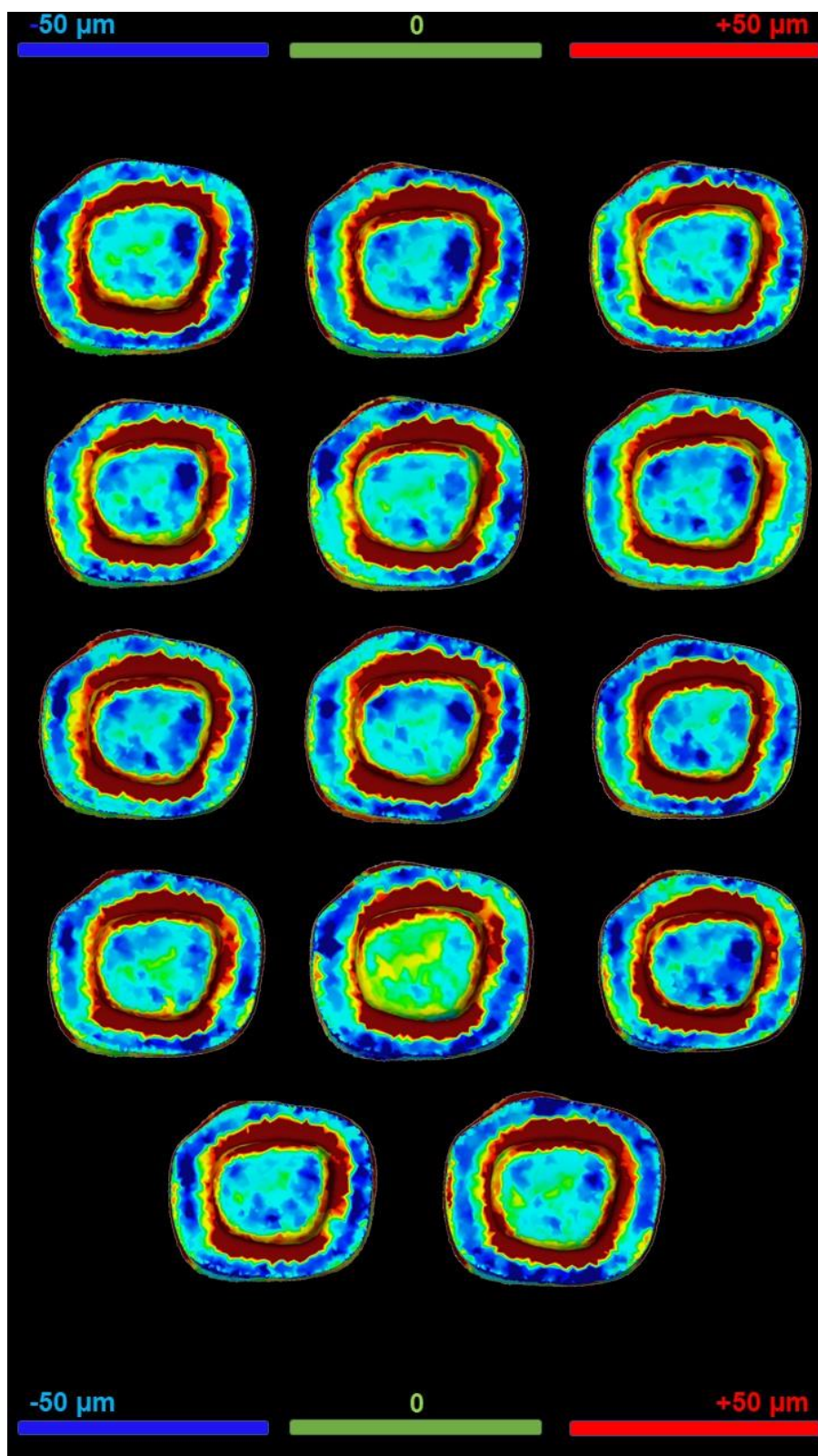
E na região pulpar, ambos os grupos tiveram uma tendncia à coloração azul (falta de material, - 50 μm), entretanto o fresado apresenta cores verdes pontuais (mais próximo de zero) e tons de azul mais claros do que apresentado no impresso, o que demonstra que os níveis de falta de material são menos expressivos que no grupo impresso.

Figura 37 – Gráfico de cores RMS área interna impresso



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 38 – Gráfico de cores RMS área interna fresado

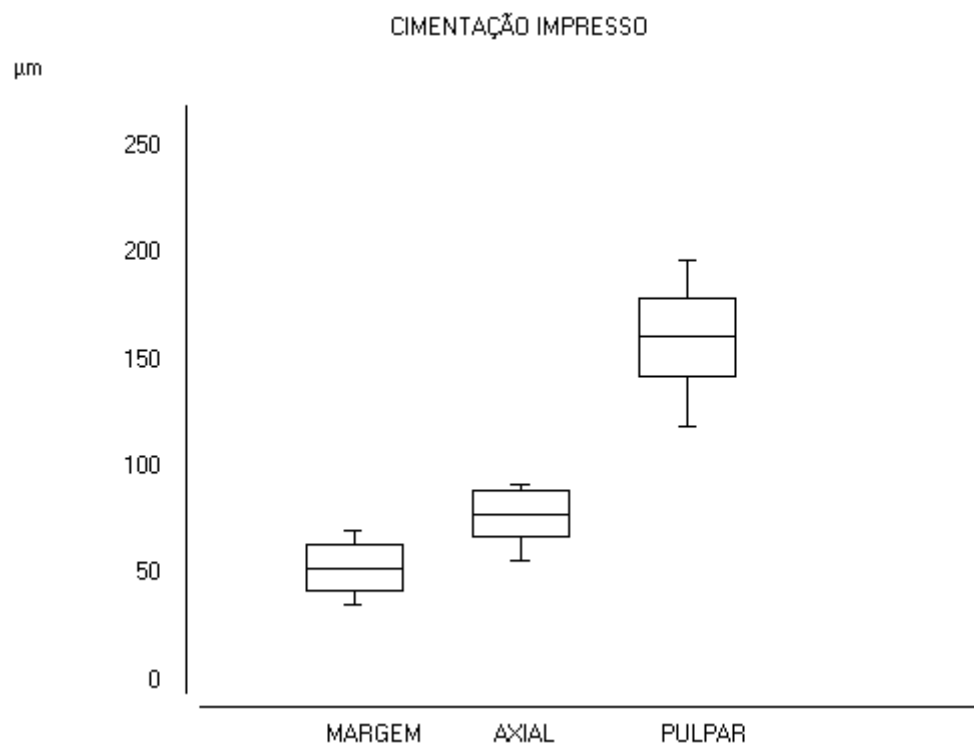


Fonte: Elaborada pelo autor.

5.2 Linha de cimentação

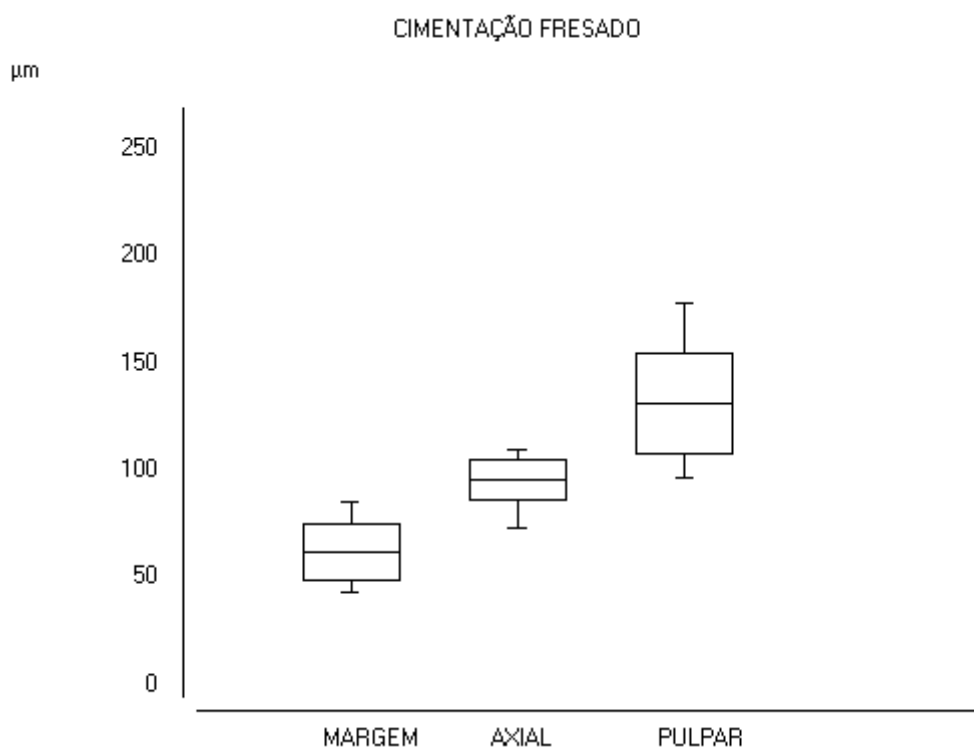
Para melhor ilustração dos valores de cimentação dos grupos impresso e fresado, está demonstrado em diagrama de caixa na figura 39 e figura 40, os resultados com relação a região (margem, axial e pulpar) de cada grupo.

