

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO FACULDADE DE ODONTOLOGIA DE RIBEIRÃO PRETO DEPARTAMENTO DE MATERIAIS DENTÁRIOS E PRÓTESE



HIAN NIVALDO PARIZE

Análise comparativa da exatidão de modelos para próteses fixas obtidos por fluxo analógico e digital

Ribeirão Preto 2021

HIAN NIVALDO PARIZE

Análise comparativa da exatidão de modelos para próteses fixas obtidos por fluxo analógico e digital

VERSÃO CORRIGIDA

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Mestre em Ciências.

Área de concentração: Reabilitação Oral

Orientador: Prof. Dr. Valdir Antonio Muglia

Ribeirão Preto 2021 Autorizo a reprodução e divulgação do teor total ou parcial deste trabalho por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Parize, Hian Nivaldo

Análise comparativa da exatidão de modelos para próteses fixas obtidos por fluxo analógico e digital. Ribeirão Preto, 2021

112 p. : il ; :30cm

Dissertação de Mestrado, apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto/USP. Área de concentração: Reabilitação Oral.

Versão corrigida

Orientador: Prof. Dr. Valdir Antonio Muglia.

1. Modelos dentários. 2. Manufatura aditiva.

- 3. Materiais para moldagem odontológica.
- 4. Exatidão dos dados.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Parize, HN. análise comparativa da exatidão de modelos para próteses fixas obtidos por fluxo analógico e digital.

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, para obtenção do título de Mestre em Ciências. Área de concentração: Reabilitação Oral

Aprovado em:	//	
--------------	----	--

BANCA EXAMINADORA

Prof.(a). Dr.(a).:	 	 	
Instituição:	 	 	
Julgamento:	 	 	
Assinatura:			

Prof.(a). Dr.(a).:	
Instituição:	
Julgamento:	
Assinatura:	

Prof.(a). Dr.(a).:	 	 	
Instituição:	 	 	
Julgamento:	 	 	
Assinatura:	 	 	

Dedico este trabalho à minha família, que sempre me estimulou e me apoiou tanto no âmbito profissional, quanto pessoal.

AGRADECIMENTOS

À **minha família** que me ensisou a persistir nos meus sonhos e me acolheu nos momentos mais difíceis.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Valdir Antonio Muglia,** pela dedicação, incentivo e apoio durante a pós-graduação. Obrigado pelas oportunidades e pelos ensinamentos na clínica e laboratório de graduação que contribuíram profundamente para a minha formação profissional e científica.

À Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pelas oportunidades fundamentais para o meu crescimento profissional.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral)** pelo ensino de excelência e qualidade na formação de recurso humano

À Profa. Dra. Andréa Cândido dos Reis, Profa. Dra. Lauren Oliveira Lima Bohner, Prof. Dr. Newton Sesma e Prof. Dr. Cássio Do Nascimento pelo incentivo e colaboração em projetos de pesquisa.

À Ana Paula Macedo pela paciência, suporte e incentivo na condução deste estudo.

À Profa. Dra. Regina Maura Fernandes, Compass 3D, dOne3D, 3M, P-Oclusal, GC America e DentLab pelo apoio fundamental para o desenvolvimento deste estudo.

À **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior** (**CAPES**) pelo suporte financeiro fundamental para a minha dedicação na pós-graduação e pelo incentivo à pesquisa Brasileira.

Aos docentes e funcionários do Programa de Pós-Graduação em Odontologia (Reabilitação Oral) e Departamento de Materiais Dentários e Prótese da Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo pela disponibilidade, cordialidade e suporte no transcorrer da pós-graduação.

Aos meus colegas de pós-graduação, Filipe Santos Ferreira Mendes, Allan Oliveira da Silva, Otávio Marino dos Santos Neto, Yumi Chokyu Del Rey, Letícia Ferreira Montarela, Juliana Dias Corpa Tardelli, Daniel Zuluaga, Thiago Naves Queiroz Costa, Murilo Rodrigues de Campos, Caroline Vieira Fortes, Victor Barboza da Mata, Brenda Gonçalves de Carvalho, Frank Lucarini Bueno e Camila Borba de Araújo pela amizade, apoio e colaboração no desenvolvimento de projetos e disciplinas.

Quem não senta pra aprender, não levanta para ensinar. Griot Marise de Santana

Parize HN. Análise comparativa da exatidão de modelos para próteses fixas obtidos por fluxo analógico e digital. [Dissertação]. Ribeirão Preto: Universidade de São Paulo, Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto; 2021.

RESUMO

Justificativa: A manufatura aditiva representa uma ferramenta fundamental no fluxo de trabalho digital e permite a obtenção de modelos para próteses fixas com exatidão dentro da faixa aceita clinicamente (<120 µm). Entretanto, não há consenso na literatura guanto gual tecnologia de manufatura aditiva apresenta melhor exatidão para modelos odontológicos. Objetivo: Avaliar a exatidão de modelos odontológicos obtidos por fluxo digital (escaneamento intraoral) e manufatura aditiva, em comparação com fluxo analógico. Materiais e Métodos: Um manequim odontológico contendo elementos dentais artificiais íntegros e com preparo de coroa total e faceta serviu de modelo mestre. Foi utilizado um escâner intraoral (TRIOS, 3Shape) para obtenção do grupo modelo digital (MD). Em seguida, os arquivos digitais foram enviados para manufatura aditiva com processamento digital da luz (DLP) (The Hunter, FlashForge) e jateamento de material (PLJ) (Eden 500 V, Stratasys). O fluxo analógico consistiu na moldagem com silicone de adição (Express XT, 3M ESPE) e modelagem com gesso tipo IV (MG) (FujiRock, GC America). A digitalização dos do modelo mestre e dos modelos físicos dos grupos experimentais foi realizada com escâner laboratorial (inEos X5, Dentsply Sirona). As análises quantitativa e qualitativa da veracidade e precisão da arcada completa e dos preparos dentais para coroa total nos elementos 21, 25 e 26 e faceta no elemento 11 foram realizadas com programa de engenharia reversa (Geomagic Control X 2018, 3D Systems). **Resultados:** Na análise do arco completo, diferencas significativas foram observadas para os quatros grupos para veracidade (p<0,001) e precisão (p<0,001). Entretanto, nenhuma diferença significativa na veracidade foi encontrada entre MG e os MD (p=1,000) e entre DLP e PLJ (p=1,000). MG, DLP e PLJ presentaram menor precisão em relação à MD. Na análise qualitativa, menores discrepâncias foram apresentadas por MG e MD. Com exceção de PLJ, todos os grupos apresentaram regiões com discrepâncias de baixa intensidade na análise de preparo dental individualizado. Conclusão: Os grupos MG e MD apresentaram superior exatidão e padrão semelhante de discrepâncias, enquanto os grupos DLP e PLJ apresentaram resultados inferiores e semelhantes entre si. O nível de discrepância dos grupos experimentais se enquadrou dentro da faixa clinicamente aceita de exatidão (<120 µm), sendo necessário estudos clínicos para comprovar os achados.

Palavras-chave: Modelos dentários. Manufatura aditiva. Materiais para moldagem odontológica. Exatidão dos dados.

Parize HN. Comparative analysis of the accuracy of models for fixed prostheses obtained by analog and digital workflow. [Dissertation]. Ribeirão Preto: University of São Paulo, Faculty of Dentistry of Ribeirão Preto; 2021.

ABSTRACT

Rationale: Additive manufacturing represents a fundamental tool in the digital workflow and allows to obtain dental casts for fixed prostheses with accuracy within the clinically accepted range (<120 µm). However, there is no consensus in the literature as to which additive manufacturing technology has greater accuracy for dental casts. Aim: To evaluate the accuracy of dental casts obtained by intraoral scanning, digital light processing printing (DLP), and material jetting (Polyjet) compared to analog impression. Materials and Methods: The master model understood a typodont containing intact artificial dental elements and with full crown and veneer preparation. An intraoral scanner (TRIOS, 3Shape) was used to obtain the digital model group (MD). The digital files were sent to additive manufacturing with digital light processing (DLP) (The Hunter, FlashForge) and material blasting (PLJ) (Eden 500 V, Stratasys). The analog workflow was obtained by polyvinyl siloxane (Express XT, 3M ESPE) impression and poured with type IV plaster (MG) (FujiRock, GC America). The digitization of the master model and physical models of the experimental groups was performed with a laboratory scanner (in Eos X5, Dentsply Sirona). Quantitative and qualitative analyzes of the trueness and precision of the complete arch and dental preparations for full crown in elements 21, 25, and 26 and veneer in element 11 were performed with reverse engineering software (Geomagic Control X 2018, 3D Systems). Results: In the analysis of the complete arch, significant differences were observed for the four groups for trueness (p<0.001) and precision (p<0.001). However, no significant difference in trueness was found between MG and MD (p=1,000) and between DLP and PLJ (p=1,000). MG, DLP, and PLJ were less accurate than MD. In the qualitative analysis, smaller discrepancies were presented by MG and MD. With the exception of PLJ, all groups presented regions with low-intensity discrepancies in the analysis of abutment teeth. Conclusion: The MG and MD groups had higher accuracy and a similar pattern of discrepancies, while the DLP and PLJ groups had lower and similar results to each other. The level of discrepancy of the experimental groups was within the clinically accepted range of accuracy (<120 µm). Clinical studies are required to confirm these findings.

Key-words: Dental models. Additive manufacturing. Dental impression materials. Data accuracy

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Modelo STL. (A) Malha de pontos que compõe um arquivo STL de um preparo para coroa total de um incisivo central superior. (B) União dos pontos formando triângulos. (C) Superfície 3D criada pela união das faces dos triângulos .36
Figura 2 – Delineamento experimental57
Figura 3 – Modelo mestre. (A) Vista frontal da arcada completa. (B) Vista incisal dos elementos 11 e 21. (C) Vista oclusal da arcada completa. (D) Vista oclusal dos elementos 25 e 26
Figura 4 – Afastamento gengival com fio retrator
Figura 5 – Escaneamento do modelo mestre com escâner extraoral inEosX5 (Dentsply Sirona) com revelador para escaneamento aplicado sobre o modelo mestre e preparos dentais
Figura 6 – (A) modelo mestre com alívio aplicado na região de interesse. (B e C) Moldeira finalizada com sistema encaixe padronizado60
Figura 7 – (A) Posicionamento de plástico filme. (B) Primeiro passo da moldagem com silicone denso (C e D). Segundo passo da moldagem com silicone leve. (E) Adaptação do molde sobre o modelo mestre no sistema de encaixe. (F) Molde obtido. (G) Espatulador a vácuo. (H) Gesso sendo vertido sobre o molde
Figura 8 – Modelo de gesso. (A) Vista frontal. (B) Vista incisal dos elementos 11 e 21. (C) Vista oclusal. (D) Vista oclusal dos elementos 25 e 26
Figura 9 – Escâner intraoral TRIOS (3Shape)62
Figura 10 – Padrão de escaneamento utilizado. (1) oclusal lado esquerdo até oclusal lado direito. (2) palatal lado direito até o lado esquerdo. (3) vestibular lado esquerdo até linha média. (4) vestibular lado direito até linha média
Figura 11 – Modelo preparado para impressão. (A) Vista frontal. (B) Vista oclusal. (C) Vista inferior. (D) Inclinação de 30º de ângulo de construção64
Figura 12 – (A) Impressora The Hunter (FlashForge). (B) Impressora Eden 500 V (Stratasys)
Figura 13 – Manufatura dos grupos DLP e PLJ. (A e B) Grupo DLP após a materialização. (C) Grupo DLP na câmara de pós-cura. (D e E) Grupo PLJ após a materialização
Figura 14 – Modelos DLP pós-processados. (A) Vista frontal. (B) Vista incisal dos elementos 11 e 21. (C) Vista oclusal. (D) Vista oclusal dos elementos 25 e 2666
Figure 15 Modeles PL Loés processados (A) Vista frontal (R) Vista insisal des

Figura 15 – Modelos PLJ pós-processados. (A) Vista frontal. (B) Vista incisal dos elementos 11 e 21. (C) Vista oclusal. (D) Vista oclusal dos elementos 25 e 26.......66

Figura 16 – Vista lateral direita, frontal, lateral esquerda e oclusal antes e após o recorte das regiões excedentes aos elementos dentais
Figura 17 – Vista vestibular, incisal/oclusal e mesiodistal dos elementos 11, 21, 25 e 26 após o recorte das regiões excedentes aos elementos dentais
Figura 18 – (A) Importação dos arquivos STL. (B) Alinhamento obtido a partir da ferramenta de "melhor ajuste" 69
Figura 19 – Análise qualitativa por meio de mapa de 20 cores demonstrando a intensidade de discrepâncias
Figura 20 – RMS da veracidade dos grupos experimentais (valores em μ m)
Figura 21 – Análise qualitativa da veracidade da arcada completa dos grupos experimentais
Figura 22 – Análise qualitativa da veracidade dos preparos dos elementos 11, 21, 25 e 26 dos grupos experimentais
Figura 23 – RMS da precisão dos grupos experimentais (valores em µm)
Figura 24 – Análise qualitativa da precisão da arcada completa dos grupos experimentais
Figura 25 – Análise qualitativa da precisão dos preparos dos elementos 11, 21, 25 e 26 dos grupos experimentais

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – RMS da veracidade dos grupos experimentais (valores em µm)73
Tabela 2 – RMS da precisão dos grupos experimentais (valores em µm)78

LISTA DE ABREVEATURAS E SIGLAS

- 3D Tridimensional
- CAD/CAM Desenho Assistido por Computador/Manufatura Assistida por Computador
- CAM Manufatura Assistida por Computador
- CEREC Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics, ou CEramic REConstruction
- DLP Processamento Digital de Luz
- MD Modelo Digital
- MG Modelo de Gesso
- MMD Modelo Mestre Digital
- OBJ Wavefront
- PLJ Polyjet
- PLY Polygon
- Polyjet Jateamento de Material
- PPF Próteses Parciais Fixas
- RMS Raiz Média Quadrada
- SLA Estereolitografia
- STL Standard Tessellation Language
- µm Micrômetros

1 INTRODUÇÃO	27
2 REVISÃO DA LITERATURA	35
2.1 Sistemas CAD/CAM	35
2.2 Adaptação marginal e interna de restaurações indiretas	37
2.3 Moldagem analógica e digital em prótese fixa	
2.4 Manufatura aditiva	41
2.5 Métodos para avaliar a exatidão de modelos odontológicos	43
2.6 Modelos para prótese fixa obtidos por manufatura aditiva	44
3 PROPOSIÇÃO	53
3.1 Objetivo geral	53
3.2 Objetivos específicos	53
3.3 Hipótese nula	53
4 MATERIAL E MÉTODO	57
4 MATERIAL E MÉTODO 4.1 Delineamento experimental	57 57
 4 MATERIAL E MÉTODO. 4.1 Delineamento experimental. 4.2 Delineamento amostral. 	57 57 57
 4 MATERIAL E MÉTODO. 4.1 Delineamento experimental. 4.2 Delineamento amostral. 4.3 Obtenção do modelo mestre . 	57 57 57 58
 4 MATERIAL E MÉTODO. 4.1 Delineamento experimental. 4.2 Delineamento amostral. 4.3 Obtenção do modelo mestre . 4.4 Obtenção do modelo mestre digital. 	57 57 57 58 58
 4 MATERIAL E MÉTODO. 4.1 Delineamento experimental. 4.2 Delineamento amostral. 4.3 Obtenção do modelo mestre . 4.4 Obtenção do modelo mestre digital. 4.5 Obtenção dos grupos experimentais. 	57 57 57 58 58 60
 4 MATERIAL E MÉTODO. 4.1 Delineamento experimental. 4.2 Delineamento amostral. 4.3 Obtenção do modelo mestre 4.4 Obtenção do modelo mestre digital. 4.5 Obtenção dos grupos experimentais 4.5.1 Confecção da moldeira individual. 	57 57 58 58 58 60 60
 4 MATERIAL E MÉTODO	57 57 58 58 60 60 60
 4 MATERIAL E MÉTODO	57 57 58 58 60 60 60 62
 4 MATERIAL E MÉTODO. 4.1 Delineamento experimental. 4.2 Delineamento amostral. 4.3 Obtenção do modelo mestre . 4.4 Obtenção do modelo mestre digital. 4.5 Obtenção dos grupos experimentais. 4.5.1 Confecção da moldeira individual. 4.5.2 Técnica de moldagem e confecção dos modelos de gesso	
 4 MATERIAL E MÉTODO	57 57 57 58 60 60 60 62 67 68
 4 MATERIAL E MÉTODO	57 57 58 58 60 60 60 62 67 68 69
 4 MATERIAL E MÉTODO. 4.1 Delineamento experimental. 4.2 Delineamento amostral. 4.3 Obtenção do modelo mestre 4.4 Obtenção do modelo mestre digital. 4.5 Obtenção dos grupos experimentais. 4.5.1 Confecção da moldeira individual. 4.5.2 Técnica de moldagem e confecção dos modelos de gesso	57 57 58 60 60 60 62 67 68 69 70

5 RESULTADOS	73
5.1 Análise quantitativa da veracidade	73
5.2 Análise qualitativa da veracidade	76
5.3 Análise quantitativa da precisão	78

5.4 Análise qualitativa da precisão	81
6 DISCUSSÃO	87
7 CONCLUSÃO	
8 REFERÊNCIAS	101

1. Introdução

1 INTRODUÇÃO

Na Odontologia, o processo de moldagem é fundamental para registrar e transferir as condições e dimensões das estruturas intraorais dos pacientes para modelos de trabalho, sobre o qual as próteses odontológicas são confeccionadas. Dentre os principais fatores que influenciam no sucesso do tratamento com restaurações indiretas, se encontra a exatidão dos modelos de trabalho, que quando adequada é capaz de reduzir as chances de complicações biológicas e protéticas (ALMEIDA E SILVA et al., 2014; AREZOOBAKHSH et al., 2020). Discrepâncias entre as condições intraorais e os modelos de trabalho podem resultar em desadaptação das restaurações, comprometendo o resultado a longo prazo do tratamento (PERAKIS; BELSER; MAGNE, 2004; WETTSTEIN et al., 2008). O desajuste marginal em próteses parciais fixas (PPF) suportadas por dente contribui para a solubilização do cimento e, consequente, acúmulo de placa bacteriana, podendo progredir para o desenvolvimento de cárie secundária e inflamação gengival e pulpar (KIM et al., 2017, 2013a). Ainda, doença periodontal, problemas mecânicos (decementação e fratura) e perda da restauração ou do elememento dental podem ocorrer em estágios avançados (GRASSO et al., 1985; JACOBS; WINDELER, 1991; MÜHLEMANN et al., 2018).

