



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

JOYCE ROMA CORREIA DOS SANTOS SIQUEIRA

**CARACTERIZAÇÃO DE UMA RESINA TEMPORÁRIA PARA
MANUFATURA ADITIVA: propriedades ópticas e mecânicas, e
resistência à tração de coroas cimentadas**

JOYCE ROMA CORREIA DOS SANTOS SIQUEIRA

**CARACTERIZAÇÃO DE UMA RESINA TEMPORÁRIA PARA
MANUFATURA ADITIVA: propriedades ópticas e mecânicas, e
resistência à tração de coroas cimentadas**

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

Área: Prótese Dentária. Linha de pesquisa: Desempenho de materiais e técnicas em odontologia restauradora

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio Bottino

Coorientadora: Profa. Dra. Nathália de Carvalho Ramos

São José dos Campos

2023

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

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

Siqueira, Joyce Roma Correia dos Santos

Caracterização de uma resina temporária para manufatura aditiva: propriedades ópticas e mecânicas, e resistência à tração de coroas cimentadas / Joyce Roma Correia dos Santos Siqueira. - São José dos Campos : [s.n.], 2023. 67 f. : il.

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

Orientador: Marco Antonio Bottino

Coorientadora: Nathália de Carvalho Ramos

1. Impressão 3D. 2. Coroas provisórias. 3. Cor. 4. Cimentos temporários. 5. Envelhecimento. I. Bottino, Marco Antonio, orient. II. Ramos, Nathália de Carvalho, coorient. III. Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia, São José dos Campos. IV. Universidade Estadual Paulista 'Júlio de Mesquita Filho' - Unesp. V. Universidade Estadual Paulista (Unesp). VI. Título.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Titular Dr. Marco Antônio Bottino (Orientador)

Universidade Júlio de Mesquita Filho (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Profa. Dra. Nathália de Carvalho Ramos

Universidade Júlio de Mesquita Filho (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Associado Dr. Lafayette Nogueira Junior

Universidade Júlio de Mesquita Filho (Unesp)

Instituto de Ciência e Tecnologia

Campus de São José dos Campos

Prof. Dr. Rodrigo Othávio de Assunção e Souza

Universidade Federal do Rio Grande do Norte (UFRN)

Faculdade de Odontologia

Campus de Natal

São José dos Campos, 14 de fevereiro de 2023.

DEDICATÓRIA

Dedico essa dissertação aos meus pais Arlene Selma de Camargo Roma e Silvino Correia dos Santos por criarem uma base educacional sólida baseada em princípios e ética, sem os quais não seria possível alcançar todos os títulos que obtive até aqui.

AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente a Deus e Nossa Senhora Aparecida pela ddiva da vida e pela proteção diária.

Agradeço a todos os mestres que despertaram em mim o desejo de exercer com a mesma sabedoria e destreza o dom de lecionar, transmitindo aos outros o bem mais precioso: “o conhecimento”.

Aos meus orientadores Professor Dr. Marco Antonio Bottino, por ser um profissional incansável e com dedicação extrema ao seu propósito, a Professora Nathália por sua paciência e sabedoria inigualável, um agradecimento mais que especial, sem a ajuda deles eu não seria capaz de chegar até onde cheguei, e a todos os membros desta instituição que hoje eu denomino minha segunda casa: UNESP.

Aos meus amigos que tornaram a caminhada mais leve e feliz, deixaram os dias muitas vezes cinzas coloridos, simplesmente por estarem ao meu lado.

A minha família por ser meu suporte e esteio ao longo da vida, é por vocês e para vocês todas as vitórias!

“Comece onde você está, use o que você tem e faça o que você pode” Arthur Ashe

RESUMO

Siqueira JRCS. Caracterização de uma resina temporária para manufatura aditiva: propriedades ópticas e mecânicas, e resistência à tração de coroas cimentadas [dissertação]. São José dos Campos (SP): Universidade Estadual Paulista (Unesp), Instituto de Ciência e Tecnologia; 2023.

O presente estudo teve como objetivo caracterizar a microestrutura de uma resina temporária de impressão 3D (Resilab Temp), avaliando as propriedades óticas, o comportamento mecânico e a resistência à tração de coroas cimentadas com diferentes cimentos temporários. Todas as propriedades foram também avaliadas após a simulação de envelhecimento térmico. Para a análise da microestrutura superficial e estabelecimento do melhor padrão de impressão, amostras em formato de barras seguindo a ISO 4049 (25 x 10 x 3 mm) foram desenhadas em *software* (Rhinoceros 6.0), impressas na impressora W3D (Wilcos do Brasil) e fotopolimerizadas na Anycubic Photon em diferentes tempos (sem cura, 16 minutos, 32 minutos e 1 hora). Para a caracterização estrutural foram realizadas as análises em FTI-R (Espectroscopia de infravermelho com transformada de Fourier) e Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV). O comportamento mecânico da resina foi feito com base nos testes de resistência à flexão, mensuração do módulo elástico e microdureza de Knoop. A análise de cor e translucidez foi feita com um espectrofotômetro (VITA Easy shade Advanced 4.0), o qual foi avaliado seguindo o CIELab, utilizando os fundos cinza, preto e branco. Todas as análises foram realizadas imediatamente após a confecção das amostras e repetidas após o envelhecimento térmico com 2 mil ciclos (5-55 °C). Coroas de resinas foram fabricados da mesma forma que os espécimes anteriores e foram cimentadas sobre preparo padronizados em resina Nema G10 (análogo à dentina). Foram usados 3 cimentos temporários: hidróxido de cálcio (HC), óxido de zinco sem eugenol (OZNE) e ionômero de vidro (IOV). Os espécimes foram ensaiados com teste de resistência à tração das coroas, antes e após o mesmo envelhecimento térmico. Os resultados obtidos foram analisados estatisticamente com nível de significância de 5%. A análise de FTI-R mostrou cerca de 46% de grau de conversão na superfície e 37% no centro da amostra da resina. A resistência à flexão foi maior para os grupos polimerizados por 32 min e 1h, enquanto a microdureza Knoop não apresentou diferença estatística entre os grupos. A análise translucidez também não mostrou diferenças estatísticas entre os grupos, entretanto a cor foi alterada pelo tempo de polimerização e envelhecimento. No ensaio de resistência à tração, todos os fatores mostraram diferenças estatisticamente significantes. Antes do envelhecimento, o grupo IOV foi estatisticamente superior ao HC e OZNE; Entretanto, após o envelhecimento, não houve diferença entre os grupos. De acordo com todas as análises realizadas nesse estudo, o tempo de pós polimerização de 1 hora apresentou o melhor desempenho mecânico e estabilidade de cor, e o cimento de ionômero de vidro possui a melhor retenção imediata após a cimentação, apesar de todos os cimentos temporários usados no estudo possam ser indicados.

Palavras-chave: impressão 3D; coroas provisórias, cor, cimentos temporários; envelhecimento.

ABSTRACT

Siqueira JRCS. Characterization of a temporary resin for additive manufacturing: optical and mechanical properties, and tensile strength of bonded crowns [dissertation]. São José dos Campos (SP): São Paulo State University (Unesp), Institute of Science and Technology; 2023.

The present study aimed to characterize the microstructure of a 3D printing temporary resin (Resilab Temp), evaluating the optical properties, mechanical behavior and tensile strength of crowns cemented with different temporary cements. All properties were also evaluated after simulated thermal aging. For surface microstructure analysis, bar-shaped specimens following ISO 4049 (25 x 10 x 3 mm) were designed in software (Rhinoceros 6.0), printed in the W3D printer (Wilcos do Brasil) (n=36) and photopolymerized in the Anycubic Photon at different times (no curing, 16 minutes, 32 minutes and 1 hour). For structural characterization FTI-R (n=72) (Fourier transform infrared spectroscopy) and Scanning Electron Microscopy (SEM)(n=4) analyses were carried out. The mechanical behavior of the resin was done based on flexural strength tests, elastic modulus measurement (n=12) and Knoop microhardness (n=20). The color and translucency analysis was done with a spectrophotometer (n=40) (VITA Easy shade Advanced 4.0), which was evaluated following the CIELab, using the gray, black and white backgrounds. All analyses were performed immediately after making the samples and repeated after thermal aging with 2,000 cycles (5-55 °C). Resin crowns were fabricated (n=48) in the same manner as the previous specimens and were cemented on standardized preparations in Nema G10 resin (dentin analog). Three temporary cements were used: calcium hydroxide (HC), zinc oxide without eugenol (OZNE) and glass ionomer (IOV). The specimens were tested with crown tensile strength test before and after the same thermal aging. The results obtained were statistically analyzed with 5% significance level. FTI-R analysis showed about 46% degree of conversion on the surface and 37% in the center of the resin sample. The flexural strength was higher for the groups polymerized for 32 min and 1h, while Knoop microhardness showed no statistical difference between groups. Translucency analysis also showed no statistical difference between groups, however the color was altered by polymerization time and aging. In the tensile strength test, all factors showed statistically significant differences. Before aging, the IOV group was statistically superior to HC and OZNE; however, after aging, there was no difference between the groups. According to all analyses performed in this study, the 1-hour post-curing time showed the best mechanical performance and color stability, and the glass ionomer cement has the best immediate retention after cementation, although all temporary cements used in the study can be indicated.

