

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Ciências da Saúde
Programa de Pós-Graduação em Odontologia



Dissertação de Mestrado

**Adaptação interna de restaurações provisórias e distorção de modelos
impressos com diferentes impressoras 3D e métodos de pós-processamento**

Vítor Oliveira Ramagem

Brasília, 22 de junho de 2022

Vítor Oliveira Ramagem

Adaptação interna de restaurações provisórias e distorção de modelos impressos com diferentes impressoras 3D e métodos de pós-processamento

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, como requisito parcial para a obtenção do título de Mestre em Odontologia.

Orientador: Leandro Augusto Hilgert

Brasília, 2022

Vítor Oliveira Ramagem

Adaptação interna de restaurações provisórias e distorção de modelos impressos com diferentes impressoras 3D e métodos de pós-processamento

Dissertação aprovada, como requisito parcial para obtenção do grau de Mestre em Odontologia, Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Data da Defesa: 22/06/2022

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Leandro Augusto Hilgert

Prof. Dr. Luis Felipe Jochims Schneider

Prof.^a Dr.^a Liliansa Vicente Melo de Lucas Rezende

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente aos meus pais, por sempre investirem na minha educação e por me inspirar a seguir a profissão deles. No dia 16 de junho completa dez anos desde que meus pais decidiram investir no fluxo digital na odontologia, e logo no início tive a oportunidade de acompanhá-los na implementação dos sistemas e por conta disso fui me interessando pela odontologia. Hoje em dia, não me imagino fazendo outra coisa, e quero espalhar mais ainda as possibilidades que temos com os fluxos digitais. Pai, mãe, obrigado por toda inspiração e oportunidades que me fizeram chegar a esse ponto!!

Gostaria de agradecer à minha irmã, que sempre apoiou com o jeito sincero dela, minha avó Neusa, que ajudou muito ao longo desse tempo! Aos meus padrinhos Meco e Marcinha, que sempre me apoiaram, ao meu tio Marco, pelo entusiasmo que sempre me passou e à minha tia Eliana, pelo apoio e confiança.

Aos meus professores, agradeço pelas oportunidades e inspiração. A professora Maria do Carmo foi a primeira incentivadora, quando me convidou para fazer o meu primeiro PIBIC, e junto das professoras Nailê e Loise, expandimos e fizemos muitos trabalhos no Projeto Periodontia e Diabetes na UnB. Agradeço também aos meus amigos e colegas de profissão Giulia Lettieri, Lucas Abrantes, Alessandra Helena e Luander medrado por todas as risadas e momentos de descontração desde o primeiro dia de aula.

Aos colegas de profissão, muito obrigado pelo aprendizado. Dr. João Palmieri, não tenho palavras para agradecer os incentivos e aprendizado, sempre focado num trabalho justo, eficiente, conservador e inovador. Aos amigos Thiago Palmieri, Lúcia Lima e Rogério Ribeiro, Daniele Flexa, Carlos Adriano Horta, Rodrigo Zimmerman, Mônica Reis, Marcos Mazali, pelos bons momentos e com muito aprendizado.

Por fim, gostaria de agradecer ao meu orientador, Leandro Hilgert, pela coragem de colocar uma linha de pesquisa em odontologia digital numa universidade pública, apesar de todas as limitações. O senhor é uma inspiração, muito obrigado pelos ensinamentos desde a graduação, e espero poder continuar essa parceria por muito tempo.

“Inteligência é a capacidade de se adaptar à mudança.”

Stephen Hawking

RESUMO

Objetivos: os objetivos dos dois trabalhos presentes nessa dissertação foram (1) avaliar a adaptação interna de restaurações provisórias impressas por diferentes impressoras 3D (Estudo 1) e (2) avaliar a distorção de modelos impressos com diferentes impressoras 3D e métodos de pós-processamento (Estudo 2). **Métodos:** No estudo 1 foi realizada a mensuração da espessura da película de cimentação de restaurações provisórias do tipo faceta e coroa total. Para isso, um preparo para faceta foi feito em um incisivo central superior (dente 21) e outro para coroa em um primeiro molar inferior (dente 46) e o manequim escaneado. As restaurações foram projetadas em software CAD e produzidas pelas impressoras do tipo LCD e DLP. A simulação da cimentação dessas restaurações foi conduzida com silicone de adição leve, e a adaptação interna foi medida nas imagens dos cortes da película. Os dados foram analisados por ANOVA *two-way*, *t-student* e *Tukey*. No estudo 2, foi analisada a influência três métodos de pós-processamento em modelos impressos por impressoras DLP e LCD. Para isso, a arcada superior de um manequim odontológico com pontos de referência foi escaneada e em software CAD transformada em modelo para impressão. Os modelos impressos passaram por três métodos de pós-processamento: Lavagem com pincel em álcool isopropílico e polimerização em câmara de luz ultravioleta aberta; lavagem em cuba ultrassônica com álcool isopropílico e polimerização em câmara de luz ultravioleta fechada; lavagem e polimerização em equipamento específico para pós-processamento de impressões 3D. Os modelos finalizados foram escaneados e os pontos de referência medidos e comparados com o arquivo inicial. Os dados foram analisados por ANOVA *two-way*, ANOVA *one-way* e *Kolgomorov-Smirnov*. **Resultados:** No estudo 1, houve diferença dos valores de adaptação interna entre as impressoras apenas nas facetas, tendo a impressora LCD média de valores ligeiramente menores em relação à DLP. No estudo 2, as avaliações mostraram uma pequena influência do tipo de impressora para a distorção intercanino e dos métodos de pós-processamento. **Conclusões:** Concluiu-se com o estudo 1 que ambas as impressoras produziram restaurações provisórias com valores de adaptação dentro do clinicamente aceito, com leve vantagem para a máquina LCD nos preparos de facetas. No estudo 2, concluiu-se que o tipo de impressora influenciou sutilmente na distorção intercaninos, e que a variação dos métodos de pós-processamento também foi um fator de distorção, porém em pequena escala. As impressoras LCD parecem capazes de produzir modelos e restaurações provisórias clinicamente aceitáveis.

Palavras-chave: CAD/CAM, odontologia digital, impressão 3D, restaurações provisórias, modelos, pós-processamento.

ABSTRACT

Objectives: the aim of the two works present in this paper were (1) to evaluate the internal fit of provisional restorations printed by different 3D printers (Study 1) and (2) to evaluate the distortion of dental models printed with different 3D printers and post-processing methods (Study 2). **Methods:** In study 1, the measurement of the cementing film thickness of provisional restorations of veneer and full crown type was performed. For this, a maxillary central incisor in a dental typodont (tooth 21) received a preparation for a veneer and a lower first molar (tooth 46) received a preparation for a crown, and the typodont was scanned. The restorations were designed in CAD software and produced by LCD and DLP printers. Simulation of the cementation of these restorations was conducted with light-added silicone, and the internal fit was measured on images of the film sections. Data were analyzed by two-way ANOVA, t-student and Tukey. In study 2, the influence of three post-processing methods on models printed by DLP and LCD printers was analyzed. For this, the upper arch of a dental typodont with reference points was scanned and in a CAD software transformed into a model for printing. The printed models underwent three post-processing methods: Brush washing in isopropyl alcohol and polymerization in an open ultraviolet light chamber; washing in an ultrasonic vat with isopropyl alcohol and polymerization in a closed ultraviolet light chamber; washing and polymerization in specific equipment for post-processing of 3D prints. The finished models were scanned and the measured reference points were compared with the initial file. Data were analyzed by two-way ANOVA, one-way ANOVA and Kolgomorov-Smirnov. **Results:** In study 1, there was a sensitive difference of values in the internal adaptation between the printers only with veneers, with the LCD printer having lower general values in relation to the DLP. In study 2, evaluations showed an influence of printer type for intercanine distortion, and post-processing methods varied appreciably. **Conclusions:** It was concluded with study 1 that both printers had fit values within the clinically accepted range, with a slight advantage for the LCD machine in the veneers. In study 2, it was concluded that the type of printer had little influence on intercanine distortion, and that the variation of post-processing methods was sensitive. LCD printers were able to produce clinically acceptable models and restorations.

Key words: 3D printing, CAD/CAM, digital dentistry, dental model, post-processing, temporary restoration.

LISTA DE FIGURAS

CAPÍTULO 2

Figura 1 - Preparos para faceta no dente 21 e coroa total no dente 46 no manequim, com término em ombro arredondado. A anatomia inicial foi escaneada e armazenada para cópia no planejamento das restaurações no software CAD.....26

Figura 2 – Simulação da cimentação as facetas e coroas com silicone de adição leve e pressão contínua durante um minuto. A lâmina resultante simula uma película de cimentação e demonstra a desadaptação interna das restaurações nos preparos.....28

Figura 3 – A - Película de simulação da cimentação com silicone de adição leve após a retirada das restaurações provisórias dos preparos; **B** - Aplicação do silicone de adição pesado sobre a face da película do silicone de adição leve voltada para o preparo; **C** - Recorte do silicone de adição pesado rente ao término da restauração; **D** - Película do silicone de adição leve totalmente envolta pelo silicone pesado antes de serem seccionados.....29

Figura 4 - Corte sagital mediano da película de cimentação de silicone envolta no silicone denso para análise da adaptação interna da faceta (**A**) e da coroa (**B**); áreas de referência para medição da desadaptação na faceta (**C**) e na coroa (**D**).....29

CAPÍTULO 3

Figura 1 – Equipamentos utilizados para o escaneamento do manequim, impressão e pós-processamentos dos modelos de estudo, com seus respectivos valores em dólares.....43

Figura 2 – Pontos de medição dos modelos escaneados para determinar a distorção no comprimento do arco e nas regiões intercanino e intermolar. As diferenças entre as medidas dos modelos impressos e do arquivo mestre determina a distorção.....44

LISTA DE TABELAS

CAPÍTULO 2

Tabela 1 – Desadaptação interna das facetas impressas (em μm) de acordo com a impressora utilizada e a região de mensuração.....31

Tabela 2 - Desadaptação interna das coroas posteriores impressas (em μm) de acordo com a impressora utilizada e a região de mensuração.....32

CAPÍTULO 3

Tabela 1 – Medições e distorção dos modelos impressos (em mm) de acordo com a impressora utilizada.....46

Tabela 2 – Medições e distorção dos modelos impressos (em mm) de acordo com o método de pós-processamento utilizado.....46

Tabela 3 – Medições dos modelos impressos (em mm) de acordo com a impressora e método de pós-processamento utilizados.....48

Tabela 4 - Distorções dos modelos impressos (em mm) de acordo com a impressora e método de pós-processamento utilizados.....48

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CAD/CAM – *computer aided design / computer aided technology*

DLP – *digital light processing*

FDM – *fused deposition modeling*

LCD – *liquid crystal display*

MA – Manufatura aditiva

MR – Manufatura regressiva

PR – Prototipagem rápida

SLA – Estereolitografia

UV – Ultravioleta

W - Watt

µm – micrômetros

SUMÁRIO

Capítulo 1 – INTRODUÇÃO, REVISÃO DE LITERATURA E OBJETIVOS.....	13
1.1 INTRODUÇÃO.....	13
1.2 REVISÃO DE LITERATURA.....	13
1.3 OBJETIVOS.....	17
1.4 REFERÊNCIAS.....	18
CAPÍTULO 2 – ADAPTAÇÃO INTERNA DE FACETAS E COROAS PROVISÓRIAS IMPRESSAS COM DIFERENTES IMPRESSORAS 3D.....	23
RESUMO.....	23
2.1 INTRODUÇÃO.....	24
2.2. METODOLOGIA.....	26
2.2.1. Preparos dentários.....	26
2.2.2. Planejamento das restaurações e impressão 3D.....	27
2.2.3 .Avaliação da adaptação interna.....	27
2.2.4. Análise estatística.....	30
2.3. RESULTADOS.....	30
2.4. DISCUSSÃO.....	30
2.5. CONCLUSÃO.....	35
2.6. REFERÊNCIAS.....	35
CAPÍTULO 3 – DISTORÇÃO DE MODELOS IMPRESSOS COM DIFERENTES IMPRESSORAS 3D E MÉTODOS DE PÓS-PROCESSAMENTO.....	39
RESUMO.....	39
3.1 INTRODUÇÃO.....	40
3.2. METODOLOGIA.....	41
3.2.1. Escaneamento inicial e confecção do modelo.....	41
3.2.2. Impressão dos modelos.....	42
3.2.3. Pós-processamento dos modelos.....	42
3.2.4. Avaliação da distorção	43

3.2.5 Análise estatística.....	44
3.3. RESULTADOS.....	45
3.4. DISCUSSÃO.....	45
3.5. CONCLUSÃO.....	49
3.6. REFERÊNCIAS.....	50
CAPÍTULO 4 – DISCUSSÃO GERAL E CONCLUSÕES.....	53
4.1. DISCUSSÃO GERAL.....	53
4.2. CONCLUSÕES.....	55
4.3. REFERÊNCIAS.....	55
CAPÍTULO 5 – PRESS RELEASE.....	69

CAPÍTULO 1 – INTRODUÇÃO, REVISÃO DE LITERATURA E OBJETIVOS

1.1 INTRODUÇÃO

O desenvolvimento de novas tecnologias e plataformas digitais são fenômenos que vem transformando a sociedade [1]. Nos anos recentes, presenciamos aumentos na geração, compartilhamento e coleta de dados digitais que alteraram processos fundamentais como a maneira que nos comunicamos, nos transportamos ou assistimos televisão. Com isso, a indústria promoveu novas oportunidades com produtos e serviços mais flexíveis, personalizados e eficientes [2].