Exatidão (accuracy) consiste em veracidade (trueness) e precisão (precision) (ISO 5725-1) (ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉNICAS, 2018). Na obtenção de modelos odontológicos, a veracidade está relacionada à discrepância entre o modelo de trabalho e as dimensões reais das estruturas intraorais, enquanto a precisão está relacionada com à discrepância observada entre repetidos modelos de um mesmo paciente (ENDER; MEHL, 2013).

Apesar da baixa resistência ao desgaste e expansão de presa, os modelos de gesso obtidos a partir de moldagem com materiais elastoméricos são considerados referência em exatidão (ABDUO; YIN, 2019). O silicone de adição é capaz de reproduzir com detalhes as superficiais dentais e dos tecidos moles e apresenta estabilidade dimensional, resistência ao rasgamento e recuperação elástica (CEYHAN; JOHNSON; LEPE, 2003; DE ARAUJO; JORGENSEN, 1985; GORDON; JOHNSON; DRENNON, 1990; RUEDA et al., 1996). A modelagem, por sua vez, é realizada com o gesso tipo IV de baixa expansão de presa. Apesar da comprovada exatidão dos modelos de gesso, existem fatores durante a moldagem e a

modelagem que podem promover alterações dimensionais, como a correta seleção do tamanho da moldeira, distorções do material de moldagem durante a remoção do molde (CHRISTENSEN, 2005), variações na temperatura ambiente (CULLEN; MIKESELL; SANDRIK, 1991) e formação acidental de bolhas de ar na superfície do modelo e fraturas (MITHA; OWEN; HOWES, 2009). Existe também a necessidade de um equilíbrio entre a contração de polimerização do material de moldagem e a expansão de presa do gesso (SCHAEFER et al., 2012) e a experiência profissional pode ser determinante na qualidade do molde e do modelo. Desta forma, a seleção do material de moldagem, do tipo de gesso e as corretas técnicas de manipulação são fatores cruciais na exatidão dos modelos obtidos por fluxo analógico (FLÜGGE et al., 2018).

Com o desenvolvimento das tecnologias de Desenho Assistido por Computador/Manufatura Assistida por Computador (CAD/CAM), próteses odontológicas podem ser confeccionadas via fluxo de trabalho digital (BRANDT et al., 2015). Esse fluxo pode ser direto, onde um escaneamento intraoral é realizado, ou indireto quando uma moldagem convencional é realizada e o modelo de gesso é escaneado com um scanner extraoral (MIZUMOTO; YILMAZ, 2018). O conjunto de imagens registradas pelo escaneamento é então convertido em arquivo STL (Standard Tessellation Language), padrão nos sistemas CAD/CAM (PARK; SHIN, 2018). Sobre esse modelo digital é possível realizar o desenho e posterior manufatura de restaurações sem a necessidade de um modelo físico (JODA; FERRARI; BRÄGGER, 2017). Entretanto, após a materialização das restaurações CAD/CAM, modelos de trabalho físicos são fundamentais para realizar o acabamento, caracterização cromática e superficial e polimento, assim como verificar o contato interproximal e oclusal e a adaptação marginal (BUDA; BRATOS; SORENSEN, 2018). Esses procedimentos favorecem a redução do tempo necessário para ajuste e instalação das restaurações, promovendo eficiência do tempo clínico e proporcionando conforto e satisfação ao paciente (JEONG; LEE; LEE, 2018). Modelos de trabalho também são necessários para a fabricação de restaurações com aplicação manual de cerâmica, considerado uma alternativa altamente estética e econômica, e pelas técnicas de "cera perdida" com fundição de ligas metálicas e cerâmicas sobre padrões de cera (REVILLA-LEÓN; ÖZCAN, 2019). Adicionalmente, em fluxo de trabalho parcialmente digital quando um escaneamento intraoral é realizado e as restaurações são obtidas por técnicas manuais, seja por questões econômicas ou de preferência profissional, os modelos físicos também são necessários. Portanto, os fluxos de trabalho analógico, digital e parcialmente digital ainda exigem e se beneficiam do uso de modelos de trabalho (ENDER; MEHL, 2013; PATZELT et al., 2014b).

A manufatura aditiva consiste em uma técnica inovadora para obtenção de objetos para diferentes aplicações. Na Odontologia, é possível obter modelos de estudo e de trabalho, moldeiras personalizadas, placas interoclusais, próteses totais e parciais, restaurações provisórias e definitivas, guias para instalação de implantes, guias para procedimentos clínicos e cirúrgicos, implantes dentais, dentre outros (ALHARBI; WISMEIJER; OSMAN, 2017; OLIVEIRA; REIS, 2019). Os modelos de trabalho para PPF podem ser confeccionados por diferentes sistemas de manufatura aditiva, em especial por Estereolitografia (SLA), Processamento Digital de Luz (DLP) e de tecnologia de Jateamento de Material (Multijet, Polyjet e Colorjet) (JOCKUSCH; ÖZCAN, 2020; KIM et al., 2016). Os principais fatores associados com a exatidão destes modelos incluem a tecnologia de manufatura, qualidade do escaneamento, configurações de impressão e procedimentos de pós-processamento (PARIZE et al., 2021).

O funcionamento das impressoras SLA e DLP são semelhantes. Em ambos os sistemas, a impressão é realizada em uma cuba contendo resina líquida fotossensível, que é polimerizada camada a camada por uma fonte de luz. Nas impressoras SLA, um laser de varredura é utilizado e nas impressoras DLP a fonte luminosa consiste em um projetor de luz (DAWOOD et al., 2015). Os modelos SLA são caracterizados por alta exatidão, superfície lisa e alta resistência mecânica. Entretanto, esse método é demorado, chegando até 12 horas para imprimir modelos odontológicos com camadas mais finas (LIU; LEU; SCHMITT, 2006). As impressoras DLP apresentam a vantagem de impressão rápida, pois o projetor de luz permite a polimerização de uma camada inteira por vez, e assim, o tempo de impressão é menor que das impressoras SLA e não é afetado por um grande número de objetos em um único lote (CAMARDELLA; DE VASCONCELLOS VILELLA; BREUNING, 2017; KESSLER; HICKEL; REYMUS, 2020). Por outro lado, observa-se um "efeito de escada" mais significativo, que pode ser reduzido com o aumento do ângulo de impressão e redução da espessura de camada (ARNOLD et al., 2019). As impressoras de jateamento de material também compartilham semelhanças, já que em ambas as impressoras a resina sensível à luz é lançada a partir de uma cabeça de impressão do tipo jato de tinta e polimerizada camada por camada a cada passagem da cabeça de impressão (DAWOOD et al., 2015). Camadas mais finas do que as impressoras SLA e DLP podem ser utilizadas, alcançando alta exatidão (JOCKUSCH; ÖZCAN, 2020). Modelos coloridos podem ser obtidos, as impressoras apresentam uma grande plataforma de construção e alto custo de equipamento (HOFMANN, 2014; KESSLER; HICKEL; REYMUS, 2020)

O fluxo analógico de trabalho para obter modelos de trabalho é demorado, trabalhoso e a exatidão depende principalmente das configurações do material e da habilidade do operador. Por outro lado, os benefícios dos modelos obtidos por manufatura aditiva incluem a redução do tempo de trabalho e produção padronizada em larga escala de modelos personalizados com alta resistência ao desgaste de linhas e bordas (BUKHARI et al., 2018). Modelos personalizados com geometria complexas são obtidos com mínimo resíduo e sem poeira, proporcionando um local de trabalho limpo e sustentável (BUKHARI et al., 2018; VAN NOORT, 2012). Adicionalmente, reduzido custo com material de consumo e envio ao laboratório de prótese e reduzido risco de contaminação microbiana também são obtidos quando a moldagem é realizada com escâner intraoral (BARENGHI et al., 2019).

Nas últimas décadas, a exatidão de modelos odontológicos foi avaliada, em especial, por medidas lineares (DE LUCA CANTO et al., 2015; FLEMING; MARINHO; JOHAL, 2011). Entretanto, recentemente diferentes programas de engenharia reversa tem sido usado para realizar análises tridimensionais (3D) (ENDER; MEHL, 2013). Neste método, dois arquivos STL são alinhados e, de acordo com a distância entre os pontos que compõem as malhas de cada objeto, é realizada uma análise quantitativa da média da discrepância, por meio do desvio da raiz média quadrada (RMS), e qualitativa com um mapa colorido demonstrando as regiões de discrepâncias positivas e negativas (ENDER; MEHL, 2013).

A manufatura aditiva está se tornando cada vez mais popular na Odontologia e representa uma ferramenta fundamental no fluxo de trabalho digital (JOCKUSCH; ÖZCAN, 2020). Em uma recente revisão sistemática, os autores concluíram que os modelos para próteses fixas suportadas por dente, ou por implante, podem ser obtidos a partir de técnicas de manufatura aditiva estando dentro da faixa de exatidão aceita clinicamente (<120 µm) (PARIZE et al., 2021). Entretanto, não há consenso na literatura quanto qual tecnologia de manufatura aditiva apresenta melhor exatidão para modelos odontológicos.. Ainda, são constantes o

desenvolvimento de materiais e equipamentos para manufatura aditiva e novos estudos se fazem necessários para validar as diferentes soluções e protocolos de trabalho. Desta forma, o presente estudo tem como objetivo avaliar a exatidão de modelos odontológicos contendo elementos dentais artificiais íntegros e com preparo de coroa total e faceta obtidos por escaneamento intraoral, impressão com processamento digital da luz (DLP) e de jateamento de material (Polyjet), em comparação com modelos de gesso obtidos por moldagem com silicone de adição e modelagem com gesso tipo IV.

2. Revisão da Literatura

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Sistemas CAD/CAM

Em 1950 foi desenvolvido, pela Força Aérea dos Estados Unidos da América, o sistema CAD/CAM para fabricação de peças para aeronaves e automóveis. Após três décadas, a tecnologia foi aplicada na Odontologia, quando François Duret desenvolveu um sistema que permitia o escaneamento de dentes contendo preparo para PPF e posterior obtenção de restaurações por meio de manufatura subtrativa (fresagem) (DURET; BLOUIN; DURET, 1988). Em 1983, o CEREC (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics, ou CEramic REConstruction) (Dentsply Sirona) foi o primeiro sistema CAD/CAM a ser comercializado, que permitia a construção de restaurações cerâmicas no mesmo dia, dentro da clínica odontológica, dispensando a necessidade de envio de moldagem ao laboratório para confecção manual (BLATZ; CONEJO, 2019).

Inicialmente, os sistemas CAD/CAM se limitavam na obtenção de restaurações unitárias (coroa total, inlay e onlay) e com o desenvolvimento de materiais e equipamentos, tornou-se possível confeccionar uma série de modalidades de próteses e aparelhos terapêuticos, incluindo próteses temporárias e permanente, totais e parciais, removíveis e suportadas por dente ou implante. Atualmente esses sistemas se encontram amplamente difundidos em consultórios, clínicas odontológicas, centros de planejamento e unidades de ensino superior e proporcionam alta exatidão, previsibilidade, eficiência, favorável relação custobenefício e uma ampla gama de materiais restauradores e protéticos com propriedades físicas, ópticas e biológicas que em algumas situações excedem às fabricadas convencionalmente (BLATZ; CONEJO, 2019).

No desenho assistido por computador (CAD), diferentes programas de planejamento podem ser utilizados sendo seu funcionamento baseado na edição de malhas 3D. A extensão STL consistem no principal tipo de arquivo utilizado, que é composto por uma série de pontos, cada um contendo uma coordenada específica nos eixos X, Y e Z que se conectam por meio de linhas formando triângulos. A união da face dos triângulos compõe a superfície usualmente observada (Figura 1). Arquivos OBJ (Wavefront) e PLY (Polygon), por sua vez, são empregados com

frequência e são semelhantes aos STL, embora apresentam informações sobre cor e textura, respectivamente.

Figura 1 – Modelo STL. (A) Malha de pontos que compõe um arquivo STL de um preparo para coroa total de um incisivo central superior. (B) União dos pontos formando triângulos. (C) Superfície 3D criada pela união das faces dos triângulos



Fonte: autoria própria.

Os arquivos STL proveniente do escaneamento da superfície intraoral são importados e o desenho das restaurações ocorre em ambiente virtual e totalmente ajustável (BLATZ; CONEJO, 2019). Além do escaneamento intraoral, a integração de diferentes exames de imagem como o escaneamento facial e tomografia computadorizada de feixe cônico permite a obtenção do paciente virtual. Nele, é possível realizar o diagnóstico, elaboração de plano de tratamento, simulação do resultado final, acompanhamento e educação em saúde, tanto do paciente, quanto dos profissionais e estudantes (COACHMAN et al., 2021; MASRI; DRISCOLL, 2015).

Recentes avanços nos programas de planejamento digital, como a integração de ferramentas de desenho digital do sorriso com biblioteca de dentes naturais, inteligência artificial e a simulação do resultado final proposto permitem a elaboração de planos de tratamento com alta integração estética e multiprofissional, assim como a participação ativa do paciente na tomada de decisão (JODA et al., 2017). O registro e a simulação dos movimentos mandibulares em ambiente virtual também permitem a integração funcional com o sistema estomatognático, proporcionando maior conforto e satisfação ao paciente e longevidade para as restaurações (LEPIDI et al., 2019).

Na etapa de manufatura assistida por computador (CAM), a manufatura subtrativa se encontra consolidado como um método confiável para obtenção de
próteses odontológicas e consiste no desgaste de blocos maciços até a obtenção do projeto do objeto desenvolvido por programa CAD (KIM et al., 2019). O método de fabricação dos blocos em ambiente industrial e altamente controlado permite a obtenção de objetos compostos por materiais de alta qualidade, estabilidade e baixa porosidade. Entretanto, este processo apresenta algumas desvantagens, como limitada resolução especial pelo diâmetro das brocas de desgaste, alto custo para aquisição e manutenção dos equipamentos e alta produção de resíduos, podendo corresponder em até 90% do volume inicial do bloco (STRUB; REKOW; WITKOWSKI, 2006). Nesse sentido, a manufatura aditiva (impressão 3D) tem recebido especial atenção por permitir a obtenção de objetos com geometria complexas, sem gerar resíduos significativos a custos significativamente reduzidos, em relação à manufatura subtrativa (VAN NOORT, 2012).

2.2 Adaptação marginal e interna de restaurações indiretas

Um determinado espaço entre o preparo dental e a restauração é necessário para acomodar o cimento e permitir o assentamento da restauração. Um alívio de 25 micrômetros (µm) foi relacionado com melhor assentamento e aumento de 25% da retenção (EAMES et al., 1978), enquanto que a resistência a fratura de coroas cerâmicas foi reduzida com linha de cimentação superior à 70 µm de espessura (TUNTIPRAWON; WILSON, 1995). Desta forma, tem sido indicado a obtenção de uma película de cimento com espessura de 25 a 40 µm (ADA, 1970). A adaptação interna também é um critério fundamental para o sucesso do tratamento e influencia diretamente no assentamento e, consequentemente, no ajuste marginal das restaurações (CHOCHLIDAKIS et al., 2016). Por meio de um estudo clínico de 5 anos de acompanhamento de 1000 restaurações, Mclean e Von 1971 concluíram que o limite máximo de desajuste marginal e das paredes axiais internas para restaurações indiretas é de 120 µm e 50 a 100 µm, respectivamente (MCLEAN; VON, 1971). Adicionalmente, valores de desajuste inferior a 80 µm foram relatados como difíceis de detectar clinicamente (BOENING; WALTER; REPPEL, 1992). Recentes estudos relataram que restaurações CAD/CAM apresentam desajuste inferior a 120 µm (GOUJAT et al., 2018; LO RUSSO et al., 2019). Entretanto, não há consenso na literatura quanto o limite máximo para o desajuste marginal de restaurações indiretas suportadas por dente capaz de possibilitar a solubilização do cimento, instalação e desenvolvimento do biofilme, levando à desmineralização da estrutura dental e instalação de cárie na interface restauradora (ATLAS et al., 2019).