Keywords: 3D printing; Temporary resins; provisional crowns; fatigue; color; temporary cements.

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABS	Acrilonitrila butadieno estireno
AM	Manufatura aditiva
ASTM	Sociedade americana de testes e materiais
CAD	Computer-aided design
CAM	Computer-aided manufacturing
CBCT	Tomografia computadorizada de feixe cônico
CT	Tomografia computadorizada
DC	Grau de Conversão
DLP	Digital Light Processing
FDM	Fused Deposition Modeling
FTI-R	Espectroscopia de infravermelho com transformada de Fourier
MJ	Material Jetting
PBF	Power Bed Fusion
PET	Polietileno tereftalato
PLA	Poliácido Láctico
SFF	Tecnologia formadora de forma solida livre
SLA	Estereolitografia
TPU	Termoplástico de poliuretano

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 Impressão 3D.....	14
2.1.1 História da impressão	14
2.1.2 Tipos de impressora	15
2.1.2.1 Estereolitografia (SLA).....	16
2.1.2.2 Digital light processing (DLP)	17
2.1.2.3 FDM (fused deposition modeling) FFF (fused filament fabrication)	17
2.1.2.4 Power bed fusion/selective laser sintering (SLS).....	18
2.1.2.5 Binder jetting (BJ).....	18
2.1.2.6 Material jetting/polyjet	19
2.1.2.7 Direct energy deposition	19
2.1.2.8 Sheet lamination and laminated object manufacturing (lom).....	20
2.1.3 Aplicações da tecnologia de impressão 3d.....	20
2.2 Polímeros.....	22
2.3 Resinas temporárias.....	24
2.4 Coroas temporárias	26
2.5 Cimentação de temporários	27
3 OBJETIVO	29
4 MATERIAL E MÉTODOS	30
4.1 Fti-r(espectroscopia de infravermelho com transformada de fourier)	31
4.2 Microscópio eletrônico de varredura (MEV)	32
4.3 Resistencia a flexão 3 pontos.....	33
4.4 Módulo elástico.....	34
4.5 Microdureza de knoop	35
4.6 Análise de cor e translucidez.....	36
4.7 Resistência a tração	37

5 RESULTADOS.....	40
5.1 Fti-r.....	40
5.2 Microscopia eletrônica de varredura	41
5.3 Resistência a flexão.....	42
5.4 Microdureza de knoop	42
5.5 Módulo elástico.....	43
5.6 Análise de cor e translucidez.....	44
5.7 Resistência a tração	45
6 DISCUSSÃO.....	47
6.1 Estrutura e propriedades mecânicas	47
6.2 Propriedades ópticas	50
6.3 Resistencia a tração de coroas	51
7 CONCLUSÃO	53
REFERENCIAS.....	54

1 INTRODUÇÃO

A manufatura por adição (AM), também conhecida por impressão em 3D ou prototipagem rápida, consiste na técnica de fabricação de um objeto por aplicação sequencial de finas camadas de um material determinado por um projeto executado em um *software* de modelamento 3D (*CAD-computer-aided design*) (ASTM, 2009; Park, Shin, 2018), ou a partir de dados obtidos de tomografias computadorizadas (CT), tomografias de feixe cônico (CBCT) ou escaneamento (Dawood et al., 2015).

A tecnologia de impressão teve seu início na década de 1980 para fabricação de protótipos, modelos e padrão de fundição (Van Noort, 2012), a partir da patente aplicada para a impressão em estereolitografia adquirida por Hull, CW (1986). A partir da primeira patente, outros tipos de tecnologias foram desenvolvidas, desta maneira em 2009 a sociedade americana de testes e materiais (ASTM), que regulamenta técnicas e padrões para grande faixa de materiais, produtos, sistemas e serviços, definiu em sete categorias toda a gama de tecnologias existentes para impressão 3D, descritas na norma ISO/ASTM 52900-15 como: estereolitografia (STL), *material jetting* (MJ), *binder jetting*, *power bed fusion* (SLS), *sheet lamination* e *direct energy deposition* (ASTM, 2009); podendo também ser classificadas de acordo com o método de estratificação do material, como: estereolitografia, sinterização de laser seletivo, processamento de luz digital, Polyjet e modelagem por deposição fundida; que são aplicados para confecção de próteses dentárias (Stansbury, Idacavage, 2016; Sun, Zhang, 2012; Van Noort, 2012).

As impressoras mais utilizadas na odontologia são as do tipo SLA e a DLP, derivadas da técnica em que a plataforma de impressão é imersa em resina fotopolimerizada por laser ultravioleta (UV) ou Led (conjunto de lâmpadas), em que o laser/led desenha uma secção transversal do objeto para formar cada camada, repetindo esse processo inúmeras vezes até a construção final da peça a ser impressa (Dawood et al., 2015; Hull, 1986; Hull, 1993). Diversos materiais como plástico, metal, cerâmica, polímeros entre outros, podem ser aplicados para essa técnica de processamento que apresenta vantagens sobre o método subtrativo (fresagem), como: redução no gasto de material e capacidade de construção de estruturas geométricas complexas (Stansbury, Idacavage, 2016).

A impressão 3D têm inúmeras aplicações e tem sido implementadas em diversas áreas como a médica e odontológica, uma vez que na medicina, a tecnologia é utilizada na ortopedia, na neurocirurgia em cirurgias cardíacas, cirurgias maxilofaciais e outras especialidades (Tack et al., 2016); na odontologia, o uso dessa tecnologia têm sido empregado no sentido de proporcionar ao operador a oportunidade de eliminar inúmeros passos técnicos necessários para a confecção de restaurações protéticas (Almeida et al., 2014; Brawek et al., 2013) além de possibilitar a confecção de modelos de estudo, protótipos de estruturas anatômicas para facilitar o diagnóstico e plano de tratamento a ser executado, guias cirúrgicos, placas oclusais, aparelhos ortodônticos, restaurações permanentes e temporárias (Dawood et al., 2015).

A etapa de temporização das restaurações é um passo muito importante para a qualidade da restauração final, pois esta etapa deve proteger a estabilidade mecânica dos dentes, restaurar a fonética, mastigação, estética e restabelecer as funções mastigatórias (Dietrich, 2011). É possível observar a partir das restaurações temporárias se a geometria do preparo está adequada, o que pode garantir ou não o bom assentamento da restauração futura, além da acomodação dos tecidos periodontais.

A técnica usada para a confecção de restaurações temporárias pode ser dividida em método direto e indireto de acordo com o processo de manufatura. No método direto, essas são fabricadas imediatamente sobre os preparos dentários, enquanto no método indireto as coroas são fabricadas a partir dos modelos de gesso ou arquivos provenientes de escaneamento intraoral para então serem instalada sobre o preparo dentário. Apesar do método direto ser mais rápido, ele apresenta maiores desvantagens, como a reação exotérmica, excesso de calor liberado durante a ativação química das resinas, o que pode causar traumas térmicos à polpa dentária, o monômero residual presente no polímero utilizado no método de confecção direta pode ainda lesionar a mucosa oral, causando bolhas ou estomatites alérgicas; além desses fatores indesejáveis ainda existe a contração de polimerização da resina causada pela redução da distância atômica no baixo peso molecular dos monômeros usados, este fenômeno causa alteração dimensional nas regiões marginais, oclusais e interproximais. O método indireto, por sua vez elimina os riscos de reações térmicas e químicas ao dente e mucosa, a adaptação da coroa ao dente é aumentada porque

o processo de polimerização é realizado extra oralmente. Desta maneira é importante observar as características de cada técnica na seleção de um material, como: tempo de trabalho, facilidade de fabricação e reparo, biocompatibilidade, estabilidade dimensional durante e após a fabricação, disponibilidade e estabilidade de cor (Diaz-Arnold et al., 1999). Diversos materiais para confecções das restaurações temporárias estão disponíveis, como a resina acrílica, comumente utilizada pelo bom custo-benefício, aceitação estética e versatilidade, porém ela apresenta toxicidade tecidual e irritação térmica; outro material utilizado são as resinas bis-acrílicas, que foram introduzidas com o intuito de reduzir os problemas da resina acrílica convencional; e mais recentemente tem sido implementado o uso das resinas para impressão 3D, que são capazes de reproduzir fielmente as restaurações com dimensões precisas (Dehurtevent et al., 2017; Van Noort, 2012).