Figura 39 – Gráfico com média, desvio padrão, máximo e mínimo da linha de cimentação do grupo Impresso



Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 40 – Gráfico com média, desvio padrão, máximo e mínimo da linha de cimentação do grupo fresado



Fonte: Elaborada pelo autor.

Com relação a estatística descritiva para a média da linha de cimentação marginal, o grupo impresso foi de $52.9121 \mu\text{m} \pm 10.8946$ e grupo fresado $61.8303 \mu\text{m} \pm 13.4616$.

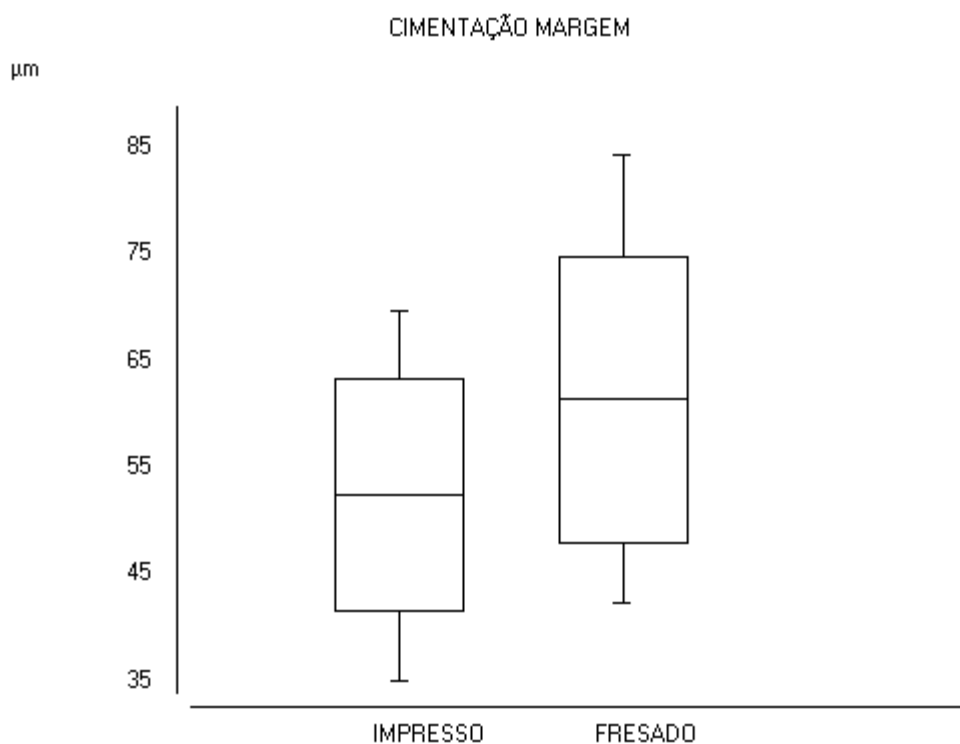
As médias, desvio padrão, variância, valor máximo e mínimo da linha de cimentação marginal em μm dos grupos Impresso e fresado, estão descritos na tabela 03 e comparação gráfica entre os grupos no diagrama de caixa na figura 41.

Tabela 3 – Estatística descritiva linha de cimentação marginal

Estatística descritiva (μm)		
	Impresso	Fresado
Média Aritmética	52.9121	61.8303
Variância	118.6932	181.2159
Desvio Padrão	10.8946	13.4616
Máximo	70.1031	84.8513
Mínimo	35.4756	42.7194

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 41 – Gráfico com média, desvio padrão, máximo e mínimo da linha de cimentação marginal



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os valores marginais passaram pelo teste Shapiro-wilk e obtiveram p valor >0.05 (impresso p 0.7764 e fresado p 0.5065), portanto mantém-se a hipótese nula de normalidade necessária para realização do teste paramétrico t student.

Teste t student (tabela 4) demonstrou Homocedasticidade dos dados com valor de $t = -1.9268$ e p valor 0.0649, portanto ($P < 0,05$) sem diferença estatística significativa.

Tabela 4 – Teste t *student* linha de cimentação marginal

Teste t student	
Distribuição das amostras	Homocedasticidade
t =	-1.9268
p (unilateral) =	0.0325
p (bilateral) =	0.0649

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com relação à estatística descritiva para a média da linha de cimentação axial, o grupo impresso foi de $78.2094\mu\text{m} \pm 10.5483$ e grupo fresado $95.3686\mu\text{m} \pm 9.5502$.

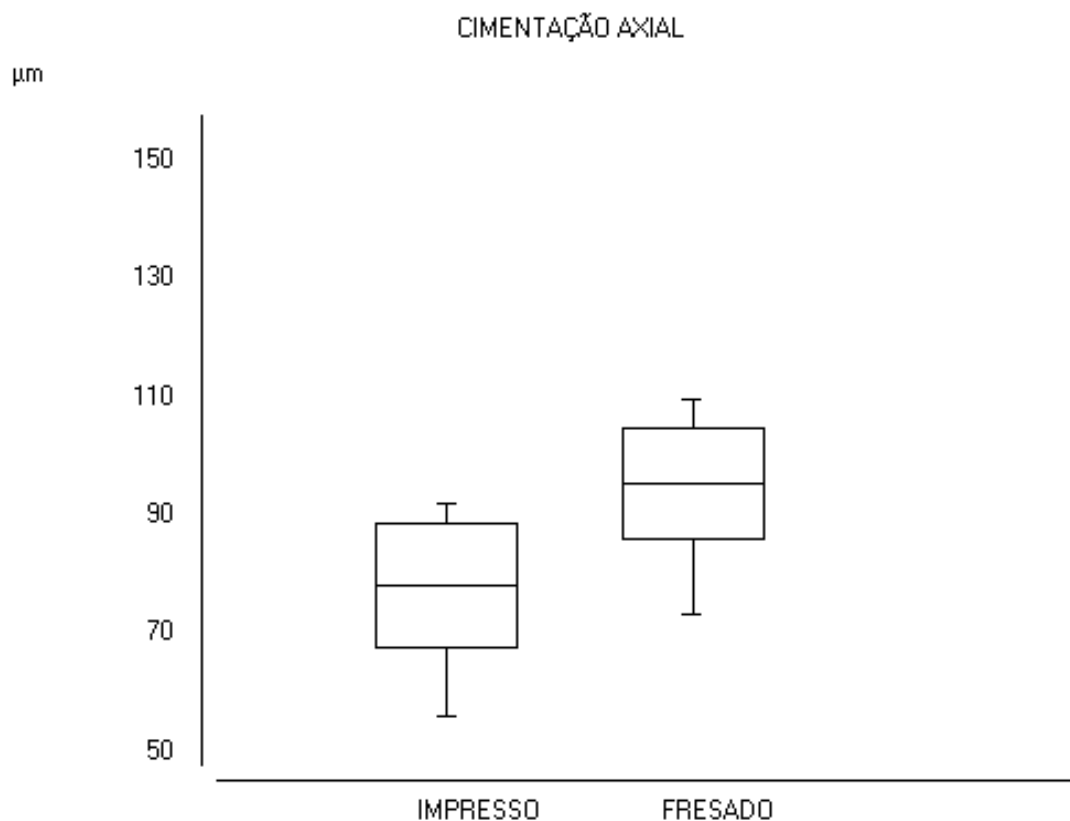
As médias, desvio padrão, variância, valor máximo e mínimo da linha de cimentação axial em μm dos grupos impresso e fresado, estão descritos na tabela 5 e comparação gráfica entre os grupos no diagrama de caixa na figura 42.