2.3 Moldagem analógica e digital em prótese fixa

Na reabilitação de elementos dentais, os modelos de trabalho são necessários para obter restaurações tanto nos fluxos de trabalho analógico e parcialmente digital, quanto para finalizar e personalizar as restaurações em fluxo digital. A exatidão dos modelos de trabalho é crucial para a fabricação da restauração e para obter sucesso a longo prazo. Nos sistemas CAD/CAM, os modelos de trabalho podem ser obtidos a partir de um fluxo digital direto, onde um escaneamento intraoral é realizado e o arquivo STL é imediatamente enviado a um programa de planejamento. No fluxo de trabalho indireto, é realizado uma moldagem analógica e o modelo de gesso obtido é escaneado com um scanner extraoral, que apresentam alta exatidão e padronização do protocolo de escaneamento, tornando-os confiáveis para aplicação em Odontologia (MIZUMOTO; YILMAZ, 2018; REKOW, 2020).

O padrão de refêrencia para obtenção de modelos de trabalho com alta exatidão para confecção de restaurações indiretas é a moldagem com materiais elastoméricos, em especial o silicone de adição, e posterior obtenção de modelo físico com gesso do tipo IV de baixa taxa de expansão (<0,10%) (ADA, 2000). Entretanto, a susceptibilidade a fratura e a incorporação de bolhas na superfície compõem uma das principais desvantagens dos modelos de gesso, podendo comprometer o seu uso. Fatores que influenciam a exatidão de modelos de gesso incluem a experiência do operador, espessura do material de moldagem, propriedades físicas e mecânicas do material de moldagem e do gesso e procedimentos de desinfecção, armazenamento e manuseio durante a confecção de restaurações (DUGAL; RAILKAR; MUSANI, 2013).

Recentes avanços nos sistemas CAD/CAM, permitiram que os escânerintraorais possam ser utilizados para obtenção de modelos digitais, sobre o qual o desenho das restaurações é realizado. Para obtenção de arquivos digitais 3D, os scanners intraorais utilizam a projeção de luz estruturada (branca, vermelha ou azul), que é gravada como imagens individuais ou vídeo e compilada pelo programa após o reconhecimento de determinados pontos de interesse (RICHERT et al.,

2017). Inicialmente, são determinadas as coordenadas "x" e "y" de cada ponto e a coordenada "z" é calculada dependendo da distância de cada objeto à câmera, e assim, o modelo 3D é gerado combinando os pontos de interesse sob diferentes ângulos (RICHERT et al., 2017). As principais tecnologias utilizadas pelos escâneres para obtenção dos modelos 3D incluem a triangulação (utiliza um padrão de luz em listras e diferentes pontos de vistas), imagem confocal (utiliza um laser vermelho e imagens focadas e desfocadas de profundidades diferentes), amostragem de frente de onda ativa (utiliza uma câmera, algoritmos e imagens de em vídeos) e estereofotogrametria (utiliza análise algorítmica de imagens com projeção de luz passiva com programa) (RICHERT et al., 2017).

A capacidade de visualizar e analisar os modelos digitais imediatamente após o escaneamento é uma das principais vantagens do emprego de escâner intraoral na prática clínica (BLATZ; CONEJO, 2019). Programas específicos também auxiliam na análise do preparo dental quanto ao grau de inclinação das paredes axiais, espaço interoclusal, definição das margens, presença de ângulos agudos e superfícies ásperas, sendo especialmente úteis para práticas de ensino de graduandos e profissionais (BLATZ; CONEJO, 2019).

Além do registro das superfícies dentais e tecido periodontal, os escâner intraorais contam com diversos recursos, incluindo detecção de cáries interproximais, registro oclusal e seleção de cor de dente (REKOW, 2020). Recentes avanços têm sido direcionados para redução do peso e dimensões dos aparelhos, assim como o tempo necessário para o escaneamento (entre 1 a 10 minutos para arco completo) (REKOW, 2020).

Fatores que influenciam a exatidão de arquivos STL de preparo dental para restaurações indiretas obtidos a partir de escaneamento intraoral incluem a presença de fluídos (saliva, sangue, fluído crevicular), movimentação do paciente, presença de estruturas anatômicas (língua, lábios e bochechas), posicionamento da margem gengival, grau de afastamento gengival, abertura bucal reduzida, granulação da ponta diamantada utilizada para o desgaste e experiência do operador (KEELING; WU; FERRARI, 2017). A qualidade do preparo dental influencia diretamente a adaptação marginal e a resistência à fratura de restaurações CAD/CAM, onde melhores resultados podem ser obtidos com os ângulos internos arredondados e o término em chanfro (YU et al., 2019). Equipamentos que auxiliam

na obtenção de preparos adequados incluem o uso de motor elétrico, pontas ultrassônicas, microscópio e lentes de magnificação (ATLAS et al., 2019).

Os fatores que influenciam a exatidão de escâner intraorais foram analisados por meio de uma revisão sistemática com inclusão de 32 estudos avaliando 12 diferentes escâner (ABDUO; ELSEYOUFI, 2018). O estudo ressaltou que, em comparação com as moldagens analógicas, os escâner intraorais podem ser utilizados de forma confiável para fins de diagnóstico e escaneamento de arcada reduzidas. Entretanto, para escaneamento do arco inteiro, a moldagem digital é suscetível a maiores discrepâncias. Embora os sistemas digitais apresentam resultados promissores e comparáveis aos métodos analógicos, os estudos incluídos indicaram resultados variáveis entre os diferentes sistemas de escâner e diferente susceptibilidade à discrepâncias. Para a fabricação de restaurações indiretas, os autores concluíram que a exatidão do escaneamento intraoral pode ser aprimorada reduzindo a extensão do escaneamento (quantidade de elementos dentais incluídos no escaneamento) e proporcionando preparos dentais com superfícies lisas e sem ângulos agudos. No entanto, mais pesquisas são necessárias para fornecer recomendações clínicas sobre fatores ainda não completamente compreendidos, como o desenho da margem do preparo, controle da saliva, eficiência de custos e resultados a longo prazo.

Em uma recente revisão sistemática de estudos clínicos avaliando a exatidão da moldagem digital e analógica para próteses fixas, quatro estudos selecionados que investigaram a precisão e dois estudos focaram na veracidade (GIACHETTI et al., 2020). A maior parte dos estudos incluídos utilizaram o cálculo do RMS para determinar a discrepância entre as técnicas. Embora todos os autores concordaram que os materiais de moldagem com excelentes propriedades físicas resultam em modelos com maior exatidão do que as moldagens digitais *in vivo*, a adaptação de restaurações obtidas a partir de moldagem digital foi adequada e não foi reportado desajustes marginais clinicamente significantes. O estudo concluiu que as moldagens analógicas realizadas com materiais de excelência apresentam maior exatidão do que as moldagens digitais. No entanto, estudos adicionais avaliando a exatidão das moldagens digitais de novos modelos de escâner intraorais em diferentes situações clínicas são altamente recomendados, em especial para diferentes tipos de preparos e pacientes parcialmente edêntulos.

Em uma revisão sistemática de estudos avaliando resultados centrados no paciente para técnicas de moldagem analógica e digital, quatro estudos selecionados revelaram que a técnica digital é mais confortável e causava menos ansiedade e sensação de náusea (GALLARDO et al., 2018). Apenas um estudo não encontrou diferença entre as técnicas, independentemente do conforto do paciente. O tempo necessário para a moldagem foi mais curto para técnica analógica em dois estudos, enquanto três outros estudos relataram um procedimento mais curto para a técnica digital. Os autores concluíram que é escassa a literatura de estudos clínicos abordando a percepção dos pacientes em relação aos tratamentos digitais. No entanto, as evidências atuais sugerem que os pacientes são mais propensos a preferir o fluxo de trabalho digital do que as técnicas convencionais.

2.4 Manufatura aditiva

A tecnologia de manufatura aditiva, ou impressão 3D, foi desenvolvida por Charles Hull nos Estados Unidos da América, que registrou patente pelo processo de SLA em 1984. Inicialmente, foi amplamente utilizada por arquitetos e designers para produzir protótipos estéticos e funcionais devido à sua capacidade de prototipagem rápida e econômica (NGO et al., 2018). Na Odontologia e Medicina, o interesse inicial foi na obtenção de modelos anatômicos para aprimorar o diagnóstico e planejamento de procedimentos cirúrgicos, reduzindo assim o tempo de operação e os riscos de complicações. Atualmente, diferentes tecnologias de manufatura aditiva estão disponíveis, sendo aplicada em diversas áreas da indústria e serviços de saúde, com possibilidade de construir objetos na escala nanométrica e até construções civis completas (NGO et al., 2018).

O princípio básico da manufatura aditiva consiste na divisão e construção de um objeto em um determinado número de camadas. A espessura de cada camada corresponde à resolução da impressora no eixo Z, onde camadas espessas resultam em modelos com superfícies com acentuado "efeito de escada", especialmente em superfícies arredondadas, como os elementos dentais. Camadas finas proporcionam maior lisura superficial e permitem a incorporação de mais detalhes à superfície. Em contra partida, o objeto é dividido em maior número de camadas, sendo necessário maior tempo para construção, independente da tecnologia de impressão (DAWOOD et al., 2015).

As impressoras de SLA e DLP possuem em comum uma cuba preenchida com um fotopolímero líquido, uma plataforma onde o objeto será construído e uma fonte de luz responsável pela polimerização da resina (DAWOOD et al., 2015). Nas impressoras SLA, a fonte de luz consiste de um único feixe de luz, que promove a polimerização de cada camada por pequenos pontos, logo, o processo de construção de objetos é consideravelmente demorado, chegando a 12 horas para modelos odontológicos com camadas de impressão fina (LIU; LEU; SCHMITT, 2006). Em contrapartida, o "efeito de escada" é significantemente reduzido (DAWOOD et al., 2015). Na impressão por DLP, um projetor de luz e um micro espelho digital posicionados na base inferior controlam, de forma seletiva, a projeção de luz que promove a polimerização de uma camada completa do objeto a cada comando (YOON et al., 2018). Após a materialização de objetos a partir de impressoras SLA e DLP, um pós-processamento se faz necessário com limpeza com álcool isopropílico (álcool 99%) para remover resíduos de resina e um ciclo de póspolimerização em forno de luz Ultravioleta (UV) é necessário para eliminar os monômeros residuais e aumentar a resistência da resina (DAWOOD et al., 2015).

As impressoras Multijet e Polyjet possuem um sistema similar às impressoras de tinta, onde pequenas porções de resina são depositadas pela haste superior móvel sobre a bandeja de construção (LEE et al., 2015). Simultaneamente, uma fonte de luz UV promove a polimerização de cada camada (MOLDOVAN et al., 2018). Nesse sistema, diferentes materiais podem ser utilizados em uma mesma impressão e não há necessidade de pós-polimerização, apenas lavagem com água (LEE et al., 2015).

A exatidão dos modelos obtidos por manufatura aditiva pode ser afetada por uma sequência de erros que são introduzidos em cada etapa necessária para sua materialização (LIACOURAS et al., 2015). A primeira etapa consiste na obtenção do modelo digital pelo escaneamento, seguido de segmentação, pós-processamento e armazenamento dessas informações na forma de um arquivo STL (GEORGE et al., 2017). Durante o escaneamento, a geometria do objeto a ser escaneado, experiência profissional e o tipo de escâner utilizado são fatores cruciais na qualidade desses modelos (JEON et al., 2014; LIM et al., 2018). Em seguida, as configurações de impressão como formato da base, espessura de cada camada e ângulo de impressão influenciam, não apenas a exatidão, mas também nas características superficiais dos modelos (ARNOLD et al., 2019; FAVERO et al., 2017). Camadas finas de impressão permitem a obtenção de superfícies com maior lisura e com riqueza de detalhes, repercutindo nas análises de exatidão (PATZELT et al., 2014b). Por fim, durante a impressão e pós-processamento, distorções podem ocorrer pela contração de polimerização que as resinas são susceptíveis (ALGHAZZAWI, 2016). A contração da resina durante o pós-processamento tem impacto, especialmente, nas dimensões dos modelos no eixo Z (altura do modelo) (KEATING et al., 2008).

Para dentistas e técnicos em prótese dentária, a escolha de adotar modelos obtidos por manufatura aditiva na prática diária depende da escolha da combinação de equipamentos e materiais, levando em consideração fatores como custo, tempo, lisura da superfície, precisão dimensional e resultados clínicos. Inicialmente, um investimento em impressora, equipamentos, programas, treinamento e matérias-primas se fazem necessário. Felizmente o retorno do investimento é alcançado, uma vez que uma única impressora permite a fabricação de uma ampla gama de dispositivos odontológicos personalizados (modelos de estudo e trabalho, próteses fixas e removíveis, próteses totais e parciais, guias cirúrgicos, moldeiras personalizadas, aparelhos ortodônticos, placas oclusais, guias de preparo dental, padrões calcináveis, dentre outros) (REVILLA-LEÓN; ÖZCAN, 2019). Além disso, muitos objetos podem ser fabricados simultaneamente, permitindo produção em larga escala e reduzido tempo de produção.

2.5 Métodos para avaliar a exatidão de modelos odontológicos

Medidas lineares tem sido amplamente utilizada para avaliar a exatidão de modelos odontológicos de gesso (CAPUTI; VARVARA, 2008; FARIA et al., 2009; VITTI et al., 2017) e modelos obtidos por manufatura aditiva (CHOI et al., 2002; KEATING et al., 2008; TANCU et al., 2019). Entretanto, devido a irregularidade e complexidade da superfície dos elementos dentais, essa metodologia é limitada a um determinado número de regiões analisadas e a discrepância 3D em toda a superfície do modelo não pode ser avaliada (ENDER; MEHL, 2015). Dessa forma, programas de engenharia reversa foram introduzidos como uma alternativa às técnicas analógicas, onde dois arquivos STL são alinhados e a discrepância dimensional entre as superfícies é calculada (ENDER; MEHL, 2013; LUTHARDT; KU, 2003). Devido a automatização dos procedimentos de alinhamento e cálculo da

discrepância, as comparações 3D apresentam menor chance de incorporação de viés por erro de medições manuais (JIN et al., 2019; ZHANG et al., 2019). Os resultados podem ser apresentados de forma qualitativa por mapas coloridos, demonstrando a intensidade da discrepância positiva ou negativa em toda a superfície analisada (ENDER; MEHL, 2013). Na análise quantitativa, o principal parâmetro utilizado é o RMS, determinado pela seguinte equação:

$$\sqrt{\frac{\sum_{i=1}^{n} (P_i - O_i)^2}{n}}$$

Onde "Pi" é o ponto espacial no modelo de referência, "Oi" é o mesmo ponto espacial no modelo experimental e "n" é o número total de pontos. O RMS representa a discrepância média, calculado pelas distâncias entre os pontos que compõem as superfícies analisadas. Quanto menor for o RMS, maior a semelhança entre os objetos comparados (ISO INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2015).

2.6 Modelos para prótese fixa obtidos por manufatura aditiva

Em uma recente revisão sistemática de estudos avaliando a exatidão de modelos obtidos por manufatura aditiva para PPF suportada por dente, em comparação com modelo de gesso, foram incluídos oito estudo *in vitro* onde os autores concluíram que o fluxo digtal (escaneamento e manufatura aditiva) permite a obtenção de modelos com exatidão semelhante ao fluxo analógico (moldagem analógica e modelagem com gesso), estando dentro da faixa clinicamente aceitável (<120 µm) (PARIZE et al., 2021). Na maior parte dos estudos, os grupos controle foram obtidos a partir de moldagens com silicone de adição com moldeira individual e subsequentemente vertido gesso do tipo IV de baixa taxa de expansão (<0,10%). Modelos obtidos por manufatura aditiva, por sua vez, contaram com diferentes escâner intraorais e tecnologias de impressão, em especial SLA, DLP e Polyjet. Apenas um estudo encontrou diferença significativa na largura de modelos SLA (SERAG et al., 2018) e outro não encontrou diferença com modelos DLP (MAHROUS; ABOULMAGD, 2018). Ainda, outro estudo não encontrou diferença na

exatidão de modelos de gesso e SLA nas paredes axiais e região de término cervical em preparos para coroa total (CHO et al., 2015).