Dentre os inúmeros fatores responsáveis pelo bom desempenho dos temporários a longo prazo, encontra-se também adesão ao substrato dental; como os cimentos têm comportamento químico e mecânico específicos, a adesão tem sido estimada para cada tipo de material (Holmer et al., 2019).

O recente uso das impressoras 3D para a obtenção de restaurações temporárias já mostra que o comportamento mecânico dessas resinas é satisfatório (Burke, 2005), outros estudos têm analisado opções de reparo, mostrando que tratamentos de superfície aumentam a resistência de união entre essas resinas de impressão e resinas convencionais (como a bis-acrílica, à base de metilmetacrilato, PMMA ou Bis-GMA), mostrando que é possível realizar reparo em caso de falha intraoral (Alharbi et al., 2016; Shim et al., 2020), entretanto estudos quanto à resistência adesiva com o substrato dental ou cimento ainda são limitados, tornando-se necessário uma maior investigação sobre a adesão dos cimentos às resinas para impressão 3D. O objetivo do presente estudo é conhecer uma resina para impressão 3D através da caracterização microestrutural, mecânica e óptica, além de avaliar a resistência à tração de coroas feitas da mesma resina para confecção de temporários impressos em 3D com diferentes cimentos odontológicos temporários, além da susceptibilidade ao envelhecimento desta interface.

2 REVISÃO DE LITERATURA

2.1 Impressão 3D

A manufatura aditiva é uma tecnologia de fabricação avançada que consiste no processo de confecção de um objeto, previamente desenhado (CAD- *computer aided design*) (Alharbi et al., 2018; Lin et al., 2019) e exportado em formato .stl para o software da impressora, no qual são estabelecidos os padrões de impressão desejado (espessura da camada, tipo de suporte, tempo de exposição da camada entre outros) que vai ser utilizada, através da adição sequencial de camadas de materiais padronizados (polímeros, plástico, metal, cerâmicas etc.) ; esse processo também é conhecido por impressão 3D e prototipagem rápida (Hull, 1993).

2.1.1 História da impressão

A impressão 3D teve seu início na década de 80 a partir da primeira patente obtida em 1986 pelo professor da Universidade da Califórnia Hull, CW (1986), neste mesmo ano foi desenvolvido o formato de arquivo. Stl utilizado para transmitir os arquivos gerados no software de modelamento para a impressora (3D system, 2013). Na década seguinte, em 1990 Scott Crump patenteou a tecnologia por deposição fundida (FDM) (Crump, 1992), desde então a impressão 3D tem tido um aumento progressivo (Tian, 2021)

Em 1993 Michael Cima e Emanuel Sachs patentaram o primeiro aparelho utilizado para impressão de plástico, peças de metal e cerâmica (Sachs et al., 1993), sequencialmente a essas patentes, outras empresas desenvolveram diferentes tecnologias de impressão capazes de construir diversos tipos de objetos com geometrias simplificadas e/ou complexas (Jones et al., 2011).

2.1.2 Tipos de impressora

Existe uma variedade de tecnologias de impressão, cada qual com suas vantagens e desvantagens, por esse motivo em 2009 a ASTM padronizou em 7 categorias todas as terminologias até então existentes na impressão. Estas categorias estão definidas na norma ISO/ASTM 52900-15 como: SLA (Stereolithography), FDM (Fusion Deposition Modeling), Material Jetting, Power Bed Fusion, Sheet Lamination, Binder Jetting e Direct Energy Deposition (ASTM, 2009).

Quadro 1 - Tecnologias de impressão

Tecnologias de Impressão	Aplicações na Odontologia	Materiais	Espessura da camada	Referencias
SLA	Coroas temporárias e permanentes; próteses fixas temporárias; guias cirúrgicos ; placas oclusais e modelos	Fotopolímeros e plástico	15 a 150 µm	Dehurtevent et al.,2017, Li et al.,2018,Kruth et al.,2005, Reboning, et al.,2018, Hazeveld et al.,2014, Mai et al.,2017,Ozan et al.,2009, D'haese et al.,2012, Sun et al.,2015
DLP	Coroas temporárias e permanentes; guias cirúrgicos , modelos, placas oclusais	Fotopolímero	50 a 100µm	Dehurtevent et al.,2017, Li et al.,2018,Kruth et al.,2005, Reboning, et al.,2018, Hazeveld et al.,2014, Mai et al.,2017,Ozan et al.,2009, D'haese et al.,2012, Sun et al.,2015, Lin et al.,2018, Osman et al.,2017
FDM	moldeiras individuais para próteses total; placas oclusais ; protetores bucais ; dispositivos para administração oral de medicamentos	Filamento termoplástico : PLA, ABS, PET , TPU	100 a 300µm	Liang et al.,2018, Li et al.,2019, Kessler et al.,2020,Gronet et al.,2003, Makvandi et al.,2018, Lu et al.,2020
SLS	Implantes e armações metálicas para prótese parcial removível	Nylon 6,11 e 12, vidro, cerâmica e metais	60µm	Kruth et al.,2005, Tolochko et al.,2002,Chen et al.,2014, Figliuzzi et al.,2012
Binder Jetting	Armação de Prótese Parcial Removível	Aço inoxidável , bronze, areia e sílica, polímeros (ABS,PA e PC), vidro		Ferrage et al.,2017, Dawood et al.,2015, Liu et al.,2010,Hayes et al.,2019, Mostafaei et al.,2018
Material Jetting	Coroas temporárias, permanentes e modelos	Fotopolímero e termoplástico	16 a 28µm	Hazeveld et al.,2014, Mai et al.,2017,Pandey et al.,2014, Jawahar et al.,2019, Anadioti et al.,2018
Direct Energy deposition	Implantes dentários	Cerâmicas, metais: cobalto cromo e titânio		Kruth et al.,2007, Barro et al.,2021
Sheet Lamination		Metais : cobre, alumínio, aço inoxidável, titânio e papel		Kruth et al.,2007, Fahad et al.,2013

Fonte: Elaborada pelo autor.

2.1.2.1 Estereolitografia (SLA)

A estereolitografia (SLA), tecnologia desenvolvida por Hull (1993), é o método mais utilizado para impressão 3D na odontologia (Stansbury, Idacavage, 2016), o processo se assemelha ao da aplicação da resina composta em um preparo cavitário, o qual uma resina é fotoativada com um aparelho fotopolimerizador. Neste tipo de tecnologia a plataforma de construção da impressora é imersa em um polímero fotopolimerizado através da aplicação da luz UV (ultravioleta); O laser desenha uma secção transversal do objeto para formar cada camada (Melchels et al., 2010), assim a plataforma desce a uma distância igual a espessura da camada anterior, permitindo que a resina não curada cubra a camada polimerizada (Dasaiev et al., 2017). O objeto é construído através da deposição sequencial de camadas de resina. Esta técnica de impressão permite alta repetibilidade e precisão; a espessura da camada por sua vez depende da padronização do modelo das impressoras, que pode variar de 15 a 150 μm . A rugosidade de superfície dos objetos impressos neste tipo de impressora é de aproximadamente 35 a 40 Ra e o comprimento de onda varia de 200 a 500 μm . As impressoras do tipo SLA são resistentes a temperatura e capazes de imprimir geometrias complexas, porém o tempo de impressão pode ter um aumento considerável, os objetos impressos requerem estrutura de suporte, que devem ser confeccionados em software CAD e pós processamento (limpeza e polimerização) adicional ao final da impressão em aparelho de fotopolimerização para remoção do monômero residual. A impressora do tipo SLA reproduz os objetos com acabamento de superfície suave e detalhes finos, por outro lado os objetos podem ficar frágeis, não sendo adequados para peças mecânicas (Hornebeck, 2009; Kessler et al., 2020), este tipo de tecnologia é comumente utilizado para a impressão de guias cirúrgicos para a implantodontia (Dawood et al., 2015)

2.1.2.2 Digital light processing (DLP)

A impressora do tipo DLP foi desenvolvida pelo americano Larry Hornebeck (ASTM, 2009), essa tecnologia se assemelha a SLA (Ligon et al., 2017) por esse motivo foi enquadrada pela ASTM na mesma categoria da SLA.