Na área da saúde, a digitalização dos processos alterou questões como os registros médicos, prontuários, cruzamento de dados, comunicação, planejamento e fabricação de dispositivos [3]. Nesse contexto, a Odontologia Digital constitui o exercício da odontologia utilizando arquivos digitais gerados e compartilhados com o objetivo de registro, planejamento, fabricação de trabalhos, educação e comunicação [4]. Esse processo de digitalização traz oportunidades de estudo, desenvolvimento de novas máquinas, materiais e técnicas [5].

A Odontologia Digital é muito lembrada pelos sistemas de fluxo CAD/CAM (*computer-aided design / computer-aided manufacturing*), que funcionam em três etapas: aquisição de imagens e arquivos iniciais, processamento dos dados, representado pela fase CAD, e a fabricação dos dados editados, representado pela sigla CAM. Historicamente, esse fluxo de trabalho digital na Odontologia começou nos anos 80 com os lançamentos dos sistemas CEREC, de planejamento e fresagem de próteses fixas dentárias em cerâmica no ambiente do consultório, e do sistema PROCERA, de fresagem de próteses fixas em laboratório [6,7]. Juntos, esses sistemas promoveram o desenvolvimento de inúmeros materiais, técnicas e fluxos de trabalho, além de outros sistemas CAD/CAM [8]. Entre os equipamentos desenvolvidos para os fluxos digitais, estão os escâneres intraorais e de bancada, softwares de planejamento, impressoras, fresadoras, e materiais adequados para impressão 3D e fresagem.

A impressão 3D foi bastante integrada aos fluxos de trabalho digitais na Odontologia. Também conhecida como manufatura aditiva (MA), ela é definida como o processo de aposição de camadas de material para formar objetos a partir de dados digitais tridimensionais [9]. A possibilidade de produzir peças personalizadas de variados materiais e formas geométricas complexas atraiu a atenção da Odontologia como meio de produção versátil [10]. A prototipagem rápida (PR) oferece serviços rápidos, personalizados e com custos reduzidos, muitas vezes simplificando os fluxos de trabalho [11,12].

Um dos maiores desafios para a implementação de fluxos digitais na Odontologia é o seu custo. No entanto, as gerações atuais cresceram já acostumadas com mais ambientes digitais, e tem grande interesse na implementação de estratégias digitais para o cotidiano [10]. Nesse contexto, a impressão 3D oferece uma variedade de máquinas e valores de aquisição, e por conta disso tem sido uma das portas de entrada para o fluxo digital na Odontologia [11,12]. Com a diminuição dos custos e novas alternativas de entrada no fluxo digital, quanto antes os dentistas e alunos entrarem em contato com essas tecnologias, mais cedo implementarão esses fluxos de trabalho nas suas rotinas clínicas [13].

Impressoras 3D de custo mais reduzido tem sido a preferência de muitos dentistas e laboratórios de prótese. Se por um lado muitos profissionais nas áreas de Prótese, Dentística, Endodontia e Implantodontia utilizam essa variedade de máquinas, do outro faltam estudos validando esses tipos de impressoras nos fluxos digitais odontológicos [14]. Dada a discrepância da quantidade de usuários e falta de evidências científicas para essas máquinas é fundamental fomentar estudos com esses equipamentos para guiar o desenvolvimento de novos materiais e fluxos.

1.2 REVISÃO DE LITERATURA – IMPRESSÃO 3D

Em 1986, Charles Hull apresentou e patenteou uma primeira tecnologia de impressão 3D, a SLA (Estereolitografia), e com isso desenvolveu a primeira impressora 3D [15]. Em 1990, Scott Crump patenteou uma outra forma de impressão 3D, a FDM (*fused deposition modeling*). Desde então a Impressão 3D vem progredindo bastante, e a queda de patentes permitiu o desenvolvimento e simplificação dessas tecnologias por novas empresas.

A impressão 3D é baseada na fase CAM do fluxo digital, e usa materiais padronizados para fabricar objetos tridimensionais personalizados [16]. Com o rápido

avanço nos últimos 30 anos, a MA ganhou espaço na saúde, engenharia, design e manufatura, mudando a formas de ensino e desenvolvimento dessas áreas [17]. Na Odontologia, a impressão 3D já é muito utilizada para Prótese, Dentística, Ortodontia, Implantodontia, Cirurgia bucomaxilofacial e Endodontia [18].

As técnicas de impressão 3D podem ser divididas em três categorias principais: PBF (*Powder Bed Fusion*), FDM (*Fused Deposition Modeling*) e de polimerização por luz. Nas impressoras PBF, um material em forma de pó é sinterizado ou fundido por um laser e solidificado com o resfriamento [19]. Esse tipo de impressão na Odontologia é mais utilizado para produzir peças metálicas, como implantes em titânio, telas personalizadas para a estabilização de enxertos em titânio e estruturas em cobalto-cromo (Co-Cr) [20]. A Impressão por PBF apresenta grande potencial para a produção de restaurações em cerâmica [21].

Uma alternativa de baixo custo de aquisição e manutenção são as impressoras FDM, que trabalham depositando um filamento de termoplástico aquecido e derretido por uma ponta [22]. Sob o controle do computador, a base de impressão e a ponta aquecida se movimentam no plano horizontal, representado pelos eixos X e Y, depositando o material de forma contínua e em voltas para formar as camadas, e com a evolução da impressão, a ponta aquecida vai subindo no plano vertical, representado pelo eixo Z [23]. Ela pode ser utilizada para a produção de modelos, restaurações e até mesmo arcabouços para enxertos [24]. Apesar da quantidade de adeptos na odontologia, seu uso é mais limitado devido às propriedades mais pobres, sendo a principal a maior rugosidade superficial [25].

Por fim, as impressoras com polimerização por luz são as mais populares na Odontologia, e derivam do primeiro tipo de impressora 3D patenteada por Hull em 1986, a SLA. Nesse tipo de impressora, uma plataforma que se movimenta no eixo Z é submersa em um tanque de resina líquida, e uma fonte de luz polimeriza a lâmina no eixo X e Y entre o fundo do tanque e a plataforma, formando uma camada [26]. Dentre os tipos dessas impressoras, a fonte de luz para polimerização é o maior diferencial: as impressoras SLA utilizam um laser ultravioleta (UV) que percorre o fundo do tanque; as impressoras do tipo DLP (*Digital Light Processing*) utilizam um projetor de luz UV que forma imagens; as máquinas do tipo LCD (*Liquid Crystal Display*) utilizam um display de cristal líquido para formar imagens. Enquanto a camada na impressora SLA é polimerizada com a passagem do laser, as impressoras

DLP e LCD polimerizam cada camada em uma única exposição, resultando em um tempo de impressão mais curto [27].

As aplicações da MA abrangem quase todas as áreas da Odontologia, sendo a fabricação de biomodelos e guias cirúrgicos os usos mais comuns [27]. A Cirurgia bucomaxilofacial tem grande adesão ao fluxo digital e à impressão 3D pelo fato dos biomodelos impressos permitirem a pré-visualização e treinamento para a cirurgia, assim como auxiliam na pré-adaptação de próteses e placas, reduzindo o tempo do procedimento. Para a Implantodontia, o uso de guias impressos para colocação de implantes tem sido bastante indicado e utilizado por reduzir complicações e melhorar a resolução protética [28]. O desenvolvimento da bioimpressão 3D já permite a impressão de arcabouços personalizados para enxertos ósseos, com boa distribuição de partículas bioativas e biocompatíveis. Essa técnica tem sido mais utilizada para a regeneração óssea guiada e em implantes, auxiliando na previsibilidade da densidade e manutenção de volume ósseo [29].

A Prótese é uma área que se beneficia muito com a impressão 3D. Entre as maiores aplicações, estão a impressão de modelos a partir de escaneamentos intraorais, de enceramentos diagnósticos digitais, de dentaduras e restaurações provisórias [30]. A impressão de próteses fixas dentárias é muito promissora, no entanto ainda faltam estudos de acompanhamento dessas restaurações *in vitro* e *in vivo* [21]. Uma grande disponibilidade de materiais específicos para a aplicação odontológica e máquinas com baixo a médio custo de aquisição permitem o emprego dessa tecnologia e fluxos de trabalho em muitos consultórios.

Vários fatores são decisivos para o sucesso de uma impressão 3D. Os parâmetros de impressão são fundamentais para o controle da fotopolimerização da resina [31], e muitas vezes eles são fornecidos sem validação [32]. Faltam na literatura evidências que apontam como diferentes parâmetros influenciam a acurácia, rugosidade superficial, biocompatibilidade e biomecânica de peças impressas [33,34]. Diferenças nas metodologias científicas dificultam a comparação entre estudos a respeito desses fatores [32].

O fatiamento para impressão 3D também influencia na qualidade da impressão. Essa etapa é feita por softwares na fase CAM, e consiste na conversão do arquivo STL em arquivos com instruções específicas para a impressora, como a altura das camadas, posição e densidade dos suportes, angulação e posição na plataforma de impressão [33]. Além disso, são nesses softwares que os parâmetros de

polimerização do material são inseridos. O algoritmo de fatiamento então fatia a malha para gerar imagens das camadas e imprimir o arquivo.

Os parâmetros de suporte estão ligados à angulação da impressão, posição na plataforma da impressora, espessura e altura desses [33]. Eles são fundamentais para garantir o apoio e fixação de estruturas complexas na plataforma de impressão. Ainda não existe um consenso com relação à angulação de impressão e posicionamento dos suportes. No entanto, alguns trabalhos sugerem que impressões na vertical, com as camadas na perpendicular dos vetores de força, apresentaram maior resistência à compressão [35-37]. Outros estudos também mostraram que o posicionamento de suportes próximos às bordas da malha aumenta a distorção nessa região [38].

O pós-processamento da impressão é fundamental para a finalização da fabricação do arquivo. Ela consiste nas etapas de remoção da impressão da impressora, limpeza, pós-polimerização e remoção dos suportes [39]. As fases da limpeza, que retira o excesso de resina não polimerizada da impressão, e a pós-cura, que finaliza a conversão dos polímeros, influenciam bastante na acurácia, biomecânica e biocompatibilidade dos objetos [36,40].

A variedade de máquinas mais baratas tem chamado a atenção de dentistas e laboratórios [14,41]. No entanto, dentro dessa diversidade, impressoras do tipo DLP e LCD tem uma quantidade de usuários desproporcional à disponibilidade de evidência científica. Poucos estudos avaliaram impressoras DLP [32] e impressoras do tipo LCD tem sido assunto de menos estudos ainda, apesar da quantidade de usuários [14]. Estudos utilizando essas impressoras são fundamentais para assegurar o correto uso no dia a dia clínico para a odontologia.

1.3 OBJETIVOS

Objetivos dos estudos dessa dissertação são: (1) avaliar a adaptação interna de facetas e coroas totais provisórias impressas com impressoras DLP e LCD; e (2) analisar a distorção de modelos impressos em impressoras DLP e LCD e três métodos de pós-processamento diferentes. Para tanto, foram geradas as seguintes hipóteses nulas:

Estudo 1

- Não existe diferença entre os valores de adaptação interna entre os tipos de restaurações e entre os tipos de impressoras 3D.

Estudo 2

- Não existe diferença das medições dos modelos entre o tipos de impressoras e entre os métodos de pós-processamento.

1.4 REFERÊNCIAS

1. Lynch C. Big data: How do your data grow? *Nature*. 2008 Sep 4;455(7209):28-9.
2. Rachinger, M., Rauter, R., Müller, C., Vorraber, W. and Schirgi, E. (2019), "Digitalization and its influence on business model innovation", *Journal of Manufacturing Technology Management*, Vol. 30 No. 8, pp. 1143-1160.
3. Lee CH, Yoon HJ. Medical big data: promise and challenges. *Kidney Res Clin Pract*. 2017 Mar;36(1):3-11.
4. Finkelstein J, Zhang F, Levitin SA, Cappelli D. Using big data to promote precision oral health in the context of a learning healthcare system. *J Public Health Dent*. 2020 Mar;80 Suppl 1(Suppl 1):S43-S58.
5. Favaretto M, Shaw D, De Clercq E, Joda T, Elger BS. Big Data and Digitalization in Dentistry: A Systematic Review of the Ethical Issues. *Int J Environ Res Public Health*. 2020 Apr 6;17(7):2495. doi: 10.3390/ijerph17072495. PMID: 32268509; PMCID: PMC7177351.
6. Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F. Das Cerec-System: Computergestützte herstellung direkter Keramikinlays in einer Sitzung [The Cerec system: computer-assisted preparation of direct ceramic inlays in 1 setting]. *Quintessenz*. 1987 Mar;38(3):457-70. German.
7. Andersson M, Carlsson L, Persson M, Bergman B. Accuracy of machine milling and spark erosion with a CAD/CAM system. *J Prosthet Dent*. 1996 Aug;76(2):187-93.
8. Rekow D. *Digital dentistry: a comprehensive reference and preview of the future*. U.K: Quintessence Pub Co; 1st Ed 2018. p. 63–84.
9. Grant GT, Campbell SD, Masri RM, Andersen MR; American College of Prosthodontists Digital Dentistry Glossary Development Task Force. Glossary of Digital Dental Terms: American College of Prosthodontists. *J Prosthodont*. 2016 Oct;25 Suppl 2:S2-9.
10. Abdalla R. Teaching dental anatomy & morphology: An updated clinical- & digital-based learning module. *Eur J Dent Educ*. 2020 Nov;24(4):650-659.
11. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater*. 2012 Jan;28(1):3-12.