Cho et al., 2015 avaliaram a exatidão de modelos SLA e modelos de gesso obtidos a partir de manequim odontológico contendo preparo para duas PPF de três elementos cada e um preparo para coroa unitária. Arquivos STL foram obtidos por escâner intraoral Lava (3M ESPE, Alemanha) e o ângulo de impressão, espessura de camada e marca da impressora não foram reportados. Um escâner industrial (Flex 3A; Otto Vision Technology) foi utilizado pra obtenção dos arquivos STL dos modelos dos grupos experimentais para análise da exatidão. Não houve diferença significativa entre modelos SLA e modelos de gesso para PPF de três elementos ou coroa unitária e nas paredes axiais e região de término cervical em preparos para coroa total. Entretanto, quando analisado o modelo completo, a veracidade e precisão foi superior para modelos de gesso (CHO et al., 2015).

Hoffman; Cho e Bansal 2017 compararam as distâncias interproximais de modelos de gesso e SLA não seccionados e troquelizados obtidos a partir de manequim odontológico contendo preparo para PPF de três elementos e coroa unitária. Os arquivos STL foram obtidos a partir de escâner intraoral (Lava COS; 3M ESPE) e o ângulo de impressão, espessura de camada e marca da impressora não foram reportados. Um escâner extraoral (D8100; 3Shape) foi utilizado para obtenção dos arquivos STL para análise das distâncias interproximais. A dispersão do grupo de preparo unitário foi 31,2 \pm 24,5 μ m para modelos de gesso e 261,0 \pm 116,1 μ m para modelos SLA, enquanto o valor para o grupo PPF foi 46,0 ± 35,0 µm para modelos de gesso e 292,8 ± 216,6 µm para modelos SLA. Tanto para a preparo unitário, quanto para os grupos PPF, houve diferenças significativas nas distâncias interproximais entre os modelos SLA e modelos de gesso (p<0,001). Além disso, as modelos comparações de modelos troquelizados com não seccionados demonstraram que houve diferenças significativas entre as distâncias interproximais entre modelos SLA troquelizados, sendo superiores às medidas dos modelos SLA sólidos para o grupo PPF (p<0,001). Os autores ressaltaram que a contração de polimerização no sentido horizontal, que os modelos obtidos por manufatura aditiva estão propensos, foi apontada como possível fonte de variação nas distâncias interproximais, enquanto para os modelos de gesso, a taxa de expansão do gesso pode ter sido um fator decisivo (HOFFMAN; CHO; BANSAL, 2017).

Al-Imam et al., 2018 avaliaram a exatidão de modelos de gesso e SLA obtidos a partir de manequim odontológico contendo preparo para PPF de cinco elementos com dois dentes pilares. Previamente à realização do estudo, um escâner industrial (ATOS III; GOM) foi utilizado para validar a exatidão do escâner extraoral (Q800; 3Shape) utilizado para obter os arquivos digitais para análise da veracidade e precisão dos grupos experimentais. Os arquivos STL obtidos a partir de escâner intraoral (TRIOS; 3Shape) foram enviados a duas impressoras SLA, Dreve Dentamid (Alemanha) e Scanbiz (Dinamarca), com diferente espessura de camada, 32 e 50 um, respectivamente. Para análise da exatidão, os valores nominais máximo e mínimo foram definidos em ± 50 µm. A veracidade dos modelos de gesso foi superior que Dreve (p<0,01) e Scanbiz (p<0,001). Na comparação da veracidade entre os dois grupos SLA, Dreve apresentou melhores resultados do que Scanbiz (p<0,001). Os modelos de gesso também apresentaram precisão superior e, quando comparado os modelos obtidos por manufatura aditiva, diferença significativa foi encontrada entre os modelos SLA, com melhores resultados para os modelos Scanbiz. Os autores atribuíram a diferença entre os grupos SLA como resultado do processo de manufatura, em especial, às diferentes espessuras de camada utilizadas. Menor espessura de camada tem sido relacionada com obtenção de superfícies lisas, com riqueza de detalhes impactando na exatidão (PATZELT et al., 2014b). Contudo, o grupo com menor espessura, apresentou exatidão inferior. Os autores ressaltaram que o processo de pós-cura pode ter influenciado e que desconheciam o ângulo de impressão utilizado (AL-IMAM et al., 2018).

Igai, 2019 avaliou a exatidão de modelos de gesso, SLA e DLP obtidos a partir de um manequim contendo diferentes tipos de preparos dentais para próteses fixas. Foram utilizados dois escâner intraorais, Trios Pod Colors (3Shape) e CEREC Omnican (Dentsply Sirona). Os arquivos STL foram enviados à impressoras DLP (3D Miicraft 125 series, Minicraft, EUA), com espessura de camada de 5 µm e impressora Polyjet (Eden 500V, Stratasys, EUA) com espessura de camada de 16 µm. O ângulo de impressão foi de 0º para ambas as impressoras. A análise da exatidão foi realizada por meio de leitura de medidas lineares realizada com um microscópio óptico (Quick Scope, Mitutoyo, Japão). O tipo de impressora foi o fator que mais influenciou a exatidão dos modelos, seguido pelo local das medições e tipo de escâner intraoral. A lisura superficial e a tecnologia de manufatura aditiva

influenciaram a exatidão dos modelos DLP e Polyjet, que apresentaram veracidade e precisão menores do que os modelos de gesso (IGAI, 2019).

Mahrous e Aboulmag, 2018 analisaram a exatidão de modelos de gesso e DLP para PPF de três elementos utilizando manequim odontológico. Os arquivos STL foram obtidos a partir de escâner extraoral (Open Technologies 3D scanner) e foram enviados para impressão DLP (Dent2; Mogassam, Egito) com 25 µm de espessura de camada. Não foi encontrado diferença significativa na exatidão entre os grupos experimentais. A discrepância positiva na região de parede axial vestibular e término cervical vestibular dos preparos de modelos de gesso foi relacionada com a taxa de expansão do gesso utilizado (<0,08%). Nos modelos DLP, discrepâncias estavam concentradas nas superfícies oclusais e término cervical dos preparos, corroborando com estudos que apontam que o processo de escaneamento é prejudicado frente às superfícies curvadas. Os autores ressaltaram a necessidade de mais estudos avaliando diferentes preparos dentais, em combinação com diferentes tecnologias de impressão e resinas (MAHROUS; ABOULMAGD, 2018).

Park e Shin 2018 avaliaram a exatidão de modelos DLP, Polyjet e de gesso obtidos a partir de um modelo com formato cilíndrico cônico com dimensões conhecidas e fresado a partir de um bloco de polietercetona cetona (PEEK). Um escâner de laboratório (5 Series; Dental Wings) foi utilizado para obter os arquivos STL tanto para manufatura dos modelos, quanto para análise da exatidão. Foram utilizadas uma impressora Polyjet (Objet Eden 260V, Stratasys) e duas DLP (ProMaker D35, Prodways, França e LC- 3Dprint, NexDent, Holanda) que apresentaram diferentes fontes de luz de polimerização (UV e UV-LEDs). Os modelos de gesso apresentaram menor discrepância volumétrica do que os modelos obtidos por manufatura aditiva. Diferenças significativas (p<0,05) foram encontradas entre os diferentes tipos de impressoras, onde a impressora DLP com fonte de luz UV exibiu maior exatidão. Na análise da distribuição das discrepâncias, observou-se um padrão semelhante entre as impressoras utilizadas, com discrepâncias positivas na região de término cervical. Os autores ressaltaram que, devido aos futuros avanços das tecnologias de impressão, modelos com maior exatidão devem ser obtidos e futuros estudos devem avaliar modelos contendo múltiplos preparos dentais (PARK; SHIN, 2018).

Serag et al., 2018 compararam a exatidão de modelos SLA (3M ESPE), de gesso e modelos fresados obtidos a partir de preparos com formato cilíndrico cônico. Os arquivos STL para o grupo de modelo fresado foi obtido a partir de escâner intraoral (iTero, Align Technology, EUA) e para o grupo SLA, a partir do escâner intraoral Lava C.O.S (3M ESPE). Uma máquina de medir coordenadas (Olympus America, EUA) foi utilizada como escâner de referência para análise da exatidão. As configurações de impressão não foram reportadas. Diferença significativa entre os grupos experimentais foi observada apenas no aumento da largura dos modelos SLA. A necessidade de aplicação de spray para escaneamento com o escâner Lava C.O.S foi apontada como uma possível fonte para as discrepâncias observadas. Por fim, os autores concluíram que modelos de gesso, SLA e fresados apresentam exatidão similar, dentro do limite clinicamente aceito (SERAG et al., 2018).

Sim et al., 2019 compararam a exatidão de modelos digitais, DLP e modelos de gesso obtidos a partir de manequim odontológico contendo preparo total para prótese unitária, inlay e PPF de três elementos. Um escâner intraoral (CS3500; Carestream Dental, EUA) foi utilizado para obtenção dos arquivos STL do grupo de modelo digital e DLP. Para obtenção dos arguivos de referência para análise da exatidão, um escâner industrial (Comet L3D; Carl Zeiss, Alemanha) foi utilizado. Modelos DLP (3Dent; EnvisionTEC, Alemanha) e modelos de gesso apresentaram diferença significativa de exatidão para preparo de coroa unitária e inlay (p<0,001) e não apresentaram diferença para preparo de PPF de três elementos. Não houve diferença significativa entre os três tipos de preparo dental para o grupo de modelo digital (p>0,05). No grupo de DLP, o preparo de PPF apresentou menor exatidão (p>0,05). Os autores atribuíram as discrepâncias observadas no grupo DLP como resultado da espessura da camada de impressão (50 µm) e por contração no processo de pós cura. Os autores ressaltaram a necessidade de estudos avaliando a exatidão de modelos de PPF com amplo espaço protético, como hemi arco ou arco completo (SIM et al., 2019).

Choi et al., 2019 avaliaram a exatidão de modelos SLA (ZENITH U, Dentis, EUA), DLP (DIO PROBO, DIO, Coréia), modelos de gesso e modelos fresados obtidos a partir de manequim odontológico com preparos para inlay, coroa unitária e PPF de três elementos. A espessura da camada de impressão foi a mesma, 50 µm, para os dois tipos de impressora e os arquivos STL foram obtidos a partir do escâner intraoral TRIOS 3 (3Shape). Um escâner extraoral (Dentica Blue; Medit, Coréia) foi

utilizado para escaneamento dos modelos dos diferentes grupos experimentais para análise da exatidão. Modelos de gesso apresentaram melhores resultados de exatidão para arco completo de preparos dentais (p>0,05). Independentemente do tipo de preparo dental, o valor RMS dos modelos de gesso foi menor do que dos modelos obtidos por manufatura aditiva (p<0,05). Discrepâncias positivas e negativas no terço incisal e face oclusal dos preparos dentais foi relacionado aos procedimentos de pós cura dos modelos obtidos por manufatura aditiva. Os autores ressaltaram que a falta de variáveis do processo de manufatura aditiva, como parâmetros e condições ambientais para impressão, assim como diferentes resinas e diferentes situações clínicas devem ser abordadas em futuros estudos (CHOI et al., 2019).

As discrepâncias em modelos obtidos por manufatura aditiva foram relatadas principalmente na região posterior (CHOI et al., 2019; SIM et al., 2019). Isso pode estar associado a erros no processo de formação dos arquivos STL a partir de escâner intraoral (ENDER; MEHL, 2015; PATZELT et al., 2014a; TREESH et al., 2018). A contração de polimerização da resina também pode contribuir para as discrepâncias na região posterior e tem sido relacionado ao processo de pósprocessamento necessário nas impressões SLA e DLP (PATZELT et al., 2014b; SIM et al., 2019). Esta etapa é alcançada enxaguando o modelo em um determinado solvente, secando e colocando em forno de luz UV para polimerizar os monômeros não reagidos ou parcialmente reagidos, aumentando as propriedades mecânicas do modelo (ABDUO; LYONS; BENNAMOUN, 2014; PATZELT et al., 2014b). Foi relatado que a inclusão de uma barra transversal conectando as regiões posteriores dos modelos SLA em forma de ferradura evitou efetivamente as discrepâncias na região posterior (CAMARDELLA; DE VASCONCELLOS VILELLA; BREUNING, 2017). Por outro lado, os modelos de Polyjet, Multijet e Colorjet não requerem pósprocessamento em forno de luz UV, portanto, a exatidão não é influenciada pela contração de polimerização. A maioria dos estudos avaliando a exatidão de modelos de gesso e obtidos por manufatura aditiva para PPF obteve modelos com base em forma de ferradura sem uma barra transversal posterior (CHOI et al., 2019; HOFFMAN; CHO; BANSAL, 2017), ou não relataram o formato dos modelos (AL-IMAM et al., 2018; CHO et al., 2015; SIM et al., 2019).

Atualmente, o processo de manufatura aditiva para modelos de prótese fixa ainda não se encontra totalmente esclarecido e são constantes os avanços em equipamentos e materiais (PARIZE et al., 2021). Adicionalmente, não há consenso na literatura quanto qual tecnologia de manufatura aditiva apresenta melhor exatidão para modelos odontológicos. Desta forma, as novas soluções devem ser analisadas, em comparação com métodos convencionais, para validar o seu emprego na rotina clínica

3. Proposição

3 PROPOSIÇÃO

3.1 Objetivo geral

Este estudo tem como objetivo avaliar a exatidão de modelos odontológicos contendo elementos dentais artificiais íntegros e com preparo de coroa total e faceta obtidos por escaneamento intraoral, impressão com processamento digital da luz (DLP) e jateamento de material (Polyjet), em comparação com modelos de gesso obtidos por moldagem com silicone de adição e modelagem com gesso tipo IV.

3.2 Objetivos específicos

- Avaliar a veracidade dos modelos dos grupos experimentais.
- o Avaliar a precisão dos modelos dos grupos experimentais.

3.3 Hipótese nula

A hipótese nula é de que não exista diferença na exatidão (veracidade e precisão) entre modelos obtidos por DLP, JPL e modelos de gesso..

4. Material e Método

4 MATERIAL E MÉTODO

4.1 Delineamento experimental

Para a realização do presente estudo, foi utilizado o seguinte delineamento experimental (Figura 2).





Fonte: autoria própria.

4.2 Delineamento amostral

O tamanho amostral foi calculado com base em estudo piloto (n = 3) utilizando o programa Minitab (Minitab GmbH, Alemanha). Considerando um poder estatístico de 80% e um nível de significância de 0,05, seis modelos (n = 6) para cada grupo foram necessários para detectar uma diferença média entre os grupos de 30 \pm 5 RMS.

4.3 Obtenção do modelo mestre

O modelo mestre consistiu em um manequim odontológico (P-Oclusal, São Paulo, SP, Brasil) maxilar contendo elementos dentais artificiais íntegros (sem preparo) e com preparos padronizados pelo fabricante para coroa total nos elementos 21, 25 e 26 e preparo para faceta no elemento 11 (Figura 3).

Figura 3 – Modelo mestre. (A) Vista frontal da arcada completa. (B) Vista incisal dos elementos 11 e 21. (C) Vista oclusal da arcada completa. (D) Vista oclusal dos elementos 25 e 26



Fonte: autoria própria.

4.4 Obtenção do modelo mestre digital

Com o objetivo de realizar o afastamento mecânico do silicone flexível que compõe o tecido gengival artificial, o fio retrator Ultrapack nº 3 (Ultradent, Indaiatuba, São Paulo, Brasil) foi inserido nos elementos 11, 21, 25 e 26 (Figura 4). Com o objetivo de padronizar a refração da luz do escâner, uma camada de revelador para escaneamento SKD-S2 (Smart Dent, São Carlos, São Paulo, Brasil) foi aplicado sobre modelo mestre. Em seguida, o escâner extraoral inEosX5 (Dentsply Sirona, Alemanha) foi utilizado com a função de escaneamento de alta definição (HDR) para

obter o modelo mestre digital (MMD), que serviu de referência para as análises quantitativas e qualitativas da veracidade de cada grupo experimental (Figura 5). Adicionalmente, os elementos 11, 21, 25 e 26 foram escaneados separadamente, para obter alta definição dos preparos e término cervical (Figura 5).



Figura 4 – Afastamento gengival com fio retrator

Fonte: autoria própria.

Figura 5 – Escaneamento do modelo mestre com escâner extraoral inEosX5 (Dentsply Sirona) com revelador para escaneamento aplicado sobre o modelo mestre e preparos dentais



Fonte: autoria própria.

4.5 Obtenção dos grupos experimentais

4.5.1 Confecção da moldeira individual

O modelo mestre serviu de referência para confecção das moldeiras individuais. Para padronizar a espessura de material de moldagem, duas lâminas de cera rosa 7 (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., São Paulo, São Paulo, Brasil) foram levemente plastificadas com chama de lamparina, unidas e adaptadas sobre a área a ser moldada (dentes, palato e região correspondente à gengiva inserida). Um lençol de resina acrílica autopolimerizável JET (Artigos Odontológicos Clássico Ltda) de espessura uniforme foi confeccionado utilizando duas placas de vidro, papel filme e um espaçador de 2 mm de espessura. O lençol foi adaptado sobre o modelo mestre com o alívio de cera e um cabo de acrílico foi adicionado na região correspondente aos incisivos centrais. Um sistema de encaixe padronizado foi obtido com extensão do acrílico da moldeira em três pontos, um anterior e dois posteriores (Figura 6). Após a polimerização da resina acrílica, excessos foram removidos com fresa e um acabamento foi realizado com tiras de lixa (Figura 6).