A principal diferença entre essas tecnologias são a fonte de luz e a forma com que cada camada é formada, diferentemente da SLA, cada camada é exposta não ponto a ponto e sim toda de uma única vez pela projeção da luz ultravioleta (Ligon et al., 2017). Este tipo de impressora é constituído por micro espelhos (DMD - dispositivo digital microespelhado) (Kreiger, Pearce, 2013) o qual cada espelho representa um ou mais pixels na produção da imagem, relacionando diretamente o número de espelhos presentes na impressora com a resolução da imagem (Glenn, 2001). O material utilizado é a resina líquida fotopolimerizável. O princípio de impressão se baseia na exposição de luz de um projetor na forma de tela digital sobre a resina depositada na bandeja da impressora, a imagem de cada camada é formada por pixels quadrados, resultando em uma camada formada a partir de pequenos blocos retangulares denominados voxels. Esta impressora é mais rápida que a SLA pois uma camada inteira é exposta a luz de uma única vez, enquanto nas impressoras SLA é traçada uma secção transversal com a ponta de um laser. A espessura das camadas nesta tecnologia é de 50 a 100 μm (Glenn, 2001; Groth et al., 2014).

2.1.2.3 FDM (Fused deposition modeling) FFF (fused filament fabrication)

As impressoras por deposição fundida possuem o método mais simplificado e recente das tecnologias existentes (Dawood et al., 2015), sua funcionalidade se baseia na extrusão de um filamento termoplástico como: PLA, ABS, PET, TPU entre outros (Dasaiev et al., 2017).

Uma bobina de material termoplástico é posicionada no suporte da impressora, o qual o filamento é empurrado através de um bocal aquecido que derrete

o material movendo a cabeça de extrusão ao longo das coordenadas especificadas depositando o material aquecido sobre a plataforma de impressão que se resfria e solidifica para formar o objeto tridimensional (Kruth et al., 2007).

2.1.2.4 Power bed fusion/selective laser sintering (SLS)

Esta tecnologia foi desenvolvida por Carl R. Deckard e tem sido utilizada desde meados dos anos 80 (Deckard, 1986). O processo de impressão é baseado na utilização de uma fonte de energia térmica que induz seletivamente a fusão entre partículas de pó dentro de uma área de construção para criar um objeto sólido (Revilla Leon, Ozcan, 2019); uma lâmina deposita uma camada de pó na plataforma de construção onde o laser sinteriza a secção transversal do objeto tridimensional. Muitos dispositivos de fusão de cama de pó também empregam um mecanismo para aplicação e alisamento de pó simultâneo a um objeto que está sendo fabricado de modo que o item final seja envolto e apoiado em pó não sinterizado, que serve como elemento de sustentação, não necessitando neste caso de confecção de estrutura de suporte (Dasaiev et al., 2017). Este tipo de tecnologia utiliza pó termoplástico (nylon 6, 12 e 11) como material e é capaz de produzir objetos com boa estrutura mecânica, com alto nível de resolução, espessura das camadas em torno de 60 µm e geometrias complexas (Fahad et al., 2013; Revilla-Leon, Ozcan, 2019), porém precisam de um tempo longo para confecção do produto.

2.1.2.5 Binder jetting (BJ)

As impressoras do tipo binder jetting possuem tecnologia similar a SLS com a exigência de uma camada inicial em pó na plataforma de impressão; enquanto movimenta a cabeça de impressão depositando gotículas de aglutinante sobre a superfície de pó disposta na plataforma de desenvolvimento, com partículas de 80 µm de diâmetro. Essas gotículas ligam as partículas de pó para produzir cada camada do

objeto a ser impresso. Os materiais utilizados por essa impressora são: aço inoxidável, bronze, areia e sílica. Os pontos favoráveis desta tecnologia são o baixo custo e a possibilidade de trabalho com grande volume de material, além da confecção de peças metálicas funcionais e a possibilidade da reutilização do pó restante em uma próxima impressão (Stansbury, Idacavage, 2016).

2.1.2.6 Material jetting/polyjet

Este tipo de impressora se assemelha a tradicional técnica de impressão, onde jatos de tinta são lançados sobre a superfície do papel; nesta tecnologia a impressão se dá por meio do jateamento de resina líquida através de centenas de bicos extrusores e polimerização por luz ultravioleta (UV) (Kessler et al., 2020; Ligon et al., 2017), após a camada ter sido depositada e curada a plataforma de construção é abaixada a uma distância igual a camada anterior, repetindo o processo até que o objeto 3D seja completamente impresso. Esta tecnologia se difere das outras que depositam, sinterizam ou curam materiais utilizando deposição pontual, pois em vez de usar um único ponto para seguir um caminho que delinea a área, as impressoras materiais jetting depositam o material de maneira rápida e linear, produzindo diversos objetos dispostos em uma única linha sem impacto na velocidade de construção (Hofmann, 2014). O material utilizado por essa impressora é a resina fotopolimerizável. Este tipo de tecnologia é capaz de imprimir objetos com melhor acabamento superficial, em comparação a SLA e DLP, são capazes de reproduzir objetos com diversidade de cores de polímeros em uma única impressão (Deckard, 1989; Hull, 1986; Tesavibul et al., 2012); porém são mais frágeis e com custo mais alto em comparação a estas tecnologias.

2.1.2.7 Direct energy deposition

Este tipo de impressão é muito utilizado na indústria de alta tecnologia de

materiais metálicos, pois consiste em um processo que faz uso de um braço robótico com um bico extrusor, o qual deposita uma camada de pó metálico sobre a superfície e uma fonte de energia térmica (arco de plasma) o pó metálico e funde seletivamente regiões determinadas da cama de pó que foi depositada na superfície da plataforma de construção (Kruth, 2007), deste modo camada a camada vai sendo formada e o processo é repetido até a completa formação do objeto.

2.1.2.8 Sheet lamination and laminated object manufacturing (LOM)

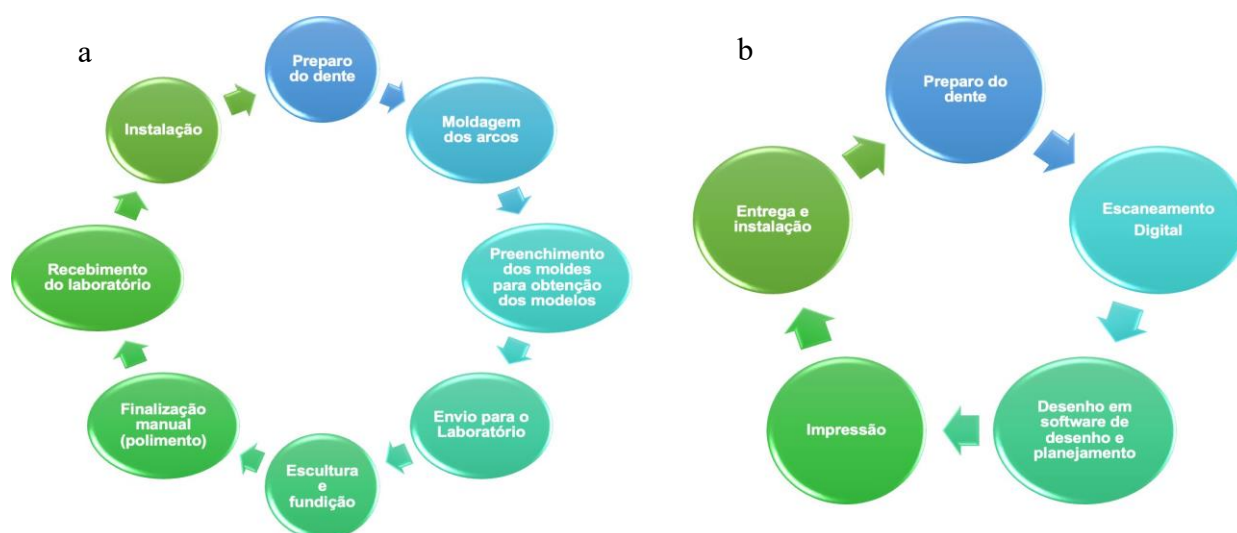
É um processo de manufatura aditiva em que lâminas de polímeros sintéticos, metais como cobre, alumínio, aço inoxidável, titânio ou papel são sequencialmente laminados, cortados e colados juntos camada a camada para formar um objeto (Kruth, 2007), durante o processo, as camadas de folha são unidas utilizando calor e pressão, estas folhas são contínuas como uma grande bobina e revestidas de um adesivo, desta maneira o rolo é aquecido e passado sobre a folha derretendo o adesivo e realizando a união. As dimensões do objeto são definidas através de uma faca ou laser, sendo esse processo repetido a cada camada. LOM (*Laminated Object Manufacturing*) é um processo híbrido que combina a manufatura aditiva com o processo subtrativo, quando comparado com outros métodos aditivos, a LOM permite a fabricação de grandes peças com um custo mais baixo em conjunção com uma velocidade relativamente mais elevada, além de não necessitarem de estruturas de suporte pois a laminação segura as camadas que estão sendo formadas, como outros métodos de impressão as peças precisam de um pós processamento para que os objetos alcancem uma melhor qualidade superficial e precisão dimensional (Fahad et al., 2013).

