

Stefania Prandi

Novas tecnologias para próteses provisórias fixas, comparação entre impressão tridimensional e fresagem – revisão narrativa

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde,

Porto, 2023

Stefania Prandi

Novas tecnologias para próteses provisórias fixas, comparação entre impressão tridimensional e fresagem – revisão narrativa

Universidade Fernando Pessoa

Faculdade de Ciências da Saúde,

Porto, 2023

Stefania Prandi

Novas tecnologias para próteses provisórias fixas, comparação entre impressão tridimensional e fresagem – revisão narrativa

Trabalho apresentado à Universidade Fernando Pessoa
como parte dos requisitos para a obtenção do grau de
Mestre em Medicina Dentária

Stefania Prandi

RESUMO

O fluxo digital permite a otimização dos procedimentos necessários para realizar um tratamento protético utilizando ferramentas digitais. Os *scanners* intraorais produzem arquivos digitais, lidos por *software computer-aided design* e convertidos em objetos físicos por instrumentos *computer-aided manufacturing*. Estes sistemas trabalham através de um processo subtrativo e produzem o objeto por fresagem, a partir de um bloco pré-fabricado do material desejado. O mesmo *software* é capaz de interagir com ferramentas de produção com operação oposta, aditivo por camadas sendo este o princípio da impressão tridimensional.

O objetivo deste trabalho foi, através de uma revisão narrativa da literatura recente, comparar as propriedades mecânicas, propriedades físicas e precisão (adaptação marginal e interna) das próteses fixas provisórias obtidas através de fresagem e impressão tridimensional.

Em conclusão, as próteses provisórias fixas impressas tridimensionalmente podem ser consideradas uma alternativa válida às obtidas por fresagem, sendo promissora a sua utilização mais ampla num futuro próximo.

Palavras-chave: próteses fixas provisórias; desenho assistido por computador/ fabrico assistido por computador; fresagem; impressão tridimensional; arquivos *STL*

ABSTRACT

The digital flow allows the optimization of the procedures necessary to perform a prosthetic treatment using digital tools. Intraoral scanners produce digital files, read by computer-aided design software and converted into physical objects by computer-aided manufacturing instruments. These systems work through a subtractive process and produce the object by milling, from a prefabricated block of the desired material. The same software is capable of interacting with production tools with the opposite operation, additive by layers, which is the principle of three-dimensional printing.

The objective of this work was, through a narrative review of the recent literature, to compare the mechanical properties, physical properties and accuracy (marginal and internal adaptation) of temporary fixed prostheses obtained through milling and three-dimensional printing.

In conclusion, three-dimensionally printed fixed provisional prostheses can be considered a valid alternative to those obtained by milling, and their wider use is promising in the near future.

Keywords: provisional fixed prostheses; computer-aided design/computer-aided manufacturing (*CAD/CAM*); milling; 3D printing; STL files

AGRADECIMENTOS

ÍNDICE

RESUMO	v
ABSTRACT	vi
AGRADECIMENTOS	vii
LISTA DE ACRÓNIMOS E ABREVIATURAS	x
I. INTRODUÇÃO	1
1. Materiais e Métodos	2
II. DESENVOLVIMENTO	3
1. Considerações gerais sobre prótese provisória fixa.....	3
2. Materiais para restaurações provisórias.....	4
3. Processamento de próteses provisórias fixas por técnica de fresagem.....	6
4. Processamento de próteses provisórias fixas por tecnologia de impressão tridimensional	8
III. DISCUSSAO.....	10
1. Resistência a resistência à flexão.....	11
2. Resistência à fratura.....	14
3. Estabilidade de cor.....	20
4. Adaptação interna e marginal	23
IV. CONCLUSAO	31
BIBLIOGRAFIA.....	32

LISTA DE ACRÓNIMOS E ABREVIATURAS

3D	Três Dimensões
ABS	Acrilonitrila-Butadieno-Estireno
Bis-GMA	<i>Bisphenol A-Glycidyl Methacrylate</i>
C	<i>Chamfer</i>
CAD	<i>Computer-aided design</i>
CAM	<i>Computer-aided manufacturing.</i>
DE	Valor Total de Diferença de Cor
DLP	<i>Digital Light Processing</i>
DP	Desvio Padrão
DWS	<i>Digital Wax Systems</i>
FDM	<i>Fused Deposition Modeling</i>
g	Gramas
GPGR04	Formlabs Grey Resin 1L
KE	<i>Knife-Edge</i>
kN	Kilo Newton
mm/min	Milímetro por Minuto
N	Newton
PEMA	Polietil-Metacrilato
PLA	Ácido Poliláctico

PMMA	Polimetil-Metacrilato
PPF	Prótese Provisória Fixa
PVS	Polivinil Siloxano
RS	<i>Rounded Shoulder</i>
RSB	<i>Rounded Shoulder with Bevel</i>
s	Segundo
SLA	<i>Stereolithography</i>
STL	Estereolitografia
TCM	Tomografia Microcomputerizada
TCO	Tomografia de Coerência Ótica
UDMA	Dimetacrilato de Uretano
UV	Ultravioleta
µm	Micrómetro

I. INTRODUÇÃO

Uma prótese provisória fixa (PPF) bem confeccionada é vital para a obtenção de uma prótese fixa definitiva de boa qualidade. Uma PPF tem como objetivo manter a posição dos dentes, proteger o órgão pulpo-dentinário, manter a saúde periodontal e estabelecer/manter função e estética (Alt *et al.*, 2011; Rayyan *et al.*, 2015). Nos cenários clínicos em que a utilização de PPF exige períodos mais prolongados, como em terapias com implantes dentários ou em casos de reabilitação total das arcadas dentária que envolvem extensa reconstrução oclusal, é fundamental que os materiais restauradores provisórios apresentem propriedades físicas e mecânicas adequadas, a fim de prevenir possíveis falhas quando submetidos a carga funcional prolongada. Outro aspecto essencial a ser levado em conta é a capacidade de um material interagir de forma adequada, com os tecidos do organismo, além de ser bem tolerado pelo corpo (Singla *et al.*, 2014).

O fluxo digital permite a otimização dos procedimentos necessários para realizar um tratamento protético, revolucionando os métodos de fornecer tratamentos aos pacientes. As impressões intraorais digitais produzem arquivos de estereolitografia (*STereoLithography archives-STL*). Estes podem ser lidos por *software computer-aided design (CAD)* e convertidos em objetos físicos por instrumentos *computer-aided manufacturing (CAM)*. Nestes sistemas, através de um processo subtrativo, produz-se o objeto por fresagem, a partir de um bloco pré-fabricado do material desejado. O mesmo tipo de arquivos *STL* é capaz de ser enviado para dispositivos de produção aditiva por camadas: este é o princípio da impressão tridimensional (3D) (Recchia e Benedetto, 2013). Devido à limitação significativa nos estudos disponíveis, não há revisão conhecida que avalie as propriedades mecânicas, físicas, adaptação (interna e marginal) e biocompatibilidade de resinas provisórias impressas em 3D em comparação com resinas fresadas *CAD/CAM*. Esses resultados são importantes, pois podem ajudar a selecionar os melhores materiais e técnicas para o fabrico de PPF.

Assim, o objetivo deste trabalho é, através de uma revisão narrativa da literatura recente, comparar as técnicas de fresagem (sistemas *CAD/CAM*) versus a impressão 3D no âmbito da confecção da PPF, atendendo às as propriedades mecânicas, propriedades físicas e precisão (adaptação marginal e interna) até à data estudadas.

1. Materiais e Métodos

A base de dado eletrônica pesquisada para literatura inglesa indexada foi *MEDLINE PubMed*; a pesquisa dos artigos foi realizada entre janeiro de 2023 e abril de 2023 (última pesquisa 29 de abril 2023), e nesta, não foram colocados quaisquer critérios de exclusão, devido ao tema ser muito atual. Foram utilizadas na pesquisa foram utilizadas as palavras chave: “CAD/CAM”, “3D printing”, “provisional prosthesis” Estas palavras chave foram combinadas com o operador booleano “AND” e nas suas múltiplas designações MESH assumidas na pesquisa avançada da *PubMed*. Da combinação “CAD/CAM” AND “provisional prosthesis” resultaram 221 artigos; “3D printing” AND “provisional prosthesis” resultaram 53 artigos; da combinação dos três termos resultaram 48 artigos. Da análise dos títulos e resumos, eliminação de artigos repetidos e para dar resposta ao objetivo específico do trabalho obtiveram-se 10 artigos. Das listas de referências dos artigos relevantes foi realizada uma análise de forma manual, para identificar artigos complementares que não foram encontrados durante a pesquisa inicial e que poderiam complementar os objetivos. Obtiveram-se assim 15 artigos para a discussão do trabalho, todos referentes a estudos *in vitro* que abordaram os objetivos do trabalho. Dentre esses 15 artigos, 7 deles analisaram as propriedades mecânicas, 1 deles se dedicou às propriedades físicas e 7 deles examinaram a precisão em termos de adaptação interna e marginal. Essas informações foram fundamentais para a elaboração deste trabalho, proporcionando dados comparativos e relevantes. Adicionalmente e para suporte dos conteúdos científicos de base à redação deste trabalho foram usados 44 artigos e 5 livros.

II. DESENVOLVIMENTO

1. Considerações gerais sobre prótese provisória fixa

De acordo com o Glossário de Termos Prostodonticos, uma restauração provisória é uma "prótese dentária fixa ou removível projetada para melhorar a estética, a estabilização e/ou a função por um período de tempo especificado, após o qual deve ser substituída por uma prótese dentária permanente" (Ferro *et al.*, 2017).

As PPF, unitárias ou múltiplas, são parte integrante e inseparável do tratamento protético fixo e desempenham um papel importante na proteção imediata da polpa contra contaminações térmicas, mecânicas, físicas e bacterianas, manuseamento do tecido gengival, promover a cicatrização tecidual guiada, gestão adequada dos perfis de emergência implantar, manutenção da posição dos dentes preparados e diagnóstico e planejamento do tratamento (Wiskott, 2011).

Existem três grandes grupos ou técnicas para fazer restaurações provisórias: (1) provisionalização direta na boca- técnica direta; (2) provisórios feitos indiretamente, técnica laboratorial ou indireta; e (3) uma técnica mista de provisionalização indireta-direta (Al Jabbari *et al.*, 2013; Lambert *et al.*, 2017). Entre as técnicas indiretas e que utilizam o fluxo digital, estão presentes o método subtrativo, de fresagem ou *CAD/CAM* e o método aditivo, por impressão 3D, os quais serão aprofundados posteriormente.

No que se refere aos critérios de seleção de materiais para restaurações provisórias, as propriedades físicas, mecânicas e de manuseio devem ser consideradas, garantindo que o material escolhido atenda aos requisitos específicos de cada caso clínico (Skorulska *et al.*, 2021). Avaliar várias propriedades, como resistência à flexão, dureza, resistência ao impacto e estabilidade de cor, torna-se relevante (Beuer, Schweiger e Edelhoff, 2008).

A adaptação interna e o ajuste marginal são parâmetros cruciais a serem considerados ao selecionar o material para o fabrico de PPF (Kokubo *et al.*, 2005; Peng, Chung e Ramos Jr, 2020). Um bom ajuste marginal previne microinfiltração, dissolução do cimento, acumulação de placa e cáries secundárias (Peng, Chung e Ramos Jr, 2020), enquanto uma boa adaptação interna melhora a forma de retenção, forma de resistência e durabilidade da restauração provisória (Nakamura, Nonaka e Maruyama, 2000; Martins *et al.*, 2012; Peng, Chung e Ramos Jr, 2020).

Outro fator importante a ser considerado é a citotoxicidade, essencial para avaliar a biocompatibilidade de materiais odontológicos com os tecidos moles, bem como sua biotolerância, pois certos materiais geram reações exotérmicas que podem ser nocivas, ou libertam subprodutos durante a reação de presa/polimerização (Ruse e Sadoun, 2014).

2. Materiais para restaurações provisórias

Atualmente, há uma ampla variedade de materiais disponíveis para restaurações provisórias fixas. Entre as opções de materiais provisórios temos: (1) convencionais, (2) fabricados por *CAD/CAM* e uma extensa gama de (3) resinas para impressão em 3D.