Figura 6 – (A) modelo mestre com alívio aplicado na região de interesse. (B e C) Moldeira finalizada com sistema encaixe padronizado



Fonte: autoria própria.

4.5.2 Técnica de moldagem e confecção dos modelos de gesso

Com o objetivo de realizar o afastamento mecânico do silicone flexível, que compõe o tecido gengival artificial, o fio retrator Ultrapack nº 3 (Ultradent, Indaiatuba, São Paulo, Brasil) foi inserido nos elementos 11, 21, 25 e 26. Sobre a moldeira individual foi aplicado o adesivo para moldeira VPS Tray Adhesive (3M ESPE, Neuss, Alemanha) e aguardou-se o tempo de 3 minutos. A moldagem foi realizada

com os silicones de adição Express XT de baixa viscosidade (3M ESPE), utilizando a técnica de dupla impressão (Figura 7). Após a polimerização do silicone (3:30 minutos), o molde foi sacado do modelo mestre e um redutor de tensão superficial Anti-Bolha Lysanda (Lysanda Produtos Odontológicos, São Paulo, Brasil) foi borrifado três vezes sobre o molde e a modelagem foi realizada com gesso tipo IV FujiRock (GC America, Chicago, EUA). A espatulação do gesso foi realizada na proporção de 20 ml/100g a 80% de vácuo por 45 segundos a 300 rpm (Twister, Renfert, Hilzingen, Alemanha) (Figura 7). Após a cristalização do gesso (45 minutos) o modelo foi sacado do molde (Figura 8). Foram realizadas 6 moldagens e modelagens pelo mesmo operador.

Figura 7 – (A) Posicionamento de plástico filme. (B) Primeiro passo da moldagem com silicone denso (C e D). Segundo passo da moldagem com silicone leve. (E) Adaptação do molde sobre o modelo mestre no sistema de encaixe. (F) Molde obtido. (G) Espatulador a vácuo. (H) Gesso sendo vertido sobre o molde



Fonte: autoria própria.

Figura 8 – Modelo de gesso. (A) Vista frontal. (B) Vista incisal dos elementos 11 e 21. (C) Vista oclusal. (D) Vista oclusal dos elementos 25 e 26



Fonte: autoria própria.

4.5.3 Técnica de escaneamento e confecção dos modelos impressos

Com o objetivo de realizar o afastamento mecânico do silicone flexível, que compõe o tecido gengival artificial, o fio retrator Ultrapack nº 3 (Ultradent, Indaiatuba, São Paulo, Brasil) foi inserido nos elementos 11, 21, 25 e 26. Foram realizados 6 escaneamentos do modelo mestre com o escâner intraoral Trios 3 (3Shape, Copenhague, Dinamarca) por um operador devidamente treinado pelo fabricante (Figuras 9 e 10).

Figura 9 – Escâner intraoral TRIOS (3Shape)



Fonte: 3shape.com

Figura 10 – Padrão de escaneamento utilizado. (1) oclusal lado esquerdo até oclusal lado direito. (2) palatal lado direito até o lado esquerdo. (3) vestibular lado esquerdo até linha média. (4) vestibular lado direito até linha média



Fonte: autoria própria.

O grupo MD foi composto pelos arquivos STL resultantes desses escaneamentos. Em seguida, esses arquivos foram importados no programa Autodesk Meshmixer (Autodesk Inc., EUA) onde os modelos virtuais foram preparados para impressão com parede de 2 mm de espessura e base em forma de ferradura com uma barra transversal na região posterior de 3 mm de diâmetro (CAMARDELLA; DE VASCONCELLOS VILELLA; BREUNING, 2017) (Figura 11).

Os modelos do grupo DLP foram obtidos a partir da impressora Flashforge The Hunter (Flashforge, Califórnia, EUA) com a resina Hórus (Astro Science do Brasil Pesquisa e Desenvolvimento S.A., Uberaba, Minas Gerais, Brasil), resolução de impressão nos eixos X e y de 62,5 µm e 25 µm no eixo Z, ângulo de impressão de 30° e tempo de manufatura de 5 horas e 47 minutos (Figuras 12 e 13). O pósprocessamento dos modelos se deu por inserção em álcool 70% e limpeza com pincel macio para remoção da película de resina não polimerizada. Em seguida, os modelos foram posicionados em uma câmera de pós cura Prusa CW1 (Prusa Research, Praga, República Tcheca) por 10 minutos com emissão de luz UV a 405 nanômetros de comprimento de onda (Figuras 13 e 14).

O grupo PLJ foi obtido a partir da impressora Eden 500V (Stratasys, Mineápolis, EUA), com a resina VeroGlaze MED620 (Stratasys), resolução de impressão nos eixos X e y de 42 µm e 16 µm no eixo Z, ângulo de impressão de 30º

e tempo de manufatura de 7 horas e 7 minutos. (Figuras 12 e 13). Após a materialização, os modelos foram limpos com enxágue em água pressurizada e secagem ao ar livre. (Figuras 13 e 15).

Uma vez obtidos, os modelos dos grupos DLP e PLJ foram armazenados em caixa de isopor, para proteção de variações de temperatura e incidência de luminosidade, até a etapa de escaneamento que se deu em até 7 dias.

Figura 11 – Modelo preparado para impressão. (A) Vista frontal. (B) Vista oclusal. (C) Vista inferior. (D) Inclinação de 30º de ângulo de construção



Fonte: autoria própria.



Figura 12 – (A) Impressora The Hunter (FlashForge). (B) Impressora Eden 500 V (Stratasys).

Fonte: done3d.com; stratasys.com.

Figura 13 – Manufatura dos grupos DLP e PLJ. (A e B) Grupo DLP após a materialização. (C) Grupo DLP na câmara de pós-cura. (D e E) Grupo PLJ após a materialização



Fonte: autoria própria.

Figura 14 – Modelos DLP pós-processados. (A) Vista frontal. (B) Vista incisal dos elementos 11 e 21. (C) Vista oclusal. (D) Vista oclusal dos elementos 25 e 26



Fonte: autoria própria.

Figura 15 – Modelos PLJ pós-processados. (A) Vista frontal. (B) Vista incisal dos elementos 11 e 21. (C) Vista oclusal. (D) Vista oclusal dos elementos 25 e 26



4.6 Escaneamento dos grupos experimentais

Uma vez obtidos os grupos experimentais MG, DLP e PLJ, os modelos foram escaneados com o escâner extraoral inEosX5 (Dentsply Sirona) (ENDER; ZIMMERMANN; MEHL, 2019) utilizando a função de escaneamento de alta definição (HDR). Em seguida, os arquivos STL resultante desses escaneamentos, juntamente com o grupo MD, foram importados no programa Geomagic Control X 2018 (3D Systems) e foram alinhados ao MMD, para padronização da orientação 3D. Em seguida, os mesmos arquivos foram importados no programa Autodesk Meshmixer (Autodesk Inc., Califórnia, EUA), onde as regiões excedentes aos elementos dentais foram removidas, e assim, foram obtidos 5 novos arquivos STL de cada modelo: modelo contendo todos os elementos dentais (arcada completa); preparos para coroa total dos elementos 21, 25 e 26 e preparo para faceta do elemento 11 (Figuras 16 e 17) (SIM et al., 2019).

Figura 16 – Vista lateral direita, frontal, lateral esquerda e oclusal antes e após o recorte das regiões excedentes aos elementos dentais



Fonte: autoria própria.



Figura 17 – Vista vestibular, incisal/oclusal e mesiodistal dos elementos 11, 21, 25 e 26 após o recorte das regiões excedentes aos elementos dentais

Fonte: autoria própria.

4.7 Análise quantitativa da veracidade e precisão

Para a análise quantitativa da veracidade, os arquivos STL dos grupos experimentais MG, MD, DLP e PLJ foram importados no programa Geomagic Control X 2018 (3D Systems, EUA) e alinhados ao MMD pela ferramenta de "alinhamento de melhor ajuste" (Figura 18). Em seguida, a discrepância foi determinada pelo cálculo do RMS. Dessa forma, foram obtidos a média dos valores, positivos e negativos, da discrepância entre o MMD e os modelos dos grupos experimentais.



Figura 18 – (A) Importação dos arquivos STL. (B) Alinhamento obtido a partir da ferramenta de "melhor ajuste"

Fonte: autoria própria.

A análise quantitativa da precisão foi obtida por comparações intragrupo, onde os modelos dos grupos experimentais comparados entre si, em seus respectivos grupos (n = 15). A discrepância entre os modelos foi determinada e apresentada da mesma forma descrita para análise quantitativa da veracidade.

4.8 Análise qualitativa da veracidade e precisão

A análise qualitativa da veracidade foi apresentada aos modelos com valores de RMS próximos à média do grupo na forma de um mapa colorido de 20 cores. Discrepâncias positivas, variando de amarelo ao vermelho, representam as regiões onde os modelos experimentais são maiores que o modelo mestre. Discrepâncias negativas, variando do azul claro ao azul escuro, representam as regiões onde os modelos experimentais são menores que o modelo mestre. A discrepância máxima a ser apontada pelo programa foi de \pm 100 µm com tolerância de \pm 10 µm (cor verde) (SIM et al., 2019) (Figura 19).



Figura 19 – Análise qualitativa por meio de mapa de 20 cores demonstrando a intensidade de discrepâncias

Fonte: autoria própria.

A análise qualitativa da precisão foi obtida por comparações intragrupo, onde os modelos dos grupos experimentais serão comparados entre si, em seus respectivos grupos (n = 15). A discrepância entre os modelos foi determinada e apresentada da mesma forma descrita para análise qualitativa da veracidade.

4.9 Análise estatística

A normalidade dos dados foi avaliada pelo teste de Shapiro-Wilk e a homogeneidade da variância pelo teste de Levene. Todos os grupos experimentais apresentaram distribuição normal. Na análise da veracidade do preparo do elemento 11, foi observado homogeneidade da variância, logo, o teste de ANOVA de 1 fator com pós teste de Tukey foi utilizado. As demais análises apresentaram heterocedasticidade, logo, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis com pós teste de Dunn. Foi utilizado o programa SPSS Versão 26 (IBM Corp. EUA) com nível de significância de 5%.

5. Resultados
5 RESULTADOS

5.1 Análise quantitativa da veracidade

		Média ± Desvio padrão (Mediana)	95% Intervalo de confiança (mínimo; máximo)
Arcada completa	MG	51,86 ± 3,88 (52,82) ^{ab}	47,79; 55,94 (45,80; 55,90)
	MD	50,58 ± 2,04 (49,95) ^a	48,43; 52,72 (48,40; 53,90)
	DLP	$78,41 \pm 7,66 (82,00)^{\circ}$	70,37; 86,45 (68,50; 85,80)
-	PLJ	$76,25 \pm 4,47 (75,45)^{bc}$	71,55; 80,94 (72,00; 83,90)
Preparo 11	MG	$29,88 \pm 4,23 (28,00)^{A}$	25,44; 34,32 (26,30; 36,00)
	MD	$25,63 \pm 1,37 (25,15)^{A}$	24,18; 27,07 (24,30; 28,00)
	DLP	$31,36 \pm 3,96 (30,85)^{A}$	27,20; 35,52 (27,00; 37,20)
	PLJ	$44,80 \pm 5,27 (45,25)^{B}$	39,26; 50,34 (37,80; 50,60)
Preparo 21	MG	22,83 ± 3,28 (22,50) ^a	19,38; 26,28 (18,40; 26,80)
	MD	20,26 ± 2,03 (20,10) ^a	18,12; 22,40 (17,90; 23,30)
	DLP	27,21 ± 5,37 (27,25) ^{ab}	21,57; 32,85 (20,70; 32,80)
	PLJ	$52,20 \pm 4,40 (53,30)^{b}$	47,57; 56,82 (45,50; 57,00)
Preparo 25	MG	25,01 ± 2,68 (25,40) ^{ab}	22,20; 27,83 (20,60; 27,70)
	MD	19,30 ± 0,36 (19,15) ^a	18,91; 19,68 (18,90; 19,80)
	DLP	24,43 ± 2,63 (24,65) ^{ab}	21,66; 27,20 (20,80; 27,90)
	PLJ	38,15 ± 4,98 (38,05) ^b	32,91; 43,38 (31,40; 44,90)
Preparo 26	MG	23,23 ± 2,82 (22,85) ^{ab}	20,26; 26,20 (19,60; 26,60)
	MD	17,50 ± 0,64 (17,20) ^a	16,82; 18,17 (16,90; 18,50)
	DLP	28,53 ± 5,12 (29,70) ^b	23,15; 33,90 (21,10; 33,60)
	PLJ	$29.83 \pm 1.13 (30.00)^{b}$	28.63: 31.02 (28.20: 31.50)

Tabela 1 – RMS da veracidade dos grupos experimentais (valores em µm)

Letras minúsculas diferentes nas colunas indicam diferença significante pelo teste Kruskal-Wallis com pós teste de Dunn (p<0,05); Letras maiúsculas diferentes nas colunas indicam diferença significante pelo teste ANOVA de 1 fator com pós teste de Tukey (p<0,05).



Figura 20 – RMS da veracidade dos grupos experimentais (valores em µm)

Para a veracidade da arcada completa, houve diferença significante entre os grupos (p=0,001). Os menores valores foram observados para o grupo MD, seguido do MG (sem diferença significante para MD p=1,000). MG apresentou valores significantemente menores que DLP (p=0,026), sem diferença significante para PLJ (p=0,054). Os grupos DLP e PLJ apresentaram valores significantemente maiores que MD (DLP p=0,007; PLJ p=0,015), sem diferença significante entre si (p=1,000).

Para o preparo do elemento 11, houve diferença significante entre os grupos (p=0,001). Os menores valores foram observados para os grupos MD, MG e DLP, sem diferença significante entre si. PLJ apresentou maiores valores, com diferença significante para todos os outros (p<0,001).

Para o preparo do elemento 21, houve diferença significante entre os grupos (p<0,001). Os maiores valores foram observados para o grupo PLJ, estatisticamente diferente de MD (p=0,001) e MG (p=0,017). DLP apresentou valores intermediários, sem diferença significante para os demais grupos (p>0.05).

Para o preparo do elemento 25, houve diferença significante entre os grupos (p<0,001). Os menores valores foram observados para os grupos MD, com diferença significante para PLJ (p<0,001). MG e DLP apresentaram valores intermediários, sem diferença significante para os demais grupos (p>0.05).

Para o preparo do elemento 26, houve diferença significante entre os grupos (p=0,001). MD apresentou valores significantemente menores que DLP (p=0,004) e PLJ (p=0,001). O grupo MG apresentou valores intermediários, sem diferença significante para os demais grupos (p>0.05).

5.2 Análise qualitativa da veracidade

A análise qualitativa da veracidade dos grupos experimentais se encontra nas Figuras 19 e 20.

Figura 21 - Análise qualitativa da veracidade da arcada completa dos grupos experimentais



Fonte: autoria própria.

Para a veracidade da arcada completa, os grupos MG e MD apresentaram padrão semelhante de discrepâncias, com predomínio de valores negativos na face vestibular e valores positivos na face oclusal. Os grupos DLP e PLJ apresentaram padrão semelhante de discrepâncias, com predomínio de discrepâncias intensas na região posterior para o grupo DLP e discrepâncias positivas na região anterior para o grupo PLJ.



Figura 22 – Análise qualitativa da veracidade dos preparos dos elementos 11, 21, 25 e 26 dos grupos experimentais

Fonte: autoria própria.

Para a veracidade do preparo do elemento 11, o grupo MD apresentou predomínio de discrepâncias dentro da faixa de ± 10 µm. Os grupos MG e DLP apresentaram padrão semelhante de discrepância entre si, com predomínio de discrepâncias em região de término cervical e interproximal. O grupo PLJ apresentou maiores discrepâncias na região de término cervical e interproximal.

Para a veracidade do preparo do elemento 21, os grupos MG, MD e DLP apresentaram um padrão semelhante de discrepância entre si, com predomínio de discrepâncias leves. O grupo PLJ apresentou maiores discrepâncias negativas na região de término cervical e positivas no terço cervical.

Para a veracidade do preparo do elemento 25, os grupos MG, MD e DLP apresentaram um padrão semelhante de discrepâncias entre si, com predomínio de discrepâncias negativas no término cervical e positivas na fase oclusal. O grupo PLJ apresentou predomínio de discrepâncias positivas no término cervical.

Para a veracidade do preparo do elemento 26, os grupos MG, MD, DLP e PLJ apresentaram um padrão semelhante de discrepâncias entre si, com predomínio de discrepâncias negativas e positivas leves e regiões dentro da faixa de \pm 10 µm.