12. Lin I, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P. 3D Printing and Digital Processing Techniques in Dentistry: A Review of Literature. *Advanced Engineering Materials*. 2019 21(6) 1801013.
13. Flores-Mir C, Palmer N, Northcott HC, Khurshed F, Major PW. Perception and attitudes of canadian dentists toward digital and electronic technologies. *J Can Dent Assoc*. 2006 Apr;72(3):243.
14. Chen H, Cheng DH, Huang SC, Lin YM. Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *J Prosthet Dent*. 2021 Nov;126(5):703-708.
15. Barazanchi A, Li KC, Al-Amleh B, Lyons K, Waddell JN. Additive Technology: Update on Current Materials and Applications in Dentistry. *J Prosthodont*. 2017 Feb;26(2):156-163.
16. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJI, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res*. 2018 Apr;62(2):218-226.
17. Gross BC, Erkal JL, Lockwood SY, Chen C, Spence DM. Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences. *Anal Chem*. 2014 Apr 1;86(7):3240-53.
18. Oberoi G, Nitsch S, Edelmayr M, Janjić K, Müller AS, Agis H. 3D Printing-Encompassing the Facets of Dentistry. *Front Bioeng Biotechnol*. 2018 Nov 22;6:172.
19. Mazzoli A. Selective laser sintering in biomedical engineering. *Med Biol Eng Comput*. 2013 Mar;51(3):245-56.
20. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. A Review of the Applications of Additive Manufacturing Technologies Used to Fabricate Metals in Implant Dentistry. *J Prosthodont*. 2020 Aug;29(7):579-593.
21. Methani MM, Revilla-León M, Zandinejad A. The potential of additive manufacturing technologies and their processing parameters for the fabrication of all-ceramic crowns: A review. *J Esthet Restor Dent*. 2020 Mar;32(2):182-192.
22. Arnesano A, Padmanabhan k, Notarangelo A, Montagna f, Licciulli A, Fused deposition modeling shaping of glass infiltrated alumina for dental restoration, *Ceram Intern*. 2020;46: 2206–2212.

23. Salmi M. Additive Manufacturing Processes in Medical Applications. *Materials (Basel)*. 2021 Jan 3;14(1):191.
24. Yefang Z, Hutmacher DW, Varawan SL, Meng LT. Comparison of human alveolar osteoblasts cultured on polymer-ceramic composite scaffolds and tissue culture plates. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2007 Feb;36(2):137-45.
25. Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. *J Clin Med*. 2020 Oct 20;9(10):3357.
26. Alifui-Segbaya, F. Biomedical photopolymers in 3D printing. *Rapid Prototyp. J*. 2019, 26, 437–444.
27. Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D Printing and Customized Additive Manufacturing. *Chem Rev*. 2017 Aug 9;117(15):10212-10290.
28. Lal K, White GS, Morea DN, Wright RF. Use of stereolithographic templates for surgical and prosthodontic implant planning and placement. Part I. The concept. *J Prosthodont*. 2006 Jan-Feb;15(1):51-8.
29. Habibovic P, Gbureck U, Doillon CJ, Bassett DC, van Blitterswijk CA, Barralet JE. Osteoconduction and osteoinduction of low-temperature 3D printed bioceramic implants. *Biomaterials*. 2008 Mar;29(7):944-53.
30. Sampaio CS, Niemann KD, Schweitzer DD, Hirata R, Atria PJ. Microcomputed tomography evaluation of cement film thickness of veneers and crowns made with conventional and 3D printed provisional materials. *J Esthet Restor Dent*. 2021 Apr;33(3):487-495.
31. Lee SH, Park WS, Cho HS, Zhang W, Leu MC. A neural network approach to the modelling and analysis of stereolithography processes. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*. 2001;215(12):1719-1733.
32. Piedra-Cascón W, Krishnamurthy VR, Att W, Revilla-León M. 3D printing parameters, supporting structures, slicing, and post-processing procedures of vat-polymerization additive manufacturing technologies: A narrative review. *J Dent*. 2021 Jun;109:103630.
33. Arnold C, Monsees D, Hey J, Schweyen R. Surface Quality of 3D-Printed Models as a Function of Various Printing Parameters. *Materials (Basel)*. 2019 Jun 19;12(12):1970.

34. Park GS, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Seo DG. Effects of Printing Parameters on the Fit of Implant-Supported 3D Printing Resin Prosthetics. *Materials (Basel)*. 2019 Aug 9;12(16):2533.
35. Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent*. 2016 Jun;115(6):760-7.
36. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2020 Feb;24(2):701-710.
37. Unkovskiy A, Bui PH, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater*. 2018 Dec;34(12):e324-e333.
38. Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont*. 2016 Sep-Oct;29(5):503-10.
39. Taormina G, Sciancalepore C, Messori M, Bondioli F. 3D printing processes for photocurable polymeric materials: technologies, materials, and future trends. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2018 Jul;16(3):151-160.
40. Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, Shim JS, Kim JE. Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers (Basel)*. 2020 Nov 23;12(11):2762.
41. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater*. 2020 Jan 22;5(1):110-115.

CAPÍTULO 2 – ADAPTAÇÃO INTERNA DE FACETAS E COROAS PROVISÓRIAS IMPRESSAS COM DIFERENTES IMPRESSORAS 3D

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a adaptação interna de facetas e coroas provisórias impressas por duas impressoras 3D, uma LCD, outra DLP. Um incisivo central superior (faceta) e um molar inferior (coroa) de um manequim foram preparados e escaneados, e as restaurações foram projetadas em software CAD, fatiadas e produzidas em impressoras do tipo LCD (Anycubic Photon) e DLP (Flashforge Hunter). A cimentação foi simulada com silicone de adição leve e os valores (em μm) foram obtidos através da medição de imagens de secções da película de cimentação. Os dados foram analisados por ANOVA *two-way* ($\alpha=0,05$), *t-student* e *Tukey*. Nas facetas, a impressora LCD gerou menores valores de desadaptação interna e os menores valores de película de silicone foram encontrados na área mais próxima ao limite cervical do preparo. Nas coroas posteriores não houve diferença entre impressoras, apenas entre áreas de mensuração e os maiores valores de película de silicone foram encontrados na área B4, próxima ao centro da face oclusal do preparo. As duas tecnologias de impressão testadas demonstraram resultados similares, com ligeira melhor adaptação em preparos de facetas com a máquina LCD. A adaptação interna foi melhor para ambos os preparos nas áreas mais próximas ao limite cervical do preparo. Ambas as impressoras produziram restaurações com valores de adaptação interna considerados clinicamente aceitáveis.

2.1. INTRODUÇÃO

Restaurações provisórias são utilizadas como uma fase transitória em tratamentos de prótese fixa, e devem cumprir requisitos biológicos, mecânicos e estéticos para a correta adequação das estruturas e funções [1]. Elas protegem o dente de deformações, infiltrações, acúmulo de placa, atuam como isolantes térmicos, e devem ter estabilidade mecânica e durabilidade para garantir a saúde dos tecidos adjacentes [1,2]. Erros na sua confecção podem levar à inflamação gengival e alterações indesejadas na oclusão, causando problemas para a adaptação das restaurações finais [3]. Diferentes características devem ser levadas em conta na seleção dos materiais para a fabricação de restaurações provisórias, como o tempo e facilidade de fabricação, biocompatibilidade, estabilidade dimensional e de cor, entre outros aspectos [4].

A tecnologia CAD/CAM (*computer aided design / computer aided manufacturing*) tem recebido grande atenção da Odontologia [5]. Seu fluxo de trabalho é dividido em três fases: aquisição de imagens e arquivos iniciais, processamento dos dados (CAD) e fabricação dos arquivos editados (CAM). A produção na fase CAM pode ser dividida em dois tipos: manufatura regressiva (MR) ou fresagem, que produz a restauração a partir da fresagem redutiva de um bloco de material por uma fresadora controlada por computador, e a manufatura aditiva (MA) ou impressão 3D, em que ocorre a fabricação do objeto pela aposição de material em uma impressora 3D [5].

Se inicialmente houve um *boom* com a utilização de métodos de produção subtrativos na prótese fixa dentária, hoje, certamente, vivemos um rápido desenvolvimento e crescente uso dos métodos aditivos de construção, por meio da impressão 3D [6]. Entre as vantagens da MA, temos a grande disponibilidade de máquinas de variados valores de aquisição, menor desperdício de material e liberdade geométrica, já que a adequação para o diâmetro e forma das brocas de fresagem não é necessário [7].

O tipo mais comum de MA empregada na odontologia é a polimerização por fonte de luz, em que uma plataforma de impressão é imersa em um tanque de resina, e uma fonte de luz ultravioleta (UV) polimeriza as camadas [6]. A definição da fonte de luz determina a precisão da impressão nos eixos horizontais X e Y, e a distância da plataforma para o fundo do tanque determina a altura da camada e a precisão no eixo vertical Z [8-10]. Dentre os tipos de impressora com polimerização por fonte de

luz, um dos mais utilizados na Odontologia é o DLP (*digital light processing*), em que um projetor é utilizado como fonte de luz UV, e mais recentemente o LCD (*liquid crystal display*), em que uma tela de cristal líquido é utilizada para a polimerização das camadas, com custo de aquisição da máquina mais baixo [11].

A impressão 3D pode ser utilizada na Odontologia para a fabricação de guias cirúrgicos, modelos, alinhadores ortodônticos, enceramentos digitais, e muitos outros objetivos [12-16]. No entanto, o número disponível de materiais aprovados para o uso intraoral ainda é limitado, e muitos fabricantes não divulgam detalhes da composição de muitas dessas resinas [6]. A maioria dos materiais restauradores para impressão 3D disponíveis no mercado, de marcas internacionais e nacionais, ainda não apresentam as mesmas características daqueles usados em técnicas analógicas ou para fresagem. Logo, recebem indicação para serem usados como materiais provisórios ou semipermanentes. Entretanto, já existem anúncios no mercado de resinas para impressão com melhores propriedades serão brevemente lançadas.

O assentamento preciso das restaurações ao preparo dentário é fator desejado e crítico para todo tipo de trabalho protético, e estudos relacionados à adaptação interna de restaurações impressas vem obtendo resultados contraditórios [17]. A direção da impressão [18], número de camadas [19,20], *software* [21], contração entre as camadas [22,23], quantidade de suportes [24] e procedimentos de pós-processamento [20] são alguns dos fatores que podem afetar a precisão e acurácia dos objetos impressos.

Além das questões técnicas relacionadas ao material e à técnica de impressão, ainda existe uma miríade de impressoras no mercado, de máquinas de custo baixo, acessíveis para baixo volume de produção, até aquelas que garantem velocidade e robustez. Há poucas comparações da precisão de impressão entre os equipamentos de custo mais baixo na literatura [25].

O objetivo do presente estudo consiste em avaliar a adaptação interna de restaurações provisórias do tipo faceta anterior e coroa total posterior, fabricadas por dois modelos de impressora 3D, uma DLP de custo médio-alto e outra LCD de custo baixo com a mesma resina indicada para a impressão de restaurações provisórias. A hipótese nula é de que não haverá diferença nos valores da adaptação entre as diferentes impressoras e tipos de preparo.

2.2. METODOLOGIA

2.2.1. Preparos dentários

O incisivo central superior plástico recebeu um preparo padrão para faceta e o primeiro molar inferior um preparo para coroa total em um mesmo manequim odontológico (MOM Dentística Estético código 3000, Marília, Brasil - figura 1). O manequim foi escaneado previamente aos preparos para armazenar a anatomia original dos dentes com um escâner intraoral (Primescan, Dentsply Sirona, Charlotte, EUA) em modo de escaneamento extraoral com o software Cerec (v5.1.3, Dentsply Sirona, Charlotte, EUA). As Facetas foram preparadas com brocas 4141 e 2134F (KGSorensen, São Paulo, Brasil), e as coroas totais com brocas 1014 e 2135F, utilizando índice de silicone e lupa com magnificação de 3 vezes (Essencial 3,0x, ExamVision, Samsø, Dinamarca). Ambos os términos dos preparos foram feitos em ombro arredondado. O manequim com os dentes preparados foi escaneado com o mesmo escâner inicial, e os arquivos foram exportados em formato STL para o planejamento no *software* CAD.