Tabela 5 – Estatística descritiva linha de cimentação axial

Estatística descritiva (μm)		
	Impresso	Fresado
Média Aritmética	78.2094	95.3686
Variância	111.2659	91.2072
Desvio Padrão	10.5483	9.5502
Máximo	91.9873	109.4471
Mínimo	56.1346	73.2927

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 42 – Gráfico com média, desvio padrão, máximo e mínimo da linha de cimentação axial



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os valores axiais passaram pelo teste Shapiro-wilk e obtiveram p valor >0.05 (impresso p 0.4761 e fresado p 0.4512), portanto mantém-se a hipótese nula de normalidade necessária para realização do teste paramétrico t student.

Teste t student (tabela 6) demonstrou Homocedasticidade dos dados com valor de $t = -4.5121$ e p valor 0.0001, portanto ($P < 0,05$) o que implica em diferença estatística significativa.

Tabela 6 – Teste t *student* linha de cimentação axial

Teste t student	
Distribuição das amostras	Homocedasticidade
t =	-4.5121
p (unilateral) =	< 0.0001
p (bilateral) =	0.0001

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com relação à estatística descritiva para a média da linha de cimentação pulpar, o grupo impresso foi de $160.9635\mu\text{m} \pm 18.3995$ e grupo fresado $131.11\mu\text{m} \pm 23.7442$.

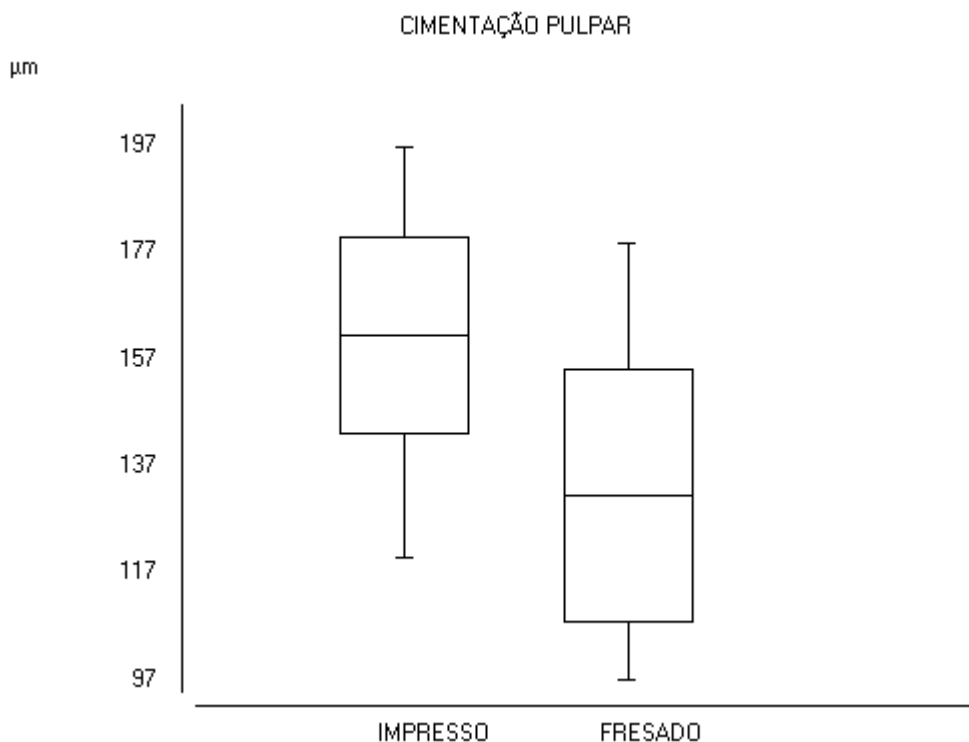
As médias, desvio padrão, variância, valor máximo e mínimo da linha de cimentação pulpar em μm dos grupos Impresso e fresado, estão descritos na tabela 7 e comparação gráfica entre os grupos no diagrama de caixa na figura 43.

Tabela 7 – Estatística descritiva linha de cimentação pulpar

Estatística descritiva (μm)		
	Impresso	Fresado
Média Aritmética	160.9635	131.11
Variância	338.5428	563.7877
Desvio Padrão	18.3995	23.7442
Máximo	196.4417	178.4375
Mínimo	119.3571	96.6067

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 43 – Gráfico com média, desvio padrão, máximo e mínimo da linha de cimentação pulpar



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os valores pulpres passaram pelo teste Shapiro-wilk e obtiveram p valor >0.05 (impresso p 0.4673 e fresado p 0.7845), portanto mantém-se a hipótese nula de normalidade necessária para realização do teste paramétrico t student.

Teste t student (tabela 8) demonstrou Homocedasticidade dos dados com valor de $t = 3.7186$ e p valor 0.001, portanto ($P < 0,05$) o que implica em diferença estatística significativa.

Tabela 8 – Teste t *student* linha de cimentação pulpar

Teste t student	
Distribuição das amostras	Homocedasticidade
t =	3.7186
p (unilateral) =	0.0005
p (bilateral) =	0.001

Fonte: Elaborada pelo autor.

Com relação à estatística descritiva para a média da linha de cimentação absoluta, o grupo impresso foi de $84.642\mu\text{m} \pm 8.0161$ e grupo fresado $89.1016\mu\text{m} \pm 10.7006$.

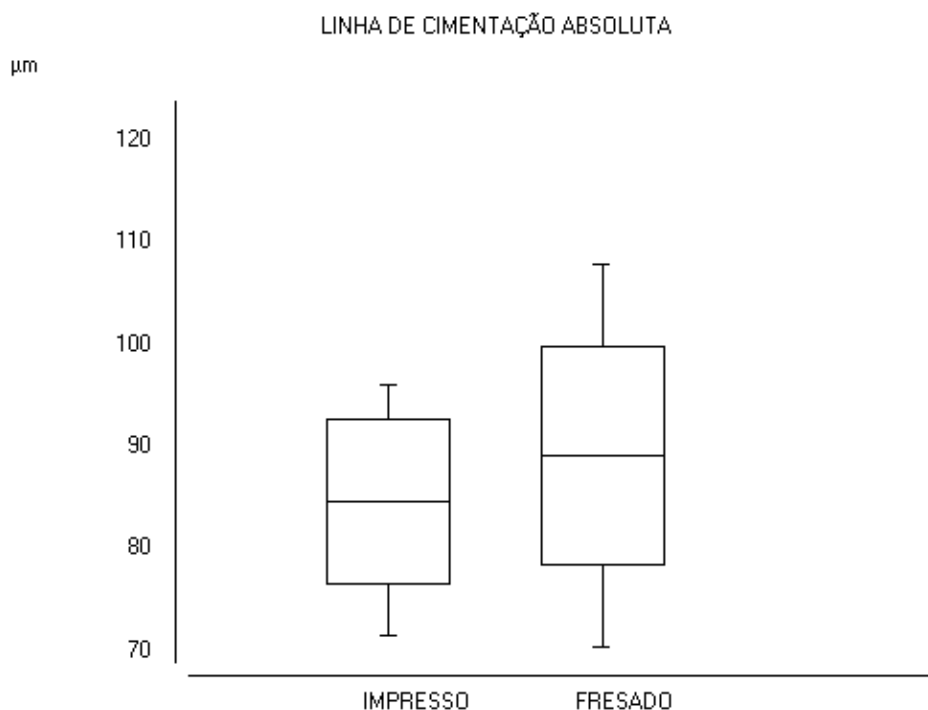
As médias, desvio padrão, variância, valor máximo e mínimo da linha de cimentação absoluta em μm dos grupos Impresso e fresado, estão descritos na tabela 9 e comparação gráfica entre os grupos no diagrama de caixa na figura 44.