5.3 Análise quantitativa da precisão

Tabela 2 – RMS da precisão dos grupos experimentais (valores em µm)

		Média ± Desvio padrão (Mediana)	95% Intervalo de confiança (mínimo; máximo)
	MG	45,60 ± 3,62 (45,40) ^b	43,59; 47,61 (37,60; 50,10)
Arcada	MD	28,86 ± 3,41 (29,20) ^a	26,97; 30,75 (21,70; 35,50)
completa	DLP	65,36 ± 11,73 (70,20) ^c	58,85; 71,86 (41,70; 78,80)
	PLJ	56,94 ± 9,36 (55,70) ^{bc}	51,75; 62,18 (40,20; 70,00)
	MG	17,60 ± 3,52 (18,00) ^b	15,65; 19,56 (11,70; 23,00)
Preparo	MD	9,73 ± 1,22 (9,60) ^a	9,05; 10,41 (8,10; 12,20)
11	DLP	$23,86 \pm 4,94 (22,30)^{c}$	21,12; 26,59 (18,10; 34,60)
	PLJ	19,62 ± 2,39 (19,10) ^{bc}	18,29; 20,95 (16,70; 23,40)
	MG	18,56 ± 2,43 (18,90) ^b	17,21; 19,90 (13,00; 23,40)
Preparo	MD	11,24 ± 1,93 (11,30) ^a	10,17; 12,31 (8,40; 14,10)
21	DLP	25,20 ± 1,74 (25,70) ^c	24,23; 26,16 (22,10; 27,70)
	PLJ	$23,00 \pm 4,02 (22,30)^{bc}$	20,77; 25,23 (18,10; 29,00)
	MG	13,95 ± 4,12 (13,30) ^{ab}	11,67; 16,23 (8,00; 21,40)
Preparo	MD	7,73 ± 0,56 (7,80) ^a	7,46; 8,08 (6,50; 8,60)
25	DLP	21,46 ± 3,23 (22,50) ^{bc}	19,67; 23,25 (16,30; 26,50)
	PLJ	$24,82 \pm 4,00 (24,00)^{c}$	22,60; 27,04 (18,40; 33,00)
	MG	20,66 ± 3,29 (20,40) ^b	18,83; 22,48 (14,10; 25,00)
Preparo	MD	7,14 ± 0,33 (7,10) ^a	6,96; 7,33 (6,70; 7,60)
26	DLP	20,89 ± 3,81 (21,80) ^b	18,78; 23,00 (13,00; 27,30)
	PLJ	23,20 ± 2,49 (23,10) ^b	21,82; 24,57 (19,70; 28,40)

Letras minúsculas diferentes nas colunas indicam diferença significante pelo teste Kruskal-Wallis com pós teste de Dunn (p<0,05).



Figura 23 – RMS da precisão dos grupos experimentais (valores em μ m)

Para a precisão da arcada completa, houve diferença significante entre os grupos (p<0,001). Os menores valores foram observados para o grupo MD, com diferença estatisticamente significante para os outros grupos (MG p=0,020, PLJ p<0,001, DLP p<0,001). MG apresentou valores estatisticamente menores que DLP (p=0,007). O grupo PLJ apresentou valores intermediários entre MG e DLP, sem diferença significante para estes grupos (p<0,05).

Para o preparo do elemento 11, houve diferença significante entre os grupos (p<0,001). Os menores valores foram observados para o grupo MD, com diferença estatisticamente significante para os outros grupos (MD p=0,003, PLJ p<0,001, DLP p<0,001). MG apresentou valores estatisticamente menores que DLP (p=0,039). O grupo PLJ apresentou valores intermediários entre MG e DLP, sem diferença significante para estes grupos (p<0,05).

Para o preparo do elemento 21, houve diferença significante entre os grupos (p<0,001). Os menores valores foram observados para o grupo MD, com diferença estatisticamente significante para os outros grupos (MD p=0,034, PLJ p<0,001, DLP p<0,001). MG apresentou valores estatisticamente menores que DLP (p=0,004). O grupo PLJ apresentou valores intermediários entre MG e DLP, sem diferença significante para estes grupos (p<0,05).

Para o preparo do elemento 25, houve diferença significante entre os grupos (p<0,001). Os menores valores foram observados para o grupo MD, com diferença estatisticamente significante para PLJ (p<0,001), DLP (p<0,001). MG apresentou valores estatisticamente menores que PLJ (p=0,001) e intermediários entre MD e DLP, sem diferença significante para estes grupos (p<0,05). DLP apresentou valores intermediários entre MG e PLJ, sem diferença significante para estes grupos (p<0,05).

Para o preparo do elemento 26, houve diferença significante entre os grupos (p<0,001). Os menores valores foram observados para o grupo MD, com diferença significante para MG (p<0,001), DLP (p<0,001) e PLJ (p<0,001).

5.4 Análise qualitativa da precisão

A análise qualitativa da precisão dos grupos experimentais se encontra nas Figuras 21 e 22.

Figura 24 – Análise qualitativa da precisão da arcada completa dos grupos experimentais



Fonte: autoria própria.

Para a precisão da arcada completa, o grupo MG apresentou predomínio de discrepâncias positivas na região anterior e negativas na região posterior. Regiões pontuais de discrepâncias positivas na face oclusal dos elementos posteriores também foram observadas. O grupo MD apresentou predomínio de discrepâncias dentro da faixa de ± 10 µm. O grupo DLP apresentou predomínio de discrepâncias positivas nas faces vestibulares e discrepâncias intensas positivas e negativas na região posterior. O grupo PLJ apresentou um padrão semelhante de discrepâncias observada no grupo DLP, com menor intensidade na região posterior e maior intensidade nos incisivos centrais.



Figura 25 – Análise qualitativa da precisão dos preparos dos elementos 11, 21, 25 e 26 dos grupos experimentais

Fonte: autoria própria.

Para a precisão do preparo do elemento 11, os grupos MG, MD e PLJ apresentaram um padrão semelhante de discrepância entre si, com predomínio de regiões dentro da faixa de \pm 10 µm. O grupo DLP apresentou maiores discrepância positivas no centro da face vestibular e negativas nas faces interproximais.

Para a precisão do preparo do elemento 21, os grupos MG e MD apresentaram um padrão semelhante de discrepância entre si, com predomínio na faixa de \pm 10 µm. Os grupos DLP e PLJ apresentaram um padrão semelhante de discrepância entre si, com predomínio de discrepâncias positivas e negativas em região de término cervical.

Para a precisão do preparo do elemento 25, os grupos MG e MD apresentaram um padrão semelhante de discrepância entre si, com predomínio de regiões dentro da faixa de \pm 10 µm. Os grupos DLP e PLJ apresentaram um padrão semelhante de discrepância entre si, com predomínio de discrepâncias negativas em região de término cervical e face oclusal.

Para a precisão do preparo do elemento 26, o grupo MD apresentou predomínio de discrepâncias na faixa de \pm 10 µm. O grupo MG apresentou predomínio de discrepâncias positivas em região de término cervical. Os grupos DLP e PLJ apresentaram um padrão semelhante de discrepância entre si, com discrepâncias positivas e negativas leves e regiões dentro da faixa de \pm 10 µm.

6. Discussão

6 DISCUSSÃO

No presente estudo, foi observado diferença significativa na veracidade e precisão de modelos odontológicos contendo elementos dentais artificiais íntegros e com preparo de coroa total e faceta, obtidos por moldagem digital, impressão com DLP e Polyjet e moldagem analógica. Desta forma, foi rejeitado a hipótese nula testada. Todavia, os valores de discrepância se enquadraram dentro da faixa aceita clinicamente de <120 µm.

MG e MD apresentam os melhores valores de veracidade, enquanto DLP e PLJ apresentaram resultados inferiores e semelhantes entre si, tanto para análise de arcada completa, quanto para preparos dentais. Observou-se também que o grupo MD apresentou superior precisão, quando comparado a MG, DLP e PLJ, tanto para análise de arcada completa, quanto para preparos dentais.

Na análise quantitativa da veracidade da arca completa, os menores valores foram observados para MG (51,86 ± 3,88 µm) e MD (50,58 ± 2,04 µm), que não apresentaram diferença significativa entre si. Os grupos DLP (78,41 ± 7,66 µm) e PLJ (76,25 ± 4,47 µm) apresentaram valores significantemente maiores que MD. Resultados semelhantes foram reportados por Sim et al., 2018, onde modelos de gesso (28,49 ± 1,74 µm) e modelos digitais (28,09 ± 2,11 µm) não apresentaram diferença significativa. No mesmo estudo, modelos DLP apresentaram valores significativamente maiores (55,16 ± 2,70 µm).

Na análise quantitativa da veracidade dos preparos dentais, os menores valores para o preparo do elemento 26 foram observados para os grupos MD (17,50 \pm 0,64 µm) e MG (23,23 \pm 2,82 µm), que não apresentaram diferença significativa entre si. Os grupos DLP (28,53 \pm 5,12 µm) e PLJ (29,83 \pm 1,13 µm) apresentaram valores significantemente maiores que MD, sem diferença significante entre si. Sim et al., 2018 reportaram resultados semelhantes, onde modelos de gesso (17,70 \pm 1,3 µm), modelos digitais (13,98 \pm 1,87 µm) e DLP (46,93 \pm 2,28 µm) de preparos para coroa total do elemento 16 apresentaram diferença significativa. Quando avaliado o preparo para coroa total do elemento 11, o presente estudo não encontrou diferença significativa entre MG (29,88 \pm 4,23 µm), MD (25,63 \pm 1,37 µm) e DLP (31,36 \pm 3,96 µm).

Na análise qualitativa da veracidade da arcada completa, um número reduzido de regiões com discrepâncias de valores críticos (± 100 µm) foram

observadas para os grupos MG e MD, enquanto nos grupos DLP e PLJ, algumas regiões foram evidenciadas na região posterior e anterior, respectivamente. O predomínio de discrepâncias na região posterior está de acordo com Gao et al., 2021, que reportaram este fenômeno em modelos digitais, assim como Choi et al., 2019 e Sim et al., 2018 que reportaram com modelos DLP. Quando avaliado os preparos dentais individualmente, no presente estudo, foram evidenciadas as regiões dentro da faixa de ± 10 µm para todos os grupos experimentais e limitadas regiões com discrepâncias de ± 100 µm para os preparos dos elementos 11, 21 e 25 do grupo PLJ. Estes resultados estão de acordo com Sim et al., 2018 que reportaram modelos de gesso e digitais com predomínio de regiões dentro da faixa de ± 10 µm. Modelos DLP, por sua vez, apresentaram um predomínio de discrepâncias negativas, enquanto que no presente estudo, houve predomínio de discrepâncias positivas de ± 50 µm. No estudo de Choi et al., 2019, modelos de gesso apresentaram padrão semelhante de discrepâncias, com predomínio de regiões dentro da faixa de ± 10 µm, enquanto os modelos DLP apresentaram predomínio de discrepâncias de ± 100 µm.

Na análise quantitativa da precisão, os menores valores foram observados para o grupo MD, com diferença significativa para os demais grupos, quando avaliado a arcada completa e preparos dos elementos 11, 21 e 26. Estes resultados estão de acordo com Gao et al., 2021, que reportaram modelos digitais com valores significantemente menores que modelos de gesso (GAO et al., 2021). Resultados semelhantes também foram reportados por Sim et al., 2018, que observaram diferença significativa entre modelos de gesso (22,79 ± 5,76 µm), modelos digitais (34,07 ± 5,83 µm) e modelos DLP (54,93 ± 8,44 µm). Choi et al., 2019, por sua vez, observaram diferença significativa entre modelos de gesso (20 ± 3,1 µm) e modelos DLP (52,8 ± 17,5 µm).

É escassa a literatura avaliando a exatidão de modelos Polyjet. Igai, 2019 reportou modelos DLP e Polyjet para próteses fixas com menor exatidão que modelos de gesso. Entretanto, os grupos DLP e Polyjet foram obtidos com ângulo de impressão de 0º e a lisura superficial dos modelos PLJ afetou negativamente a leitura por meio de microscópio óptico. Resultados semelhantes foram reportados por Park e Shin 2018, onde modelos DLP e Polyjet obtidos com ângulo de impressão de 0º apresentaram menor veracidade que modelos de gesso.

Quanto a exatidão do grupo MG, fatores que podem ter contribuído com as discrepâncias observadas incluem a qualidade do afastamento gengival, espessura e contração do material de moldagem, expansão e manipulação do gesso e processo de verter-lo sobre o molde (DUGAL; RAILKAR; MUSANI, 2013). Para o grupo MD, a qualidade do afastamento gengival, estratégia de escaneamento e experiência do operador do escâner podem ter influenciado os resultados observados (BOHNER et al., 2019a; RESENDE et al., 2020).

O escaneamento intraoral proporciona informações fundamentais para proservação em diferentes situações clínicas, sendo indicado como estratégia de controle de qualidade e comparação entre o plano de tratamento 3D e resultado obtido (COACHMAN et al., 2021). Desta forma, no presente estudo, um escaneamento do arco completo foi realizado. Entretanto, quanto maior a área escaneada, menor a exatidão dos modelos digitais, podendo ter influenciado os resultados obtidos para o grupo MD e, por seguinte, DLP e PLJ (RESENDE et al., 2020). Resultados semelhantes foram reportados por Ender, Zimmermann e Mehl 2019, onde modelos digitais de arco completo obtidos com Trios 3 (3 Shape) apresentaram 50,5 \pm 9,6 μ m de veracidade 51,3 \pm 22,1 μ m de precisão (ENDER; ZIMMERMANN; MEHL, 2019).

Fatores que podem ter contribuído com as discrepâncias observadas nos modelos DLP e Polyjet incluem a exatidão do arquivo STL obtido com escâner intraoral, resolução da impressora, parâmetros de impressão, propriedades do polímero fotossensível, espessura de camada, ângulo de construção, formato do modelo, procedimentos de pós processamento e armazenamento.

Em manufatura aditiva, a resolução é compreendida como as menores dimensões um objeto que a impressora é capaz de produzir, sendo específica para cada tecnologia e cada impressora (REVILLA-LEÓN; ÖZCAN, 2019). No presente estudo, o grupo PLJ foi obtido com impressora com maior resolução que o grupo DLP, entretanto, o acabamento superficial do grupo PLJ foi inferior, devido ao acabamento superficial utilizado, podendo ter exercido influência nos resultados obtidos. A impressão com acabamento Matte proporciona superfície uniforme, otimizando arestas, curvas em diferentes ângulos e pequenos detalhes. Entretanto, também resulta em superfície com maior rugosidade, pois a camada mais superficial do modelo é coberta por uma camada de material de suporte, enquanto que no acabamento Glossy, o modelo é exposto ao ar durante a fotopolimerização. Ainda,

outros parâmetros de impressão (comprimento de onda, potência, tempo de exposição, etc.) necessários para a polimerização do polímero, associado às propriedades do polímero, podem ter influenciado na lisura superficial dos modelos Polyjet.

Não há consenso na literatura a respeito do ângulo de construção ideal para modelos odontológicos, entretanto, o aumento do ângulo foi associado com maior lisura superficial, em especial para modelos DLP (ARNOLD et al., 2019). No presente estudo, o ângulo de 30º foi selecionado por apresentar favorável proporção entre tempo de manufatura e lisura superficial, observada em estudo piloto.

Estudos recentes apontam que modelos obtidos por manufatura aditiva com formato de ferradura, que apresentam ausência de conectores entre os lados direito e esquerdo, apresentam maiores distorções pela contração do polímero. Esta condição foi relatada para modelos DLP (SHIN et al., 2020) e SLA (CAMARDELLA; DE VASCONCELLOS VILELLA; BREUNING, 2017). Quanto a configuração de preenchimento, Shin et al., 2020 reportaram modelos maciços com maior exatidão, quando comparado com modelos ocos com camada de 1,5 mm (SHIN et al., 2020). Em contrapartida, outro estudo reportou que não houve diferença significativa na veracidade de modelos DLP ocos e maciços (RUNGROJWITTAYAKUL et al., 2020).

As condições de armazenamento, em especial a exposição à luz sobre modelos DLP, mostrou efeitos negativos na exatidão e coloração de modelos odontológicos (YOUSEF et al., 2021). Desta forma, no presente estudo, após a manufatura aditiva, os modelos dos grupos foram armazenados em caixa de isopor, para proteção à luz e variações de temperatura ambiente.

Após a materialização, os modelos DLP foram pós-processados com álcool isopropílico e forno de cura. Modelos Polyjet, por sua vez, foram limpos com com água pressurizada, para remoção do material de suporte. No presente estudo, foram seguidas as recomendações do fabricante para limpeza e finalização dos modelos obtidos por manufatura aditiva quanto à impressora e resina utilizada. Entretanto, outros métodos não foram avaliados, sendo necessário futuros estudos para avaliar o impacto desses processos na exatidão, acabamento superficial, propriedades mecânicas, dentre outras variáveis fundamentais para o emprego dos mesmos na prática clínica.