Os materiais provisórios convencionais podem ser divididos em dois grupos de acordo com a sua composição química: (a) à base de polimetil-metacrilato (PMMA) ou polietil-metacrilato (PEMA) e (b) resinas compostas (Bis-Acrilica ou dimetacrilatos; dimetacrilato de uretano ou UDMA) e Bis-GMA (bisphenol A-glicidil methacrilate) (Nejatidanesh, Momeni e Savabi, 2009; Singh e Garg, 2016). O PMMA foi o primeiro material a ser utilizado como material provisório e, com os avanços na ciência dos materiais, novos materiais como as resina compostas (tipo Bis-Acril), foram introduzidos para fornecer os melhores resultados clínicos (Burns, Beck e Nelson, 2003; Frazer *et al.*, 2005); os dimetacrilatos têm sido relatados como melhores do que os metilmetacrilatos devido ao seu grande peso molecular tamanho, o que lhes confere menor volatilidade, menor contração de polimerização, endurecimento mais rápido e produção de resinas mais resistentes e rígidas (Abdulmohsen *et al.*, 2016; Sapuan *et al.*, 2020).

O material *CAD/CAM* de primeira escolha para restaurações provisórias é à base do polímero de PMMA. Estudos mostraram que as PPF fresadas eram menos suscetíveis à degradação hidrolítica e à fratura (Millet *et al.*, 2020; Suralik *et al.*, 2020; Batisse e Nicolas, 2021). Isso pode ser devido a estruturas reticuladas, bem como à produção sob alta pressão com altos graus de conversão de monómeros e produtos químicos, podem oferecer melhores propriedades mecânicas em contraste com a estrutura polimérica linear, alta polaridade e bolhas de ar aprisionadas nas amostras convencionais durante a mistura manual (Sadid-Zadeh *et al.*, 2021). Para apoiar o que acaba de ser dito, vários estudos têm mostrado maior resistência e durabilidade na resina fresada do que o PMMA autopolimerizado antes e após o envelhecimento termomecânico (Rayyan *et al.*, 2015; Alp, Murat e Yilmaz, 2019; Coelho *et al.*, 2021). Diante disso, o PMMA fresado tem sido indicado como um material de prótese

provisório para uso a longo prazo devido à redução desses vieses induzidos pela técnica direta (Jain *et al.*, 2022).

Os materiais provisórios para manufatura aditiva são também polímeros. Devido ao método de fabrico, os materiais impressos em 3D, são anisotrópicos, o que significa que as propriedades mecânicas dependem da orientação das camadas (Reymus *et al.*, 2020). De facto, a orientação vertical de construção resulta no depósito das camadas perpendicularmente à direção da carga aplicada. Consequentemente, os materiais impressos nessa orientação demonstram propriedades mecânicas aprimoradas em comparação com os materiais impressos na orientação horizontal. A espessura da camada durante o processo de impressão também afeta as propriedades mecânicas desses materiais. Foi relatado que quanto menor a espessura da camada de impressão, mais interfaces camada a camada estarão disponíveis (Tahayeri *et al.*, 2018; Ibrahim, El Shehawey e El-Naggar, 2020) assim, cada camada será melhor polimerizada, o que potencialmente melhorará as propriedades mecânicas desses materiais. Após o fabrico, os materiais impressos em 3D são submetidos à pós-produção o que aumenta o grau de conversão, levando a menor quantidade de monômero residual, melhorando assim a resistência à fratura do material (Digholkar, Madhav e Palaskar, 2016; Revilla-León *et al.*, 2019).

Contudo, há um número limitado de polímeros disponíveis e aprovados para uso intraoral. Os fabricantes não divulgam todas as informações solicitadas pelos autores e, assim, previamente, ao potencial uso clínico destes materiais estudos de citotoxicidade e biocompatibilidade têm de ser realizados. Além disso, não está claro se a composição química desses novos materiais de impressão 3D difere dos materiais dentários provisórios convencionais. Não há artigos publicados que analisem a composição química desses novos materiais de impressão 3D (Revilla-León *et al.*, 2019).

No que diz respeito às propriedades físicas as resinas impressas apresentaram menor estabilidade de cor, maior absorção de água e maior solubilidade quando comparadas às PMMA fresado (Jain *et al.*, 2022). A baixa estabilidade de cor tem sido atribuída a vários motivos: as resinas PMMA fresadas têm uma elevada taxa de polimerização, são fabricadas industrialmente e tem alta reticulação, tornando-as densas em comparação com as resinas impressas em 3D, que possuem menor taxa de polimerização. Embora passem por processos de pós- polimerização após a impressão, apresentam uma integridade superficial e estabilidade de cor, por vezes, deficientes (Atria, Lagos e Sampaio, 2020; Taşın e Ismatullaev, 2022).

Ao contrário das resinas bis-acrílicas autopolimerizáveis convencionais, as propriedades mecânicas das resinas impressas são altamente dependentes da polimerização e pós-processamento adequado, que varia para cada fabricante e técnica de impressão (Reymus *et al.*, 2020). De acordo com Tahayeri *et al.*, (2018) a resistência sob carga das resinas impressas em 3D é significativamente menor do que a de uma resina bis-acrílica autopolimerizada convencional, mas maior do que a de um PMMA convencional (Tahayeri *et al.*, 2018). Por outro lado, no estudo de Digholkar, Madhav e Palaskar (2016), as resinas impressas em 3D foram relatadas como sendo menos resistentes do que um PMMA convencional ou PMMA fresado (Digholkar, Madhav e Palaskar, 2016).

Diferentes tipos de materiais são utilizados no fabrico de PPF, por impressão 3D, realizados com a tecnologia *Fused Deposition Modeling (FDM)*, sendo escolhidos de acordo com as necessidades específicas da aplicação e as preferências do dentista. Nesta técnica de impressão 3D, são utilizados copolímeros termoplásticos como de ácido polilático (PLA), policarbonato e poliamida, bem como acrilonitrila-butadieno-estireno (ABS) (Ligon *et al.*, 2017). O PLA tem sido especialmente indicado por ser biodegradável, seguro para o meio ambiente e adequado para uso na cavidade oral (Barazanchi *et al.*, 2017). Uma das principais diferenças entre o PLA e outros polímeros impressos é sua flexibilidade. O PLA é mais flexível do que as resinas impressas utilizando tecnologias como *SLA* ou *DLP*, devido à sua natureza plástica e à estrutura de suas cadeias poliméricas. Isso significa que o PLA pode se deformar sem quebrar. Porém, em termos de resistência mecânica é considerado inferior (Ligon *et al.*, 2017).

3. Processamento de próteses provisórias fixas por técnica de fresagem

A tecnologia de fresagem por *CAD/CAM* é uma técnica computadorizada que permite obter um objeto tridimensional a partir de um desenho vetorial executado em computador. O tipo de fabrico *CAD/CAM* utiliza fresadoras e é uma tecnologia por subtração de grandes blocos sólidos. Consiste principalmente de um suporte no qual é montado um bloco do material a ser fresado (resina, zircônia, titânio, etc.) e uma broca que se pode mover em várias direções de acordo com as instruções de movimento definidas pelo *software* de controlo numérico computacional, na máquina de produzir o objeto. A fresagem do bloco gera, por subtração, o objeto físico que se pretende (Recchia e Benedetto, 2013).

Os sistemas *CAD/CAM* são compostos de três unidades principais: (1) uma unidade de aquisição de dados, que faz a colheita de dados da área da preparação, estruturas adjacentes e opostas e os converte em impressões virtuais através de impressões intraorais digitais ou indiretamente por meio de um modelo de gesso gerado através de uma impressão convencional; (2) *software* para projetar restaurações virtuais num modelo de trabalho virtual e, em seguida, calcular os parâmetros de fresagem; e (3) um dispositivo de fresagem computadorizado para fabricar a restauração a partir de um bloco sólido de material restaurador (Alghazzawi, 2016).

A classificação das fresadoras é baseada em dois métodos de processamento: seco e húmido. As fresadoras húmidas utilizam um sistema de arrefecimento por água para garantir que o material a ser fresado e o próprio instrumento permaneçam em uma temperatura adequada durante a operação. Isso ajuda a evitar o superaquecimento e danos ao material. São geralmente preferidas para o processamento de materiais como cerâmicas, que podem ser suscetíveis ao superaquecimento. As fresadoras a seco utilizam um sistema de sucção que remove os resíduos gerados durante o processamento. São frequentemente utilizadas para processar materiais como zircônia, PMMA e resinas compostas, que são menos sensíveis ao calor (Alghazzawi, 2016).

Outro aspeto importante a considerar é o número de eixos em que as máquinas podem se mover (3, 4 ou 5 eixos). No caso de 4 ou 5 eixos, os movimentos ocorrem ao longo dos eixos X, Y e Z. A principal diferença entre os dois é o número de rotações: com 4 eixos, o bloco ou disco pode girar apenas ao longo do eixo X (rotação A), enquanto com 5 eixos, o bloco/disco e o fuso podem girar, respetivamente, ao longo dos eixos X (rotação A) e Y (rotação B). Além disso, as PPF obtidas com uma máquina de 5 eixos têm maior precisão do que as obtidas com uma máquina de 4 eixos, pois a unidade de 5 eixos permite a fresagem em todas as direções (Maeda, Satoh e Sogo, 2006; Alghazzawi, 2016; Park *et al.*, 2020).

A qualidade dos extremos e superfícies das peças é afetada pelo tamanho da broca e pela área de corte durante a fresagem. Brocas de fresagem com diâmetros menores podem não ser capazes de proporcionar detalhes finos com precisão. Para fresar ângulos internos com um diâmetro menor que o da menor broca disponível, é necessário utilizar um programa que possua uma ferramenta de compensação de broca, permitindo o movimento adequado da broca. No entanto, é importante ter cuidado ao utilizar essa técnica, pois pode resultar em erros de adaptação e aumentar o espaço entre a restauração e as superfícies dos dentes preparados. Além disso, o uso de velocidades de corte muito altas e um sistema de arrefecimento inadequado podem causar vibrações excessivas e sobrecarga na peça de trabalho,

resultando em tensões térmicas e mecânicas prejudiciais. Portanto, ajustar a velocidade de corte e garantir um sistema adequado de arrefecimento são fundamentais para minimizar distorções dimensionais e obter peças de alta qualidade (Abduo, Lyons e Bennamoun, 2014).

4. Processamento de próteses provisórias fixas por tecnologia de impressão tridimensional

O processo de impressão 3D dos é um sistema pelo qual um dispositivo é feito com uma técnica de adição, imprimindo-o em camadas. O *software* de impressão transforma o objeto 3D do arquivo *STL* numa série de camadas individuais que, em seguida, imprime num plano de camadas finas do material que constituirá o objeto final. As tecnologias de manufatura aditiva podem ser usadas para fabricar restaurações dentárias provisórias impressas em 3D (Revilla-León *et al.*, 2019). As propriedades mecânicas, físicas e estéticas do objeto a ser impresso ainda podem ser influenciadas pelo próprio processo de construção 3D (Recchia e Benedetto, 2013).

Há um conjunto de tecnologias na área de impressão 3D que utilizam materiais de resina fotossensíveis que são polimerizados e moldados através de fotopolimerização (Layani, Wang e Magdassi, 2018). Essas tecnologias principais são: *stereolithography (SLA)*, *digital light processing (DLP)*, e *FDM*. Alharbi, Osman e Wismeijer (2016) afirmam que a *SLA* é preferível ao *DLP* por causa de sua maior precisão na produção de objetos detalhados e, pela obtenção de uma superfície do objeto mais lisa. No entanto, a *SLA* tem várias desvantagens, os produtos obtidos têm uma longevidade limitada e baixa resistência à fratura (Alharbi, Osman e Wismeijer, 2016). De acordo com Alshamrani, Raju e Ellakwa (2022) a *DLP* é mais rápida que a *SLA* no fabrico de objetos impressos, devido ao facto de que toda a camada pode ser construída por meio de uma única irradiação a laser. Isso resulta num menor desperdício de material, reduzindo assim o custo (Alshamrani, Raju e Ellakwa, 2022).