2.1.3 Aplicações da tecnologia de impressão 3D

Na última década, a tecnologia de impressão 3D foi muito utilizada na odontologia, tanto como material de apoio ao ensino odontológico como para o tratamento de

pacientes. Exemplos incluem a fabricação de guias de broca para prótese, ortodontia, endodontia e cirurgia bucomaxilofacial. Novas tecnologias têm sido desenvolvidas para a produção de próteses e implantes, e a fabricação de estruturas para prótese fixa e removível, coroas, alinhadores e braquetes ortodônticos (Chen et al., 2015; Dawood et al., 2015). A tecnologia de impressão facilita e torna mais rápido e simplificado o processo de obtenção de uma restauração protética, conforme podemos observar no fluxograma abaixo (Figura 1)

Figura 1 - Fluxograma demonstrativo entre a técnica convencional e a Impressão

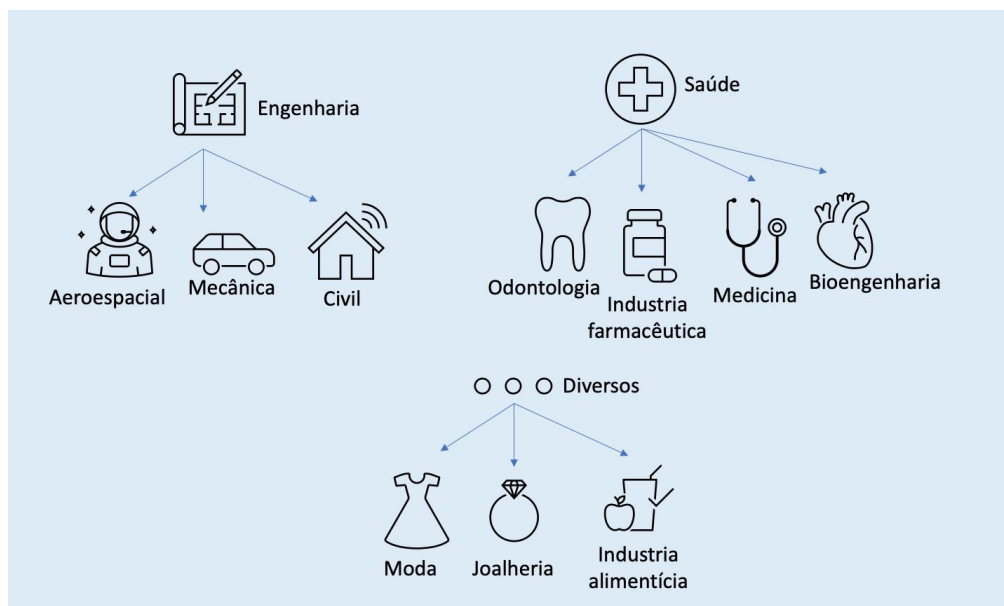


Legenda: (a) fluxograma demonstrativo da técnica convencional de obtenção de uma restauração protética, e (b) fluxograma demonstrativo da técnica de obtenção de uma restauração protética impressa.

Fonte: Adaptada de Khorsandi et al., 2020.

Outras áreas como a médica, utilizam a tecnologia no planejamento de cirurgias ortopédicas, neurocirúrgicas e maxilofaciais e confecção de próteses personalizadas a partir de exames tomográficos (Dawood et al., 2015), além da indústria farmacêutica que tem implementado a impressão em técnicas de “drugdelivery” (desenhando capsulas personalizadas atendendo a necessidade de cada paciente (Kota et al., 2018), a bioengenharia, na fabricação de tecidos e órgãos, a indústria alimentícia e a engenharia aeroespacial, automobilística, mecânica, eletrônica e civil também tem se beneficiado, além de outras áreas (Bourell et al., 2017; Pandey et al., 2014).

Figura 2- Aplicações da impressão 3D



Legenda: Desenho esquemático demonstrando as áreas de aplicação da tecnologia de impressão 3D (Engenharia aeroespacial, engenharia mecânica, automobilística, na engenharia civil, na área médica, na indústria farmacêutica, na bioengenharia, na odontologia e diversas outras áreas como na indústria da moda, alimentícia e na confecção de designs de joias)

Fonte: Elaborado pelo autor.

2.2 Polímeros

Os materiais restauradores dentários à base de resina são materiais complexos que consistem em materiais inorgânicos ou orgânicos (Spahl, Budzikiewicz, 1994). A composição dos monômeros das resinas odontológicas é adaptada à área específica de aplicação (Tiu et al., 2021) em alguns casos podem existir partículas de preenchimento incorporadas em uma matriz orgânica à base de resina. Esta matriz é uma rede polimérica reticulada formado pela polimerização de vários tipos de monômeros (Spahl, Budzikiewicz, 1994), e geralmente consiste em um ou mais monômeros, principalmente bisfenol A diglicidil metacrilato (Bis-GMA) e/ou uretano dimetacrilato (UDMA), além de co-monômeros, que são predominantemente dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA) e metacrilato de 2-hidroxietil (HEMA) (Tiu et al., 2021). As misturas típicas de Bis-GMA/TEGDMA têm uma razão entre 60 e 80%

em peso de Bis-GMA e 20 e 40% em peso de TEGDMA. Em combinação com UDMA, menos TEGDMA é necessário e a maioria das relações entre UDMA e Bis-GMA é possível, mesmo com substituição completa (Moharamzadeh et al., 2007; Szczesio-Wlodarczyk et al., 2021).

Bis-GMA é o monômero base da maioria das resinas compostas odontológicas (De Nys et al., 2021), devido à sua baixa contração, boas propriedades mecânicas e excelente adesão ao esmalte (Pratap et al., 2019); sendo o Bis-GMA produto da reação de bisfenol A (BPA) e metacrilato de glicidil ou ácido metacrílico e éter diglicidil de bisfenol A (BADGE ou DGEBA). O núcleo central do Bis-GMA é formado por um anel fenil e dois grupos hidroxila pendentes, que são responsáveis por sua viscosidade extremamente alta e baixa mobilidade (Catalan et al., 2022). UDMA é o produto da reação de metacrilato de 2-hidroxietila e 2, 4, 4-trimetil-hexametilenodiisocianato e foi desenvolvido por Foster e Walter em 1974 (Cancel et al., 2022), ao invés vez de um anel de fenol UDMA tem uma cadeia de uretano alifático, o que leva a maior flexibilidade e menor viscosidade e resulta em maior mobilidade e maior grau de conversão (Fonseca et al., 2017; Par et al., 2019); o grau de conversão por sua vez está relacionado à quantidade de monômero da resina composta que se converteu na cadeia polimérica, ou seja, está intimamente associado ao processo de polimerização do compósito (Rastelli et al., 2008); devido a essas propriedades vantajosas e preocupações com a saúde em relação à liberação de bisfenol A (BPA) e seus derivados, mais e mais fabricantes substituem Bis-GMA por UDMA e introduzem compostos sem BPA para evitar a sua liberação e de seus derivados (Mourouzis et al., 2020; Pulgar et al., 2000); um exemplo de resina a base de UDMA é a resina bis acrílica (Christensen, 2003)

Bis-GMA e UDMA são combinados com um monômero de baixa viscosidade, como TEGDMA, que melhora o grau de conversão, cargas de preenchimento e seu manuseio clínico (Szczesio-Wlodarczyk et al., 2022). TEGDMA é o produto da reação de duas moléculas de ácido metacrílico e trietilenoglicol (Pratap et al., 2019), suas ligações de hidrogênio polares mais fracas levam a uma maior flexibilidade e seu pequeno tamanho além do alto número de ligações duplas aumentarem seu grau de conversão (Araujo et al., 2013; Barszczewska-Rybarek, 2009). O TEGDMA é usado apenas como um co-monômero porque sua hidrofilicidade amplifica propriedades indesejáveis como absorção de água e contração de polimerização (Alrahlah et al.,

2021).