Figura 1: Preparos para faceta no dente 21 e coroa total no dente 46 no manequim, com término em ombro arredondado. A anatomia inicial foi escaneada e armazenada para cópia no planejamento das restaurações no *software* CAD.

2.2.2. Planejamento das restaurações e impressão 3D

Os arquivos das arcadas com os preparos foram importados em formato STL para o *software* InLab (v19.2.1, Dentsply Sirona, Charlotte, EUA). As restaurações foram projetadas no modo cópia biogénica, que utiliza a anatomia do escaneamento inicial como base para a proposta de anatomia das peças. Os parâmetros para os espaçadores radial e oclusal em ambas as restaurações foram equalizados em 70 µm, número utilizado pelos autores na clínica.

Os arquivos das restaurações foram exportados em formato STL para os *softwares* de fatiamento Anycubic Photon Slicer (V1.3.6. Anycubic Technology, Shenzhen, China) e FlashDLPrint (v1.3.0. Flashforge, Jinhua, China) correspondentes às impressoras 3D do tipo LCD Anycubic Photon (Anycubic Technology, Shenzhen, China) e DLP Flashforge Hunter (Flashforge, Jinhua, China), respectivamente. As facetas foram posicionadas a 0° e as coroas a 180° em relação à plataforma de impressão, com camadas paralelas à base de impressão e espessura 50µm. Os suportes foram posicionados nas faces incisal e oclusal das restaurações.

A resina utilizada foi a Cosmos Temp DLP B1 (Yllor biomateriais, Pelotas, Brasil). Todas as restaurações foram impressas com material da mesma garrafa, e no mesmo ciclo de impressão para cada impressora. Após a impressão, as peças foram imersas em dois banhos de álcool isopropílico em cuba ultrassônica por cinco minutos cada e polimerizadas em câmara de cura com luz UV a seco com potência de 36W durante 10 minutos. Os parâmetros de impressão em ambas as impressoras e a rotina de pós-processamento estão de acordo com as recomendações do fabricante da resina.

2.2.3. Avaliação da adaptação interna

Para avaliação da adaptação interna, cada peça foi assentada e suavemente pressionada durante um minuto por um operador treinado em seu respectivo preparo no manequim. Entre a restauração provisória e o preparo, para simular a película de cimento e ocupar o espaço da desadaptação, foi utilizado silicone de adição leve (Express XT soft, 3M ESPE, St. Paul, EUA) (figura 2). Após a presa do material, a restauração foi cuidadosamente removida do preparo, e uma camada de silicone de adição pesado (Express XT denso, 3M ESPE, St. Paul, EUA) foi colocada sobre a face da película do silicone leve voltada para o preparo. Após a presa, o excesso de silicone leve foi removido rente ao término da restauração com uma lâmina 15 de

bisturi (Solidor, Barueri, Brasil), e silicone de adição pesado foi aplicado na face da película voltada para a restauração provisória, de modo que a película do silicone leve ficou envolta pelo silicone pesado (figura 3). Para ambos os preparos as amostras de silicone de adição foram seccionadas no plano sagital mediano, na direção vestibulo-lingual/palatina.



Figura 2: Simulação da cimentação as facetas e coroas com silicone de adição leve e pressão contínua durante um minuto. A película resultante simula uma película de cimentação e demonstra a desadaptação interna das restaurações nos preparos.

As secções foram colocadas junto de uma régua endodôntica milimetrada (Maquira, Maringá, Brasil) e fotografadas com uma câmera fotográfica do tipo DSLR (D7100, Nikon, Tóquio, Japão) e lente 105mm (AF-S Micro Nikkor, Nikon, Tóquio, Japão) com lente *close-up* de duas vezes de aumento (Polaroid, Minnetonka, EUA). As imagens obtidas foram ampliadas em computador para garantir melhor visualização da película na tela do computador. A desadaptação interna nas faces vestibular, oclusal/incisal e palatina/lingual foi mensurada através da medição da espessura da película de silicone leve no corte com o software de análise de imagens ImageJ (v1.53e, National Institutes of Health, Bethesda, EUA), através da medição em pixels após calibração da medida na régua endodôntica para cada imagem. Para a Faceta, foram medidas cinco áreas da área de desadaptação, e na coroa, sete áreas, como ilustrado na figura 4.



Figura 3: **A** - Película de simulação da cimentação com silicone de adição leve após a retirada das restaurações provisórias dos preparos; **B** - Aplicação do silicone de adição pesado sobre a face da película do silicone de adição leve voltada para o preparo; **C** - Recorte do silicone de adição pesado rente ao término da restauração; **D** - Película do silicone de adição leve totalmente envolta pelo silicone pesado antes de serem seccionados.

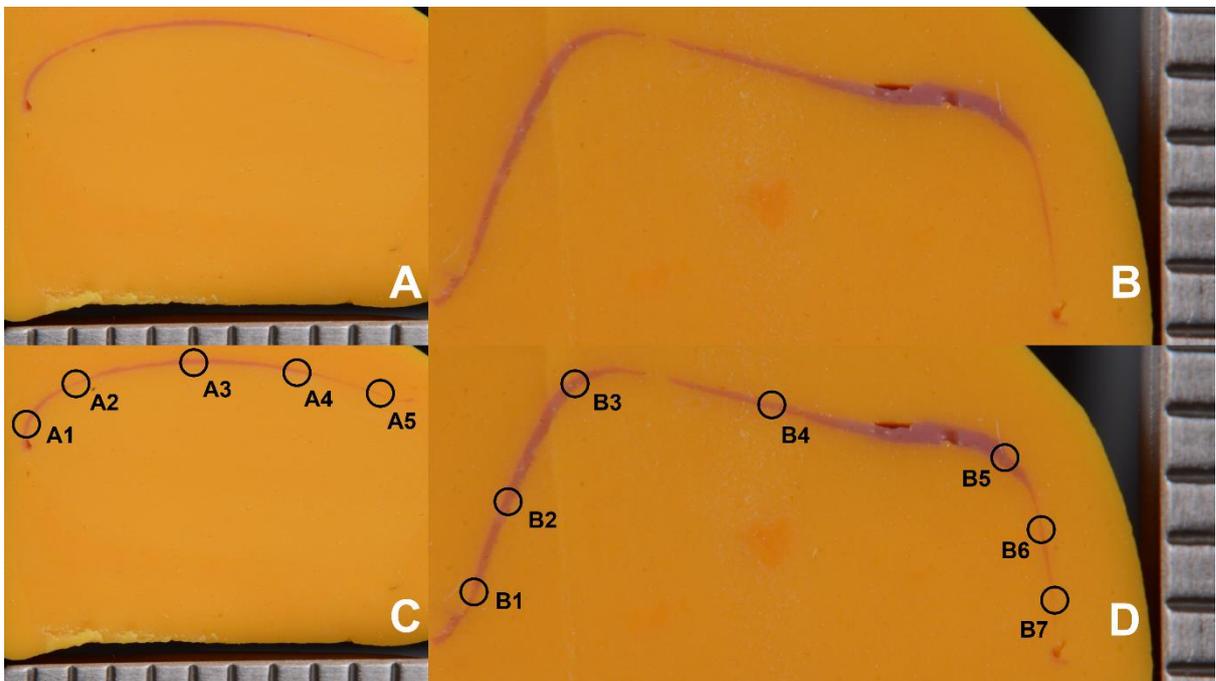


Figura 4: Corte sagital mediano da película de cimentação de silicone envolta no silicone denso para análise da adaptação interna da faceta (A) e da coroa (B); áreas de referência para medição da desadaptação na faceta (C) e na coroa (D).

2.2.4. Análise estatística

Os dados da desadaptação interna foram submetidos a análise normalidade (*Kolmogorov-Smirnov*). Confirmados pressupostos para utilização do teste paramétrico, os dados foram submetidos ao teste de ANOVA *two-way* ($\alpha=0,05$), tendo como variáveis independentes a impressora utilizada e a área de mensuração. A comparação entre impressoras em uma mesma área de mensuração foi realizada pelo teste t de *Student*. A comparação entre áreas de mensuração para uma mesma impressora foi realizada com o teste *post hoc* de *Tukey*.

2.3. RESULTADOS

Nas facetas, conforme o teste de ANOVA *2-way*, houve diferença estatisticamente significativa entre impressoras e entre áreas de mensuração. De modo geral, a impressora Anycubic gerou menores valores de desadaptação interna. Considerando a média de ambas as impressoras, menores valores de película de silicone foram encontrados na área A5, próxima ao limite cervical do preparo. Resultados detalhados, bem como comparações entre impressoras em cada área de mensuração e entre áreas de mensuração para cada impressora são encontrados na Tabela 1.

Para as coroas posteriores, o teste de ANOVA *2-way* demonstrou diferença estatisticamente significativa apenas entre áreas de mensuração. De modo geral, os maiores valores de película de silicone foram encontrados na área B4, próxima ao centro da face oclusal do preparo. Resultados detalhados, bem como comparações entre impressoras em cada área de mensuração e entre áreas de mensuração para cada impressora são encontrados na Tabela 2.

2.4. DISCUSSÃO

O presente estudo avaliou o efeito de diferentes equipamentos para a fabricação de restaurações provisórias seguindo o mesmo fluxo de trabalho digital: dois tipos de impressoras para dois tipos de preparos e as repercussões na adaptação interna das peças. Os resultados mostraram que os valores da desadaptação foram diferentes para as facetas e similares entre as coroas, aceitando parcialmente a hipótese nula de que não haveria diferença entre os tipos de impressoras.

Tabela 1 - Desadaptação interna das facetas impressas (em μm) de acordo com a impressora utilizada e a região de mensuração.

	A1	A2	A3	A4	A5	Média das áreas
Anycubic	127,13 \pm 31,76 Ab	112,75 \pm 47,47 Ab	119,75 \pm 31,19 Ab	99,38 \pm 31,84 Aab	63,88 \pm 23,95 Aa	104,63 \pm 27,96 A
Flashforge	161,13 \pm 33,46 Ac	180,13 \pm 36,58 Bc	141,75 \pm 25,80 Abc	116,50 \pm 24,70 Ab	43,38 \pm 15,04 Aa	128,50 \pm 13,21 B
Média das impressoras	144,13 \pm 36,079 c	146,44 \pm 53,72 c	130,75 \pm 29,89 bc	107,94 \pm 28,91 b	53,63 \pm 22,03 a	116,58 \pm 49,08

Letras maiúsculas distintas denotam diferença significativa entre grupos dentro da mesma coluna (entre impressoras). Letras minúsculas distintas denotam diferença significativa entre grupos dentro da mesma linha (entre áreas).

Tabela 2 - Desadaptação interna das coroas posteriores impressas (em μm) de acordo com a impressora utilizada e a região de mensuração.

	B1	B2	B3	B4	B5	B6	B7	Média das áreas
Anycubic	60,38 \pm 35,07 Aab	101,38 \pm 59,56 Aabc	145,37 \pm 68,01 Abc	178,63 \pm 67,80 Ac	154,63 \pm 78,19 Ac	58,88 \pm 37,05 Aab	45,75 \pm 32,16 Aa	106,50 \pm 39,20 A
Flashforge	91,00 \pm 31,10 Aab	87,50 \pm 42,56 Aab	168,87 \pm 118,13 Aab	184,50 \pm 117,87 Aab	150,00 \pm 71,63 Aab	78,88 \pm 60,22 Aab	55,75 \pm 26,52 Aa	116,75 \pm 54,65 A
Média das impressoras	75,69 \pm 35,713 a	94,44 \pm 50,52 ab	157,12 \pm 93,90 bc	181,56 \pm 92,94 c	152,31 \pm 72,48 bc	68,88 \pm 49,39 a	50,75 \pm 28,94 a	111,63 \pm 46,24

Letras maiúsculas distintas denotam diferença significativa entre grupos dentro da mesma coluna (entre impressoras). Letras minúsculas distintas denotam diferença significativa entre grupos dentro da mesma linha (entre áreas).

Nesse trabalho *in vitro*, foram utilizados dois tipos de preparos, um de faceta no dente 21 e outro de coroa total no dente 46, para simular diferentes situações clínicas. O método de análise da desadaptação interna simula a cimentação dessas restaurações, e com isso acrescenta-se o fato de que esse passo pode alterar a adaptação das peças e aumentar os *gaps* internos, reproduzindo mais fielmente uma situação clínica [26].

Na literatura, vários métodos de análise são reportados para quantificar a desadaptação interna de restaurações indiretas [26]. O método de análise foi escolhido por não destruir as amostras, com a vantagem de ser facilmente realizado sem a ajuda de equipamentos laboratoriais específicos e permitir a análise de diferentes pontos e ângulos da película de cimentação. A desvantagem desse método está na variação da medição por conta do foco da fotografia. Para isso, os autores utilizaram uma máquina fotográfica do tipo DSLR com lente de 105mm adicionada de lente close-up de aumento de duas vezes, e as fotografias foram ampliadas na tela do computador para obter a melhor visualização possível da película de cimentação

Cortes sagitais medianos na direção vestibulo-lingual/palatina foram feitos para a análise da desadaptação, permitindo a medição em cinco pontos internos na faceta e sete pontos na coroa, como em outro trabalho [17]. As medições foram realizadas no plano médio, compreendendo as faces vestibular, oclusal e palatina, não incluindo as faces proximais ou avaliação da desadaptação marginal.