Tabela 9 – Estatística descritiva linha de cimentação absoluta

Estatística descritiva (μm)		
	Impresso	Fresado
Média Aritmética	84.642	89.1016
Variância	64.2571	114.5036
Desvio Padrão	8.0161	10.7006
Máximo	95.9713	107.8427
Mínimo	71.5903	70.4013

Fonte: Elaborada pelo autor.

Figura 44 – Gráfico com média, desvio padrão, máximo e mínimo da linha de cimentação absoluta



Fonte: Elaborada pelo autor.

Os valores da linha de cimentação absoluta passaram pelo teste Shapiro-wilk e obtiveram p valor >0.05 (impresso p 0.494 e fresado p 0.6808), portanto mantém-se a hipótese nula de normalidade necessária para realização do teste paramétrico t student.

Teste t student (tabela 10) demonstrou Homocedasticidade dos dados com valor de $t = -1.248$ e p valor 0.2231, portanto ($P > 0,05$) sem diferença estatística significativa.

Tabela 10 – Teste t *student* linha de cimentação absoluta

Teste t student	
Distribuição das amostras	Homocedasticidade
t =	-1.248
p (unilateral) =	0.1115
p (bilateral) =	0.2231

Fonte: Elaborada pelo autor.

6 DISCUSSÃO

6.1 Relevância do tema proposto para odontologia e sociedade

Indubitavelmente nos dias atuais, o fluxo digital baseado no aparato tecnológico CAD/CAM reduz etapas e o tempo clínico em comparação ao fluxo de trabalho totalmente analógico. De forma inexorável diminui os riscos de contaminação cruzadas entre paciente, técnicos e dentistas (Papi et al., 2021), pois desde seus primórdios na odontologia a tecnologia CAD/CAM está fundamentada na pesquisa e desenvolvimento de materiais mecanicamente adequados as funções desempenhadas pelos aparelhos protéticos reabilitadores, além da mimetização ao da dentição natural. Ao mesmo tempo que para o operador proporciona rapidez, precisão e facilidade durante sua aplicação. Infelizmente seus aparatos ainda são onerosos, mesmo contando com mais de 30 anos desde seu surgimento na odontologia (Davidowitz, Kotick, 2011; Ligon et al., 2017).

De forma equivocada, a terminologia CAD/CAM, ou também conhecida como odontologia digital está muito vinculada, no que diz respeito a manufatura (CAM), aos processos CNC de controle numérico computadorizado ou manufatura subtrativa pela usinagem controlada numericamente por computador, pois foi através deste meio de produção que os primeiros desenvolvedores encontraram em sua época, a melhor resposta para fabricação de restaurações indiretas controladas por computador (Davidowitz, Kotick, 2011; Dawood et al., 2015). Entretanto, nos últimos anos, mesmo que utilizada na indústria desde a década de 80, uma subdivisão de manufatura baseada em processos de adição de material camada sobre camada, tem ganhado cada vez mais evidência e acessibilidade, principalmente a partir dos anos 2000, tanto para pesquisa quanto para trabalhos clínicos e laboratoriais, essencialmente no âmbito da impressão 3D por polímeros (Ligon et al., 2017).

A manufatura aditiva por fotopolimerização em cuba, para criação de objetos livres, de geometrias complexas, em polímero tem ganhado destaque, pois é um meio de produção com menor taxa de desperdício que a manufatura subtrativa e

devido aos avanços na tecnologia de impressão por emissão de luz é possível adquirir aparelhos muito menos onerosos que uma unidade de fresagem. Dos tipos de impressão por fotopolimerização, destacam-se a estereolitografia à laser, DLP e LCD ou Mask SLA (MSLA), esta última em especial utiliza display de cristal líquido, que devido à facilidade de obtenção e produção reduzem os custos finais da impressora 3D (Bhargav et al., 2018; Schweiger et al., 2021)

Recentemente, a indústria tem trabalhado para o desenvolvimento de resinas para impressão focadas em restaurações indiretas finais ou definitivas como é o caso da Resina priZma 3D Bio Crown (Makertech Labs ©, Tatuí, Brasil), utilizada no presente trabalho, e a Bego VarseoSmile Crown plus (BEGO GmbH & Co. ©, Bremen, Germany) a qual devido a sua difusão recente, poucos são os estudos na literatura sobre seu desempenho e aceitabilidade clínica, desde em preparos convencionais como os de coroa total, como também para as *endocrowns* (Grzebieluch et al., 2021; Schweiger et al., 2021).

Como elucidado, um dos fundamentos da tecnologia CAD/CAM é proporcionar rapidez, precisão e facilidade ao operador e paciente e foi por isso que Mörmann et al. em 1998 percebeu que com o progresso na tecnologia digital e a tecnologia adesiva, seriam criadas novas condições para reabilitação, o que exigiria reflexões sobre os aspectos de preparo para restaurações indiretas, propondo de forma experimental o conceito hoje conhecido como *endocrown* para dentes que sofreram grave perda da estrutura dental e conseqüentemente foram tratados endodonticamente.

A literatura aponta que as coroas tipo *endocrown* são uma alternativa promissora e confiável, com sobrevida à longo prazo, para molares com indicação de restaurações convencionais retidas por pinos. Destacando-se também pelo seu caráter conservador e barato, pois ao não utilizar pinos intrarradiculares, diminui o número de retornos do paciente ao consultório e custos laboratoriais, como em caso de retentores individualizados em cerâmica ou metal. Um alerta, entretanto, que ocorre na literatura, é que o sucesso deste tipo de restauração depende da indicação correta para cada paciente e execução por técnicas validadas na literatura, com um bom preparo, como o proposto pelo modelo mestre no presente trabalho e domínio da técnica adesiva (Al-Dabbagh, 2020; Govare, Contrepolis, 2020).

Ademais, o emprego de *endocrowns* como uma alternativa mais rápida, influencia positivamente nas taxas de sucesso em dentes tratados endodonticamente, pois o tempo dispendido na execução do caso influencia negativamente em seu sucesso reabilitador, haja visto a importância do selamento garantido pelo cimento definitivo e vantagens biomecânicas de restaurações indiretas (Pratt et al., 2016; Schwendicke, Stolpe, 2018; Yee et al., 2018)

Interessante notar que estudos como Hazal Acar e Kalyoncuoğlu em 2021, abordaram a utilização de materiais à base de polímeros na confecção de coroas *endocrown* pelo sistema CAD/CAM com blocos híbridos de fresagem, e demonstraram que estes materiais são uma alternativa viável aos blocos dissilicato de lítio, pois contam com características mecânicas suficientes para reabilitações e devido à sua dureza menor que as cerâmicas, protege do desgaste oclusal o antagonista em esmalte natural. A tendência de mais estudos, com aplicações de materiais à base de polímeros em restaurações indiretas, na manufatura subtrativa, está em conformidade com a proposta do presente trabalho e o que tem sido produzido na manufatura aditiva por fotopolimerização (Grzebieluch et al., 2021; Schweiger et al., 2021; Tribst et al., 2020).

6.2 Metodologia empregada

Um dos pontos chave para o sucesso de uma *endocrown* é a execução de um preparo coronário e pulpar baseado em evidências científicas (Al-Dabbagh, 2020; Govare, Contrepolis, 2020). Para isso, o preparo marginal escolhido foi o preparo clássico em platô reto ou ombro 90°, utilizado desde a concepção do conceito de *endocrown* por Mörmann et al. 1998 até seus estudos clínicos sobre *endocrown* em anos posteriores (Bindl, Mörmann, 1999; Bindl et al., 2005).

Ainda no que concerne o preparo marginal, Tribst et al em 2020 ressalta que a presença de férula de 2 mm tanto em preparos para coroa total como para *endocrowns*, aumenta a resistência à fratura e melhora a distribuição de tensões na área adesiva para cimentação. Em comparação com 1 mm de férula, 2 mm de férula oferecem 8 % a mais de área adesiva, o que pode ser uma consideração importante,

pois além do preparo, a técnica e condição para cimentação adesiva são muito importantes para a sobrevivência das *endocrowns* (Govare, Contrepolis, 2020).