Para o fabrico por meio da tecnologia *SLA*, uma plataforma de construção é imersa em resina líquida, que vai sendo polimerizada por um laser ultravioleta, por camadas. Assim, a cada camada de resina, o laser percorre toda a seção transversal desta. Após a polimerização de cada camada, a plataforma de construção move-se a espessura da camada permitindo a nova camada de resina fluída seja aplicada sobre a camada previamente polimerizada. Esse processo é repetido várias vezes até que o objeto impresso esteja completo. Um espelho de varrimento direciona um feixe de laser preciso de forma a polimerizar cada camada através de luz

ultravioleta. A profundidade de polimerização, que determina a resolução do eixo z (espessura de cada camada), é controlada por foto iniciador do material, condições de exposição luminosa (comprimento de onda, potência e tempo/velocidade de exposição utilizadas), bem como, quaisquer corantes, pigmentos ou outros elementos sensíveis à radiação ultravioleta (UV) adicionados à resina utilizada (Revilla-León *et al.*, 2019).

A impressora *DLP* é semelhante à impressora *SLA*, no entanto, a principal diferença refere-se à fonte de luz utilizada e o método de adição de camadas. O objeto, por camadas e em seção transversal é criado por uma lâmpada de arco ou um *chip* semiconductor que contém uma matriz de espelhos microscópicos, designado por dispositivo de microespelhos. Cada espelho representa um ou mais pixels na imagem projetada. O número de espelhos corresponde à resolução da imagem projetada (Groth *et al.*, 2014). Em condições de segurança luminosa para o operador, a luz do projetor *DLP* passa por uma janela transparente aos raios UV, e a imagem é projetada no recipiente de fotopolímero líquido. Nesse sistema, o objeto físico é retirado do fotopolímero líquido, sendo contruído no sentido ascendente, por camadas. O processo é repetido até que o objeto 3D seja construído (Hornbeck, 2009; Groth *et al.*, 2014).

A impressora *FDM*, é uma das tecnologias mais populares e acessíveis de impressão 3D na área da medicina odontológica (Arnesano *et al.*, 2020). Nesse método, um material termoplástico em forma de filamento é aquecido e derretido por um bocal especial. Controlado por um computador, o bocal e a mesa de trabalho movem-se nas direções X, Y e Z, permitindo que a extrusão do material fundido e a sua solidificação camada por camada, formando o produto final (Barazanchi *et al.*, 2017; Ligon *et al.*, 2017).

III. DISCUSSÃO

A resistência à flexão do material utilizado na PPF é a capacidade de distribuir uniformemente as forças geradas durante a mastigação e resistir a deformação, evitando a concentração de estresse em pontos específicos e reduzindo o risco de danos aos dentes naturais adjacentes. Por outro lado, a resistência à fratura permite suportar as tensões e forças aplicadas durante o uso diário. É especialmente importante conhecer essa propriedade quando a restauração provisória precisa ser usada por um período prolongado, quando o paciente apresenta hábitos parafuncionais ou quando próteses fixas extensas, como pontes fixas, são planejadas (Beuer, Schweiger e Edelhoff, 2008).

Os materiais utilizados para as PPF devem fornecer resistência mecânica suficiente, resistência ao desgaste e estabilidade da cor para atender aos requisitos biológicos e estéticos (Rosenstiel, Fijimoto e Land, 2000; Anusavice e Philips, 2003). A descoloração dos elementos protéticos durante o tratamento de longo prazo pode causar insatisfação do paciente e custos adicionais para substituição (Sham *et al.*, 2004). Portanto, a estabilidade da cor é um fator importante na escolha dos materiais temporários, especialmente em áreas estéticas. A descoloração de PPF pode ser causada por vários fatores, como a polimerização incompleta do material resinoso, a qualidade da superfície da restauração temporária e a presença de selantes ou coberturas de superfície. Além disso, o ambiente oral, com mudanças na temperatura, umidade e exposição a pigmentos de café, chá, tabaco ou outras substâncias, pode afetar a alteração de cor das próteses temporárias (Atria, Lagos e Sampaio, 2020; Song *et al.*, 2020; Taşın e Ismatullaev, 2022).

Portanto, o entendimento das propriedades mecânicas e físicas de um material é necessário para avaliar suas condições comportamentais na prática clínica, nomeadamente, no contexto de técnicas recentes, como são as de obtenção de PPF por técnicas de fluxo digital.

A adaptação interna e marginal são critérios fundamentais para o sucesso clínico a longo prazo de qualquer restauração dentária (Peng, Chung e Yau, 2020). Uma excelente adaptação interna facilita o posicionamento da coroa sem comprometer sua retenção e resistência durante a cimentação. Pelo contrário, uma adaptação marginal deficiente pode causar microinfiltração e acúmulo de placa, causando a dissolução do cimento, a formação de cáries recorrentes e o início da inflamação periodontal (Burns, Beck e Nelson, 2003).

A questão a que se coloca na presente revisão é se as PPF feitas com tecnologia de impressão 3D, recentemente introduzidas, têm um ajuste interno e marginal comparável aos produzidos com fresagem *CAD/CAM*.

1. Resistência a resistência à flexão

Park *et al.* (2020) conduziram um estudo comparando a resistência à flexão de PPF impressas em 3D com a resistência das restaurações fabricadas de forma convencional e fresadas *CAD/CAM*, usados como controlos. Foram produzidas 15 PPF de três unidades para cada método de fabrico. As restaurações 3D foram fabricadas utilizando três tecnologias de impressão diferentes: *DLP*, *SLA* e *FDM*. No caso das amostras *DLP*, utilizou-se uma resina de PMMA (C&B, NexDent Co.) e uma impressora *DLP* (D-150, Nextdent Co.); para as amostras do grupo *SLA*, foi utilizada a resina PMMA (Standard GPGR04, Formlabs Co.) e uma impressora *SLA* (Módulo 2, Formlabs Co.); as PPF do grupo *FDM* foram fabricadas a partir de uma resina de ácido polilático (PLA, Colorfabb Co.) com uma impressora *FDM* (Creator pro, FlashForge Co.). As amostras do grupo manufatura subtrativa foram fresadas a partir do disco de resina em PMMA (ViPi monocromático, VIPI Co.), utilizando uma fresadora de quatro eixos (DWX-51; Roland DGA Cop., Irvinec). Para o grupo de fabrico convencional, as amostras foram preparadas a partir da PMMA convencional (Jet Tooth Shade. Powder; Lang Dental Co.). A avaliação resistência à flexão foi realizada por meio da máquina de teste universal (Instron 8871), aplicando aos espécimes uma força crescente de 10 kNewtons, com uma velocidade de 1 mm/min, até que ocorresse a fratura. O grupo *SLA* apresentou valores de resistência à flexão significativamente maiores que os outros grupos ($p < 0,001$), mas não foram observadas diferenças significativas entre o grupo *DLP* e o grupo controlo positivo *CAD/CAM* ($p > 0,05$). Os valores de resistência à flexão dos grupos *DLP* e *SLA* foram superiores aos valores de resistência à flexão do controlo negativo, o grupo fabricado de forma convencional. As amostras de *FDM* não fraturaram, mas apenas se deformaram, impossibilitando conclusões de dados. Portanto, não foi possível comparar a resistência à flexão dos espécimes de *FDM* com a dos outros espécimes. A razão pela alta resistência à flexão do grupo *SLA* pode ser encontrada na morfologia da superfície do objeto impresso. No princípio *DLP*, o *chip* é utilizado para exibir imagens em uma seção de cada vez. Devido à resolução limitada do *chip*, as linhas em cada seção podem aparecer ásperas. Por outro lado, no processo *SLA*, um feixe de laser é utilizado para completar cada seção do objeto. Este método permite obter uma superfície mais lisa no

objeto final. As amostras do grupo *FDM* apresentaram apenas áreas de depressão, enquanto as amostras do grupo fresagem e *SLA* apresentaram principalmente áreas de fratura. Em contrapartida, as amostras de *DLP* fraturaram em várias partes. Estes resultados indicam que o material PLA utilizado para as amostras do grupo *FDM* tinha uma elasticidade alta, enquanto as do grupo *DLP* tinham uma elasticidade significativamente baixa. Essa diferença pode ser atribuída à estrutura química dos materiais utilizados. Em conclusão, os resultados do estudo mostraram que os grupos experimentais *DLP* e *SLA* têm resistência à flexão similar ao grupo de controlo positivo fresado. No entanto, o restauro do grupo *FDM* apresentou uma leve deformação, mas não se fraturou devido às diferentes propriedades do PLA em comparação com os outros materiais utilizados. A partir disso, pode-se deduzir que as restaurações temporárias feitas com as tecnologias *DLP* e *SLA* são suficientemente resistentes à flexão para serem utilizadas como PPF (Park *et al.*, 2020).

Ellakany *et al.* (2022) conduziram um estudo avaliando as propriedades mecânicas de PPF de três elementos obtidas através fresagem CAD/CAM, impressão 3D e método convencional após o processo de envelhecimento termomecânico. 40 PPF de 3 unidades foram fabricados a partir dos seguintes materiais e técnicas de fabrico: blocos de PMMA (TelioCAD, Ivoclar Vivadent) para fresadora CAM a cinco eixos (PM 7, Ivoclar); duas resinas compostas impressas diferentes: resina para *SLA* (NextDent C&B, MFH) (NextDent) e resina para *DLP* (ASIGA DentaTooth) (Asiga); polimetilmetacrilato autopolimerizado (Unifast Trad, produtos químicos GC,). Todas as PPF foram envelhecidas termomecanicamente por 50.000 ciclos a temperaturas entre 5° e 55° C usando um termociclador (Thermocycler THE-1100-SD Mechatronik GmbH) para simular condições intraorais de 6 meses. Para avaliar a resistência à flexão e o módulo de elasticidade das PPF, utilizou-se uma máquina de teste universal (Instron 8871), aplicando uma carga axial de 30 kN com velocidade de 1 mm/min até que ocorresse a fratura do material. A microdureza superficial do PPF fraturadas foi avaliada usando uma máquina de teste de dureza (Micromet 6040) aplicando uma força de carga de 50 g por 20 s. Houve uma diferença significativa na microdureza entre os materiais estudados ($p < 0,001$) com a maior média \pm desvio padrão (DP) relatada nas PPF fresadas e o menor relatado nas PPF convencionais. As PPF impressas com *SLA* mostraram propriedades mecânicas comparáveis às fresadas, exceto pelo módulo de elasticidade, que apresentou um valor significativamente menor. Ao avaliar o módulo de elasticidade das resinas testadas, o maior valor médio foi registado no grupo fresado (média \pm DP = 1003,71 \pm 18,51), enquanto o menor foi relatado no grupo *SLA* (média \pm DP = 805,47 \pm 190,37). Comparações *post-hoc* mostraram uma diferença significativa entre

o grupo fresado e *DLP* ($p = 0,005$), e nenhuma diferença entre *DLP* e *SLA* ($p = 0,08$). O único material que não diferiu significativamente do grupo convencional foi o *DLP* ($p = 1,00$). Além disso, houve uma diferença significativa na resistência à flexão entre os materiais estudados ($p < 0,001$). Os resultados obtidos indicam que as PPF fresadas exigem mais força para se fraturarem em comparação com outros materiais analisados no estudo. Isso pode ser devido ao facto que apresentam menor suscetibilidade à degradação hidrolítica e à fratura em comparação com outros materiais analisados no estudo. Essa vantagem pode ser atribuída à estrutura polimérica robusta adquirida durante os processos de produção de alta pressão e temperatura. Na avaliação do módulo elástico das resinas testadas, foi observado que a resina impressa em 3D por meio do *DLP* alcançou resultados comparáveis às resinas fresadas *CAD/CAM*. No entanto, foi observado que o módulo elástico da resina *SLA* era significativamente inferior em comparação com o módulo elástico das resinas fresadas. Essa discrepância pode ser atribuída à diversidade na composição dos materiais utilizados. Em conclusão, após um processo de envelhecimento termomecânico, todos os materiais testados são adequados para aplicação clínica, com melhores propriedades globais das próteses parciais fixas fresadas por *CAD/CAM* (Ellakany *et al.*, 2022).