Os pontos de medição nas coroas apresentaram maiores valores na face oclusal, sendo o maior deles no ponto B4. Esta conclusão está de acordo com outros estudos [17,27,28,29,30,31,32] que fizeram a análise de coroas com diferentes métodos de fabricação, e não apenas provisórias impressas 3D. As medições das desadaptações nas facetas seguiram tendência de maiores valores próximo à incisal, (áreas A1, A2 e A3).

As restaurações foram projetadas utilizando um *software* específico para Odontologia e voltado para a fresagem, e isso permite a definição de diversos parâmetros [17,33]. A parametrização de restaurações em *softwares* CAD muitas vezes é definida através da experiência do operador, técnicos de laboratório e disponibilidade da função no programa [27,34,35]. Nesse estudo, os autores utilizaram os parâmetros de espaçador radial e oclusal com valor de 70µm, próximo à medida de melhor reprodutibilidade do espaçador para impressoras do tipo DLP, de 85µm [34]. Por terem sido projetadas por software voltado para a fresagem, levando-se em

conta os instrumentos de fresagem, alterações desse espaçador podem ocorrer devido à compensação das brocas para fresagem [24]. Os preparos desse trabalho não apresentaram áreas de retenção no eixo de inserção definido, de acordo com a análise do *software* CAD. Outros trabalhos que utilizaram programas específicos para odontologia não deixaram claro se levaram em conta as brocas na definição dos parâmetros [6,7,15-19,23,24,36].

Estudos que avaliaram da adaptação interna de facetas e coroas não encontram um consenso para determinar os valores ideais desse quesito. No entanto, uma revisão sistemática com meta-análise encontrou valores médios variando de 106,5 a 146,8 μm de desadaptação interna para coroas fabricadas com fluxo digital completo. No presente trabalho, as médias dos valores de adaptação interna para as coroas em ambas as impressoras ficaram dentro desse intervalo e, portanto, atendem às medidas clinicamente aceitáveis para esse tipo de restauração. Esse mesmo trabalho destaca a melhor adaptação interna das coroas de fluxo digital completo quando comparadas à coroas fabricadas com fluxo misto (moldagem convencional e depois fluxo digital) ou analógico [37]

Apesar da definição do espaçador em 70 μm , os valores médios analisados por grupo variaram de 49% a 83% acima do valor parametrizado. Outros trabalhos apresentaram variações com relação aos valores de espaçador parametrizados similares ou até maiores em restaurações provisórias impressas ou fresadas [17,34,35], sugerindo que os valores definidos podem ser reduzidos em relação ao esperado para se obter uma película de cimentação mais próxima à prevista. Esses valores podem variar devido à incorporação de espaços durante o planejamento [33,38], como a compensação da broca de fresagem no projeto em *software* CAD, e o tipo de impressora e método de pós-processamento utilizado [33].

Um aspecto importante de salientar é o meio de fabricação das restaurações provisórias nas impressoras 3D. Apesar da popularização de impressoras do tipo LCD nos últimos anos, poucos estudos avaliaram esse tipo de equipamento e a sua comparação com outras tecnologias similares. Como diferenciais, as impressoras LCD apresentam um valor de aquisição menor e fonte de luz mais simples comparada às impressoras DLP. Um estudo observou que restaurações provisórias múltiplas obtiveram distorção maior quando produzidas por uma impressora LCD do que quando se utilizou uma DPL. Para restaurações de dois elementos unidos, uma diferença estatisticamente insignificante foi observada entre os dois tipos, com

tendência de distorção em forma de torção nos produtos da DLP e uniforme em todas as direções na LCD [11]. Um outro trabalho comparou a resistência flexural e citotoxicidade de produtos impressos com resinas para restaurações provisórias em impressoras DLP e LCD. De acordo com os resultados, o pós-processamento de produtos produzidos nas impressoras LCD deve ser feito com câmaras de cura mais potentes ou por um tempo mais longo [25]. No caso desse trabalho, utilizaram-se as recomendações do fabricante para tempo de banho em álcool isopropílico e exposição em câmara de cura com potência adequada para os dois tipos de impressora. O fabricante não especifica tempos de cura diferentes para a mesma resina impressa nos dois tipos de impressora.

A direção da impressão e suportes das restaurações impressas também podem alterar de maneira significativa a distorção durante a produção [7,15,36], no entanto, estes apresentam resultados contraditórios. Entre os trabalhos que analisaram o ângulo de impressão de coroas totais com relação à plataforma, os resultados com os melhores valores de assentamento sobre o preparo variaram entre 90°, 150° e 180° para coroas [7,19]. Entre os fatores que podem alterar a precisão do encaixe das peças, estão a quantidade e posição dos suportes, que quanto mais próximos das bordas da restauração, mais afetam o posicionamento das camadas nessa região crítica [36]. No presente trabalho, as facetas foram posicionadas a 0°, e as coroas a 180° da plataforma, com as camadas paralelas à direção de impressão e perpendiculares aos vetores de força. Os suportes foram posicionados apenas nas faces incisal e oclusal, respectivamente, e distantes das margens das restaurações.

Mais estudos in vivo devem ser feitos para responder melhor a questionamentos sobre restaurações feitas com manufatura aditiva. Questões como manutenção da cor e polimento, medição da desadaptação marginal e interna e longevidade dessas restaurações em boca são fatores interligados. Além disso, deve-se discutir melhor cientificamente o emprego das impressoras do tipo LCD na Odontologia, pois muitos clínicos e laboratórios já as usam, reportando resultados clínicos satisfatórios, mas com pobre embasamento científico a respeito.

2.5. CONCLUSÃO

Os valores da adaptação interna de ambas as impressoras testadas demonstraram resultados dentro do espectro relatado em estudos como clinicamente aceitável para restaurações feitas por fluxo digital. As facetas impressas com a

máquina LCD apresentaram ligeira melhor adaptação, enquanto para coroas não houve diferença entre as máquinas. A adaptação interna em ambos os preparos foi melhor nas áreas de medição próximas ao limite cervical do preparo.

2.6. REFERÊNCIAS

- 1- Burns DR, Beck DA, Nelson SK; Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2003 Nov;90(5):474-97.
- 2- Tjan AH, Castelnuovo J, Shiotsu G. Marginal fidelity of crowns fabricated from six proprietary provisional materials. *J Prosthet Dent.* 1997 May;77(5):482-5.
- 3- Karlsen K. Gingival reactions to dental restorations. *Acta Odontol Scand.* 1970 Dec;28(6):895-904.
- 4- Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent.* 1999 Nov;82(5):525-8.
- 5- Park ME, Shin SY. Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *J Prosthet Dent.* 2018 May;119(5):861.e1-861.e7.
- 6- Revilla-León M, Meyers MJ, Zandinejad A, Özcan M. A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing workflow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *J Esthet Restor Dent.* 2019 Jan;31(1):51-57.
- 7- Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, Ferracane JL, Bertassoni LE. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018 Feb;34(2):192-200.
- 8- Hull CW. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. US patent 4,575,330. 1986.
- 9- Hull CW, Spence ST, Albert DJ, et al. Method and apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. US patent 5,059,359. 1991.

- 10- André JC, Cabrera M, Jezequel JY, et al. Process for producing a model of an industrial component and device for implementing this process. French patent 2,583,333. 1985.
- 11- Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJ, Chung SH. Dimensional Accuracy Evaluation of Temporary Dental Restorations with Different 3D Printing Systems. *Materials (Basel)*. 2021 Mar 18;14(6):1487.
- 12- Di Giacomo GA, Cury PR, da Silva AM, da Silva JV, Ajzen SA. A selective laser sintering prototype guide used to fabricate immediate interim fixed complete arch prostheses in flapless dental implant surgery: Technique description and clinical results. *J Prosthet Dent*. 2016 Dec;116(6):874-879.
- 13- Atria PJ, Sampaio CS, Hirata R, Jorquera G. Preliminary evidence for the complete digital esthetic rehabilitation treatment: case report and 1-year follow-up. *J Evid Based Dent Pract*. 2017;17:76-82.
- 14- Caminiti M, Lou T. Clear Aligner Orthognathic Splints. *J Oral Maxillofac Surg*. 2019 May;77(5):1071.e1-1071.e8.
- 15- Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build Angle: Does It Influence the Accuracy of 3D-Printed Dental Restorations Using Digital Light-Processing Technology? *Int J Prosthodont*. 2017 Mar/Apr;30(2):182-188.
- 16- Sampaio C, Atria P. Restaurações diretas e impressões 3D: do computador ao dente. *Journal of Clinical Dentistry and Research*. 2018;15. 16-25.
- 17- Sampaio CS, Niemann KD, Schweitzer DD, Hirata R, Atria PJ. Microcomputed tomography evaluation of cement film thickness of veneers and crowns made with conventional and 3D printed provisional materials. *J Esthet Restor Dent*. 2021 Apr;33(3):487-495.
- 18- Ryu JE, Kim YL, Kong HJ, Chang HS, Jung JH. Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *J Adv Prosthodont*. 2020 Aug;12(4):225-232.
- 19- Puebla K, Arcaute K, Quintana R, Wicker RB. Effects of environmental conditions, aging, and build orientations on the mechanical properties of ASTM type I specimens manufactured via stereolithography. *Rapid Prototyp J*. 2012;18:374-388.
- 20- Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, Ferracane JL, Bertassoni LE. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater*. 2018 Feb;34(2):192-200.

- 21- Plooij JM, Maal TJ, Haers P, Borstlap WA, Kuijpers-Jagtman AM, Bergé SJ. Digital three-dimensional image fusion processes for planning and evaluating orthodontics and orthognathic surgery. A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011 Apr;40(4):341-52.
- 22- Braian M, Jimbo R, Wennerberg A. Production tolerance of additive manufactured polymeric objects for clinical applications. *Dent Mater.* 2016 Jul;32(7):853-61.
- 23- Della Bona A, Cantelli V, Britto VT, Collares KF, Stansbury JW. 3D printing restorative materials using a stereolithographic technique: a systematic review. *Dent Mater.* 2021 Feb;37(2):336-350.
- 24- Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2016 Jun;115(6):760-7.
- 25- Chen H, Cheng DH, Huang SC, Lin YM. Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *J Prosthet Dent.* 2021 Nov;126(5):703-708.
- 26- Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review. *J Prosthodont.* 2013 Jul;22(5):419-28.
- 27- Shamseddine L, Mortada R, Rifai K, Chidiac JJ. Marginal and internal fit of pressed ceramic crowns made from conventional and computer-aided design and computer-aided manufacturing wax patterns: An in vitro comparison. *J Prosthet Dent.* 2016 Aug;116(2):242-8.
- 28- Park JY, Jeong ID, Lee JJ, Bae SY, Kim JH, Kim WC. In vitro assessment of the marginal and internal fits of interim implant restorations fabricated with different methods. *J Prosthet Dent.* 2016 Oct;116(4):536-542.
- 29- Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P. Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil.* 2005 Oct;32(10):753-8.
- 30- Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci.* 2012 Mar-Apr;20(2):235-40.

- 31- Bayramoğlu E, Özkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015 Jul;114(1):52-8.
- 32- Anunmana C, Charoenchitt M, Asvanund C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont.* 2014 Aug;6(4):253-8.
- 33- Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJI, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res.* 2018 Apr;62(2):218-226.
- 34- Hoang LN, Thompson GA, Cho SH, Berzins DW, Ahn KW. Die spacer thickness reproduction for central incisor crown fabrication with combined computer-aided design and 3D printing technology: an in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015 May;113(5):398-404.
- 35- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008 May 10;204(9):505-11.
- 36- Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont.* 2016 Sep-Oct;29(5):503-10.
- 37- Hasanzade M, Aminikhah M, Afrashtehfar KI, Alikhasi M. Marginal and internal adaptation of single crowns and fixed dental prostheses by using digital and conventional workflows: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021 Sep;126(3):360-368.
- 38- Örtorp A, Jönsson D, Mouhsen A, Vult von Steyern P. The fit of cobalt-chromium three-unit fixed dental prostheses fabricated with four different techniques: a comparative in vitro study. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):356-63.