Os achados de Einhorn et al. em 2019 corroboram com os achados de Tribist et al. em 2020 quanto ao efeito férula ter um papel importante em garantir maior resistência a falhas por força, entretanto Einhorn et al. em 2019 destacou que as chances para falhas catastróficas irreparáveis são maiores em férulas de 2 mm.

Einhorn et al. em 2019 ainda afirmam que com o aumento da complexidade de um preparo, como no caso de férula, piora-se a adaptação da restauração indireta ao elemento dentário, pois a complexidade do preparo pode não ser totalmente alcançada na manufatura subtrativa, o que levaria a distorções na coroa devido a fresagem excessiva.

Quanto a espessura das paredes marginais e expulsividade das paredes axiais para oclusal, não existe um consenso na literatura quanto ao mais indicado, então deu-se preferência para valores já validados na literatura, como no trabalho de Hazal Acar e Kalyoncuoğlu em 2021 que manteve uma banda cervical de no mínimo 2,0 mm e expulsividade das paredes axiais para oclusal em 10° (Biacchi e Basting em 2012).

Ainda pertinente ao preparo, a altura das paredes circundantes com relação a JCE está baseada no que a literatura aponta como 2 mm mínimos e, portanto, 3 a 4 mm da JCE garantiria um preparo com margem e esmalte supragengival, altamente indicado (Einhorn et al., 2019; Felton et al., 1991; Govare, Contrepolis, 2020). Além disso, a altura das paredes remanescentes terá influência na profundidade do preparo pulpar, que no presente estudo manteve-se em 2 mm, pois Shin et al. em 2017, ao avaliar as profundidades de *endocrowns* de 2 e 4 mm concluíram que houve um aumento da desadaptação marginal e interna com aumento da profundidade. O trabalho de Gurpinar e Tak em 2022 demonstraram que a extensão da câmara pulpar de preparos para *endocrown* influenciou na precisão de escaneamento, 2 mm significativamente melhor que extensões de 5 mm.

Justificadas as medidas seguidas para a confecção do modelo mestre, diferente de trabalhos como Hazal Acar e Kalyoncuoğlu em 2021 que aferiu seus parâmetros de forma analógica, com auxílio de uma sonda periodontal graduada ou com microscópio digital como Einhorn et al. em 2019. O presente trabalho baseou-

se em Topkara e Keles em 2022 na utilização de um software para conferência dos parâmetros, entretanto foi utilizado um software especializado em metrologia óptica GOM Inspect (GOM © Braunschweig, Alemanha) e não um software CAD odontológico (CEREC SW 4.4.4; Dentsply Sirona).

Para o projeto da *endocrown* em software de desenho, existem poucas referências na literatura quanto ao espaçamento de cimento, e neste caso foi utilizado um valor já validado na literatura de 120 μm (Topkara, Keles, 2022) e uma banda marginal sem espaçamento de 1 mm, comumente utilizada para coroas totais (Mously et al., 2014), mesmo que trabalhos como Mously et al. em 2014 para coroas totais apontem que os espaço de cimento com melhores resultados de adaptação esteja por volta de 30 e 60 μm .

O tamanho amostral de 14 espécimes por grupo, está dentro do que é comumente encontrado na literatura em artigos que estudam linha de cimentação e veracidade/acurácia (Bae et al., 2017; Yildirim, Paken, 2019). E os dados demonstraram distribuição normal e homocedasticidade, para utilização de um teste paramétrico t student com poder e confiabilidade.

Durante a confecção dos espécimes, alguns pontos relevantes sobre as manufaturas devem ser melhor elucidados, principalmente no que concerne a impressão 3D, pois como se trata de um sistema aberto, muitos parâmetros de impressão podem ser alterados de acordo com o material e tipo de impressora que será utilizado (Chen et al., 2021; Grzebieluch et al., 2021). Por isso as sugestões de impressão fornecidas pelo fabricante, tiveram que ser alteradas. Além disso, para o modelo utilizado na pesquisa, não havia nenhuma referência sugerida, portanto, critérios de outros modelos de impressora tiveram que ser importados para teste durante o piloto até que os parâmetros fossem individualizados para o equipamento.

Um quesito importante é a espessura da camada de impressão que foi utilizada, comumente de 50 μm , todavia espessuras de 20 a 100 μm podem ser encontradas na literatura (Çakmak et al., 2021). A preferência por 30 μm no presente estudo está consoante com trabalhos como Bae et al. em 2017 em que menores espessuras de camada geraram maior precisão.

Outro critério importante é a direção de construção, contudo mais estudos ainda precisam ser conduzidos para assegurar de forma assertiva qual grau de inclinação trará melhor resultado, e com relação ao trabalho executado, adaptações

foram feitas baseadas em trabalhos de impressão para coroa total, pois nenhuma referência pôde ser encontrada na literatura no que diz respeito à *endocrowns* impressas. Atentando-se a isso, a direção de construção (eixo x = 165° e eixo y = 101°) foi estipulada na melhor forma de escoamento da resina pela peça durante a impressão, levando em conta os resultados do trabalho de Ryu et al. em 2020 em que as melhores adaptações estavam em coroas construídas em angulações de 150° e 180°.

Não há também precedentes na literatura sobre a influência do número de *endocrowns* impressas por vez e mais uma vez foi necessário adaptar os parâmetros baseado em trabalhos como o de Kim et al. em 2017 que demonstrou que a impressão de três espécimes por vez foi a que obteve melhores resultados de reprodutibilidade e adaptação.

No que tange o teste de veracidade/acurácia interna, a metodologia está baseada e adaptada de trabalhos como de Bae et al. em 2017, Moon et al. em 2021 e Çakmak et al. em 2021, para cálculo da diferença de RMS, pois é a metodologia digital mais empregada na literatura para veracidade/acurácia em odontologia (Çakmak et al., 2021).

O propósito da metrologia óptica para análise da veracidade/acurácia de um objeto manufaturado é comparar as diferenças entre o projeto digital (CAD), com o escaneamento de superfície da peça fabricada (Mesh), através de uma análise 3D que mostre quantitativamente e qualitativamente a diferença entre os dois conjuntos de dados alinhados que servirão como indicadores para uma avaliação objetiva (Bae et al., 2017).

Há diferenças, no entanto, na forma em que os softwares disponibilizarão os desvios quantitativos entre os dados, pois no software GOM Inspect (GOM © Braunschweig, Alemanha) não é possível obter diretamente de uma superfície os valores de RMS, que é a medida da magnitude de um conjunto de números positivos e negativos, como demonstrado em trabalhos que utilizaram o Geomagic Verify (Geomagic GmbH, Stuttgart, Alemanha) (Kang et al., 2019).

Moon et al. em 2021 saliente que a análise tridimensional em um eixo de coordenadas XYZ, utilizada em seu trabalho, em comparação as medições lineares e pontos de medição, não se limita a número de pontos para análise. Contudo no memos artigo, pontos específicos de medição foram distribuídos nas malhas de

referência para análise de desvio individualizadas, mesmo com a presença de um mapa de cores para exemplificar as nuances morfológicas entre o conjunto de dados projeto (CAD) e escaneamento (Mesh) (Moon et al., 2021).

Ou seja, para uma análise individual região por região, a análise 3D global de uma superfície torna-se limitada (Michelinakis et al., 2019), pois quantifica também uma variação geral ou global, o que dificulta a individualização dos resultados para regiões específicas, necessitando dessa forma uma avaliação das nuances de alteração morfológica por recorte das superfícies no software de inspeção e análise individual região por região (Çakmak et al., 2021) ou microscopia (Bae et al., 2017).

No presente estudo, devido às limitações inerentes ao software de inspeção, não foi possível obter um valor de RMS diretamente calculado pelo programa, por isso 90 pontos foram distribuídos 1000 μm equidistantes (Moon et al., 2021) na região interna de interesse para análise, com um mapa de cores para avaliação qualitativa das nuances morfológicas com referência de cores de +50 μm em vermelho, 0 μm verde e -50 μm azul (Çakmak et al., 2021).