Os estudos de Park *et al.* (2020) e Ellakany *et al.* (2022) concentram-se na análise da resistência à flexão das PPF realizadas com tecnologias aditivas e subtrativas. Em primeiro lugar, uma das principais limitações encontradas nestes estudos foi a realização de estudos *in vitro* em vez de em pacientes clínicos, ou seja, o estudo de materiais, especialmente para tecnologia 3D e utilização em PPF, ainda se está numa fase precoce. Os materiais utilizados foram submetidos a testes de carga estática e os resultados podem não ser indicativos quando aplicados em cargas dinâmicas, portanto, daquilo que ocorre em boca. Além disso, é importante ressaltar que foram utilizadas diferentes marcas de materiais, cada uma com uma composição química diferente. Essa diversidade de produtos representa um desafio significativo na avaliação e comparação dos resultados, uma vez que os fabricantes não divulgaram todas as informações. O mesmo se aplica aos equipamentos utilizados nos testes. É inegável que a variedade de instrumentos pode influenciar na precisão e na capacidade de reproduzir os resultados. Em ambos os estudos para avaliar a resistência à flexão, foi utilizada uma máquina de teste universal chamada Instron 8871, contudo as amostras foram submetidas a cargas diferentes, respetivamente 10 kN e 30 kN, a mesma velocidade, 1 mm/min até que ocorresse a fratura do material. As PPF não foram cimentadas para eliminar quaisquer variáveis adicionais que pudesse interferir nos resultados. De facto, o uso do cimento permite uma distribuição adequada das forças aplicadas na

restauração e ajuda a aumentar sua resistência a fraturas (Park *et al.*, 2020; Ellakany *et al.*, 2022).

Park *et al.* (2020) relatou que o grupo *SLA* mostrou uma maior resistência à flexão em comparação com os outros grupos estudados. No entanto, Ellakany *et al.* (2022) relatou resultados levemente contraditórios, onde as próteses fresadas apresentaram valores ligeiramente superiores de resistência à flexão em comparação com a impressora *SLA* e os outros grupos; no entanto, deve-se observar que esses resultados não foram considerados significativos. Um ponto que pode ter influenciado essas diferenças é o uso de uma fresadora de cinco eixos por Ellakany *et al.* (2022), em oposição à unidade de fresagem de quatro eixos utilizada por Park *et al.* (2020). De fato, a fresadora de cinco eixos oferece maior precisão e capacidade de trabalhar com geometrias tridimensionais complexas em comparação com a fresadora de quatro eixos. Esse aspecto é particularmente relevante na odontologia, onde a precisão e complexidade do trabalho exigem ferramentas altamente sofisticadas (Park *et al.*, 2020; Ellakany *et al.*, 2022).

Em conclusão, tanto Park *et al.* (2020) quanto Ellakany *et al.* (2022) concordam que próteses de resina obtidas por meio de impressão 3D *SLA* e fresagem *CAD/CAM* são consideradas alternativas válidas no campo odontológico. No entanto, as diferenças nos resultados indicam que o uso de diferentes tecnologias e eixos de fresagem podem influenciar as propriedades físicas das PPF. Portanto, é fundamental considerar cuidadosamente as características específicas dos diferentes métodos de produção para escolher a técnica mais adequada às necessidades clínicas (Park *et al.*, 2020; Ellakany *et al.*, 2022).

2. Resistência à fratura

Ibrahim, El-Shehawy e El-Naggar (2020) avaliaram a resistência à fratura de PPF fabricadas pela técnica de impressão 3D em comparação com a técnica de fresagem. Foram realizadas 16 PPF unitárias no total, divididas em dois grupos. Foram utilizados materiais e técnicas diferentes: disco de PMMA (TelioCAD, Ivoclar Vivadent) com a tecnologia *CAD/CAM* a quatro eixos (DWX-520, DGshape) e a segunda utilizando resina (NextDent C&B, NextDent BVZ) e impressora *SLA* (Rapidshape D30). Todos os espécimes foram cimentados nos seus respectivos modelos utilizando o cimento temporário Meta-Temp-ZONE. Antes de serem submetidas ao teste de resistência à fratura com uma máquina do teste universal, as coroas

passaram por ciclos térmicos, nos quais foram expostas a 1250 ciclos entre temperaturas de 5°C a 55°C, e ciclos mecânicos, com a aplicação de força de 50N por 37.000 ciclos. Em relação aos resultados, o grupo impresso apresentou uma resistência à fratura estatisticamente maior em comparação ao grupo fresado. Com base nos resultados apresentados, pode-se concluir que a técnica de impressão 3D para a construção de coroas provisórias apresenta vantagens em termos de resistência à fratura em comparação com a fresagem sob carga termomecânica. Embora as coroas fresadas também apresentem valores clinicamente aceitáveis de resistência à fratura, o fabrico aditivo proporciona um método confiável e conservador para a produção de restaurações provisórias mais fortes. Portanto, a utilização da técnica de impressão 3D na construção de coroas provisórias pode ser uma escolha viável e eficaz para os profissionais odontológicos (Ibrahim, El Shehawy e El-Naggar, 2020).

O estudo realizado por Abad-Coronel *et al.* (2021) teve como objetivo avaliar e comparar a resistência à fratura de PPF obtidas por técnicas aditivas e subtrativas, a fim de determinar sua relevância clínica. Foram produzidas 40 quarenta PPF de três unidades e divididas para cada método de fabrico, 20 vinte por cada grupo. No primeiro grupo, foi utilizada uma resina (Prizma 3D Bio Prov, MarkertechLabs) utilizando a tecnologia de SLA (Moonray S, SprintRay). Já no segundo grupo, foi utilizado um disco de PMMA (Vipiblock Trilux, VIPI) através unidade de fresagem a cinco eixos (MCX5, Dentsply-Sirona). Todas as amostras foram submetidas a um processo de ciclos térmicos: 5000 ciclos entre temperaturas de 5°C a 55°C água destilada. A avaliação da fratura foi realizada por meio da máquina de teste universal (Shimadzu AGS-X). Nos espécimes foi aplicada uma força, registada em Newton (N), na superfície oclusal, a uma velocidade de 0,5 mm/min, até que ocorresse a fratura. Os resultados evidenciam uma diferença significativa nos valores de resistência à fratura entre os materiais analisados: a força média aplicada e o desvio padrão do grupo impresso ($1437,74 \pm 73,41$ N) são inferiores à força média e o desvio padrão do grupo fresado ($1663,57 \pm 130,25$ N). Pode-se observar que o valor máximo da força obtida pela impressão 3D é muito próximo do valor mínimo obtida pela técnica de fresagem. A força aplicada ao grupo fresado foi maior. Em conclusão, este estudo demonstrou que as restaurações provisórias feitas por fresagem apresentam maior resistência à fratura do que aquelas obtidas por impressão 3D. Isso sugere que a técnica de fresagem pode ser considerada um método confiável e conservador para a produção de restaurações provisórias mais duráveis. No entanto, é importante notar que as restaurações impressas podem ser úteis em situações com menor carga mastigatória e superfícies expostas a menor stress oclusal.

Portanto, a escolha entre as duas técnicas deve ser baseada nas necessidades e requisitos específicos de cada paciente (Abad-Coronel *et al.*, 2021).

Um estudo realizado por Suralik *et al.* (2020) teve como objetivo comparar as resistências à fratura de próteses impressas em 3D com as PPF convencionais e obtidas por *CAD/CAM*. Foram produzidas 45 PPF de três unidades, utilizando diferentes materiais e técnicas de fabrico: 15 foram fabricadas em PMMA na cor A1 (Zirlux, Henry Schein), utilizando uma fresadora húmida a cinco eixos (Versamill, Axsys Dental Solutions), e outras 15 foram feitas com resina biocompatível fotopolimerizável (Freeprint Temp, DETAX GmbH & Co), com o auxílio de uma impressora *SLA* (MiiCraft 125, MiiCraft), e por fim outros quinze em PMMA autopolimerizante (Jet; Lang Dental, Wheeling). Não foi utilizado nenhum agente cimentante para fixar as PPF aos modelos antes do teste de fratura. Todas as amostras foram submetidas ao teste usando uma máquina Instron (Instron 5566 Universal Testing Machine), aplicando uma força axial na superfície oclusal do local intermediário da PPF, a uma velocidade de 0,5 mm/min, até que a fratura ocorresse. Os resultados indicam uma força média significativamente maior até a fratura das PPF de resina impressas em 3D em comparação com as PPF fresadas e autopolizável ($p = 0,010$; $p = 0,016$). Os resultados mostram que a utilização de resina impressa em 3D proporciona uma força média maior na fratura, em comparação com o uso de PMMA fresado e autopolimerizado. Isso demonstra uma melhora na resistência à fratura das PPF. Além disso, o processo de produção aditiva permite uma entrega mais rápida das próteses. Essas descobertas têm implicações significativas para a prática odontológica, já que a utilização de resina impressa em 3D pode oferecer benefícios tanto em termos de durabilidade quanto de eficiência no atendimento ao paciente. Portanto, recomenda-se considerar a implementação dessa tecnologia na prática clínica como uma forma de melhorar o acesso dos pacientes a PPF mais resistentes e com um tempo de entrega reduzido (Suralik *et al.*, 2020).

Martín-Ortega *et al.* (2022) realizaram um estudo para avaliar a resistência à fratura de PPF unitárias, anteriores e posteriores, aparafusadas e suportadas por implantes, fabricadas utilizando técnicas de produção aditiva e subtrativa. No total, foram fabricadas 40 PPF: 20 para os incisivos centrais (grupo anterior) e 20 para os pré-molares (grupo posterior). Cada grupo foi dividido em dois subgrupos, dependendo do método de produção utilizado: fresagem e impressão. Para o subgrupo fresado, foram utilizados blocos de PMMA (Vivadent CAD Multi) e uma fresadora de cinco eixos (PrograMill CAM V4; Ivoclar Vivadent AG). Já para o subgrupo impresso, foram utilizadas resinas (SHERAprint-cb; Shera) e uma impressora *DLP*

(SHERAprint30; Shera). Em seguida, cada amostra foi cimentada ao respectivo pilar do implante (ZiaCam, RP não rotatório; Ziacom) usando um cimento de resina composta autopolimerizável (Multilink Hybrid Abutment HO; Ivoclar Vivadent AG). Para simular o envelhecimento, as amostras foram submetidas a um ciclo térmico (Thermocycler THE-1100; D-Sat), com 5000 ciclos de 5 °C a 55°C. Para a análise da resistência à fratura, foi utilizada uma máquina de teste universal (BT1-FR2.5TS.D14; Zwick Roell). As amostras foram submetidas a uma carga com uma velocidade de 1 mm/min até ocorrer a fratura. Os resultados mostraram diferenças significativas no valor médio da resistência à fratura entre os grupos ($p < 0,05$). O subgrupo fresado anterior apresentou um valor médio de resistência à fratura significativamente maior do que o subgrupo de impresso anterior ($p < 0,001$). Além disso, o subgrupo fresado posterior mostrou um valor médio significativamente mais alto do que o subgrupo impresso posterior ($p = 0,048$). Também emergiu que o subgrupo impresso anterior apresentou um valor médio de resistência à fratura significativamente maior do que o subgrupo impresso posterior ($p < 0,001$). Por fim, foi observado que o subgrupo fresado anterior obteve um valor médio significativamente maior do que o subgrupo fresado posterior ($p < 0,004$). As coroas provisórias aparafusadas suportadas por implantes, produzidas por métodos subtrativos apresentaram maior resistência à fratura quando comparadas às produzidas por métodos *DLP*. O grupo anterior mostrou maior resistência à fratura em comparação com as amostras posteriores (Martín-Ortega *et al.*, 2022).