Outro polímero amplamente usado na odontologia é o PMMA, comumente conhecido como resina acrílica quimicamente ativada, devido a sua biocompatibilidade e sua resistência satisfatória (55-66 MPa) (Alp et al., 2019; Nejatidanesh et al., 2009), estabilidade de cor conveniente para uso a curto prazo e reparo simples com procedimentos de reembasamentos (Yao et al., 2014). No entanto o PMMA convencional consiste em um polímero linear de cadeia longa, com escassa reticulação intermolecular (Anusavice et al., 2012; Yao et al., 2014), o que acabam por gerar calor significativo devido a reações exotérmicas relacionadas a polimerização, o que pode gerar deformidades ao contorno da prótese, levando a uma inadequada adaptação marginal requerendo tempo clínico adicional para reembasamentos (Angwarawong et al., 2020; Yao et al., 2014). Além disso os provisórios fabricados com PMMA na técnica direta contém mais monômero não reagente e consequentemente são mais suscetíveis a absorção de água, o que pode influenciar suas propriedades após um período em função (Angwarawong et al., 2020; Astudillo-Rubio et al., 2018). Em um estudo realizado por Bergamo et al. (2022) através da análise dos espectros de FTI-R indicou que as resinas de impressão, a bis acrílica e a resina fresável analisada correspondiam a sistemas de uretano dimetacrilato (bis-acril).

2.3 Resinas temporárias

Vários tipos de materiais provisórios são usados para tratamento clínico; e podem ser classificados de acordo com o processo de polimerização da resina em: autopolimerizável; termoativada; fotoativada; polimerização “dual” (duas pastas); e outros (ligas). Os materiais mais comuns usados para restaurações fixas provisórias personalizadas já foram as resinas acrílicas (Vahidi, 1987). O polimetilmetacrilato (PMMA), um polímero sintético de metil metacrilato, era antigamente o material popular devido à sua alta resistência (Christensen, 2003), estabilidade de cor e facilidade de reparo. No entanto, o PMMA pode gerar complicações no tratamento como lesão química pela presença de resíduo de monômero, lesão térmica de uma

reação de polimerização exotérmica e lesão mecânica resultante da contração de polimerização (Wang et al., 1989; Burns et al., 2003; Duke, 2009).

Geralmente, as resinas acrílicas usadas para restaurações provisórias são frágeis (Christensen, 1995), mas sua grande vantagem é a facilidade com que eles podem ser alterados por adições e subtrações. Vários tipos de materiais de resina acrílica estão disponíveis para tratamento restaurador provisório (Gegauff, Wilkerson, 1995; Vahidi, 1987): resinas de polimetilmetacrilato; resinas de poli-etil metacrilato; outros tipos ou combinações de resinas de metacrilato não carregadas; e compósitos (Boberick, Bachstein, 1999); além das resinas bis-acrílicas que são feitos de monômeros de dimetacrilato e que foram desenvolvidas para minimizar as desvantagens até então apresentadas pelo PMMA devido a fatores como baixa exotermia durante a presa, facilidade de aplicação, a partir de uma seringa de *automix*, facilidade no polimento, estabilidade de cor, baixa contração de polimerização, possibilidade de ajuste e fácil manipulação, no entanto possuem algumas desvantagens como custo do material em comparação a outros, fragilidade quando colocado em áreas de tensão moderada e difícil reparo (Christensen, 2003; Haselton et al., 2005; Ireland et al., 1998).

Atualmente novos materiais têm sido empregados para a confecção de restaurações provisórias como as resinas de impressão em 3D e os blocos de resina fresável, utilizando a fresagem e impressão como método alternativo ao tradicional, uma vez que o CAD/CAM apresenta vantagens como disponibilidade de dados, facilidade na confecção de novas restaurações em caso de perda ou fratura, além da simplicidade em restabelecer plano oclusal (Sari, 2020). Bergamo et al. (2022) realizaram um estudo utilizando barras (25 x 2 x 2) em um ensaio de flexão de 3 pontos, o qual concluiu que a composição e o modo de fabricação influenciam significativamente a resistência à flexão de sistemas poliméricos utilizados para confecção de próteses provisórias; uma vez que a resina bis acrílica (BGC-Tempsmart, GC) apresentou maior resistência a flexão (80 MPa), seguido por PMMA fresável (MI-Teliocad, Ivoclar) que apresentou 71 MPa, resina de impressão (PY-Cosmos Temp, Yllier) 52 MPa, PMMA convencional (CGC-Alike, GC) 50 MPa, PMMA convencional (CD – Dencor, Clássico) 49 MPa e a bis-acrílica (BY- Yprov, Yllier) apresentou menor resistência (27 MPa), outro fator observado foi que a termociclagem aumentou significativamente a resistência à flexão de todos os sistemas poliméricos

(~10–15 MPa), exceto para o grupo de resina de impressão em 3D. Os grupos bis-acril BGC (1,89 GPa) e PMMA CGC convencional (1,66 GPa) exibiram o maior módulo de elasticidade, seguido pelo grupo PMMA MI (1,51 GPa) e sistemas convencionais PMMA CD (1,45 GPa), com diferença significativa detectada entre o grupo BGC e grupos MI e CD. Os sistemas impressos em 3D PY (0,78 GPa) e bis-acril BY (0,47 GPa) apresentaram o menor módulo de elasticidade.

Desta maneira a seleção do material provisório deve ser baseada nos pontos fortes e fracos dos produtos em relação aos procedimentos clínicos a ser realizados (Boberick, Bachstein, 1999), pois existem diferentes técnicas de confecção das restaurações temporárias, como a fabricação direta e indireta (Vahid, 1987; Sari, 2020), assim diferentes marcas de materiais podem exibir composição química, propriedades físicas e de manuseio semelhantes, nestes casos a experiência, preferência pessoal e a biocompatibilidade influenciam na seleção, uma vez que o material deve ser de fácil manuseio, fornecer tempo de trabalho adequado e não ser tóxico (Boberick, Bachstein, 1999; Wang et al., 1989).

2.4 Coroas temporárias

As restaurações provisórias podem ser fabricadas usando diferentes técnicas: personalizada; ou com materiais pré-fabricados. Além disso, ambos os procedimentos podem ser realizados com técnicas clínicas diretas, laboratoriais indiretas ou técnicas de combinação direta/indireta (Vahid, 1987; Wang et al., 1989).

A técnica de desenho assistido por computador/fabricação assistida por computador (CAD/CAM) tem sido recentemente empregada para a fabricação de restaurações temporárias (Alharbi, 2016; Sari, 2020). A manufatura aditiva, pode ser utilizada para produzir objetos 3D através da colocação de sucessivas camadas de material, neste método é utilizado menos material e é possível confeccionar estruturas mais complexas que a técnica subtrativa (Van Noort, 2011; Ebert, 2009; Sun, 2012), o uso de impressoras 3D vem sendo utilizado para confecção de coroas provisórias, com bons resultados como no caso do estudo realizado por Mohajeri et al. (2021), o qual estudaram a adaptação marginal e ajuste em coroas provisórias

fabricadas pelo método convencional, fresadas e impressas, obtendo melhor resultado quanto ao ajuste para as coroas impressas, enquanto a adaptação marginal, foi melhor para o grupo do método convencional, seguido pelas coroas impressas e fresadas respectivamente.