A forma encontrada para especificação quantitativa das nuances presentes no gráfico de cores em região marginal, axial e pulpar, foi através dos efeitos destas distorções na desadaptação pela técnica da réplica de silicone digital. Ademais, mesmo que a fórmula para RMS esteja explícita na literatura, ainda não se sabe como o algoritmo de alinhamento de cada software afeta o cálculo para os valores RMS entre as superfícies analisadas (Çakmak et al., 2021; Michelinakis et al., 2019).

É necessário destacar que tanto a avaliação de veracidade por metrologia óptica como a técnica da réplica de silicone tem como fator limitante experimental inerente à técnica o processo de escaneamento e o próprio aparelho em si (Bae et al., 2017). No que concerne a técnica da réplica de silicone, ela se enquadra dentro das metodologias de desadaptação ou avaliação da linha de cimentação como não destrutiva, ou seja, não é necessário a destruição dos espécimes para sua avaliação (Yildirim, Paken, 2019).

Dentro das técnicas não destrutivas, existe a técnica por visualização direta, que através de microscopia consegue aferir, no tocante a restaurações indiretas assentadas em seus respectivos pilares, como espaço marginal, discrepância marginal absoluta e discrepância de assentamento, limitando-se a aferições

externas, suprimindo a adaptação interna (Holmes et al., 1989; Shillingburg et al., 1973).

A preocupação quanto a qualidade da cimentação de restaurações indiretas é algo recorrente dentro da odontologia. McLean e Fraunhofer em 1971 propuseram a simulação da linha de cimentação de coroas com elastômero, como uma forma didática e crítica de avaliação. Laurent et al. em 2008 concluíram em seu trabalho que a técnica da réplica de silicone permite previsibilidade confiável da linha de cimentação, independente da região e independente do tipo de silicone utilizado, seja ele de adição ou condensação (Yildirim, Paken, 2019).

Com os avanços e acessibilidade em aquisição de dados por scanners, novas propostas dentro das técnicas não destrutivas foram propostas, como a técnica da varredura tripla proposta por Holst et al. em 2011, um protocolo confiável que elimina satisfatoriamente as chances de erro humano, porém de execução complexa (Dahl et al., 2018)

Foi então que Lee et al. em 2017, propôs o duplo escaneamento ou técnica da réplica de silicone digital, com uma metodologia mais simplificada que a varredura tripla, que serviria como metodologia de pesquisa, ferramenta de avaliação crítica ao clínico e técnico de laboratório no seu dia-a-dia (Dahl et al., 2018; Lee et al., 2017). O que corrobora com o que McLean e Fraunhofer em 1971 já propunham pela simulação da linha de cimentação por elastômeros.

A metodologia proposta no presente trabalho foi baseada nos trabalhos de Lee et al. em 2017, junto com as adaptações e propostas por Dahl et al. em 2018, como a proposta de utilização de scanner intraoral, um desenvolvimento lógico dentro do protocolo. Contando com vantagens com relação a técnica analógica, como o maior controle de precisão da simulação da linha de cimentação, como por exemplo o maior número de secções e pontos que podem ser analisados, pois na técnica convencional, as secções são normalmente confeccionadas manualmente pelo operador, cortando-se a réplica de silicone com lâmina afiada, o que abre precedentes para erro humano e dificuldades de padronização, mesmo com uso de guia (Ryu et al., 2020; Yildirim, Paken, 2019), que diferentemente da técnica digital todas as secções e distribuição de pontos podem ser precisamente controlados pelo operador no software.

Durante a execução da técnica da réplica de silicone, seja o protocolo

analógico ou digital, é muito comum que na cimentação seja empregado apenas a pressão digital do operador até que o material polimerize, com a justificativa de que a prática clínica seria simulada (Dahl et al., 2018), entretanto segundo Black e Amore em 1993 seus resultados experimentais demonstraram que a força aplicada pelo cirurgião dentista para cimentação de coroas varia dependendo do material, metal ou cerâmica, e que há picos de força no assentamento inicial, com variações de queda na força para 20 e 30 N. Por isso durante a execução dos testes da técnica da réplica de silicone, no presente trabalho, foi padronizada uma carga constante de 20 N ou 2 Kgf, com a restauração indireta em posição no modelo mestre, até a polimerização do silicone.

6.3 Resultados

Antecipadamente é preciso ressaltar que não há um padrão de medição para a adaptação e veracidade/acurácia interna de *endocrowns* (Topkara e Keles em 2022). E que ainda não há um consenso quanto aos valores marginais e internos clinicamente aceitáveis para essa categoria de coroas (Shin et al., 2017).

Os resultados de veracidade/acurácia interna, demonstraram objetivamente que não há diferença estatística significativa entre os dois tipos de manufatura, o que corrobora com o trabalho de Bae et al. em 2017 e Kang et al. em 2019.

Salientando que RMS mais baixos ou mais próximos de zero, indicam maior veracidade dos dados escaneados em comparação aos dados de referência (Bae et al., 2017; Çakmak et al., 2021). E ambos os grupos independentemente da técnica, apresentaram distorções com relação ao projeto (CAD) de referência (Bae et al., 2017).

Em termos absolutos, a análise dos resultados de RMS para veracidade interna são corroborados pela avaliação da linha de cimentação absoluta, em contra partida, os padrões de distorção encontrados segundo a técnica de manufatura pela análise qualitativa pelo gráfico de cores, são elucidados baseados em seus efeitos sobre a linha de cimentação de cada região, marginal, axial e pulpar.

A análise qualitativa mostrou que há uma predominância na região marginal,

do grupo impresso, a cor vermelha indicativa para excesso de material, com ilhas em verde (próximo de zero) e no grupo fresado uma predominância de azul falta de material o que acarretaria em uma linha de cimentação maior ao fresado. O que explicaria o valor marginal médio menor no grupo impresso, mesmo que não haja diferença estática significativa com a margem do fresado.

Na parte pulpar, o gráfico de cores ilustrou que as áreas negativas no grupo fresado foram mais brandas do que no impresso, o que possivelmente refletiu nos resultados significativamente menores para o grupo fresado. Devido à escassez na literatura quanto a impressão de *endocrowns*, não há dados suficientes para comparação.

Autores como Topkara e Keles em 2022, ressaltam que os valores mais altos em regiões pulpares de peças fresadas de *endocrown*, em comparação as regiões como margem e parede axial, são fruto de uma fresagem excessiva, inerente a manufatura subtrativa, por conta das limitações do diâmetro da broca em superfícies planas.

O que corrobora em partes com o presente estudo, pois os valores pulpares são maiores que os valores axiais e marginais, todavia, essa tendência crescente da margem para pulpar é algo que não ocorre somente em *endocrowns*, mas de forma parecida com coroas totais, quando analisados seus valores de marginal para oclusal (Haddadi et al., 2021).

O maior número de áreas negativas na região pulpar e os valores mais altos de desadaptação pulpar no grupo impresso, podem ser ocasionados pela contração de polimerização de resina (Moon et al., 2021), que superou a fresagem excessiva da manufatura subtrativa.

Ademais Gurpinar e Tak em 2022 deixam claro as dificuldades de escaneamento da região pulpar, o que invariavelmente pode ser um agente de distorção.

Os padrões de distorção do gráfico de cores de coroas impressas por Çakmak et al. em 2021 seguem uma distribuição semelhante ao que foi observado no grupo impresso, nas regiões marginais e internas.

Quanto à região axial no mapa de cores, não demonstrou diferença visualmente perceptível, mas uma tendência em ambos os grupos de cores vermelhas (+50 μm), porém um valor de desadaptação significativamente menor

para o impresso quando comparado ao grupo fresado.

Haddadi et al. em 2021 demonstrou por meio de seus resultados que independente da manufatura, seja ela aditiva ou subtrativa, a adaptação marginal de coroas totais foi semelhante em ambas, mas os valores axiais do fresado foram estatisticamente melhores que o impresso, o que contrapõem os achados do presente estudo e de Kim et al. em 2018 onde os valores axiais do grupo impresso foram melhores na região axial, marginal e oclusal, o que reforça Khaledi et al. em 2019 quando não encontrou diferença marginal significativamente entre a manufatura subtrativa e aditiva.