A avaliação do estudo de Henderson *et al.* (2022) teve como objetivo comparar a resistência à fratura de PPF de 3 unidades fabricados por tecnologia *CAD/CAM*, fresagem e impressão 3D, com a tradicional resina bis-acrílica utilizadas em consultório. Foram produzidas 180 PPF, divididas em três grupos, sendo 60 impressas por *SLA* (SprintRay Pro 95, SprintRay Inc) usando a resina *Dentca Crown and Bridge* (Dentca), 60 fresadas a partir de discos de PMMA com o uso de uma unidade de fresagem (Sirona inLab MC x5, Dentsply Sirona) e outras 60 resina bis-acrílica dispensada por cartucho autopolimerizável (3M-Paradigm; 3M Oral Care). As amostras foram armazenadas em uma incubadora (Fisherbrand Basic 180L Gravity Incubator) a 100% de umidade e 37 °C. A avaliação foi realizada em função da taxa de carga e o tempo de exposição à água, e como estas afetam as propriedades mecânicas. Para avaliar a resistência das PPF, previamente cimentadas, com cimento provisório (TempBond Unidose; Kerr Corp), nos modelos, foram submetidas a uma força de carga de 10 kN usando uma máquina de ensaio universal (modelo nº 5567; Instron) até a fratura, com uma taxa de carregamento de 1 ou 10 mm/min. As 60 PPF de cada grupo foram divididas em dois subgrupos de acordo com o tempo

de armazenamento (1 dia ou 30 dias). Cada um desses subgrupos foi posteriormente dividido em duas taxas de carga (1 mm/min ou 10 mm/min), resultando em um total de quinze PPF por grupo. Os resultados mostram que os materiais e técnicas utilizados, os tempos de armazenamento e a interação entre eles afetam significativamente a resistência à fratura ($p < 0,001$). No entanto, não foi observado efeito significativo da taxa de carga ($p = 0,306$). Esses resultados permitiram direcionar o foco para os efeitos do material e do tempo de armazenamento. O PMMA fresado apresentou a maior média de resistência à fratura após 1 dia de armazenamento; por outro lado, tanto o PMMA fresado quanto a resina bis-acrílica de impressão apresentaram uma diminuição na resistência, enquanto a resistência para as próteses provisórias de bis-acril autopolimerizadas em consultório não mudou significativamente após 30 dias de armazenamento em um ambiente com 100% de umidade. Em conclusão, as PPF de 3 unidades feitas de PMMA fresado mostram inicialmente uma maior resistência em comparação às feitas de resina bis-acrílica de impressão em 3D. No entanto, após 30 dias de armazenamento em um ambiente húmido, observou-se uma redução na carga de ruptura em ambos os materiais, enquanto a carga de falha das PPF de bis-acrílico autopolimerizável de uso em consultório não foi significativamente afetada. (Henderson *et al.*, 2022).

As pesquisas analisadas sobre a resistência à fratura de próteses provisórias fixas e coroas provisórias apresentam elementos comuns e diferenças significativas. Os resultados de Ibrahim, El-Shehawy e El-Naggar e Suralik *et al.* (2020) revelaram que as restaurações, quer próteses provisória fixas e coroas, fabricadas por impressoras 3D são mais resistentes à fratura em comparação com aquelas feitas por fresadoras ou manual, mesmo considerando as diferenças nos materiais, métodos de fabrico, preparação das amostras (Ibrahim, El Shehawy e El-Naggar, 2020). A maior resistência à fratura da resina impressa em 3D pode ser atribuída à sua maior resistência à flexão em comparação com o PMMA fresados, como relatado por estudos anteriores conduzidos por Park *et al.* (2020) e Ellakany *et al.* (2022) (Park *et al.*, 2020; Ellakany *et al.*, 2022).

Em ambos os estudos, a espessura utilizada foi de 50 microns, pois foi demonstrado que uma espessura mais fina favorece uma melhor polimerização e um maior número de interfaces entre as camadas, melhorando o desempenho mecânico da prótese. O mesmo se aplica ao processo de pós-produção, as amostras foram colocadas em uma caixa de luz ultravioleta para promover a polimerização do material e a solidificação das camadas. A pós-produção desempenha um papel fundamental na qualidade das restaurações. Observou-se que as restaurações impressas

têm uma maior conversão e uma diminuição dos monômeros residuais. Essas melhorias trazem benefícios significativos para a tenacidade e resistência à fratura do material utilizado.

A principal discrepância entre os dois estudos está no posicionamento das camadas dentro do processo de impressão 3D. Ibrahim, El-Shehawy e El-Naggar (2020) escolheram uma orientação vertical a 90 °, enquanto Suralik *et al.* (2020) preferiram uma orientação de 0° com a carga uniaxial aplicada perpendicularmente às camadas. Essa diferença pode ter um impacto nas propriedades e no desempenho final das próteses, pois a orientação das camadas pode influenciar a resistência e a estabilidade da estrutura impressa (Ibrahim, El Shehawy e El-Naggar, 2020; Suralik *et al.*, 2020).

Nas condições dos presentes estudos, pode-se concluir que as PPF e as coroas provisórias em resina impressas em 3D usando a tecnologia *SLA* têm uma resistência à fratura mais favorável durante a compressão em comparação com as restaurações em PMMA fresadas *CAD/CAM*, portanto podem ser uma opção viável na prática clínica.

Por outro lado, resultados contrastantes obtidos por Abad-Coronel *et al.*, Martín-Ortega *et al.* e Henderson *et al.* (2021), os quais relatam que os materiais fabricados através da técnica subtrativa demonstram valores médios significativamente mais altos de resistência à fratura em comparação com as resinas fabricadas através do método aditivo e convencional (Abad-Coronel *et al.*, 2021; Henderson *et al.*, 2022; Martín-Ortega *et al.*, 2022).

Os estudos atuais utilizam principalmente fresadoras de 5 eixos, porém há diferenças entre eles em relação às especificações das impressoras 3D e condições de ensaio. Por exemplo, no estudo de Abad-Coronel *et al.* (2020), foi adotada uma orientação vertical a 90°, enquanto Martín-Ortega *et al.* (2020) seguiram a orientação de 45° recomendada pelo fabricante. Ambos estudos utilizaram uma espessura de impressão de 50 microns e imergiram as amostras em uma banheira UV por 30 e 25 minutos, respectivamente (Abad-Coronel *et al.*, 2021; Martín-Ortega *et al.*, 2022). Por outro lado, no estudo de Henderson *et al.* (2020), não foram fornecidas informações sobre a orientação, espessura e processos de pós-produção (Henderson *et al.*, 2022).

Com base nos resultados contraditórios encontrados nas comparações feitas por Ibrahim, El-Shehawy e El-Naggar (2020), Martín-Ortega *et al.* (2020) e Henderson *et al.* (2022) sobre a cimentação de PPF, tem sido necessário refletir sobre o papel desse processo na resistência às forças externas (Ibrahim, El Shehawy e El-Naggar, 2020; Henderson *et al.*, 2022; Martín-Ortega *et al.*, 2022). Por um lado, Ibrahim, El-Shehawy e El-Naggar (2020) encontraram uma

maior resistência à fratura em próteses provisórias fixas obtidas por impressão 3D em comparação com as fresadas, enquanto Martín-Ortega *et al.* (2020) e Henderson *et al.* (2022) observaram uma maior resistência em próteses criadas por fresagem *CAD/CAM*. Deve-se ressaltar, no entanto, que, embora o cimento pareça contribuir para aumentar a resistência das próteses dentárias, distribuindo uniformemente a força externa em toda a estrutura, não se pode tirar uma conclusão definitiva sobre os resultados obtidos. Portanto, é necessário coletar mais dados e realizar estudos adicionais para obter uma compreensão mais aprofundada do papel da cimentação na resistência das PPF (Ibrahim, El Shehawy e El-Naggar, 2020; Henderson *et al.*, 2022; Martín-Ortega *et al.*, 2022).

Em todos os estudos apresentados foram observadas algumas limitações que precisam ser consideradas. Em primeiro lugar, é o fato de que todos os estudos realizados foram *in vitro*, ou seja, não consideraram os fatores do ambiente oral. Portanto, é essencial conduzir investigações adicionais que levem em consideração esses fatores do ambiente oral para obter resultados mais precisos e fiáveis. Outra limitação significativa é o uso de diferentes materiais para cada categoria de produção, o que influenciou os resultados e requer uma análise química mais precisa dos componentes dos materiais. Essa diversidade pode ser responsável pelas diferenças encontradas nos resultados e, conseqüentemente, requer estudos adicionais para identificar especificamente quais componentes têm maior influência na resistência das PPF.

Pode-se concluir que as propriedades mecânicas das restaurações impressas em 3D podem ser influenciadas pela forma da PPF, pelas especificações dos meios de fabrico. Essa variação nos resultados salienta que não apenas a composição do material e os procedimentos de teste podem afetar os resultados, mas também as diferentes impressoras, fresadoras, bem como, para as os parâmetros de impressão recomendados pelo fabricante para cada resina impressa em 3D.

3. Estabilidade de cor

Yao *et al.* (2020) tiveram como objetivo investigar se diferentes tratamentos de superfície poderiam afetar a estabilidade de cor das próteses parciais PPF fresadas e impressas em 3D após simulação do envelhecimento fisiológico. A amostra total foi composta por oitenta coroas, sendo quarenta obtidos a partir de discos de PMMA (Temp Esthetic 98, Harvest Dental Products) por meio de uma unidade de fresagem de 5 eixos (DWX-51D, Roland DGA Corp). Os outros quarenta foram impressos em 3D utilizando uma impressora *DLP* (MAX; Asiga) com

resina (NextDent Crown & Bridge, NextDent BV). Todas PPF fresadas e impressas em 3D foram alocados em 4 grupos diferentes ($n = 10$), de acordo com diferentes tratamentos de superfície: controlo polimento, Optiglaze e Skinglaze. No grupo controlo, nenhum tratamento de superfície foi aplicado. Para o grupo polimento, as PPF foram finalizadas e polidas com óxido de alumínio (Enhance PoGo Complete Kit; Dentsply Sirona). Para os grupos Optiglaze e Skinglaze, os espécimes foram acabados e polidos e preparados com revestimentos protetores de polimerização de luz transparentes adicionais. No grupo Optiglaze foi aplicado um revestimento protetor (Optiglaze; GC America Inc). Para o grupo Skinglaze foram aplicados um primer (New Outline Skin Primer; anaxdent North America) e um revestimento protetor (New Outline Skin Glaze; anaxdent North America). Todos os espécimes foram imersos em água destilada e submetidos a envelhecimento artificial em máquina de termociclagem (Thermocycler THE-1100; SD Mechatronik) para um total de 5000 ciclos a temperatura entre 5° e 55° C. As medições de cor foram registadas usando um espectrofotómetro digital (Vita Easyshade V; VITA North America) antes e depois da termociclagem a fim de analisar a estabilidade da cor das coroas. Os resultados, indicam que as interações entre tipo de prótese provisória e tratamentos de superfície foram significativas para a diferença de cor (ΔE). As PPF fresadas tiveram valores significativamente menores ΔE do que próteses impressas em 3D apenas para o grupo controlo ($P < 0,001$). Dentro dos PPF fresados, o grupo Optiglaze (média \pm DP, $1,01 \pm 0,38$) teve valores significativamente menor ΔE do que todos os outros grupos de tratamentos de superfície (grupo controlo: $2,38 \pm 0,44$, $p < 0,001$; grupo polimento: $1,83 \pm 0,51$, $P = 0,025$; e grupo Skinglaze: $1,85 \pm 0,78$, $P = 0,021$). Dentro dos PPF impressos em 3D, o grupo de controlo ($3,83 \pm 0,71$) teve valores significativamente maior ΔE do que todos os outros tratamentos de superfície (grupo polimento: $2,66 \pm 0,89$, $P = 0,018$; Grupo Skinglaze: $1,40 \pm 0,73$, $P < 0,001$; e grupo Optiglaze: $1,37 \pm 0,67$, $P < 0,001$). O grupo polimento teve significativamente maior ΔE do que o grupo Skinglaze ($P = 0,009$) e grupo Optiglaze ($P = 0,007$), enquanto os grupos Skinglaze e Optiglaze não foram significativamente diferentes entre si ($P = 1,000$). Neste estudo, a aplicação de um revestimento protetor (Optiglaze) teve um efeito positivo significativo na estabilidade da cor para PPF impressas em 3D e fresadas após termociclagem. Este achado indicou que o revestimento protetor pode melhorar significativamente as características da superfície das PPF e manter a estabilidade da cor a curto prazo. No entanto, outro revestimento protetor (Skinglaze) mostrou apenas um efeito positivo na estabilidade da cor para PPF impressas em 3D. A possível explicação é que este agente protetor de superfície em particular pode não ser capaz de aderir adequadamente à superfície dos PPF fresados, e a capacidade de proteção desse agente protetor de superfície diminuiu

durante o processo de termociclagem, o que também será de esperar em ambiente oral a médio prazo (Yao *et al.*, 2021).