Quanto aos fatores relacionados ao método empregado, a exatidão do escâner extraoral (inEos X5) utilizado segundo o fabricante (Dentsply Sirona) para

Discussão | 91

veracidade de preparo de PPF de 3 elementos é de 2.1 \pm 2.8 µm. Emir e Ayyildiz 2019, por sua vez, reportaram a veracidade do escâner extraoral inEos X5 de 26,1 \pm 2,63 µm e precisão de 26,1 \pm 1,94 µm para modelos de arcada completa contendo 5 preparos para coroa unitária com formato cilíndrico cônico de dimensões conhecidas (EMIR; AYYILDIZ, 2019). A aplicação pó opacificador, necessário para a digitalização de modelos pelo escâner, representa uma possível fonte de viés para as análises obtidas, devido a dificuldade de obtenção de uma camada uniforme (MANGANO et al., 2017). Em contrapartida, Prudente et al., 2018 reportaram que a aplicação de pó opacificador melhorou a adaptação de coroa obtidas a partir de escâner intraoral Omnicam (Dentsply Sirona), que dispensa o uso de agende opacificante (PRUDENTE et al., 2018).

Na análise da exatidão de modelos odontológicos, o método de sobreposição de arquivo STL foi validado e considerado preciso e confiável, em comparação com o uso de compasso analógico (CAMARDELLA; BREUNING; VILELLA, 2017). Adicionalmente, este método é considerado fácil e rápido e interpretações incorretas causadas por medições de diferentes examinadores podem ser evitadas, pois o método de sobreposição e a análise são feitos por meio de programa de engenharia reversa (CAMARDELLA; BREUNING; VILELLA, 2017). Entretanto, a ferramenta de "alinhamento de melhor ajuste" pode causar uma compensação das discrepâncias positivas e negativas, resultando em valores subestimados para veracidade e precisão (PAPASPYRIDAKOS et al., 2020). Quando utilizado este método, existe uma tendência para aumento dos valores quanto maior for a extensão do modelo digital. Desta forma, no presente estudo, foram removidas as regiões excedentes aos elementos dentais (tecido gengival) e foi realizado análise da arcada completa e preparos dentais individualizados. Durante a realização de estudo piloto, as regiões interproximais apresentaram valores extremos (outliers), devido a diferença entre o registro dessas regiões pela moldagem analógica e digital. Desta forma, as regiões interproximais foram excluídas das análises.

No presente estudo, com o objetivo de reduzir a incorporação de viés, foram aplicadas as seguintes especificidades metodológicas: Quanto ao delineamento experimental, foi realizado estudo pilo e cálculo amostral. Para obtenção do grupo MG, foram seguidas as orientações dos fabricantes para manipulação da resina acrílica da moldeira individual, silicone de adição, gesso e processo de verte-lo sobre o molde. Adicionalmente, foi padronizado a espessura de material de

moldagem e foi realizado o afastamento mecânico do tecido gengival artificial do modelo mestre, assim como para obtenção do grupo MD e consequentemente dos grupos DLP e PLJ. Para digitalização dos modelos físicos dos grupos experimentais (MG, DLP e PLJ) e MMD, foi aplicado uma camada de revelador de escaneamento para padronização da refração de luz do escâner extraoral, utilizando a função de escaneamento HDR. Para análise dos preparos individualizados, os elementos dentais artificiais do modelo mestre foram obtidos pelo fabricante com manufatura padronizada, alta lisura superficial e definição do término cervical. Em seguida, estes foram escaneados separadamente, resultando em modelos digitais de alta definição das faces axiais e término cervical.

Para obtenção do grupo MD, os escaneamentos foram realizados por um operador devidamente treinado pelo fabricante. Para obtenção dos grupos DLP e PLJ, os modelos contaram com uma barra transversal na região posterior para minimizar a contração de polimerização e foram obtidos com ângulo de construção de 30°, reduzindo o "efeito de escada" observado em estudo piloto. Por fim, foram seguidas as orientações dos fabricantes quanto a calibração das impressoras, manejo da resina e processos de pós-processamento. Uma vez obtidos, estes modelos foram armazenados em caixa de isopor para proteção de variações de temperatura e incidência de luminosidade e foram digitalizados logo após a manufatura (até 7 dias). Para as análises quantitativas e qualitativas da veracidade e precisão, os arquivos STL dos grupos experimentais foram alinhados ao MMD, para padronização da orientação 3D, e foram removidas as regiões excedentes aos elementos dentais, reduzindo a influência de regiões de menor relevância clínica.

Devido ao modelo *in vitro* do presente estudo, fatores clínicos que poderiam prejudicar a exatidão dos modelos não foram considerados, como a presença de estruturas anatômicas (língua, lábios e bochechas), movimento do paciente, fluídos corporais (saliva, sangue e fluído crevicular) e espaço limitado (AUBRETON et al., 2013; TANEVA; KUSNOTO; EVANS, 2015). Além disso, a composição química, a morfologia da superfície e as propriedades ópticas dos dentes artificiais utilizado no modelo mestre diferiam dos dentes naturais (CHOI et al., 2019). Portanto, a exatidão dos modelos obtidos manufatura aditiva, em comparação com modelos obtidos por moldagem analógica, em condições clínicas permanece desconhecida.

O método empregado no presente estudo também não apontou o grau de adaptação/desajuste interno e marginal das restaurações obtidas a partir dos

modelos dos grupos experimentais, sendo necessários mais estudos para avaliar o efeito entre a discrepância dos modelos de trabalho e a adaptação clínica das restaurações. Martani 2019 relatou que PPF fresadas obtiveram melhor adaptação em modelos Multijet, do que em modelos de gesso (MARTANI, 2019). Jang et al., 2020, por sua vez, reportaram que a adaptação de PPF produzidas a partir de modelos DLP foi inferior ao dos modelos de gesso. Entretanto, ambos grupos mostraram adaptação clinicamente aceitável (<120 µm). Esses resultados sugerem que os modelos DLP têm aplicabilidade clínica, embora um aprimoramento do método de manufatura aditiva se faz necessário para sua aplicação em prótese dentária (JANG et al., 2020).

O conhecimento das propriedades mecânicas e características superficiais dos modelos obtidos por manufatura aditiva para próteses fixas é fundamental para avaliar o emprego dos mesmos na prática clínica. Czajkowska et al., 2020 reportaram modelos DLP com superior resistência ao impacto, dureza Shore D e resistência à flexão e compressão, quando comparados com modelos de gesso (CZAJKOWSKA et al., 2020). Arnold et al., 2019, por sua vez, reportaram que a espessura de camada, tipo e o número de estruturas de suporte influenciaram a rugosidade da superfície dos modelos DLP para PPF com preparos dentais com formato cilíndrico cônico, contudo, o posicionamento na bandeja de construção da impressora e o tipo de preenchimento do modelo (oco ou sólido) não influenciaram (ARNOLD et al., 2019).

No presente estudo, foram avaliados modelos não seccionados (não troquelizados), entretanto, na prática clínica, modelos troquelizados são amplamente utilizados por permitir acesso e visualização do término cervical, em toda sua extensão, assim como das faces intreproximais. Hoffman, Cho e Bansal 2017 reportaram diferença significativa nas distancias interproximais de modelos para coroa unitária e PPF de três elementos de modelos de gesso e SLA não seccionados, onde modelos SLA apresentaram maiores valores para distâncias interproximais. No mesmo estudo, quando comparado modelos não seccionados e troquelizados, houve diferença significativa apenas nos grupos SLA para PPF, e assim, os autores concluíram que modelos sólidos (não troquelizados) devem ser utilizados quando modelos SLA são obtidos para PPF. Contudo, os autores também ressaltaram que, atualmente, diferentes métodos e materiais para obtenção de modelos troquelizados estão disponíveis, sendo necessário futuros estudos para

avaliar a exatidão destes modelos obtidos por fluxo analógico e digital (HOFFMAN; CHO; BANSAL, 2017).

Estudos relatados na literatura falharam em reportar, de forma consistente, os parâmetros de impressão e descrição do manuseio das amostras dos grupos experimentais (PARIZE et al., 2021). Adicionalmente, diferentes fatores influenciam a exatidão destes modelos, sendo necessários novos estudos que associem com a padronização ideal dos procedimentos de fabricação para cada tecnologia de manufatura aditiva, modelo de impressora 3D e resinas específicas para aplicações odontológicas. (MOSTAFAVI et al., 2020) Por fim, estudos clínicos são necessários para confirmar os achados obtidos com o presente estudo.

7. Conclusão

7 CONCLUSÃO

De acordo com a metodologia empregada, conclui-se que:

- 1- Modelos odontológicos contendo elementos dentais artificiais íntegros e com preparo para coroa total e faceta obtidos por moldagem analógica, moldagem digital e manufatura aditiva apresentam diferença significativa na exatidão (veracidade e precisão).
- 2- Os grupos MG e MD apresentaram superior exatidão e padrão semelhante de discrepâncias, enquanto os grupos DLP e PLJ apresentaram resultados inferiores e semelhantes entre si.
- 3- O nível de discrepância observado nos diferentes grupos experimentais se enquadrou dentro da faixa clinicamente aceita de exatidão (<120 µm).</p>
- 4- São necessário estudos clínicos para comprovar os achados do presente estudo.

8. Referências

8 REFERÊNCIAS

ABDUO, J.; ELSEYOUFI, M. Accuracy of Intraoral Scanners: A Systematic Review of Influencing Factors. **The European journal of prosthodontics and restorative dentistry**, v. 26, n. 3, p. 101–121, 2018.

ABDUO, J.; LYONS, K.; BENNAMOUN, M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. **International Journal of Dentistry**, v. 2014, n. jun. 2014.

ABDUO, J.; YIN, L. Fits of Implant Zirconia Custom Abutments and Frameworks: A Systematic Review and Meta-Analyses. **The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants**, v. 34, n. 1, p. 99–114, jan. 2019.

ADA. Guide to dental materials and devices. 5th edition. American Dental Association, p. 87–88, 1970.

ADA, A. D. A. Dental gypsum products. Chicago: **American dental association council on dental materials and equipment**, 2000.

AL-IMAM, H. et al. Accuracy of stereolithography additive casts used in a digital workflow. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, n. 4, p. 580–585, abr. 2018.

ALGHAZZAWI, T. F. Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 60, n. 2, p. 72–84, 2016.

ALHARBI, N.; WISMEIJER, D.; OSMAN, R. Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 30, n. 5, p. 474–484, 2017.

ALMEIDA E SILVA, J. S. et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. **Clinical Oral Investigations**, v. 18, n. 2, p. 515–523, mar. 2014.

ALSHAWAF, B. et al. Accuracy of printed casts generated from digital implant impressions versus stone casts from conventional implant impressions: A comparative in vitro study. **Clinical Oral Implants Research**, v. 29, n. 8, p. 835–842, ago. 2018.

AMMOUN, R. et al. Influence of Tooth Preparation Design and Scan Angulations on the Accuracy of Two Intraoral Digital Scanners: An in Vitro Study Based on 3-Dimensional Comparisons. **Journal of Prosthodontics**, v. 29, n. 3, p. 201–206, mar. 2020.

AREZOOBAKHSH, A. et al. Comparison of marginal and internal fit of 3-unit zirconia frameworks fabricated with CAD-CAM technology using direct and indirect digital scans. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 123, n. 1, p. 105–112, jan. 2020.

ARNOLD, C. et al. Surface Quality of 3D-Printed Models as a Function of Various Printing Parameters. **Materials**, v. 12, n. 12, p. 1970, jun. 2019.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉNICAS. ABNT NBR ISO 5725-1:2018, EXATIDÃO (VERACIDADE E PRECISÃO) DOS MÉTODOS E DOS RESULTADOS DE MEDIÇÃO - PARTE 1: PRINCÍPIOS GERAIS E DEFINIÇÕES.

ATLAS, A. et al. Factors Affecting the Marginal Fit of CAD-CAM Restorations and Concepts to Improve Outcomes. **Current Oral Health Reports**, v. 6, no. 4 p. 277–283, 2019.

AUBRETON, O. et al. Infrared system for 3D scanning of metallic surfaces. Machine vision and applications, **Machine vision and applications**, v. 24, n. 7, p. 1513–1524, 2013.

BARENGHI, L. et al. Innovation by Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacturing Technology: A Look at Infection Prevention in Dental Settings. **BioMed research international**, v. 2019, p. 5–13, 2019.

BLATZ, M. B.; CONEJO, J. The Current State of Chairside Digital Dentistry and Materials. **Dental Clinics of North America**, v. 63, n. 2, p. 175–197, 2019.

BOENING, K. W.; WALTER, M. H.; REPPEL, P. Non-cast titanium restorations in fixed prosthodontics. **Journal of Oral Rehabilitation**, v. 19, n. 3, p. 281–287, 1992.

BOHNER, L. et al. Accuracy of digital technologies for the scanning of facial, skeletal, and intraoral tissues: A systematic review. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 121, n. 2, p. 246–251, fev. 2019a.

BOHNER, L. et al. Accuracy of Casts Fabricated by Digital and Conventional Implant Impressions. **Journal of Oral Implantology**, v. 45, n. 2, p. 94–99, abr. 2019b.

BRANDT, J. et al. Digital process for an implant-supported fixed dental prosthesis: A clinical report. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 114, n. 4, p. 469–473, out. 2015.

BUDA, M.; BRATOS, M.; SORENSEN, J. A. Accuracy of 3-dimensional computeraided manufactured single-tooth implant definitive casts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 120, n. 6, p. 913–918, dez. 2018. BUKHARI, S. et al. Three-dimensional printing in contemporary fixed prosthodontics: A technique article. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, n. 4, p. 530–534, abr. 2018.

CAMARDELLA, L. T.; BREUNING, H.; VILELLA, O. DE V. Are there differences between comparison methods used to evaluate the accuracy and reliability of digital models? **Dental press journal of orthodontics**, v. 22, n. 1, p. 65–74, 2017.

CAMARDELLA, L. T.; DE VASCONCELLOS VILELLA, O.; BREUNING, H. Accuracy of printed dental models made with 2 prototype technologies and different designs of model bases. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 151, n. 6, p. 1178–1187, jun. 2017.

CAPUTI, S.; VARVARA, G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophase, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 99, n. 4, p. 274–81, abr. 2008.

CEYHAN, J. A.; JOHNSON, G. H.; LEPE, X. The effect of tray selection, viscosity of impression material, and sequence of pour on the accuracy of dies made from dual-arch impressions. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 90, n. 2, p. 143–9, ago. 2003.

CHO, S.-H. et al. Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 113, n. 4, p. 310–315, abr. 2015.

CHOCHLIDAKIS, K. M. et al. Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics: A systematic review and meta-analysis. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 116, n. 2, p. 184- 190.e12, 2016.

CHOI, J.-W. et al. Three-Dimensional Evaluation on Accuracy of Conventional and Milled Gypsum Models and 3D Printed Photopolymer Models. **Materials**, v. 12, n. 21, p. 3499, out. 2019.

CHOI, J.-Y. et al. Analysis of errors in medical rapid prototyping models. **International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery**, v. 31, n. 1, p. 23–32, fev. 2002.

CHRISTENSEN, G. J. The state of fixed prosthodontic impressions: Room for improvement. **Journal of the American Dental Association**, v. 136, n. 3, p. 343–346, mar. 2005.

COACHMAN, C. et al. Dental software classification and dento-facial interdisciplinary planning platform. **Journal of Esthetic and Restorative Dentistry**, 2021.

CULLEN, D. R.; MIKESELL, J. W.; SANDRIK, J. L. Wettability of elastomeric impression materials and voids in gypsum casts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 66, n. 2, p. 261–265, ago. 1991.

CZAJKOWSKA, M. et al. Comparison of dental stone models and their 3D printed acrylic replicas for the accuracy and mechanical properties. **Materials**, v. 13, n. 18, p. 1–10, 2020.

DAWOOD, A. et al. 3D printing in dentistry. **British Dental Journal**, v. 219, n. 11, p. 521–529, dez. 2015.

DE ARAUJO, P. A.; JORGENSEN, K. D. Effect of material bulk and undercuts on the accuracy of impression materials. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 54, n. 6, p. 791–4, dez. 1985.

DE LUCA CANTO, G. et al. Intra-arch dimensional measurement validity of laserscanned digital dental models compared with the original plaster models: a systematic review. **Orthodontics & Craniofacial Research**, v. 18, n. 2, p. 65–76, 2015.

DOSTALOVA, T. et al. Intraoral scanner and stereographic 3D print in dentistry -Quality and accuracy of model - New laser application in clinical practice. **Laser Physics**, v. 28, n. 12, 2018.

DUGAL, R.; RAILKAR, B.; MUSANI, S. Comparative evaluation of dimensional accuracy of different polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques-in vitro study. **Journal of International Oral Health** : JIOH, v. 5, n. 5, p. 85–94, out. 2013.

DURET, F.; BLOUIN, J.-L.; DURET, B. CAD-CAM in dentistry. **The Journal of the American Dental Association**, v. 117, n. 6, p. 715–720, 1988.

EAMES, W. B. et al. Techniques to improve the seating of castings. **The Journal of the American Dental Association**, v. 96, n. 3, p. 432–437, 1978.

EMIR, F.; AYYILDIZ, S. Evaluation of the trueness and precision of eight extraoral laboratory scanners with a complete-arch model: a three-dimensional analysis. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 63, n. 4, p. 434–439, 2019.

ENDER, A.; MEHL, A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 109, n. 2, p. 121–128, 2013.

ENDER, A.; MEHL, A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. **Quintessence International**, v. 46, n. 1, p. 9–17, 2015.