Com relação a alguns dos valores encontrados na literatura para linha de cimentação de *endocrowns*, Shin et al. em 2017 não obtiveram após a cimentação, na região marginal, nenhum valor abaixo de 120 μm e valores pulpares de $244,66 \pm 93,26 \mu\text{m}$ até $279,41 \pm 90,84$. Em contra partida os achados do presente trabalho apresentaram números marginais muito inferiores aos 120 μm , preconizados como clinicamente aceitáveis pela literatura, grupo impresso $52.9121 \mu\text{m} \pm 10.8946$ e grupo fresado $61.8303 \mu\text{m} \pm 13.4616$. E valores pulpares abaixo de 200 μm , 20 a 30% menores que os achados de Shin et al. em 2017, independente do meio de produção.

No que concerne aceitabilidade clínica, McLean e Fraunhofer em 1971 é o trabalho mais utilizado na literatura para atestar os 120 μm marginais como o valor clinicamente aceitável, levando em conta o tamanho máximo da área de cimento, para selamento marginal, que estaria em contato com agentes bucais, consequentemente infiltrações de fluídos e bactérias que levariam à reações inflamatórias (Bergenholtz et al., 1982; Yüksel, Zaimoğlu, 2011).

O operador deve estar ciente de que até mesmo o protocolo protético que busca primordialmente a saúde e reabilitação do paciente, tem efeito invasivo e irritante nos tecidos (Lang et al., 1983). Os resultados marginais obtidos no estudo estão dentro do clinicamente aceitável, com valores 50 a 60% menores que os 120 μm limítrofes definidos pela literatura (McLean, Fraunhofer, 1971), estendendo essa espessura de selamento até as paredes axiais ($< 100 \mu\text{m}$).

Na região pulpar, como foi demonstrado, os valores estão menores que 180 μm e consequentemente menores do que valores atuais para molares inferiores ($248 \pm 71 \mu\text{m}$) encontrados na literatura (Topkara, Keles, 2022).

Os valores obtidos pelo presente trabalho são mecanicamente interessantes, pois Tuntiprawon e Wilson, 1995 relatam que linha de cimentação mais espessas diminuem de forma significativa a resistência à fratura das restaurações protéticas. May et al. em 2012, mostrou que os benefícios da adesividade presente no cimento resinoso estão limitados a espessuras menores.

7 CONCLUSÃO

Mediante ao que foi exposto e os resultados apresentados, em relação aos valores gerais como veracidade/acurácia interna e linha de cimentação absoluta, mantém-se a hipótese nula de não haver diferença estatística significativa entre a manufatura aditiva e subtrativa na confecção de *endocrowns*.

Já para a linha de cimentação analisada por região, rejeita-se a hipótese nula de não haver diferença estatística entre as manufaturas, pois foram destacadas diferenças significantes:

- Região axial melhor resultado para o impresso.
- Região pulpar melhor resultado para o fresado.
- Região marginal, ambos os grupos, semelhantes estatisticamente.

REFERÊNCIAS*

- Acar DH, Kalyoncuoğlu E. The fracture strength of endocrowns manufactured from different hybrid blocks under axial and lateral forces. *Clin Oral Investig*. 2021 Apr;25(4):1889-97. doi: 10.1007/s00784-020-03495-y. Epub 2020 Aug 19. PMID: 32813076.
- Al-Dabbagh RA. Survival and success of endocrowns: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent*. 2020;1–9. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.01.011.
- Azari A, Nikzad S. The evolution of rapid prototyping in dentistry: A review. *Rapid Prototyp J*. 2009;15(3):216–25. doi: 10.1108/13552540910961946.
- Bae EJ, Jeong I Do, Kim WC, Kim JH. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *J Prosthet Dent*. 2017;118(2):187–93. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.11.004.
- Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *J Prosthodont*. 2017;26(2):156–63. doi: 10.1111/jopr.12510. PMID: 27662423.
- Bergenholtz G, Cox CF, Loesche WJ, Syed SA. Bacterial leakage around dental restorations: its effect on the dental pulp. *J Oral Pathol Med*. 1982;11(6):439–50. doi: 10.1111/j.1600-0714.1982.tb00188.x. PMID: 6819352.
- Bhargav A, Sanjairaj V, Rosa V, Feng LW, Fuh YH J. Applications of additive manufacturing in dentistry: A review. *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2018;106(5):2058–64. doi: 10.1002/jbm.b.33961.
- Bhaskaran E, Azhagarasan NS, Miglani S, Ilango T, Krishna GP, Gajapathi B. Comparative evaluation of marginal and internal gap of Co-Cr copings fabricated from conventional wax pattern, 3D printed resin pattern and DMLS tech: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2013;13(3):189–95. doi: 10.1007/s13191-013-0283-5.
- Biacchi GR, Basting RT. Comparison of fracture strength of endocrowns and glass fiber post-retained conventional crowns. *Oper Dent*. 2012;37(2):130–6. doi: 10.2341/11-105-L.
- Bindl A, Mörmann WH. Clinical evaluation of adhesively placed Cerec endo-crowns after 2 years--preliminary results. *J Adhes Dent*. 1999 Autumn;1(3):255-65. PMID: 11725673.
- Bindl A, Richter B, Mörmann WH. Survival of ceramic computer-aided design / manufacturing. *Int J Prosthodont*. 2005;18(3):219–24.

* Baseado em: International Committee of Medical Journal Editors Uniform Requirements for Manuscripts Submitted to Biomedical journals: Sample References [Internet]. Bethesda: US NLM; c2003 [cited 2020 Jan 20]. U.S. National Library of Medicine; [about 6 p.]. Available from: http://www.nlm.nih.gov/bsd/uniform_requirements.html

Çakmak G, Cuellar AR, Donmez MB, Schimmel M, Abou-Ayash S, Lu W-E. Effect of printing layer thickness on the trueness and margin quality of 3D-printed interim dental crowns. *Applied Sciences*. 2021; 11(19):9246. <https://doi.org/10.3390/app11199246>.

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.

Contrepois M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2013;110(6):447- 454.e10. doi: 10.1016/j.prosdent.2013.08.003. PMID: 24120071.

Dahl BE, Dahl JE, Rønold HJ. Digital evaluation of marginal and internal fit of single-crown fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci*. 2018 Dec;126(6):512-7. doi: 10.1111/eos.12576. Epub 2018 Oct 8. PMID: 30298624.

Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clin North Am*. 2011;55(3):559–70. doi: 10.1016/j.cden.2011.02.011. PMID: 21726690.

Dawood A, Marti BM, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J*. 2015;219(11):521–9. doi: 10.1038/sj.bdj.2015.914. PMID: 26657435.

Einhorn M, DuVall N, Wajdowicz M, Brewster J, Roberts H. Preparation ferrule design effect on endocrown failure resistance. *J Prosthodont*. 2019 Jan;28(1):e237-e242. doi: 10.1111/jopr.12671. Epub 2017 Oct 6. PMID: 28985446.

Elfar M, Korsel A, Kamel M. Marginal fit of heat pressed lithium disilicate crowns fabricated by three-dimensional printed and subtractive CAD/CAM wax patterns. *Tanta Dent J* 2018;15:199-208.

Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP. Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent*. 1991;65(3):357–64. doi: 10.1016/0022-3913(91)90225-L.

Gao Y, Li J, Dong B, Zhang M. Direct composite resin restoration of a class IV fracture by using 3D printing technology: A clinical report. *J Prosthet Dent*. 2020;1–5. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.02.017.

Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*. 2001 Jun;85(6):585-98. doi: 10.1067/mpr.2001.115251. PMID: 11404759.

Govare N, Contrepois M. Endocrowns: a systematic review. *J Prosthet Dent*. 2020;123(3):411- 418.e9. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.04.009.

Grzebieluch W, Kowalewski P, Grygier D, Rutkowska-Gorczyca M, Kozakiewicz M, Jurczyszyn K. Printable and machinable dental restorative composites for CAD/CAM application-comparison of mechanical properties, fractographic, texture and fractal dimension analysis. *Materials (Basel)*. 2021 Aug 29;14(17):4919. doi: 10.3390/ma14174919. PMID: 34501009; PMCID: PMC8434230.

Gurpinar B, Tak O. Effect of pulp chamber depth on the accuracy of endocrown scans made with different intraoral scanners versus an industrial scanner: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2022 Mar;127(3):430-437. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.08.034. Epub 2020 Dec 9. PMID: 33309210.