É importante destacar algumas limitações que foram encontradas ao longo do estudo conduzido pelos Yao *et al.* (2021).

Em primeiro lugar, é importante destacar que este estudo foi conduzido em um ambiente controlado de laboratório, *in vitro*, o que implica que as condições encontradas em um ambiente clínico podem diferir significativamente. Portanto, é essencial entender que os resultados obtidos podem não refletir plenamente a complexidade e variedade de situações que ocorrem diariamente em um consultório odontológico (Yao *et al.*, 2021).

Ha uma carência de estudos que investiguem de forma adequada os efeitos da estabilidade da cor em próteses fixas provisórias. Por consequência, não foi possível realizar comparações ou análises aprofundadas sobre este assunto. Contudo, essa lacuna de dados e pesquisas oferece uma oportunidade para estudos futuros (Yao *et al.*, 2021).

Outro aspecto importante a ser considerado é a composição do material de resina utilizado no processo de fabrico das próteses. A resina desempenha um papel crucial na qualidade e resistência das próteses, mas é crucial destacar que as características de superfície, como porosidades e grau de polimerização, podem variar devido à complexidade do processo de impressão 3D e às diversas variáveis envolvidas (Yao *et al.*, 2021).

Além disso, é importante ressaltar que apenas alguns materiais provisórios para próteses e tratamentos de superfície foram testados neste estudo. Essa limitação pode afetar a generalização dos resultados e exigir pesquisas adicionais para confirmar as conclusões obtidas.

Em conclusao, sugere-se a realização de mais pesquisas para avaliar a estabilidade da cor tanto em próteses provisórias fresadas quanto impressas, bem como a realização de estudos adicionais sobre o impacto de diferentes materiais, tecnologias de fabrico *CAD/CAM* e tratamentos de superfície no desempenho clínico das próteses fixas provisórias. Isso permitiria obter uma visão mais completa sobre o tema em questão (Yao *et al.*, 2021).

4. Adaptação interna e marginal

No estudo realizado por Lee, Lee e Lee (2017), foi analisada a adaptação interna e marginal de PPF unitárias realizadas através de tecnologias de fresagem *CAD/CAM* e impressão 3D para avaliar sua relevância clínica. O grupo de controlo foi constituído pelo grupo *CAD/CAM*, enquanto o grupo experimental envolveu a utilização de amostras impressas. Especificamente, trinta coroas provisórias foram produzidas: dez feitas a partir de blocos de PMMA (bloco Vipi, VIPI) usando uma fresadora a cinco eixos (Zirkonzahn), dez feitas com resina (veroglaze MED620, Stratasys) via impressora *FDM* (Stratasys) e dez outras feitas com resina (ZMD-1000B, Dentis) usando a tecnologia *DLP* (Dentis). A discrepância marginal e adaptação interna foi realizada utilizando o método de replicação do silicone. Quatro pontos foram medidos, em cada peça após o corte completo da réplica de silicone no mesio-distal e vestibulo-lingual. A menor área com o valor de medição no grupo de fresagem *CAD/CAM* foi M2 ($53,9 \pm 23,2 \mu\text{m}$) e a maior área foi M4 ($266,3 \pm 36,0 \mu\text{m}$). A menor área do valor de medição no grupo de impressão 3D foi M1 ($64,3 \pm 30,1 \mu\text{m}$) e o maior ponto foi M4 ($172,4 \pm 43,3 \mu\text{m}$). A menor área com o valor de medição no grupo de fresagem *CAD/CAM* foi M2 ($53,9 \pm 23,2 \mu\text{m}$) e a maior área foi M4 ($266,3 \pm 36,0 \mu\text{m}$). A menor área do valor de medição no grupo de impressão 3D foi M1 ($64,3 \pm 30,1 \mu\text{m}$) e o maior ponto foi M4 ($172,4 \pm 43,3 \mu\text{m}$). A média da discrepância (desvio padrão) desses 3 grupos foi de 171,6 (97,4) μm para o grupo de fresagem *CAD/CAM* e 149,1 (65,9) e 91,1 (36,4) μm para o grupo de impressão 3D S (Stratasys) e D (Dentis). Os resultados relataram que o valor de discrepância dos três grupos apresentou diferença estatisticamente significativa e o grupo de impressão 3D apresentou valor inferior ao grupo de fresagem *CAD/CAM* ($P < 0,05$). Em conclusão, os ajustes marginais e internos da restauração provisória foram significativamente melhores no método de impressão 3D *DLP* do que no método de fresagem *CAD/CAM* (Lee, Lee e Lee, 2017).

Alharbi *et al.* (2018) conduziram uma avaliação para investigar a influência do método de fabrico e do tipo de linha de acabamento na adaptação interna e marginal de restaurações realizadas através dois fluxos de trabalho digitais: impressão 3D usando tecnologia *SLA* e fresagem. Um total de oitenta PPF unitárias foram confeccionadas: quarenta restaurações foram fabricadas usando uma impressora *SLA* (DW028D, DWS) a partir de um material de resina (Temporis, DWS); quarenta restaurações em resina de PMMA (Polycon, Straumann) foram confeccionadas com uma fresadora de 5 eixos (Wissner Ltd, Alemanha). Quatro diferentes tipos de linha de acabamento foram estudados: *knife-edge* (*KE*), *chamfer* (*C*), *rounded shoulder* (*RS*),

rounded shoulder with bevel (RSB). Para a avaliação da adaptação interna e a discrepância marginal, todas as restaurações foram colocadas no modelo mestre sem cimentação e posteriormente digitalizadas por meio da tomografia microcomputorizada (TCM) (Skyscan 1072, Kontich). Os resultados do estudo demonstraram que o método de fabrico e o tipo da linha de acabamento tiveram influência significativa tanto nas discrepâncias internas quanto nas marginais ($P = 0,000$). Foi observado que a influência do método de fabrico foi significativamente maior relativamente ao tipo de linha de acabamento. As restaurações impressas em 3D apresentaram discrepâncias com valores médios significativamente menores em comparação com as restaurações fresadas. Para as restaurações impressas em 3D, a discrepância interna média foi de (66, 149, 130, 95 μm) enquanto para as restaurações fresadas foi de (89, 177, 185, 154 μm), respetivamente, para *KE*, *C*, *RS*, *RSB*. Essa diferença foi estatisticamente significativa em todos os pontos avaliados ($P \leq 0.001$). Em relação à discrepância marginal absoluta, verificou-se que nas restaurações impressas em 3D foi de (30, 41, 30, 28 μm), enquanto nas restaurações fresadas foi de (56, 54, 52, 38 μm), também para *KE*, *C*, *RS*, *RSB* respetivamente. Com base nas informações fornecidas, podemos concluir que os métodos de fabrico têm um impacto maior no ajuste marginal e interno das restaurações dentárias do que o tipo da linha de acabamento. Isso sugere que é mais importante selecionar a técnica de fabrico correta ao optar por este tipo de restaurações provisórias. Além disso, os resultados mostraram que as restaurações fabricadas com técnicas de impressão 3D, utilizando a tecnologia *SLA*, apresentam valores de discrepância interna e marginal significativamente mais baixos do que as suas equivalentes fresadas. Isso indica que a impressão 3D pode oferecer uma precisão superior no ajuste das restaurações. No entanto, é importante notar que, independentemente do método de fabrico utilizado, todos os valores estão dentro dos padrões relatados para restaurações *CAD/CAM*. Isso significa que ambos os métodos de fabrico podem fornecer PPF aceitáveis do ponto de vista clínico e em termos de ajuste marginal e interno (Alharbi *et al.*, 2018).

O objetivo do estudo de Kang *et al.* (2018) foi comparar as diferenças de confiabilidade precisão interna e externa das PPF unitárias feitas utilizando impressora *SLA* versus a técnica de fresagem. Um total de vinte e duas coroas foram produzidas, onze produzida a partir de um bloco PMMA (VipiBlock, VIPI) usando uma fresadora automática de cinco eixos (DWX-50, Roland DG Corporation), as outras onze foram impressas a partir de resina (Zmd1000B, Dentis) através de uma impressora *SLA* (Zenith U, Dentis). Para medir a precisão, as superfícies externas e internas das coroas temporárias concluídas foram revestidas com spray de

digitalização (Entwickler Nr. 3, Helling GmbH). Os dados foram coletados sequencialmente através de um *scanner* de luz azul (Identica Blue, Medit). Os resultados relatam que as diferenças nas medidas na confiabilidade das superfícies externa e interna entre as coroas impressas e fresadas foram estatisticamente significativas ($P < 0,001$). A confiabilidade das superfícies externa e interna das coroas *SLA* foi de 49,6 9,3 μm e 22,5 5,1 μm respectivamente, enquanto para coroas fresadas foi de 31,8 7,5 μm e 14,6 1,2 μm respectivamente. Os valores de precisão das superfícies externa e interna das coroas *SLA* foram 18,7 6,2 μm e 26,9 8,5 μm respectivamente, enquanto para as coroas fresadas foram 25,4 3,1 μm e 13,8 0,6 μm respectivamente. A precisão das superfícies internas apresentou significância ($P < 0,03$), enquanto a das superfícies externas não apresentou significância estatística ($P < 0,58$). As coroas obtidas através da fabricação subtrativa mostraram ser superiores em confiabilidade e precisão em comparação com as coroas feitas através da tecnologia *SLA* (Kang *et al.*, 2018).

Aldahian *et al.* (2021) realizaram um estudo para avaliar a influência das técnicas de fabricação - convencional, como grupo de controle, *CAD/CAM* e impressão 3D - na adaptação interna e na integridade marginal de PPF unitárias. 30 coroas provisórias foram produzidas: dez em PMMA (PMMA base Cercon; DeguDent GmbH) usando uma fresadora úmida *CAD/CAM* a cinco eixos (Versamill; Axsys Dental Solutions), dez em resina biocompatível fotopolimerizada (Freeprint Temp; DETAX GmbH & Co) com uma impressora *SLA* (MiiCraft 125; MiiCraft) e, por fim, dez com resina autopolimerizável (Kit JetTooth Shade™ Self-Curing Acrylic Resin 6/1, Lang Dental Manufacturing Co Inc.) para técnica convencional. O ajuste interno e a integridade marginal das coroas, foram analisados utilizando TMC (Skyscan 1173 high-energy spiral scan micro-CT; Skyscan NV). Os resultados do estudo mostraram que ambas as técnicas tiveram impacto positivo na adaptação interna e marginal das restaurações provisórias. Em particular, houve diferença significativa entre os grupos de estudo ($p = 0,003$). Espécimes do grupo manual e *CAD/CAM* mostraram adaptação comparável ($p > 0,05$), que foram significativamente maiores ($p < 0,05$) do que coroas 3D, que apresentaram valores de ajuste significativamente menores. As coroas fabricadas manualmente mostraram um desajuste marginal significativamente maior em comparação com as 3D ($p < 0,05$) e coroas *CAD/CAM* ($p < 0,05$). No entanto, não foi observada diferença significativa na discrepância marginal entre as PPF de fresagem e a 3D, indicando que ambas as técnicas produziram resultados comparáveis ($p = 0,30$). Em conclusão, os resultados obtidos confirmam que as PPF impressas apresentam resultados comparáveis à restauração *CAD/CAM*, sendo inclusive superiores quando comparadas com as restaurações produzidas de forma manual (Aldahian *et al.*, 2021).