ENDER, A.; ZIMMERMANN, M.; MEHL, A. Accuracy of complete- and partial-arch impressions of actual intraoral scanning systems in vitro. **International Journal of Computerized Dentistry**, v. 22, n. 1, p. 11–19, 2019.

FARIA, A. C. L. et al. Accuracy of stone casts obtained by different impression materials. **Brazilian Oral Research**, v. 22, n. 4, p. 293–298, 2009.

FAVERO, C. S. et al. Effect of print layer height and printer type on the accuracy of 3-dimensional printed orthodontic models. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 152, n. 4, p. 557–565, 2017.

FLEMING, P.; MARINHO, V.; JOHAL, A. Orthodontic measurements on digital study models compared with plaster models: a systematic review. **Orthodontics & Craniofacial Research**, v. 14, n. 1, p. 1–16, 2011.

FLÜGGE, T. et al. The accuracy of different dental impression techniques for implantsupported dental prostheses: A systematic review and meta-analysis. **Clinical Oral Implants Research**, v. 29, p. 374–392, 2018.

FLÜGGE, T. V. et al. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitization with the iTero and a model scanner. **American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics**, v. 144, n. 3, p. 471–478, set. 2013.

GALLARDO, Y. R. et al. Patient outcomes and procedure working time for digital versus conventional impressions: A systematic review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, n. 2, p. 214–219, 2018.

GAO, H. et al. Accuracy of three digital scanning methods for complete-arch tooth preparation: An in vitro comparison. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 2021.

GEORGE, E. et al. Measuring and Establishing the Accuracy and Reproducibility of 3D Printed Medical Models. **RadioGraphics**, v. 37, n. 5, p. 1424–1450, 2017.

GIACHETTI, L. et al. Accuracy of Digital Impressions in Fixed Prosthodontics: A Systematic Review of Clinical Studies. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 33, n. 2, p. 192–201, 2020.

GORDON, G. E.; JOHNSON, G. H.; DRENNON, D. G. The effect of tray selection on the accuracy of elastomeric impression materials. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 63, n. 1, p. 12–5, jan. 1990.

GOUJAT, A. et al. Marginal and internal fit of CAD-CAM inlay/onlay restorations: A systematic review of in vitro studies. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 121, n. 4, p. 590- 597.e3, 2018.

GRASSO, J. E. et al. Effect of restoration quality on periodontal health. **The Journal** of **Prosthetic Dentistry**, 1985.

GRECO, G. B.; POPI, D.; DI STEFANO, D. A. Accuracy of 3-dimensional printing of dental casts: A proposal for quality standardization. **Journal of Prosthetic Dentistry**, p. 1–12, 2021.

HOFFMAN, M.; CHO, S.-H.; BANSAL, N. K. Interproximal distance analysis of stereolithographic casts made by CAD-CAM technology: An in vitro study. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 118, n. 5, p. 624–630, 2017.

HOFMANN, M. 3D printing gets a boost and opportunities with polymer materials. **ACS Macro Lett**. v. 3, n. 4, p. 382–386, 2014.

IGAI, F. Análise comparativa da acurácia de modelos impressos, obtidos a partir de escaneamento intra-oral. São Paulo: **Universidade de São Paulo**, maio 2019.

ISO INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. Dentistry - Digitizing devices for CAD/CAM systems for indirect dental restorations - Test methods for assessing accuracy, 2012.

JACOBS, M. S.; WINDELER, A. S. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 65, n. 3, p. 436-442, 1991.

JANG, Y. et al. Accuracy of 3-unit fixed dental prostheses fabricated on 3D-printed casts. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 123, n. 1, p. 135–142, 2020.

JAVAID, M.; HALEEM, A. Current status and applications of additive manufacturing in dentistry: A literature-based review. **Journal of Oral Biology and Craniofacial Research**, v. 9, n. 3, p. 179–185, jul. 2019.

JEON, J. H. et al. Accuracy of 3D white light scanning of abutment teeth impressions: Evaluation of trueness and precision. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 6, n. 6, p. 468–473, 2014.

JEONG, Y.-G.; LEE, W.-S.; LEE, K.-B. Accuracy evaluation of dental models manufactured by CAD/CAM milling method and 3D printing method. **The Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 10, n. 3, p. 245, 2018.

JIN, S. J. et al. Accuracy of Dental Replica Models Using Photopolymer Materials in Additive Manufacturing: In Vitro Three-Dimensional Evaluation. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 2, p. e557–e562, 2019.

JOCKUSCH, J.; ÖZCAN, M. Additive manufacturing of dental polymers: An overview on processes, materials and applications. **Dental Materials**, 2020.

JODA, T. et al. Digital technology in fixed implant prosthodontics. **Periodontology 2000**, v. 73, n. 1, p. 178–192, 2017.

JODA, T.; FERRARI, M.; BRÄGGER, U. Monolithic implant-supported lithium disilicate (LS2) crowns in a complete digital workflow: A prospective clinical trial with a 2-year follow-up. **Clinical Implant Dentistry and Related Research**, v. 19, n. 3, p. 505–511, jun. 2017.

JODA, T.; MATTHISSON, L.; ZITZMANN, N. U. Impact of Aging on the Accuracy of 3D-Printed Dental Models : An In Vitro Investigation. **Journal of Clinical Medicine** p. 3–9, 2020.

KEATING, A. P. et al. A comparison of plaster, digital and reconstructed study model accuracy. **Journal of Orthodontics**, v. 35, n. 3, p. 191–201, 2008.

KEELING, A.; WU, J.; FERRARI, M. Confounding factors affecting the marginal quality of an intra-oral scan. **Journal of Dentistry**, v. 59, p. 33–40, 2017.

KESSLER, A.; HICKEL, R.; REYMUS, M. 3D Printing in Dentistry-State of the Art. **Operative dentistry**, v. 45, n. 1, p. 30–40, 2020.

KIM, E. H. et al. A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobaltchromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 117, n. 3, p. 393–399, 2017.

KIM, G. B. et al. Three-Dimensional Printing: Basic Principles and Applications in Medicine and Radiology. **Korean Journal of Radiology**, v. 17, n. 2, p. 182, 2016.

KIM, K. B. et al. Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: Two- and threedimensional replica techniques. **Journal of Advanced Prosthodontics**, v. 5, n. 2, p. 179–186, 2013a.

KIM, M. et al. Comparative clinical study of the marginal discrepancy of fixed dental prosthesis fabricated by the milling-sintering method using a presintered alloy. **The journal of advanced prosthodontics**, v. 11, n. 5, p. 280–285, 2019.

KIM, R. J.-Y.; PARK, J.-M.; SHIM, J.-S. Accuracy of 9 intraoral scanners for complete-arch image acquisition: A qualitative and quantitative evaluation. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 120, n. 6, p. 895-903.e1, dez. 2018.

KIM, S.-Y. et al. Accuracy of Dies Captured by an Intraoral Digital Impression System Using Parallel Confocal Imaging. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 26, n. 2, p. 161–163, mar. 2013b.

LEE, K. Y. et al. Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. **Korean Journal of Orthodontics**, v. 45, n. 5, p. 217–225, 2015.

LEPIDI, L. et al. A full-digital technique to mount a maxillary arch scan on a virtual articulator. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 3, p. 335–338, 2019.

LIACOURAS, P. et al. Medical 3D Printing for the Radiologist. **RadioGraphics**, v. 35, n. 7, p. 1965–1988, 2015.

LIM, J. H. et al. Comparison of digital intraoral scanner reproducibility and image trueness considering repetitive experience. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, n. 2, p. 225–232, 2018.

LIU, Q.; LEU, M. C.; SCHMITT, S. M. Rapid prototyping in dentistry: technology and application. **The International Journal of Advanced Manufacturing Technology**, v. 19, n. 2, p. 317–335, 2006.

LO RUSSO, L. et al. Digital versus conventional workflow for the fabrication of multiunit fixed prostheses: A systematic review and meta-analysis of vertical marginal fit in controlled in vitro studies. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. abr. n. 122, p. 435-440, 2019.

LUTHARDT, R. G.; KU, P. A new method for the computer-aided evaluation of threedimensional changes in gypsum materials. **Dental Materials**, v. 19, 2003.

MAHROUS, A.; ABOULMAGD, I. Accuracy and Reproducibility of 3D Printed Dies versus Stone Dies. **Egyptian Dental Journal**, v. 64, p. 2871–2877, 2018.

MANGANO, F. et al. Intraoral scanners in dentistry: A review of the current literature. **BMC Oral Health**, v. 17, n. 1, p. 1–11, 2017.

MARTANI, N. S. Trueness of stereolithographic model compared to conventional model using cad/cam prosthesis with digital photographs. **Sulaimani Dent Journal**, v. 6, p. 38–44, 2019.
MASRI, R.; DRISCOLL, C. F. Clinical applications of digital dental technology. **Wiley Online Library**, 2015.

MCLEAN, J. W.; VON, F. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. **British Dental Journal**, v. 131, n. 3, p. 107–111, ago. 1971.

MITHA, T.; OWEN, P.; HOWES, D. G. The three-dimensional casting distortion of five implant-supported frameworks. **International Journal of Prosthodontics**, v. 22, n. 3, p. 248–250, 2009.

MIZUMOTO, R. M.; YILMAZ, B. Intraoral scan bodies in implant dentistry: A systematic review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 120, n. 3, p. 343–352, 2018.

MOLDOVAN, C. et al. Theoretical analysis and practical case studies of sla, polyjet and fdm manufacturing techniques. **Acta Technica Napocensis-Series: Applied Mathematics, Mechanics, and Engineering**, v. 61, n. 3, 2018.

MOSTAFAVI, D. et al. Influence of the Rinsing Postprocessing Procedures on the Manufacturing Accuracy of Vat-Polymerized Dental Model Material. **Journal of Prosthodontics**, v. 0, p. 1–7, 2020.

MÜHLEMANN, S. et al. Precision of digital implant models compared to conventional implant models for posterior single implant crowns: A within-subject comparison. **Clinical Oral Implants Research**, v. 29, n. 9, p. 931–936, 2018.

NGO, T. D. et al. Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. **Composites Part B: Engineering**, v. 143, n. dez. 2017, p. 172–196, 2018.

OLIVEIRA, T. T.; REIS, A. C. Fabrication of dental implants by the additive manufacturing method: A systematic review. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 122, n. 3, p. 270–274, 2019.

PAPASPYRIDAKOS, P. et al. Digital workflow: In vitro accuracy of 3D printed casts generated from complete-arch digital implant scans. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 124, n. 5, p. 589–593, 2020.

PARIZE, H. et al. Digital versus conventional workflow for the fabrication of physical casts for fixed prosthodontics: A systematic review of accuracy. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 2021.

PARK, M.-E.; SHIN, S.-Y. Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, n. 5, p. 861.e1-861.e7, maio 2018.

PATZELT, S. B. M. et al. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. **Clinical Oral Investigations**, v. 18, n. 6, p. 1687–1694, jul. 2014a.

PATZELT, S. B. M. et al. Accuracy of computer-aided design/computer-aided manufacturing–generated dental casts based on intraoral scanner data. **The Journal of the American Dental Association**, v. 145, n. 11, p. 1133–1140, nov. 2014b.

PERAKIS, N.; BELSER, U. C.; MAGNE, P. Final impressions: a review of material properties and description of a current technique. **The International journal of periodontics & restorative dentistry**, v. 24, n. 2, p. 109–17, abr. 2004.

PRITHVIRAJ, D. R. et al. Revolutionizing Restorative Dentistry: An Overview. **The Journal of Indian Prosthodontic Society**, v. 14, n. 4, p. 333–343, dez. 2014.

PRUDENTE, M. S. et al. Influence of scanner, powder application, and adjustments on CAD-CAM crown misfit. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 119, n. 3, p. 377–383, 2018.

REHMANN, P.; SICHWARDT, V.; WÖSTMANN, B. Intraoral Scanning Systems: Need for Maintenance. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 30, n. 1, p. 27–29, jan. 2017.

REKOW, E. D. Digital dentistry: The new state of the art — Is it disruptive or destructive? **Dental Materials**, v. 36, n. 1, p. 9–24, 2020.

RESENDE, C. C. D. et al. Influence of operator experience, scanner type, and scan size on 3D scans. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, p. 1–6, fev. 2020.

REVILLA-LEÓN, M. et al. Position Accuracy of Implant Analogs on 3D Printed Polymer versus Conventional Dental Stone Casts Measured Using a Coordinate Measuring Machine. **Journal of Prosthodontics**, v. 27, n. 6, p. 560–567, jul. 2018.

REVILLA-LEÓN, M. et al. Influence of scan body design and digital implant analogs on implant replica position in additively manufactured casts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, p. 1–9, nov. 2019a.

REVILLA-LEÓN, M. et al. Intraoral digital scans—Part 1: Influence of ambient scanning light conditions on the accuracy (trueness and precision) of different intraoral scanners. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, dez. 2019b.

REVILLA-LEÓN, M.; ÖZCAN, M. Additive Manufacturing Technologies Used for Processing Polymers: Current Status and Potential Application in Prosthetic Dentistry. **Journal of Prosthodontics**, v. 28, n. 2, p. 146–158, fev. 2019.

REVILLA-LEÓN, M. et al. Clinical Study of the Influence of Ambient Light Scanning Conditions on the Accuracy (Trueness and Precision) of an Intraoral Scanner. **Journal of Prosthodontics**, v. 29, n. 2, p. 107–113, fev. 2020.

RICHERT, R. et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. **Journal of Healthcare Engineering**, v. 2017, p. 1–9, 2017.

RODRIGUEZ, J. M.; BARTLETT, D. W. The dimensional stability of impression materials and its effect on in vitro tooth wear studies. **Dental Materials**, v. 27, n. 3, p. 253–258, mar. 2011.

RUEDA, L. J. et al. The effect of using custom or stock trays on the accuracy of gypsum casts. **The International Journal of Prosthodontics**, v. 9, n. 4, p. 367–73, 1996.

RUNGROJWITTAYAKUL, O. et al. Accuracy of 3D printed models created by two technologies of printers with different designs of model base. **Journal of Prosthodontics**, v. 29, n. 2, p. 124–128, 2020.

SCHAEFER, O. et al. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: An in vitro study. The **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 108, n. 3, p. 165–172, set. 2012.

SERAG, M. et al. A comparative study of the accuracy of dies made from digital intraoral scanning vs. elastic impressions: an in vitro study. **Journal of Prosthodontics**, v. 27, n. 1, p. 88–93, 2018.

SHIN, S.-H. et al. Evaluation of the 3D Printing Accuracy of a Dental Model According to Its Internal Structure and Cross-Arch Plate Design: An In Vitro Study. **Materials**, v. 13, n. 23, p. 5433, 2020.

SIM, J.-Y. Y. et al. Comparing the accuracy (trueness and precision) of models of fixed dental prostheses fabricated by digital and conventional workflows. **Journal of Prosthodontic Research**, v. 63, n. 1, p. 25–30, jan. 2019.

STRUB, J. R.; REKOW, E. D.; WITKOWSKI, S. Computer-aided design and fabrication of dental restorations. **Journal of the American Dental Association**, v. 137, n. set. 2006.

TANCU, A. M. C. et al. 3D Printed Dental Models. **Materiale Plastice**, v. 56, n. 1, p. 51, 2019.

TANEVA, E.; KUSNOTO, B.; EVANS, C. A. 3D scanning, imaging, and printing in orthodontics. **Issues in contemporary orthodontics**, v. 148, 2015.

THONGTHAMMACHAT, S. et al. Dimensional accuracy of dental casts: Influence of tray material, impression material, and time. **Journal of Prosthodontics**, v. 11, n. 2, p. 98–108, jun. 2002.

TREESH, J. C. et al. Complete-arch accuracy of intraoral scanners. **Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 120, n. 3, p. 382–388, set. 2018.

TUNTIPRAWON, M.; WILSON, P. R. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. **Australian Dental Journal**, v. 40, n. 1, p. 17–21, 1995.

VAN NOORT, R. The future of dental devices is digital. **Dental Materials**, v. 28, n. 1, p. 3–12, jan. 2012.

VITTI, R. P. et al. Dimensional accuracy of different impression techniques of partially edentulous mandibular arch. **Revista Gaúcha de Odontologia**, v. 65, n. 1, p. 25–29, 2017.

WETTSTEIN, F. et al. Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. **European Journal of Oral Sciences**, v. 116, n. 3, p. 272–279, jun. 2008.

YOON, H.-I. et al. Evaluation of the trueness and tissue surface adaptation of CAD-CAM mandibular denture bases manufactured using digital light processing. **The Journal of prosthetic dentistry**, v. 120, n. 6, p. 919–926, dez. 2018.

YOUSEF, H. et al. Effect of additive manufacturing process and storage condition on the dimensional accuracy and stability of 3D-printed dental casts. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, 2021.

YU, H. et al. Finish-line designs for ceramic crowns: A systematic review and metaanalysis. **The Journal of Prosthetic Dentistry**, v. 122, n. 1, p. 22–30, 2019.

ZHANG, Z. CHEN et al. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. **Journal of Orofacial Orthopedics**, v. 80, n. 500, p. 194–204, 2019.