Haddadi Y, Ranjkesh B, Isidor F, Bahrami G. Marginal and internal fit of crowns based on additive or subtractive manufacturing. *Biomater Investig Dent*. 2021 Jun 26;8(1):87-91. doi: 10.1080/26415275.2021.1938576. PMID: 34240060; PMCID: PMC8238058.

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent*. 1989;62(4):405-8. doi: 10.1016/0022-3913(89)90170-4. PMID: 2685240.

Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta RE. A new triple-scan protocol for 3D fit assessment of dental restorations. *Quintessence Int*. 2011 Sep;42(8):651-7. PMID: 21842005.

Javaid M, Haleem A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. *J Oral Biol Craniofacial Res*. 2019;9(3):179-85. doi: 10.1016/j.jobcr.2019.04.004.

Kang W, Kim M-S, Kim W-G. Assessment of internal fitness on resin crown fabricated by digital light processing 3D printer. *J Dent Hyg Sci*. 2019;19(4):238-44. doi: 10.17135/jdhs.2019.19.4.238.

Khaledi AA, Farzin M, Akhlaghian M, Pardis S, Mir N. Evaluation of the marginal fit of metal copings fabricated by using 3 different CAD-CAM techniques: Milling, stereolithography, and 3D wax printer. *J Prosthet Dent*. 2019;124(1):81-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.09.002. PMID: 31672421.

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):260-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.07.007. Epub 2016 Sep 16. PMID: 27646792.

Kim S Bin, Kim NH, Kim JH, Moon HS. Evaluation of the fit of metal copings fabricated using stereolithography. *J Prosthet Dent*. 2018;120(5):693-8. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.01.012.

Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K. Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol*. 1983;10(6):563–78. doi: 10.1111/j.1600-051X.1983.tb01295.x. PMID: 6581173.

Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns - Validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*. 2008;35(2):116–22. doi: 10.1111/j.1365-2842.2003.01203.x.

Lee DH. Digital approach to assessing the 3-dimensional misfit of fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent*. 2016 Dec;116(6):836-9. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.05.012. Epub 2016 Jul 25. PMID: 27460325.

Lee H, Kim HS, Noh K, Paek J, Pae A. A simplified method for evaluating the 3-dimensional cement space of dental prostheses by using a digital scanner. *J Prosthet Dent*. 2017 Nov;118(5):584-6. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.12.014. Epub 2017 Apr 3. PMID: 28385447.

Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chem Rev*. 2017 Aug 9;117(15):10212-90. doi: 10.1021/acs.chemrev.7b00074. Epub 2017 Jul 30. PMID: 28756658; PMCID: PMC5553103.

May LG, Kelly JR, Bottino MA, Hill T. Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. *Dent Mater*. 2012;28(8):e99–109. doi: 10.1016/j.dental.2012.04.033. PMID: 22595741.

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. doi: 10.1038/sj.bdj.4802708. PMID: 5283545.

Michelinakis G, Apostolakis D, Tsagarakis A, Kourakis G, Pavlakis E. A comparison of accuracy of 3 intraoral scanners: A single-blinded in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2019;1–8. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.10.023.

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;28(1):44–56. doi: 10.4012/dmj.28.44. PMID: 19280967.

Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJ, Chung SH. Dimensional accuracy evaluation of temporary dental restorations with different 3D printing systems. *Materials (Basel)*. 2021 Mar 18;14(6):1487. doi: 10.3390/ma14061487. PMID: 33803596; PMCID: PMC8003058.

Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A. Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosthodont*. 1998 Jul-

Aug;11(4):333-9. PMID: 9758997.

Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent.* 2014;112(2):249–56. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.03.017. PMID: 24795263.

Papi P, Di Murro B, Penna D, Pompa G. Digital prosthetic workflow during COVID-19 pandemic to limit infection risk in dental practice. *Oral Dis.* 2021 Apr;27 Suppl 3(Suppl 3):723-6. doi: 10.1111/odi.13442. Epub 2020 Jun 16. PMID: 32460440; PMCID: PMC7283773.

Pratt I, Aminoshariae A, Montagnese TA, Williams KA, Khalighinejad N, Mickel A. eight-year retrospective study of the critical time lapse between root canal completion and crown placement: its influence on the survival of endodontically treated teeth. *J Endod.* 2016 Nov;42(11):1598-603. doi: 10.1016/j.joen.2016.08.006. Epub 2016 Sep 10. PMID: 27625148.

Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater.* 2020 Jan 22;5(1):11015. doi: 10.1016/j.bioactmat.2019.12.003. Erratum in: *Bioact Mater.* 2020 Dec 04;6(6):1789-1790. PMID: 32021945; PMCID: PMC6992881.

Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont.* 2019 Feb;28(2):146-58. doi: 10.1111/jopr.12801. Epub 2018 Apr 22. PMID: 29682823.

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):225-32. doi: 10.4047/jap.2020.12.4.225. Epub 2020 Aug 20. PMID: 32879713; PMCID: PMC7449822.

Saleh O, Amin R, Abdellatif M. Effect of different pattern construction techniques on the marginal adaptation, internal fit and fracture resistance of ips-emax press crowns. *Egypt Dent J.* 2016;62(1):1141–52. doi: 10.21608/edj.2016.95432.

Shillingburg HT, Hobo S, Fisher DW. Preparation design and margin distortion in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent.* 1973;29(3):276–84. doi: 10.1016/S0022-3913(03)00239-7.

Shin Y, Park S, Park JW, Kim KM, Park YB, Roh BD. Evaluation of the marginal and internal discrepancies of CAD-CAM endocrowns with different cavity depths: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2017;117(1):109–15. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.03.025.

Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers : Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2015; 32(1):54– 64. doi: 10.1016/j.dental.2015.09.018.

Schweiger J, Edelhoff D, Güth JF. 3D printing in digital prosthetic dentistry: an overview of recent developments in additive manufacturing. *J Clin Med.* 2021 May 7;10(9):2010. doi: 10.3390/jcm10092010. PMID: 34067212; PMCID: PMC8125828.

Schwendicke F, Stolpe M. Restoring root-canal treated molars: cost-effectiveness-analysis of direct versus indirect restorations. *J Dent.* 2018 Oct;77:37-42. doi: 10.1016/j.jdent.2018.07.007. Epub 2018 Jul 10. PMID: 30006116.

Srirekha A, Bashetty K. Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian J Dent Res.* 2010 Jul-Sep;21(3):425-32. doi: 10.4103/0970-9290.70813. PMID: 20930357.

Topkara C, Keleş A. Examining the adaptation of modified endocrowns prepared with CAD-CAM in maxillary and mandibular molars: A microcomputed tomography study. *J Prosthet Dent.* 2022 May;127(5):744-749. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.12.003. Epub 2021 Jan 13. PMID: 33454117.

Tribst JPM, Dal Piva AMO, de Jager N, Bottino MA, de Kok P, Kleverlaan CJ. Full-Crown versus endocrown approach: a 3d-analysis of both restorations and the effect of ferrule and restoration material. *J Prosthodont.* 2021 Apr;30(4):335-344. doi: 10.1111/jopr.13244. Epub 2020 Sep 10. PMID: 32856743.

Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J.* 1995;40(1):17–21. doi: 10.1111/j.1834-7819.1995.tb05607. x.

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

Yee K, Bhagavatula P, Stover S, Eichmiller F, Hashimoto L, MacDonald S, Barkley G 3rd. Survival rates of teeth with primary endodontic treatment after core/post and crown placement. *J Endod.* 2018 Feb;44(2):220-225. doi: 10.1016/j.joen.2017.08.034. Epub 2017 Dec 8. PMID: 29229456.

Yildirim B, Paken G. Evaluation of the marginal and internal fit of implant-supported metal copings fabricated with 3 different techniques: an In vitro study. *J Prosthodont.* 2019 Mar;28(3):315-320. doi: 10.1111/jopr.13022. Epub 2019 Feb 3. PMID: 30667169.

Yüksel E, Zaimoğlu A. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res.* 2011;25(3):261–6. doi: 10.1590/S1806-83242011000300012. PMID: 21670858.