No estudo realizado por Wu *et al.* (2021) objetivou-se avaliar a adaptação interna e a discrepância marginal de coroas provisórias realizadas por diferentes métodos de fabrico. Foram feitas um total de 48 PPF unitárias divididas em três grupos (n=16) de acordo com os métodos de fabrico: no primeiro grupo, as coroas provisórias foram feitas usando uma fresadora de 5 eixos (DWX-51D, Roland DGA) a partir de blocos de resina (Lava Ultimate, 3M ESPE). No segundo grupo, as coroas provisórias foram impressas em 3D usando material metacrilato (Teeth Dima Teeth, Kulzer North America) e uma impressora *FDM* (Cara Print 4.0, Kulzer North America). Por fim no terceiro, utilizou-se uma técnica direta convencional com emprego de resina autopolimerizável (LuxaCrown, DMG America). O ajuste interno foi avaliado indiretamente usando o método do silicone para calcular o volume do espaço de cimento. Posteriormente, as coroas foram cimentadas, usando cimento temporário (Temp-Bond NE, Kerr Corp., Orange), e tanto o método de replicação polivinil siloxano (PVS) quanto as imagens de tomografia de coerência ótica (TCO) foram utilizados para avaliar a discrepância marginal. Os resultados indicam que existem diferenças estatisticamente significativas nos volumes de espaço de cimento calculados. De facto, as análises de adaptação interna indicaram uma diferença significativa: os valores médios do grupo *CAD/CAM* foram significativamente maiores em comparação com o grupo 3D e manual ($p < 0,05$). A distância da discrepância, que representa a medida do espaço entre a coroa e o dente, era significativamente maior no grupo *CAD/CAM* em comparação com os grupos manual e 3D. Isso indica que no grupo *CAD/CAM* havia uma maior separação entre a coroa e o dente em relação aos outros dois grupos. No entanto, os valores médios totais de discrepância marginal absoluta obtidos através de impressora 3D foram significativamente maiores do que o grupo manual e *CAD/CAM* ($p < 0,05$), entre os quais não houve diferença estatisticamente significativa ($p > 0,05$). Em conclusão, os resultados mostraram que as coroas provisórias feitas convencionalmente tiveram melhor adaptação interna e menor discrepância marginal (Wu *et al.*, 2021).

Karasan *et al.* (2022) analisaram e compararam a precisão da fabrico aditiva, usando dois materiais e tecnologias de impressão diferentes, em comparação com os métodos tradicionais de fresagem e processamento manual de PPF. Foram realizadas 60 PPF posteriores de três unidades, substituindo os molares inferiores, divididos em 6 grupos com base no método de fabrico e no material utilizado. Em particular, dez espécimes foram produzidos com resina (Protemp 4, 3M ESPE AG, Seefeld) por produção manual, para o grupo *CAD/CAM* foram produzidos dez PPF utilizando blocos de PMMA (Telio-CAD, Ivoclar Vivadent) por meio de uma fresadora de cinco eixos (Ivoclar Vivadent, Schaan). Mais vinte PPF foram fabricados

usando uma impressora 3D *DLP* (P30; RapidShape, Straumann), com os polímeros P-Pro-C&B e SHERAprint-cb. Por fim, os últimos vinte PPF foram fabricados usando uma impressora 3D *SLA* (FormLabs 2; FormLabs) e os polímeros P-Pro-C&B e SHERAprint-cb. Além disso, foram analisados diferentes modos de impressão: validados atribuídos à impressora *DLP* e não validados à impressora *SLA*. As impressoras 3D validadas foram testadas e certificadas por autoridades ou institutos reconhecidos, garantindo que atendem a certos padrões de qualidade e precisão de impressão. Por outro lado, as impressoras 3D não validadas não passaram ou não foram submetidas a nenhum tipo de certificação ou teste oficial. Isso pode significar que pode haver limitações na precisão dos detalhes ou na precisão das impressões em comparação com o modelo original. Para a avaliação da adaptação interna e marginal, foi utilizado o método validado, não destrutivo triple-scan. Tanto o método de fabrico (fresagem, manual ou impresso) quanto o material provisório influenciaram na adaptação tridimensional total das PPF no coto molar. Os resultados indicam que os grupos que utilizaram a resina (SHERAprint-cb) para imprimir os dentes do pilar apresentaram melhor adaptação marginal do que os grupos que utilizaram a resina (P-Pro-C&B). Além disso, verificou-se que o tipo de resina teve impacto significativo no ajuste marginal para amostras impressas com a impressora *SLA* com (SHERAprint-cb) que apresentou melhor ajuste que a *SLA* com (P-Pro-C&B). O grupo aditivo *SLA* (SHERAprint-cb) e o grupo fresagem apresentaram ajuste significativamente melhor em comparação com as amostras do grupo manual e *DLP* (P-Pro-C&B). O resultado da análise revela que as amostras fresadas apresentam uma superfície total mais uniforme do que as amostras fabricadas manualmente e impressas através do processo *DLP* (P-Pro-C&B). Isso implica que a distribuição do espaço dentro e nas margens das amostras fresadas é mais regular e homogênea do que as amostras manual e impressa com *DLP*. Para impressoras 3D, os PPF impressos em *SLA* apresentaram uma tendência a melhores resultados de ajuste tridimensional do que as amostras impressas em *DLP*, embora a diferença tenha sido significativa para PPF realizadas em molares. O modo de impressão não validado apresentou melhores resultados de espaço médio ($p < 0,05$) com maior previsibilidade e repetibilidade ($p < 0,001$). Neste estudo, observou-se que o uso de uma resina com maior espessura de camada (100 μm) afetou negativamente a precisão, independentemente da tecnologia utilizada. Além disso, a continuação da fotopolimerização da resina por *SLA* resultou em um melhor acabamento superficial, bem como maior precisão na área marginal e resultados mais previsíveis que o *DLP*. Para concluir, as PPF impressas forneceram alternativas válidas às fresadas em relação aos resultados de precisão (Karasan *et al.*, 2022).

No estudo conduzido por Thakare *et al.* (2022) foram analisados três métodos diferentes de fabrico para a produção de coroas provisórias, avaliando sua confiabilidade em termos de ajuste interno e marginal. No total, foram produzidas quarenta e cinco amostras: quinze coroas fabricadas por fresagem *CAD/CAM* a cinco eixos (Arum 5X-200) usando PMMA (Ruthinium *CAD/CAM*), quinze coroas feitas por impressão 3D *SLA* (Formlabs, form 2) usando resina (NEXTDENT C&B MFH TEMP) e quinze coroas obtidas por impressão 3D *DLP* (NextDent 5100) com resina (NEXTDENT C&B MFH TEMP). O ajuste interno e marginal foi medido usando a técnica de réplica de silicone e um estereomicroscópio com *software* de análise de imagens. As réplicas de silicone foram cortadas longitudinalmente na direção mesio-distal e vestibulo-lingual. Além disso, cada fragmento foi posteriormente dividido em quatro pontos: M1, que representa a distância entre a margem do preparo e a margem da coroa fabricada; M2, que indica a distância da parede axial central entre a superfície do dente preparado e a superfície interna da coroa; M3, que representa a distância da borda oclusal-axial entre a superfície do dente preparado e a superfície interna da coroa; e por fim, M4, que representa a distância do centro da região oclusal entre a superfície do dente preparado e a superfície interna da coroa. Observou-se que o M1 apresentou, em todos os grupos de fabrico, valores menores: 113,1 µm no grupo *CAD/CAM*, 90,2 µm no grupo *SLA* e 65,1 µm no grupo *DLP*. Por outro lado, o M4 apresentou os valores maiores em todos os grupos de fabrico: 291,9 µm no grupo *CAD/CAM*, 206,7 µm no grupo *SLA* e 160,7 µm no grupo *DLP*. Calculando o valor médio geral das quatro posições, observou-se que a menor discrepância, de 96,7 µm, ocorreu no grupo *DLP*, seguida por 131,1 µm no grupo *SLA* e, por fim, 179,6 µm no grupo *CAD/CAM*. Em conclusão, observou-se diferenças significativas nos valores de discrepância entre os 3 grupos. Em particular, a impressão *DLP* apresentou uma melhor adaptação marginal e interna em relação à impressão *SLA*, enquanto a fresagem *CAD/CAM* mostrou performances inferiores aos outros dois métodos de fabrico (Thakare *et al.*, 2022).

Uma das principais limitações comuns a todos os estudos conduzidos é o fato de terem sido realizados *in vitro*, o que impede a consideração de todos os fatores clinicamente relevantes. De facto, avaliar uma restauração dentárias em laboratório, desconsidera fatores como salivagem, pressão mastigatória e movimentos da mandíbula, que têm impacto na adaptação das coroas. Outra limitação comum, diz respeito ao número diferentes de materiais dentários provisórios para cada estudo e falta de uma composição química unificada. Isso pode ter afetado a precisão das medidas e a representatividade dos resultados obtidos.

Apesar das várias diferenças entre os estudos em relação aos equipamentos de produção, como a orientação de impressão, e às características do material, como a espessura destinada ao cimento das restaurações, os resultados são consistentes.

Os valores de adaptação interna e marginal obtidos por meio do uso de impressoras 3D são melhores em comparação com a técnica de fresagem *CAD/CAM* e técnica convencional. O aumento da discrepância interna e marginal encontrada nos espécimes fresados pode ser atribuído a diversos fatores, incluindo o diâmetro da fresa utilizada, alta velocidade de corte, vibrações e variações térmicas excessivas, assim como pressão elevada e estresse mecânico.

Em contraste com os resultados relatados pelos Kang *et al.* (2018), onde foi constatado que as coroas provisórias obtidas por processamento *CAD/CAM* eram mais precisas e exatas em comparação com aquelas produzidas por tecnologia *SLA*. As razões para ter discrepâncias podem ser à contração de polimerização que ocorre no processo de pós-produção quando a resina é exposta a uma fonte de luz (Kang *et al.*, 2018).

Vários métodos têm sido utilizados para avaliar o ajuste interno marginal de restaurações. Alguns pesquisadores, como Alharbi *et al.* (2017) e Aldahian *et al.* (2021), optaram pela TMC de alta resolução como método de escolha. Essa técnica permite a obtenção de imagens detalhadas, tornando possível identificar e avaliar qualquer discrepância, sem comprometer a integridade da restauração. Os autores comprovam que a natureza radiopaca do cimento pode ocasionar artefatos de radiação durante o procedimento de microtomografia, prejudicando a visualização dos espaços internos e marginais. Para contornar esse problema, as restaurações foram analisadas sem cimentação, embora essa abordagem não seja um reflexo preciso da situação clínica real (Alharbi *et al.*, 2018; Aldahian *et al.*, 2021).

Outros métodos também têm sido aplicados com sucesso nessa área. Por exemplo, Lee, Lee e Lee (2017) e Thakare *et al.* (2022) adotaram o método de replicação em silicone. Nessa técnica, o silicone é cortado em sentido mesio-distal e vestibulo-lingual, permitindo a identificação e medição de quatro áreas específicas com o auxílio de um microscópio digital (Lee, Lee e Lee, 2017; Thakare *et al.*, 2022).

O trabalho de Karasan *et al.* (2022) trouxe uma abordagem diferente, utilizando o método de varredura tripla modificado. Os autores referem que essa técnica não destrutiva possibilitou a medição de mais de 6000 pontos em uma determinada área de inspeção. Comparado ao método de réplica, que geralmente requer de 18 a 50 pontos para o ajuste marginal, o método de

varredura tripla possibilita a avaliação de um número muito maior de pontos, geralmente na faixa de 200 a 300 (Karasan *et al.*, 2022).

No entanto, em contraste com outros pesquisadores, Wu *et al.* (2021) adotaram uma abordagem mais abrangente na avaliação dos parâmetros. Para medir a adaptação interna, eles utilizaram o método controlado com silicone, enquanto para avaliar a discrepância marginal, eles utilizaram duas técnicas não invasivas e eficazes: o método replica PVS e a TCO (Wu *et al.*, 2021).

Os resultados contraditórios de Kang *et al.* (2018) podem ser explicados devido método empregue para a medição dos parâmetros. Para a medição de precisão, as superfícies externas e internas das coroas provisórias completadas foram revestidas com spray de digitalização e os dados foram coletados sequencialmente por meio de scanner de luz azul. Contudo, é importante ressaltar que, apesar do uso do mesmo spray para digitalização, sua utilização pode ocasionar erros (Kang *et al.*, 2018).

Em conclusão as informações apresentadas indicam que, embora diferentes métodos de detecção de discrepâncias internas e marginais tenham sido utilizados em diversos estudos, os resultados relatam que as restaurações provisórias fabricadas digitalmente com resinas de impressão 3D, utilizando as tecnologias *SLA*, *DLP* e *FDM*, têm um ajuste marginal e adaptação interna superiores em comparação a métodos convencionais e fresadas. Vale ressaltar que diversos fatores influenciam o ajuste marginal e a adaptação interna das restaurações provisórias impressas em 3D, como o tipo de tecnologia de impressão utilizada, a espessura da camada de impressão, a orientação da impressão e o tipo de resina provisória empregue.