As restaurações provisórias são uma etapa muito importante na reabilitação protética pois além do valor imediato de proteção, função e estabilização, são úteis para fins de diagnóstico onde os aspectos funcionais, oclusais e estéticos são desenvolvidos para identificar um resultado de tratamento ideal antes da conclusão de procedimentos definitivos (Duke, 1999; Lowe, 1998); desta maneira as coroas provisórias devem apresentar alguns requisitos como: boa adaptação marginal; adaptando-se bem a superfície do dente, retenção adequada e resistência ao deslocamento durante a função mastigatória normal, ser resistente, não ser irritante para a polpa e outros tecidos (Pegoraro et al., 2009; Zinner et al., 1989); o material utilizado deve ter baixa exotermia, não ser poroso e ser dimensionalmente estável, possuir seleção de cores esteticamente aceitável; translucidez, estabilidade de cor, ter contornos fisiológicos e ameias, deve permitir o reparo; o tempo de ajuste deve ser relativamente curto, permitir uma oclusão fisiológica e higiene oral adequada; possibilitar acabamentos para uma superfície altamente polida e resistente a placas e manchas; devem ser de fácil remoção e cimentação, além de baixo custo e baixa incidência de reações alérgicas (Pegoraro et al., 2009).

2.5 Cimentação de temporários

A cimentação provisória consiste na fixação de próteses parciais fixas com agentes cimentantes denominados temporários. Os agentes cimentantes provisórios tem como principais indicações a avaliação dos tecidos periodontais, principalmente no que se refere à pressão no epitélio sulcular decorrente de sobrecontorno ou desrespeito ao perfil de emergência das coroas; análise do grau de higienização da prótese em relação à abertura das ameias e à forma dos pânticos; avaliação das áreas de contato ou pressão dos pânticos contra os rebordos quando a estética é primordial,

possibilitando desgastes e/ou correções, se necessário; avaliação efetiva da função mastigatória, da oclusão e da desocclusão, correções de croma e valor, caso o paciente fique insatisfeito com o resultado estético, além de prover uma recuperação mais efetiva das agressões sofridas pelo complexo dentina-polpa durante todo o processo de obtenção da prótese parcial fixa (Pegoraro et al., 2009).

A principal função destes materiais é promover um selamento adequado entre a restauração provisória e o dente preparado (Federick, 1975), qualidades necessárias para prevenir a infiltração marginal e injúria pulpar (Federick, 1975; Baldissara et al., 1998; Lepe et al., 1999; Pegoraro et al., 2009), além de permitir um deslocamento e facilidade na remoção das restaurações provisórias dos dentes (Baldissara et al., 1998).

Uma variedade de materiais de cimentação é usada para fins provisórios, os mais comuns são: hidróxido de cálcio, óxido de zinco e eugenol, ionômero de vidro e materiais livres de eugenol (Pegoraro et al., 2009; Lepe et al., 1999).

3 OBJETIVO

3.1 Objetivo Geral

Caracterizar a estrutura, o comportamento mecânico e óptico de uma resina temporária para impressão 3D (Resilab Temp – Wilcos do Brasil), bem como avaliar a resistência à tração de coroas cimentadas com três diferentes cimentos temporários (cimento de óxido de zinco sem eugenol, hidróxido de cálcio e ionômero de vidro para cimentação).

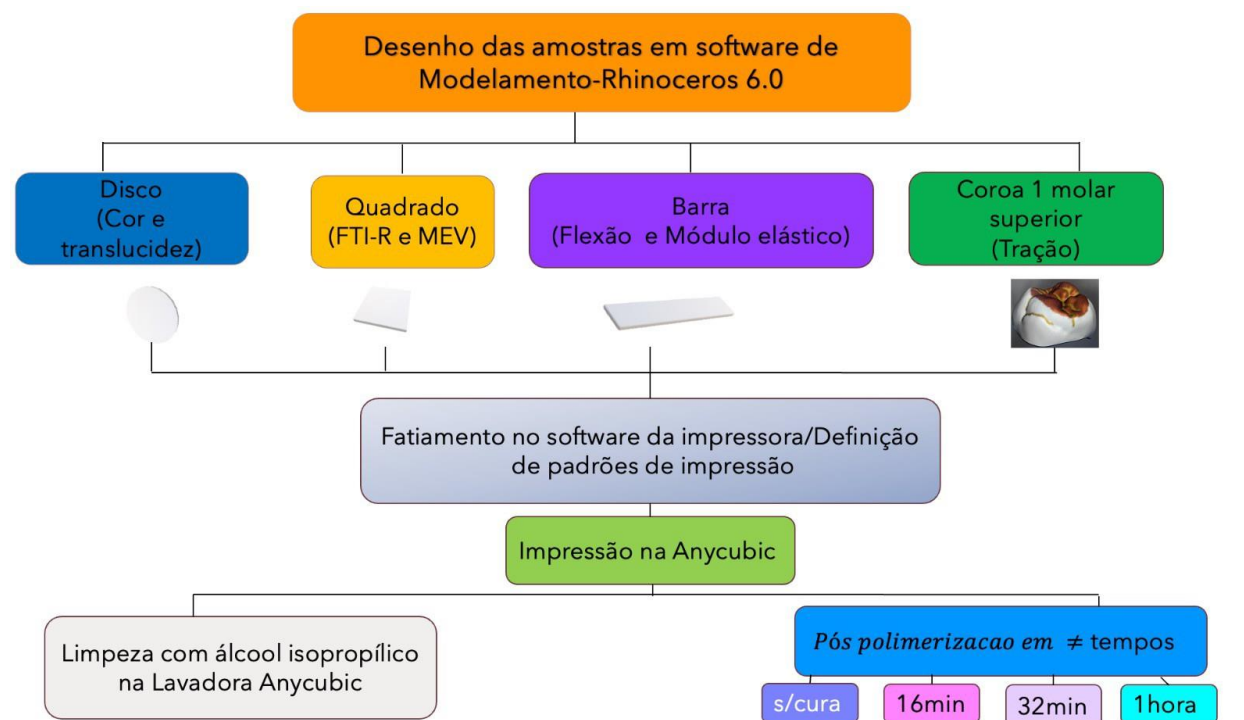
3.2 Objetivos específicos

- a) Analisar a estrutura e o grau de conversão da resina temporária usada para impressão 3D para definir o melhor padrão de impressão e polimerização;
- b) Avaliar a resistência à flexão e modulo elástico da resina temporária para impressão 3D;
- c) Analisar a alteração de cor e translucidez após envelhecimento térmico da resina de temporários para impressão 3D;
- d) Avaliar a microdureza de Knoop nos diferentes tempos de pós polimerização imediatamente e após o envelhecimento térmico;
- e) Avaliar a resistência a tração de diferentes cimentos temporarios (cimento de oxido de zinco e eugenol, hidróxido de cálcio e ionômero de vidro para cimentação) a resina impressa antes e depois do envelhecimento hidrotérmico.

4 MATERIAL E MÉTODOS

As amostras foram desenhadas em um software de modelamento 3D (Rhinceros 6.0), de acordo com o desenho selecionado para cada teste (disco, quadrado e barras), o arquivo gerado foi exportado em formato .stl para o software de fatiamento da impressora Anycubic, para que todos os padrões de impressão (tipo de suporte, tempo de exposição da camada, ângulo de impressão e espessura da camada) fossem estabelecidos; com os parâmetros salvos as amostras eram então impressas na impressora Anycubic, limpas em álcool isopropílico por 4 minutos em cuba ultrassônica, secas com papel absorvente e polimerizadas em fotopolimerizadora (Anycubic), foram utilizados diferentes tempos de pós cura (sem cura, 16 min, 32 min e 1 hora) para as análise em FTI-R, microdureza de Knoop, análise de cor e translucidez, resistência à flexão e microscopia eletrônica de varredura (MEV), para os demais testes foi padronizado o tempo de 1 hora de pós cura.

Figura 3 – Fluxograma de distribuição dos espécimes de acordo com as análises



Fonte: Elaborada pelo autor.

Quadro 2 - Padrões de impressão

Padrões de corte		Padrões da Impressora		Suporte	
Espessura da camada (mm)	0,050	Resolução (pixels)	1620x 2560	Peso do suporte	médio
Tempo de exposição (s)	1,50	Pixel XY size (µm)	51.000	Forma de contato	nenhum
Off time (s)	0,50	X size (mm)	82.620	Profundidade de contato (mm)	0,05
Tempo de exposição da base (s)	30,00	Y size (mm)	130.560	Diâmetro de contato (mm)	1,50
Camadas de base	6	Z size (mm)	160.000	Formato	pirâmide
Distancia do eixo Z (mm)	6			Diâmetro (mm)	2,20
Velocidade do eixo Z (mm/s)	4			Comprimento (mm)	4,00
Velocidade de volta do eixo Z (mm/s)	6			Ângulo	120
				Densidade do suporte (%)	60

Legenda: Quadro demonstrativo dos padrões de impressão utilizados para a confecção das amostras na impressora Anycubic.