CAPÍTULO 3 – DISTORÇÃO DE MODELOS IMPRESSOS COM DIFERENTES IMPRESSORAS 3D E MÉTODOS DE PÓS-PROCESSAMENTO

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar a distorção de modelos impressos com dois tipos de impressoras 3D, uma LCD, outra DLP, pós-processados com três métodos diferentes. O arco superior de um manequim com pontos de referência foi escaneado e transformado em modelo para impressão com um software CAD. O arquivo mestre do modelo foi fatiado e impresso em impressoras do tipo LCD (Anycubic Mono X) e DLP (Flashforge Hunter). O pós-processamento foi realizado de 3 formas: limpeza com álcool isopropílico e com pincel e câmara de luz ultravioleta aberta; limpeza com álcool isopropílico em câmara ultrassônica e polimerização em câmara de luz ultravioleta fechada; limpeza com álcool isopropílico e polimerização em equipamento específico para pós-processamento de impressões 3D. Os modelos impressos foram escaneados e os pontos de referência foram medidos e comparados com o arquivo mestre. Foram calculadas distorções de arco, intercaninos e intermolares. Os dados foram analisados por ANOVA One-way, ANOVA *two-way* e *Kolgomorov-Smirnov*. Houve distorções entre modelos impressos e arquivo mestre. Entre as impressoras, a DLP apresentou sutil menor distorção intercanino, não existindo diferença na distorção de arco e intermolares. Entre os métodos de pós-processamento, observou-se ligeira maior distorção intermolar e intercanino no grupo da lavagem em cuba ultrassônica e polimerização em câmara de luz fechada. Todos as combinações de impressora e pós-processamento foram capazes de produzir modelos com distorção considerada clinicamente aceitável.

3.1 INTRODUÇÃO

A Odontologia Digital é uma área em desenvolvimento nos últimos anos, sendo responsável por trazer fluxos com maior previsibilidade, acurácia e economia de tempo. Os sistemas CAD /CAM (*Computer-Aided Design / Computer-Aided Manufacture*) são responsáveis pela digitalização do fluxo de trabalho utilizando ferramentas virtuais para um melhor desempenho em alguns procedimentos odontológicos [1].

Nesse contexto, as técnicas aditivas, como a impressão 3D, também chamada de prototipagem rápida (PR), vêm ganhando visibilidade dentro do cenário digital, devido à capacidade de construir objetos de geometria complexa e personalizada com gasto de material reduzido em comparação com as técnicas subtrativas, como o processo de fresagem [2]. As aplicações da impressão 3D na Odontologia podem ser vistas em diversas áreas, como enceramentos digitais, confecção de guias cirúrgicos, produção de alinhadores ortodônticos e de modelos para planejamento clínico, além de outras possibilidades [3].

A impressão 3D aplicada à Odontologia possibilita a fabricação de um modelo através da aposição de camadas guiada por um arquivo digital. [3]. Essa tecnologia está em processo de popularização devido à queda das primeiras patentes e surgimento de novas tecnologias que aumentaram a disponibilidade e acessibilidade de impressoras 3D, resultando em um grande espectro de preço para diferentes equipamentos [4].

Impressoras do tipo LCD (*Liquid Crystal Display*) e DLP (*Digital Light Processing*) estão entre as tecnologias mais utilizadas de impressão dentro da odontologia. Nessas máquinas, uma plataforma é imersa em um tanque de resina líquida, e uma fonte de luz ultravioleta (UV) polimeriza as camadas [4,5]. As impressoras LCD utilizam um display de cristal líquido como fonte de luz UV, enquanto as DLP utiliza um projetor de luz [6]. As imagens projetadas pela tela e pelo projetor polimerizam a resina entre o fundo do tanque e a plataforma de impressão, gerando uma camada. É importante observar que ainda há uma grande diferença de preço para representantes desses dois modelos de impressoras e, principalmente, estudos comparativos sobre a acurácia dimensional entre essas duas categorias são escassos [4].

A impressão 3D de um objeto requer uma etapa de pós-processamento a fim de que alcançar as especificações estruturais, mecânicas e de biocompatibilidade desejadas para seu uso [7,8]. A etapa de pós-processamento consiste na lavagem do objeto recém-impresso para retirar o excesso de material ainda em estado líquido, secagem e polimerização do objeto com luz ultravioleta (UV) de comprimento de onda adequado para a obtenção de maior grau de conversão da resina. [7]. Esse processo é dependente de variáveis como tempo de lavagem, tempo de exposição a luz, comprimento de onda da luz e alterações nesses parâmetros levam a distorções [8,9]. Os estudos a respeito de alterações dimensionais em processos de pós-cura com diferentes parâmetros são escassos ou não contém todas as informações a serem avaliadas [9,10] .

O objetivo desse trabalho foi analisar a distorção tridimensional de modelos impressos usando um software de métrica 3D a fim de avaliar diferentes formas de pós-processamento entre duas impressoras diferentes, sendo uma do tipo LCD e outra DLP.

3.2. METODOLOGIA

3.2.1. Escaneamento inicial e confecção do modelo

Em um manequim odontológico de arcada superior completo (MOM Dentística Estético código 3000, Marília, Brasil), foram feitos pontos de referência nos dentes 16, 13, 21, 23 e 26 com uma broca 2200F (KG Sorensen, São Paulo, Brasil). O manequim foi então escaneado por um escâner de bancada (Smart, Open Technologies, Rezzato, Italia) e o arquivo resultante exportado em STL para um software CAD. No programa CAD (Meshmixer, Autodesk, San Rafael, EUA) o arquivo inicial foi transformado em modelo para impressão com adição de uma base e ocado com espessura uniforme de 3mm. Esse arquivo foi armazenado como modelo de referência, e exportado como arquivo STL para os *softwares* de fatiamento das respectivas impressoras.

3.2.2. Impressão dos modelos

Os modelos foram exportados em formato STL para os *softwares* de fatiamento Chitubox (v1.9.2, Shenzhen, China) e FlashDLPrint (v1.3.0., Flashforge, Jinhua, China), e impressas em seguida nas impressoras LCD (AnyCubic Mono X, Anycubic Technology, Shenzhen, China) e DLP (Hunter, Flashforge, Jinhua, China), respectivamente. Os modelos foram impressos paralelos à plataforma de impressão, com altura das camadas em 50µm. Na impressora DLP, somente dois modelos foram impressos por vez, enquanto na LCD, por conta da plataforma de impressão maior, os seis modelos de cada grupo foram impressos em uma mesma impressão. A resina utilizada foi a Cosmos Dental Model Bege DLP (Yller Biomateriais Pelotas, Brasil), seguindo os parâmetros de impressão da fabricante para cada impressora.

3.2.3. Pós-processamento dos modelos

Os modelos impressos por cada impressora foram divididos em três grupos de seis modelos pelos quais passaram por três protocolos de pós-processamento diferentes (n=36). No primeiro grupo, o protocolo de pós-processamento consistiu da seguinte forma: lavagem manual dos modelos com álcool isopropílico 95%, em dois recipientes separados, com uso de pincel por 4 minutos em cada recipiente, seguido da secagem total do modelo ao ar livre por 10 minutos e polimerização dos modelos em câmara de cura aberta (SK-818, GC Nail, Chengdu, China), com potência de 36W comprimento de onda dual de 365 e 405nm por 30 minutos. No segundo grupo, o protocolo de pós-processamento consistiu em lavagem do modelo com álcool isopropílico 95% em dois recipientes separados em câmara ultrassônica (Ultrasonic Cleaner GB0610, Granbo Technology, Shenzhen, China) por 4 minutos em cada recipiente, seguido de secagem do modelo ao ar livre por 10 minutos e polimerização em câmara de cura fechada (CUREbox, Wicked Engineering, Hartford, EUA) com potência de luz de 36W e comprimento de onda dual de 365 e 405nm por 30 minutos. No terceiro grupo, o processo de pós-processamento consistiu em lavagem e polimerização em câmara de lavagem e cura específica para impressão 3D (Wash & Cure 2.0, Anycubic Technology, Shenzhen, China) com potência de 40W e comprimento de onda dual de 365 e 405nm, com a lavagem em álcool isopropílico

por 8 minutos, secagem do modelo ao ar livre por 10 minutos seguida de polimerização por 30 minutos. A figura 1 ilustra todos os equipamentos utilizados no estudo.

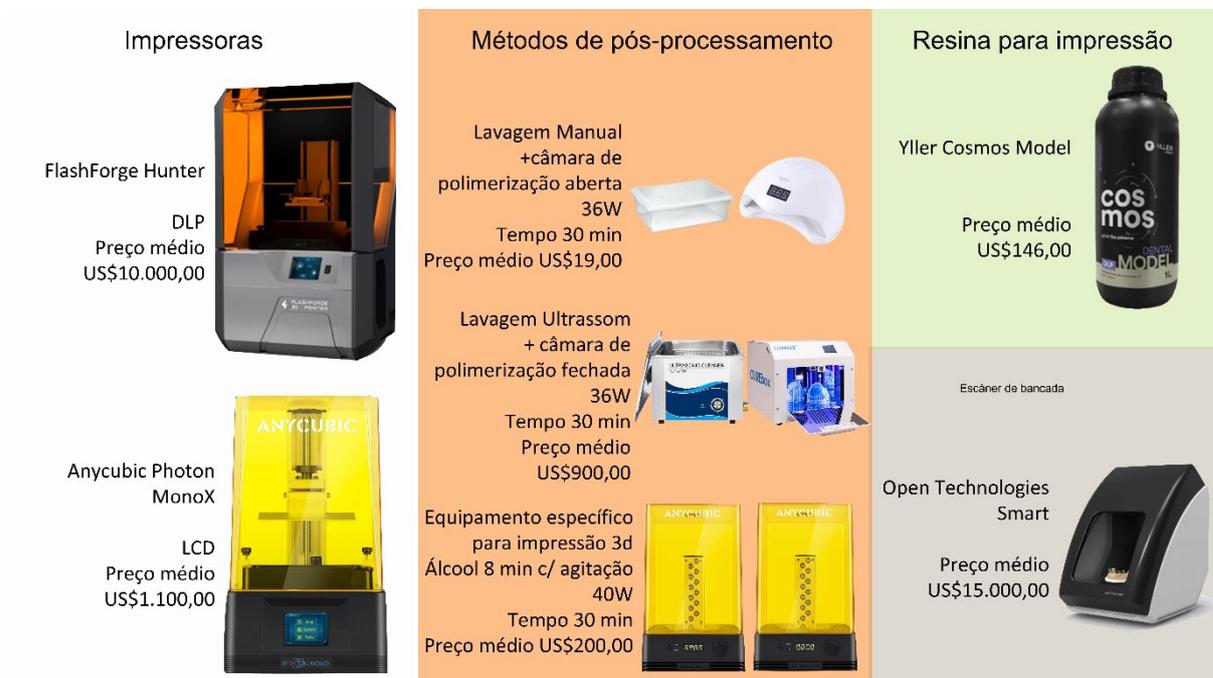


Figura 1: Equipamentos utilizados para o escaneamento do manequim, impressão e pós-processamentos dos modelos de estudo, com seus respectivos valores em dólares.

3.2.4. Avaliação da distorção

Os modelos pós-processados foram escaneados com o mesmo escâner de bancada inicial e os arquivos foram exportados para um software CAD de análise de malhas 3D (v2.12 CloudCompare, Dublin, Irlanda). Para avaliação da distorção entre os modelos, foram medidas as marcações entre os dentes 13 e 23 para determinar a distância intercanino; entre os dentes 16 e 26 para determinar a distância intermolar, e a ligação dos pontos entre todos os dentes para o comprimento do arco (Figura 2). A diferença entre as medidas do modelo mestre e dos modelos de estudo escaneados determinou a distorção ocorrida.

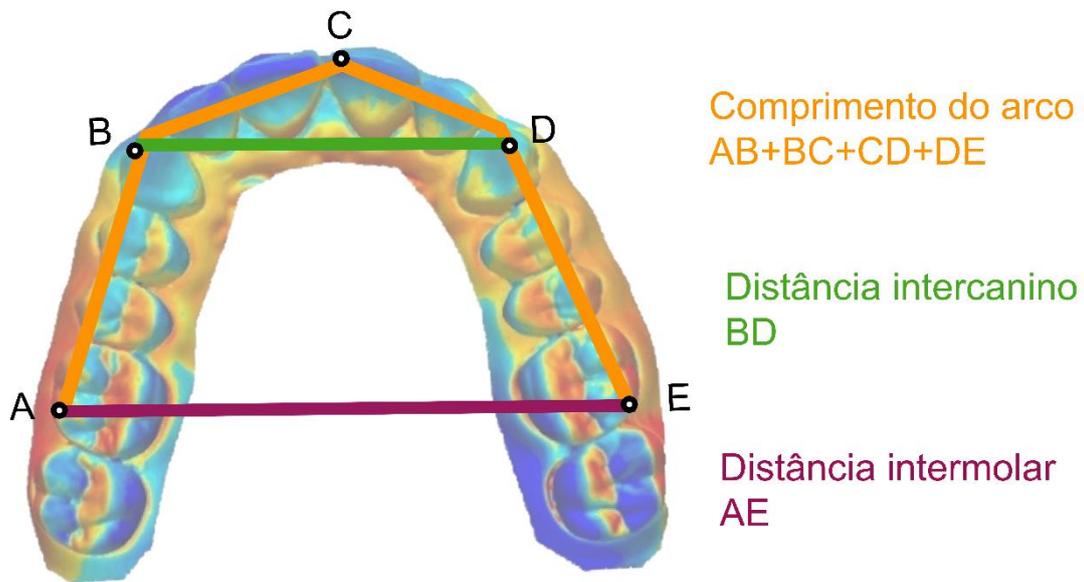


Figura 2: Pontos de medição dos modelos escaneados para determinar a distorção no comprimento do arco e nas regiões intercanino e intermolar. As diferenças entre as medidas dos modelos impressos e do arquivo mestre determina a distorção.