IV. CONCLUSÃO

Em conclusão, coroas PPF impressas tridimensionalmente podem ser consideradas uma alternativa válida aos materiais provisórios fresados *CAD/CAM* para restaurações provisórias de longa duração, no entanto, para garantir a qualidade e durabilidade das restaurações, é necessário realizar mais pesquisas sobre resistência ao desgaste, resistência à flexão, resistência à fratura e módulo de elasticidade.

Além disso, estudos adicionais sobre a estabilidade da cor e os efeitos dos tratamentos de superfície em PPF obtidas por impressão 3D e *CAD/CAM* são essenciais. Isso possibilitará o avanço da odontologia restauradora, oferecendo melhores resultados estéticos e funcionais para os pacientes.

Embora o método de impressão 3D tenha mostrado resultados promissores na produção de coroas provisórias, demonstrando ajuste marginal e adaptação interna superior quando comparadas às resinas provisórias fresadas por *CAD/CAM*, é necessário obter mais evidências *in vitro* e clínicas para confirmar sua eficácia. Isso exigirá um maior número de amostras e equipamentos adicionais.

Da mesma forma, é importante avaliar a influência do procedimento de cimentação e das PPF unitárias em comparação com as múltiplas para obter uma compreensão precisa do impacto das restaurações provisórias produzidas por impressão 3D. Além disso, é necessário considerar como a cimentação afeta as propriedades mecânicas das restaurações provisórias fabricadas por meio dessa tecnologia.

Em resumo, pesquisas futuras nessas áreas contribuirão para melhorar a qualidade e confiabilidade das próteses produzidas por impressão 3D, fornecendo uma melhor compreensão de seu impacto, vantagens clínicas e uma utilização mais generalizada.

BIBLIOGRAFIA

Abad-Coronel, C. *et al.* (2021). Comparative analysis of fracture resistance between CAD/CAM materials for interim fixed prosthesis. *Materials*, 14(24), p. 7791.

Abdulmohsen, B. *et al.* (2016). A study to investigate and compare the physicomechanical properties of experimental and commercial temporary crown and bridge materials. *Dental Materials*, 32(2), pp. 200–210.

Abduo, J., Lyons, K. e Bennamoun, M. (2014). Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: A review of the available streams. *International Journal of Dentistry*. Hindawi, 2014.

Aldahian, N. *et al.* (2021). Influence of conventional, CAD-CAM, and 3D printing fabrication techniques on the marginal integrity and surface roughness and wear of interim crowns. *Applied Sciences*, 11(19), p. 8964.

Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), pp. 72–84.

Alharbi, N. *et al.* (2018). Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *Journal of Prosthodontic Research*, 62(2), pp. 218–226.

Alharbi, N., Osman, R. e Wismeijer, D. (2016). Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(6), pp. 760–767.

Alp, G., Murat, S. e Yilmaz, B. (2019). Comparison of flexural strength of different CAD/CAM PMMA-based polymers. *Journal of Prosthodontics*, 28(2), pp. e491–e495.

Alshamrani, A. A., Raju, R. e Ellakwa, A. (2022). Effect of Printing Layer Thickness and Postprinting Conditions on the Flexural Strength and Hardness of a 3D-Printed Resin. *BioMed Research International*, 2022, pp. 1–11.

Alt, V. *et al.* (2011). Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dental Materials*, 27(4), pp. 339–347.

Anusavice, K. J. e Philips, R. W. (2003). *Philip's Science of Dental Material*. Philadelphia: WB Saunders Company.

Arnesano, A. *et al.* (2020). Fused deposition modeling shaping of glass infiltrated alumina for dental restoration. *Ceramics International*, 46(2), pp. 2206–2212.

Atria, P. J., Lagos, I. e Sampaio, C. S. (2020). In vitro evaluation of surface roughness, color stability, and color masking of provisional restoration materials for veneers and crowns. *International Journal of Computerized Dentistry*, 23(4), pp. 343–350.

Barazanchi, A. *et al.* (2017). Additive technology: update on current materials and applications in dentistry. *Journal of Prosthodontics*, 26(2), pp. 156–163.

Batisse, C. e Nicolas, E. (2021). Comparison of CAD/CAM and conventional denture base resins: A systematic review. *Applied Sciences*, 11(13), p. 5990.

Beuer, F., Schweiger, J. e Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), pp. 505–511.

Burns, D. R., Beck, D. A. e Nelson, S. K. (2003). 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. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(5), pp. 474–497.

Coelho, C. *et al.* (2021). Comparison of CAD-CAM and traditional chairside processing of 4-unit interim prostheses with and without cantilevers: Mechanics, fracture behavior, and finite element analysis. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 125(3), pp. 543-e1.

Digholkar, S., Madhav, V. N. V e Palaskar, J. (2016). Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *The Journal of the Indian Prosthodontic Society*, 16(4), p. 328.

Ellakany, P. *et al.* (2022). Influence of CAD/CAM milling and 3d-printing fabrication methods on the mechanical properties of 3-unit interim fixed dental prosthesis after thermo-mechanical aging process. *Polymers*, 14(19), p. 4103.

Ferro, K. J. *et al.* (2017). The glossary of prosthodontic terms. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(5S), pp. E1–E105.

Frazer, R. Q. *et al.* (2005). PMMA: An essential material in medicine and dentistry. *Journal of Long-Term Effects of Medical Implants*, 15(6), pp. 629–639.

Groth, C. *et al.* (2014). Three-dimensional printing technology. *Journal of Clinical Orthodontics*, 48(8), pp. 475–485.

Henderson, J. Y. *et al.* (2022). Failure load of milled, 3D-printed, and conventional chairside-dispensed interim 3-unit fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(2), pp. 275-e1.

Hornbeck, L. (2009). Spatial Light Modulator and Method. Micromirror Device. Estados Unidos da America: United States patent.

Ibrahim, A., El Shehawy, D. e El-Naggar, G. (2020). Fracture resistance of interim restoration constructed by 3D printing versus CAD/CAM technique (In vitro study). *Ain Shams Dental Journal*, 23, pp. 13–20.

Al Jabbari, Y. S. *et al.* (2013). An indirect technique for assuring simplicity and marginal integrity of provisional restorations during full mouth rehabilitation. *The Saudi Dental Journal*, 25(1), pp. 39–42.

Jain, S. *et al.* (2022). Physical and mechanical properties of 3d-printed provisional crowns and fixed dental prosthesis resins compared to cad/cam milled and conventional provisional resins: A systematic review and meta-analysis. *Polymers*, 14(13), p. 2691.

Kang, S. Y. *et al.* (2018). Accuracy of provisional crowns made using stereolithography apparatus and subtractive technique. *Journal of Advanced Prosthodontics*, 10(5), pp. 354–360.

Karasan, D. *et al.* (2022). Accuracy of Additively Manufactured and Milled Interim 3-Unit Fixed Dental Prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 31(S1), pp. 58–69.

Kokubo, Y. *et al.* (2005). Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(7), pp. 526–530.

Lambert, H. *et al.* (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *The journal of Advanced Prosthodontics*, 9(6), pp. 486–495.

Layani, M., Wang, X. e Magdassi, S. (2018). Novel materials for 3D printing by photopolymerization. *Advanced Materials*, 30(41), p. 1706344.

Lee, W.-S., Lee, D.-H. e Lee, K.-B. (2017). Evaluation of internal fit of interim crown fabricated with CAD/CAM milling and 3D printing system. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 9(4), pp. 265–270.

Ligon, S. C. *et al.* (2017). Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chemical Reviews*, 117(15), pp. 10212–10290.

Maeda, Y., Satoh, T. e Sogo, M. (2006). In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant–abutment connections: a short communication. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(1), pp. 75–78.

Martín-Ortega, N. *et al.* (2022). Fracture resistance of additive manufactured and milled implant-supported interim crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(2), pp. 267–274.

Martins, L. M. *et al.* (2012). Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *Journal of Applied Oral Science*, 20, pp. 235–240.

Millet, C. *et al.* (2020). CAD-CAM immediate to definitive complete denture transition: A digital dental technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), pp. 642–646.

Nakamura, T., Nonaka, M. e Maruyama, T. (2000). In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *The International Journal of Prosthodontics*, 13(3), pp. 189–93.

Nejatidanesh, F., Momeni, G. e Savabi, O. (2009). Flexural strength of interim resin materials for fixed prosthodontics. *Journal of Prosthodontics: Implant, Esthetic and Reconstructive Dentistry*, 18(6), pp. 507–511.

- Park, S.-M. *et al.* (2020). Flexural strength of 3D-printing resin materials for provisional fixed dental prostheses. *Materials*, 13(18), p. 3970.
- Peng, C.-C., Chung, K.-H. e Yau, H.-T. (2020). Assessment of the internal fit and marginal integrity of interim crowns made by different manufacturing methods. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 123(3), pp. 514–522.
- Peng, C., Chung, K. e Ramos Jr, V. (2020). Assessment of the adaptation of interim crowns using different measurement techniques. *Journal of Prosthodontics*, 29(1), pp. 87–93.
- Rayyan, M. M. *et al.* (2015). Comparison of interim restorations fabricated by CAD/CAM with those fabricated manually. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 114(3), pp. 414–419.
- Recchia, S. e Benedetto, A. (2013). *Scienze dei Materiali Dentali e Laboratorio*. Roma: Franco Lucisano Editore.
- Revilla-León, M. *et al.* (2019). A review on chemical composition, mechanical properties, and manufacturing work flow of additively manufactured current polymers for interim dental restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 31(1), pp. 51–57.
- Reymus, M. *et al.* (2020). 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. *Clinical Oral Investigations*, 24, pp. 701–710.
- Rosenstiel, S., Fijimoto, J. e Land, M. (2000). *Protesi fissa oggi. Procedimenti clinici e di laboratorio attuali*. 3.^a ed. San Luigi: Elsevier.
- Ruse, N. D. e Sadoun, M. J. (2014). Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *Journal of Dental Research*, 93(12), pp. 1232–1234.
- Sadid-Zadeh, R. *et al.* (2021). Fracture strength of interim CAD/CAM and conventional partial fixed dental prostheses. *Journal of Prosthodontics*, 30(8), pp. 720–724.
- Sapuan, S. M. *et al.* (2020). *Composites in biomedical applications*. Boca Raton: CRC Press.
- Sham, A. S. K. *et al.* (2004). Color stability of provisional prosthodontic materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 91(5), pp. 447–452.

Singh, A. e Garg, S. (2016). Comparative evaluation of flexural strength of provisional crown and bridge materials-an invitro study. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 10(8), pp. ZC72–ZC77.

Singla, M. *et al.* (2014). Provisional restorations in fixed prosthodontics. *International Journal of Dental and Medical Research*, 1(4), pp. 148–151.

Skorulska, A. *et al.* (2021). Review on polymer, ceramic and composite materials for cad/cam indirect restorations in dentistry—application, mechanical characteristics and comparison. *Materials*, 14(7), p. 1592.

Song, S.-Y. *et al.* (2020). Color stability of provisional restorative materials with different fabrication methods. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 12(5), p. 259.

Suralik, K. M. *et al.* (2020). Effect of fabrication method on fracture strength of provisional implant-supported fixed dental prostheses. *Prosthesis*, 2(4), pp. 325–332.

Tahayeri, A. *et al.* (2018). 3D printed versus conventionally cured provisional crown and bridge dental materials. *Dental Materials*, 34(2), pp. 192–200.

Taşın, S. e Ismatullaev, A. (2022). Comparative evaluation of the effect of thermocycling on the mechanical properties of conventionally polymerized, CAD-CAM milled, and 3D-printed interim materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 127(1), pp. 173-e1.

Thakare, A. *et al.* (2022). WITHDRAWN: Comparative evaluation of internal and marginal fit of interim crowns fabricated by CAD/CAM milling and two different 3D printing systems-An in vitro study. *Materials Today: Proceedings*, 57, pp. A1–A9.

Wiskott, H. W. A. (2011). *Fixed prosthodontics, Principles and Clinics*. London: Quintessence.

Wu, J. *et al.* (2021). Evaluation of internal fit and marginal adaptation of provisional crowns fabricated with three different techniques. *Sensors*, 21(3), pp. 1–15.

Yao, Q. *et al.* (2021). The effect of surface treatments on the color stability of CAD-CAM interim fixed dental prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 126(2), pp. 248–253.