3.2.5. Análise estatística

Para testar a normalidade das amostras foi feito o teste de *Kolmogorov-Smirnov* no qual se verificou de tratar-se de uma amostra normal. Os testes paramétricos foram repetidos em cada caso, primeiramente com os dados referentes à distância de cada grupamento e depois com os dados referentes a distorção de cada grupamento, essa foi uma escolha feita para termos noção da distorção em relação a parâmetros clinicamente aceitáveis.

A análise estatística ficou dividida em três partes. Primeiramente para verificar se existe alguma diferença estatística entre impressoras, foi feito um teste ANOVA *two-way*, comparando todos os modelos impressos por cada impressora (n=18) com as mensurações feitas no modelo mestre (n=6).

Para analisar as distorções presentes entre os métodos de pós-processamento utilizados, foi feito um teste ANOVA *two-way*, no qual os grupos em análise eram os grupos de pós-processamento das duas impressoras (n=12) comparados com as mensurações feitas no modelo mestre (n=6).

Por fim, para analisar as diferentes combinações criadas entre impressoras e métodos de pós-processamento foi feito um teste ANOVA *one-way* com cada uma dessa combinação (n=6) e as mensurações feitas no modelo mestre (n=6).

3.3. RESULTADOS

Os resultados da avaliação da distorção entre as impressoras mostraram uma diferença apenas nos parâmetros de medição e distorção intercanino. De modo geral, a medição e distorção intermolar e do comprimento do arco não apresentaram diferença estatisticamente significativa. Resultados detalhados das medições entre as impressoras são encontrados na Tabela 1.

Com relação aos métodos de pós-processamento, não houve diferença nos parâmetros de comprimento e distorção do arco, e pouca diferença foi observada na distância e distorção intermolar e intercanino. Resultados detalhados da análise entre os métodos de pós-processamento são encontrados na Tabela 2.

Integrando os tipos de impressoras e de pós-processamento, observa-se uma média de valores similares, com poucas variações. Os resultados das medições estão na Tabela 3, e das distorções na Tabela 4.

3.4. DISCUSSÃO

O objetivo desse estudo foi realizar uma análise dimensional de modelos impressos com diferentes métodos de pós processamento impressos por diferentes tecnologias de impressão. O pós-processamento, que consiste na lavagem do modelo e na polimerização final, é uma parte fundamental para a conversão final dos monômeros residuais em polímeros e é uma das variáveis que determinam o sucesso da impressão [4]. Entretanto, não existem estudos que comparem, na totalidade, diferentes métodos usados para pós-processamento e a sua influência na acurácia dimensional de impressão com as tecnologias LCD e DLP.

A diferença observada entre as impressoras e os métodos de pós-processamento foram muito sensíveis. A evolução da impressão 3D, que leva a máquinas mais baratas a apresentar resultados estatísticos tão acurados quanto impressoras mais sofisticadas é notável. Assim como em outro estudo, poucas diferenças entre as impressoras mais baratas e outras mais sofisticadas foram notadas, mostrando um excelente desempenho da máquina LCD [12].

Tabela 1: Medições e distorção dos modelos impressos (em mm) de acordo com a impressora utilizada.

Impressora (n=18 por impressora)	Comprimento do arco	Distância Intermolar	Distância Intercanino	Distorção de Arco	Distorção Intermolar	Distorção Intercanino
Anycubic Photon MonoX	85,902±0,119 b	50,471±0,073 b	36,578±0,049 c	-0,193±0,118 b	-0,167±0,073 b	-0,207±0,049 c
Flashforge Hunter	85,914±0,083 b	50,498±0,085 b	36,635±0,067 b	-0,180±0,083 b	-0,140±0,085 b	-0,150±0,067 b
Modelo Mestre	86,094±0,097 a	50,638±0,021 a	36,785±0,020 a	0,000±0,097 a	0,000±0,021 a	0,000±0,020 a

Letras minúsculas distintas representam diferença estatística entre impressoras e modelo mestre para uma mesma medida (dentro da coluna).

Tabela 2: Medições e distorção dos modelos impressos (em mm) de acordo com o método de pós-processamento utilizado.

Pós-processamento (n=12 por método PP)	Comprimento do arco	Distância Intermolar	Distância Intercanino	Distorção de Arco	Distorção Intermolar	Distorção Intercanino
Lavagem Manual + câmara aberta	85,933±0,130 b	50,487±0,075 bc	36,616±0,046 bc	-0,162±0,129 b	-0,152±0,075 bc	-0,169±0,046 bc
Lavagem Ultrassom + câmara fechada	85,905±0,101 b	50,428±0,064 c	36,565±0,041 c	-0,190±0,101 b	-0,210±0,064 c	-0,219±0,041c
Máquina para pós-processamento	85,887±0,066 b	50,540±0,060 b	36,637±0,081 b	-0,208±0,066 b	-0,098±0,060 b	-0,148±0,082 b
Modelo Mestre	86,094±0,097 a	50,638±0,021 a	36,785±0,020 a	0,000±0,097 a	0,000±0,021 a	0,000±0,020 a

Letras minúsculas distintas representam diferença estatística entre métodos de pós-processamento e modelo mestre para uma mesma medida (dentro da coluna).

Tabela 3: Medições dos modelos impressos (em mm) de acordo com a impressora e método de pós-processamento utilizados.

Impressora	Pós-processamento	Comprimento do arco	Distância Intermolar	Distância Intercanino
(n=6 por combinação impressora+ método PP / n=6 medidas do modelo mestre)				
Anycubic Photon MonoX	Lavagem Manual+ câmara aberta	85,923±0,167ab	50,493±0,063bc	36,584±0,019cd
	Lavagem Ultrassom + câmara fechada	85,862±0,111b	50,403±0,066c	36,550±0,033d
	Máquina para pós-processamento	85,919±0,072ab	50,516±0,038b	36,599±0,073bcd
Flashforge Hunter	Lavagem Manual+ câmara aberta	85,942±0,095ab	50,480±0,091bc	36,648±0,043bc
	Lavagem Ultrassom + câmara fechada	85,846±0,077ab	50,452±0,055bc	36,580±0,045cd
	Máquina para pós-processamento	85,854±0,044b	50,563±0,074ab	36,675±0,076b
Modelo Mestre		86,094±0,097 a	50,638±0,021 a	36,785±0,020 a

Tabela 4: Distorções dos modelos impressos (em mm) de acordo com a impressora e método de pós-processamento utilizados.

Impressora	Pós-processamento	Distorção de Arco	Distorção Intermolar	Distorção Intercanino
(n=6 por combinação impressora+ método PP / n=6 medidas do modelo mestre)				
Anycubic Photon MonoX	Lavagem Manual+ câmara aberta	-0,171±0,166ab	-0,145±0,063bc	-0,234±0,033cd
	Lavagem Ultrassom + câmara fechada	-0,231±0,110b	-0,235±0,066c	-0,201±0,019d
	Máquina para pós-processamento	-0,175±0,071ab	-0,121±0,034b	-0,186±0,073bcd
Flashforge Hunter	Lavagem Manual+ câmara aberta	-0,152±0,094ab	-0,158±0,091bc	-0,136±0,043bc
	Lavagem Ultrassom + câmara fechada	-0,148±0,077ab	-0,186±0,055bc	-0,204±0,045cd
	Máquina para pós-processamento	-0,240±0,044b	-0,075±0,074ab	-0,109±0,076b
Modelo Mestre		0,000±0,097 a	0,000±0,021 a	0,000±0,020 a

O universo de máquinas dentro da impressão 3D é muito amplo [4,5]. Entre as tecnologias atuais presentes dentro da indústria da impressão 3D, uma das mais acessíveis dentro da categoria de impressoras que usam resina fotopolimerizável é a tecnologia que utiliza o display de LCD para a polimerização de camadas. Esse foi um ponto muito importante na escolha de impressoras para esse trabalho, visto que a gama de preços é extremamente variável e faltam estudos comparando a acurácia dimensional entre essas duas tecnologias de impressão. As impressoras de filamento também apresentam um custo-benefício acessível, contudo não foram incluídas no seguinte estudo devido ao fato de apresentarem características superficiais pobres em relação as impressoras LCD e DLP [4]. A mesma resina foi utilizada para todos os grupos com os parâmetros recomendados pelo fabricante para evitar maiores variações nos testes.

A direção de impressão é um tópico extremamente importante durante o processo de fatiamento de um modelo 3D. As direções de impressão mais comuns são organizadas em 3 orientações podendo ser paralela, perpendicular ou inclinada (angulação intermediária entre 0 e 90 graus) em relação ao eixo de impressão. O trabalho utilizou a orientação dos modelos na perpendicular em relação ao eixo de impressão da impressora devido às atuais evidências mostrarem que não existe uma diferença estatística entre diferentes direções de impressões para alterações dimensionais em modelos odontológicos [13].

Apesar as evidências científicas mais atuais mostrarem que o TPM (Propileno-Glicol Metil-Éter) apresenta a melhor acurácia em relação ao álcool isopropílico, a escolha de líquido de lavagem foi feita com base na disponibilidade e na usabilidade do álcool isopropílico no meio da impressão 3D [14].

O correto tempo de exposição dos modelos impressos à luz UV durante a etapa de pós-processamento é fundamental para a correta polimerização, e ao mesmo tempo não pode ser excessivo a ponto de alterar as características desejadas do material. O tempo de exposição de 30 minutos foi demonstrado em outro trabalho adequado para a polimerização de impressões nos dois tipos de impressora, visto que impressoras LCD tem um menor grau de conversão na polimerização das camadas se comparada às máquinas DLP. [8].

Quando analisamos os resultados das medições, observamos uma sensível diferença entre os valores obtidos. Isso demonstrou a pouca influência tanto do tipo de impressora, quanto do método de pós-processamento na precisão do modelo final,

e mostra que esses métodos e máquinas podem ser utilizados na produção de modelos odontológicos dentro da distorção clinicamente aceitável de 200 μm para uso na Prótese [4,15] e distantes dos valores limites aceitáveis para modelos ortodônticos, de 300 a 500 μm [4].

Dentre os métodos de pós-processamento, houve uma diferença pequena do grupo que usou o aparelho específico para finalização de impressão 3D com relação aos outros. Apesar das vantagens como a automação do processo e maior organização dessa estação de processamento, o correto tempo de lavagem e exposição à luz UV para atingir as propriedades finais da resina é de grande importância para o sucesso da impressão em qualquer método utilizado [8].

Quando analisamos os métodos de pós-processamento, observa-se que a potência da luz UV das câmaras de cura são similares, entre 36 e 40w. No entanto, a disposição das fontes da luz difere entre os dispositivos: no caso da câmara de luz fechada, os led ficam no teto da câmara, e a luz é refletida através de espelhos nas paredes e assoalho da câmara; na câmara de luz aberta, as lâmpadas ficam nas laterais e no teto, e somente o assoalho é espelhado; na máquina específica para pós-processamento de impressões 3D, os leds ficam apenas em uma posição lateral, sendo a plataforma giratória a responsável por distribuir a luz no objeto.

Um ponto importante a se discutir é o padrão de distorção apresentado. A resina fotopolimerizável sofre de efeitos de contração assim como qualquer outro material polimerizável [17] e nas análises dos modelos, observou-se um padrão maior de contração do arco no eixo lateral do que encurtamento do arco.

Enquanto impressoras 3D e estações de pós-processamento de impressões 3D feitos especificamente para a odontologia apresentam vantagens como a velocidade e disponibilidade de parâmetros, suas vantagens em termos de precisão dos resultados não estão provadas [12]. Desse modo, dentistas e pacientes com orçamento menores podem acessar os benefícios da impressão através de máquinas mais simples mas que apresentam resultados clinicamente aceitáveis.

3.5. CONCLUSÕES

Esse estudo mostrou que as impressoras LCD e DLP, assim como os três métodos de pós-processamento utilizados produziram modelos com distorção clinicamente aceitável. Também foi demonstrado diferenças sensíveis na precisão

entre impressoras diferentes e métodos de pós-processamento, mas que não parecem comprometer a sua utilização para a Odontologia. Mais estudos devem ser conduzidos a respeito de máquinas e métodos mais econômicos de impressão que estão sendo utilizados no cotidiano de cirurgiões dentistas.

3.6. REFERÊNCIAS

1. Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* 2008 May 10;204(9):505-11.
2. Bae EJ, Jeong ID, Kim WC, Kim JH. A comparative study of additive and subtractive manufacturing for dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2017 Aug;118(2):187-193.
3. Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015 Dec;219(11):521-9.
4. Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. *J Clin Med.* 2020 Oct 20;9(10):3357.
5. Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2016 Jan;32(1):54-64.
6. Quan H, Zhang T, Xu H, Luo S, Nie J, Zhu X. Photo-curing 3D printing technique and its challenges. *Bioact Mater.* 2020 Jan 22;5(1):110-115.
7. Reymus M, Fabritius R, Keßler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: the impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging-an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 2020 Feb;24(2):701-710.
8. Chen H, Cheng DH, Huang SC, Lin YM. Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *J Prosthet Dent.* 2021 Nov;126(5):703-708.
9. Kim J, Lee DH. Influence of the Postcuring Process on Dimensional Accuracy and Seating of 3D-Printed Polymeric Fixed Prostheses. *Biomed Res Int.* 2020 Nov 13;2020:2150182.
10. Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, Shim JS, Kim JE. Effects of Post-Curing Time on the Mechanical and Color Properties of Three-Dimensional Printed Crown and Bridge Materials. *Polymers (Basel).* 2020 Nov 23;12(11):2762.

11. Nestler N, Wesemann C, Spies BC, Beuer F, Bumann A. Dimensional accuracy of extrusion- and photopolymerization-based 3D printers: In vitro study comparing printed casts. *J Prosthet Dent.* 2021 Jan;125(1):103-110.
12. Nulty A. A comparison of trueness and precision of 12 3D printers used in dentistry. *BDJ Open.* 2022 May 26;8(1):14.
13. McCarty MC, Chen SJ, English JD, Kasper F. Effect of print orientation and duration of ultraviolet curing on the dimensional accuracy of a 3-dimensionally printed orthodontic clear aligner design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2020 Dec;158(6):889-897.
14. Mostafavi D, Methani MM, Piedra-Cascón W, Zandinejad A, Revilla-León M. Influence of the Rinsing Postprocessing Procedures on the Manufacturing Accuracy of Vat-Polymerized Dental Model Material. *J Prosthodont.* 2021 Aug;30(7):610-616.
15. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A, Debernardi CL. Diagnostic accuracy and measurement sensitivity of digital models for orthodontic purposes: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2016 Feb;149(2):161-70.
16. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res.* 2015 Jun;9(6):ZE18-24.

CAPÍTULO 4 – DISCUSSÃO GERAL E CONCLUSÕES

4.1. DISCUSSÃO GERAL

O principal objetivo com os trabalhos apresentados foi estudar alternativas mais econômicas dentro dos fluxos digitais na Odontologia. Se num primeiro momento houve um boom dos fluxos digitais com o aumento de usuários da tecnologia CAD/CAM tradicional, agora o momento demonstra uma maior descentralização das máquinas e alternativas mais em conta por conta da queda de patentes e desenvolvimento da tecnologia [1]. A impressão 3D, serviços de escaneamento terceirizados e *softwares* CAD gratuitos são alguns exemplos de meios de entrar nesse fluxo com investimentos consideravelmente menores.

Dentro do espectro da impressão 3D, um tipo de máquina chama a atenção pelo rápido crescimento da quantidade de usuários: as LCD. Dentro da Odontologia, elas oferecem impressões rápidas e com boa qualidade de acabamento. Seu grande destaque é o baixo custo de aquisição, e por isso é a porta de entrada para muitos dentistas no fluxo digital. Também é uma alternativa para laboratórios, pois devido ao valor consideravelmente mais baixo com relação às impressoras DLP ou SLA, podem ser adquiridas em maior número, favorecendo a capacidade produtiva. No entanto, o nível de evidência dessas impressoras ainda é muito baixo [2].

Dentro do espectro de possibilidades da impressão 3D, foram selecionados a fabricação de restaurações provisórias e de modelos por apresentarem publicações na literatura que pudessem ser comparadas. A existência de estudos com impressoras DLP [2-5], apenas de em pequeno número, auxiliaram na eleição desse tipo para as comparações com as máquinas LCD.

Outro aspecto importante são as falhas metodológicas de trabalhos envolvendo fluxos digitais. Uma revisão sistemática sobre a acurácia de modelos impressos em 3D demonstrou que dos 28 selecionados, 19 não especificavam os protocolos de pós-processamento [5]. Tendo em vista esse fato e outros exemplos, os autores avaliaram três métodos de pós-processamento de modelos impressos e analisaram como eles alteravam a qualidade das impressões.

Com o objetivo de avaliar a adaptação interna de restaurações provisórias impressas e a distorção de modelos impressos com impressoras 3D DLP e LCD e três métodos de pós-processamento para os modelos, o presente estudo estipulou as seguintes hipóteses nulas: não existe diferença entre os valores de adaptação interna

entre o tipo de restauração e entre o tipo de impressora 3D e; não existem diferenças das medições dos modelos entre o tipo de impressora e entre o método de pós-processamento.

A análise da adaptação interna dos provisórios mostrou uma rejeição parcial da hipótese nula, em que os valores variaram entre as impressoras para as facetas, e foram estatisticamente similares para as coroas. Ambas as impressoras apresentaram variações dos valores do espaçador interno como em outros estudos [6-8], com vantagem para a impressora LCD que apresentou valores gerais menores que a DLP. Os valores para as duas impressoras também apresentaram distribuição de acordo com outros trabalhos que avaliaram o espaçador interno de restaurações produzidos por diversos métodos e por isso parecem aptas ao uso clínico [6,9-13].

A avaliação da distorção dos modelos entre as impressoras mostrou variações na distorção intercanino, rejeitando parcialmente a hipótese nula. Entre os métodos de pós-processamento, somente as medições de comprimento do arco se mostraram similares. Os valores também estavam de acordo com outros estudos que mediram a acurácia e precisão de modelos impressos em outros tipos de impressoras, incluindo máquinas DLP, e estão no espectro de aceitação para uso clínico para Prótese e Ortodontia [3,4,5]

Aspectos como equipamentos, softwares, parâmetros de impressão e pós-processamento são fundamentais para a correta exposição da metodologia e consequente comparação com outros trabalhos [5]. No entanto, um fator não abordado em outros estudos sugere alguma diferença no pós-processamento: a direção de incidência do LED nas câmaras de polimerização. Poucos estudos falam sobre a qualidade da câmara de polimerização e como ela pode afetar o resultado [2,14]. Um trabalho investigando protocolos de pós-processamento de resinas para restaurações provisórias impressas por impressoras DLP e LCD verificou que o conhecimento da potência da câmara de luz e adequar os tempos de exposição ao tipo de impressora é fundamental para a adequada resistência e biocompatibilidade da impressão [2].

Se antes os fluxos digitais em Odontologia eram mais restritos e necessitavam de maiores investimentos, agora estão mais acessíveis. Hoje em dia os investimentos para iniciar um fluxo digital na odontologia podem partir de custos mais baixos, e mostra a democratização da Odontologia digital. Esse processo se deve não apenas à implementação de tecnologias menos onerosas, como vemos hoje, mas também

pelo ensino aos profissionais e validação das novidades. A falta de estudos suportando o uso dessas tecnologias é um ponto de atenção, e com este trabalho, mostramos resultados clinicamente aceitáveis para a aplicabilidade clínica da impressão 3D com impressoras LCD em fluxos digitais na Odontologia. Isso demonstra o bom desempenho dessas máquinas, e mais estudos devem elucidar os resultados para outras finalidades.

Um ponto importante a se destacar no processo de democratização da Odontologia digital é o seu ensino. No Brasil observamos a ausência de ensino ativo dos fluxos digitais nas universidades. A implementação dessas tecnologias a nível educacional enfrenta desafios como preparo dos professores, estrutura física, verba disponível, interesse das empresas e constantes aprimoramentos das tecnologias. No entanto, as gerações atuais cresceram já acostumadas com mais ambientes digitais, e tem grande interesse na implementação de estratégias digitais para o cotidiano. A educação pode utilizar essas tecnologias com um grande benefício para a simulação de procedimentos e melhorar visualização tridimensional de estruturas [15]. Além disso, quanto antes os alunos e dentistas entrarem em contato com essa tecnologia, maior será a democratização desses fluxos de trabalhos nas rotinas clínicas [16].

4.2. CONCLUSÕES

Com esses estudos, é possível afirmar que: As impressoras LCD produziram restaurações com espaçador e modelos com distorção clinicamente aceitáveis, sendo os provisórios com valores similares a outros estudos que apontaram vantagens do fluxo digital frente ao analógico ou misto para fabricação de restaurações; (2) o tipo de impressora influenciou sensivelmente nos dois trabalhos, assim como os métodos de pós-processamento estudados; (3) impressoras LCD são ferramentas com custo de aquisição mais baixo e são possíveis de aplicar clinicamente na impressão de restaurações provisórias e modelos para Prótese e Ortodontia.

4.3. REFERÊNCIAS

- 1- Atria PJ, Sampaio CS, Hirata R, Jorquera G. Preliminary Evidence for the Complete Digital Esthetic Rehabilitation Treatment: Case Report and 1-Year Follow-up. *J Evid Based Dent Pract.* 2017 Jun;17(2):76-82.

- 2- Chen H, Cheng DH, Huang SC, Lin YM. Comparison of flexural properties and cytotoxicity of interim materials printed from mono-LCD and DLP 3D printers. *J Prosthet Dent.* 2021 Nov;126(5):703-708.
- 3- Yoo SY, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Kim JG. Dimensional Accuracy of Dental Models for Three-Unit Prostheses Fabricated by Various 3D Printing Technologies. *Materials (Basel).* 2021 Mar 22;14(6):1550.
- 4- Emir F, Ceylan G, Ayyildiz S. In vitro accuracies of 3D printed models manufactured by two different printing technologies. *Eur Oral Res.* 2021 May 4;55(2):80-85.
- 5- Etemad-Shahidi Y, Qallandar OB, Evenden J, Alifui-Segbaya F, Ahmed KE. Accuracy of 3-Dimensionally Printed Full-Arch Dental Models: A Systematic Review. *J Clin Med.* 2020 Oct 20;9(10):3357.
- 6- Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent.* 2016 Jun;115(6):760-7.
- 7- Tahayeri A, Morgan M, Fugolin AP, Bompolaki D, Athirasala A, Pfeifer CS, Ferracane JL, Bertassoni LE. 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dent Mater.* 2018 Feb;34(2):192-200.
- 8- Ryu JE, Kim YL, Kong HJ, Chang HS, Jung JH. Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *J Adv Prosthodont.* 2020 Aug;12(4):225-232.
- 9- Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G. Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci.* 2012 Mar-Apr;20(2):235-40.
- 10- Bayramoğlu E, Özkan YK, Yildiz C. Comparison of marginal and internal fit of press-on-metal and conventional ceramic systems for three- and four-unit implant-supported partial fixed dental prostheses: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2015 Jul;114(1):52-8.
- 11- Anunmana C, Charoenchitt M, Asvanund C. Gap comparison between single crown and three-unit bridge zirconia substructures. *J Adv Prosthodont.* 2014 Aug;6(4):253-8.

- 12- Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJ, Chung SH. Dimensional Accuracy Evaluation of Temporary Dental Restorations with Different 3D Printing Systems. *Materials (Basel)*. 2021 Mar 18;14(6):1487.
- 13- Alharbi N, Osman RB, Wismeijer D. Factors Influencing the Dimensional Accuracy of 3D-Printed Full-Coverage Dental Restorations Using Stereolithography Technology. *Int J Prosthodont*. 2016 Sep-Oct;29(5):503-10
- 14- McCarty MC, Chen SJ, English JD, Kasper F. Effect of print orientation and duration of ultraviolet curing on the dimensional accuracy of a 3-dimensionally printed orthodontic clear aligner design. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2020 Dec;158(6):889-897.
- 15- Abdalla R. Teaching dental anatomy & morphology: An updated clinical- & digital-based learning module. *Eur J Dent Educ*. 2020 Nov;24(4):650-659.
- 16- Maltar M, Miloš L, Milardović S, Kovačić I, Peršić S, Jurošl, Kranjčić J. Attitudes of the Students from the School of Dental Medicine in Zagreb towards CAD/CAM. *Acta Stomatol Croat*. 2018 Dec;52(4):322-329.

CAPÍTULO 5 – PRESS RELEASE

A evolução da tecnologia alterou o cotidiano das pessoas. Na Odontologia, a digitalização alterou vários processos, e uma das tecnologias que mais crescem no fluxo de trabalho digital é a impressão 3D. Impressoras com menor custo de aquisição, do tipo LCD, tem sido a preferência de muitos dentistas e laboratórios. No entanto, faltam estudos para validar a utilização dessas máquinas na rotina clínica. Assim, analisamos a adaptação interna de restaurações provisórias e a distorção de modelos impressos em duas impressoras 3D e com três métodos de pós-processamento. Os resultados mostraram que as impressoras mais baratas do tipo LCD utilizadas foram capazes de construir restaurações provisórias e modelos com parâmetros dentro do clinicamente aceitável, mostrando um bom desempenho dessas máquinas. O tipo de impressora influenciou sensivelmente os resultados nos dois estudos, assim como os métodos de pós-processamento alteraram os resultados do segundo trabalho, porém em pequena escala, logo, com provável pouco ou nenhum impacto clínico. Mais estudos devem ser feitos com impressoras de menor custo para apontar sua aplicabilidade na Odontologia.