Fonte: Elaborada pelo autor.

4.1 Fti-r(Espectroscopia de infravermelho com transformadora de Fourier)

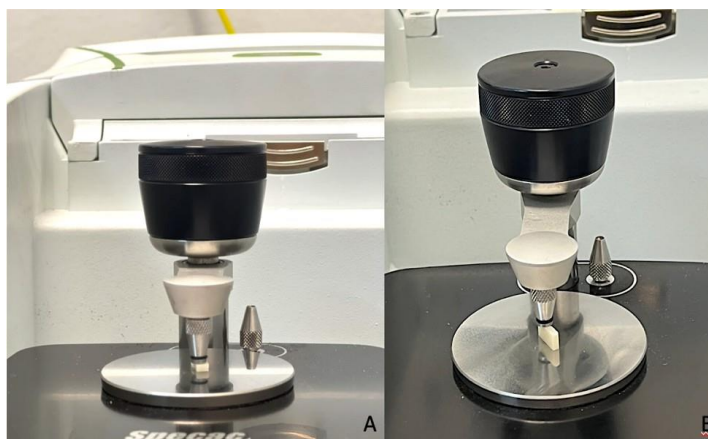
As amostras foram impressas em formato de quadrados (n=36) nas dimensões de 10x10x2 mm e curadas em diferentes tempos (sem cura, 16 min, 32 min e 1 hora). Logo após a cura, as amostras foram limpas em álcool isopropílico para remoção do monômero residual e secas em papel absorvente. O polimento das amostras foi padronizado e realizado com o uso de borrachas de 3 diferentes granulações (grossa, média e fina) e disco de feltro para finalizar o polimento utilizando motor elétrico; imediatamente após o polimento, as amostras foram seccionadas. Desta forma foi realizada a leitura em FT-IR nos diferentes pontos das amostras (superfície e centro), além da leitura do material líquido para análise de base. O espectro foi registrado no modo de absorbância usando uma placa de cristal de diamante e obtido com resolução de 4 cm^{-1} na região espectral de 500–4000

cm⁻¹.

O experimento foi realizado três vezes para cada um dos grupos avaliados. Em cada um dos espectros, as alturas das bandas de absorção das ligações C=C alifáticas e aromáticas foram medidas em 1585 e 1785 cm⁻¹, respectivamente. O grau de conversão (DC) foi determinado de acordo com a seguinte Equação:

$$DC (\%) = \left[\frac{1 - 1785 \text{ cm}^{-1}/1585 \text{ cm}^{-1} \text{ altura do pico (cura)}}{1 - 1785 \text{ cm}^{-1}/1585 \text{ cm}^{-1} \text{ altura do pico (sem cura)}} \right] \times 100$$

Figura 4 - FTI-R



Legenda: A: Espécime posicionado no FTI-R para leitura da superfície; B: espécime posicionado no FTI-R para leitura da área central.

Fonte: Elaborado pelo autor

4.2 Microscópio eletrônico de varredura (MEV)

As amostras foram limpas em álcool isopropílico em cuba ultrassônica e secas em papel absorvente, embaladas em gaze sem o contato com as mãos do operador para evitar contaminações na superfície. Após o preparo, foi feita a metalização das amostras. Quatro espécimes foram observados no microscópio (sem cura, 16 min, 32 min e 1 hora de cura).

Figura 5 - Preparo das amostras para Microscopia eletrônica de varredura



Legenda: Amostras metalizadas no stub para a leitura em Microscópio eletrônico de varredura Fonte: Elaborada pelo autor.

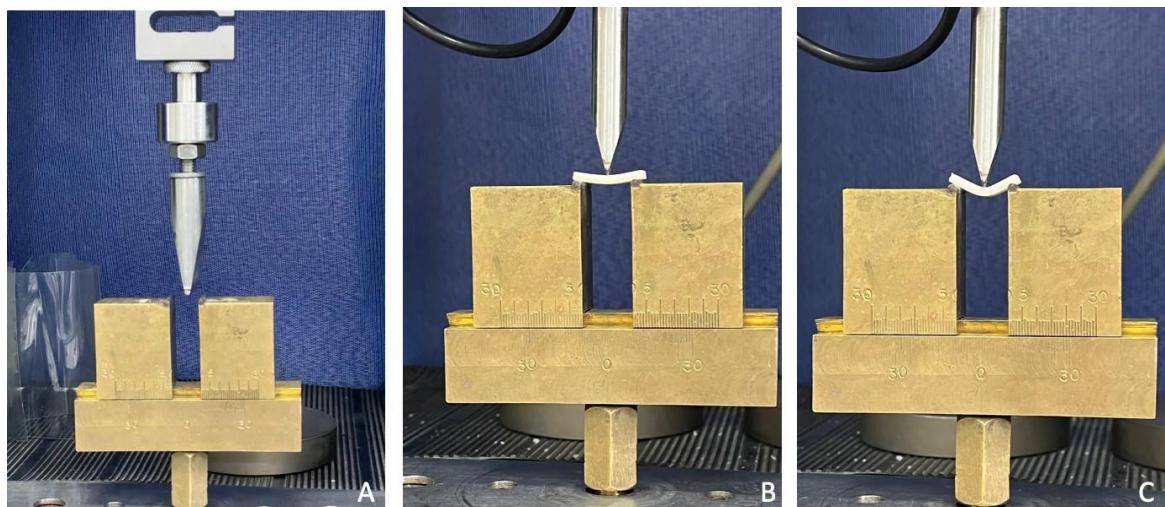
4.3 Resistencia a flexão 3 pontos

As amostras foram desenhadas no Rhinoceros 6.0 e impressas (n=36) nas dimensões descritas na norma ISO 4049 (25x 10x 3 mm) na impressora W3D da Wilcos (Wilcos do Brasil- Petrópolis- RJ), após a impressão as amostras foram divididas igualmente em grupos (n=9) e fotocuradas em diferentes tempos (sem cura, 16min, 32min e 1hora) foram posicionadas em dispositivo próprio para flexão a uma distância de 20mm, a carga aplicada foi de 100 KgF até que houvesse a fratura do espécime, os valores foram obtidos em N. A resistência à flexão (σ) foi calculada em mega pascal usando a seguinte equação:

$$\sigma = 3Fl/2bh^2$$

onde F é a carga de fratura em newtons, l é o vão entre os apoios em milímetros, b é a largura do corpo de prova em milímetros, h é a altura do corpo de prova em milímetros

Figura 6 - Teste na máquina de ensaio universal (EMIC)



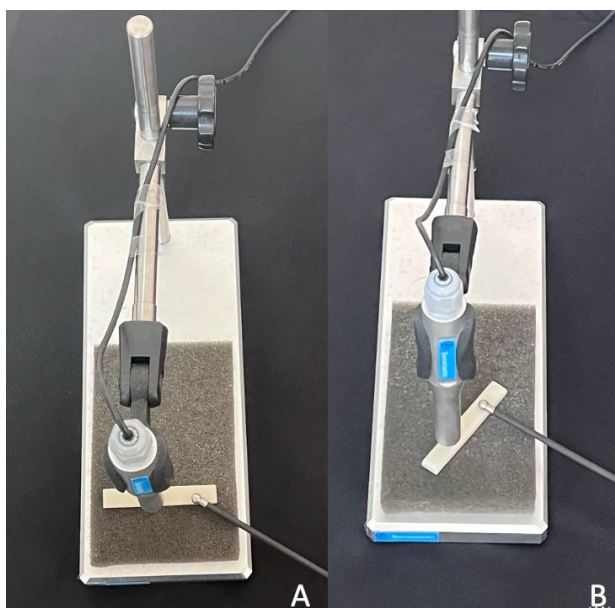
Legenda: máquina de ensaio universal configurada para o teste de resistência à flexão; figura A: espécime posicionado para início do teste de flexão; B e C: imagem mostrando a deformação do espécime antes da fratura.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4 Módulo elástico

A amostra foi desenhada no software Rhinoceros versão 6.0, o desenho foi exportado em stl para o software da impressora para que os padrões de impressão fossem estabelecidos, desta maneira foram impressos 3 amostras nos formato retangular com as dimensões de 60x10x5mm; após a impressão as amostras foram imersas em álcool isopropílico e inseridas em cuba ultrassônica para que a limpeza fosse completa, após secagem em papel absorvente elas foram para a fotopolimerizadora para a cura final por 1 hora. Após 24hs o módulo elástico dos materiais foi determinado por um equipamento pulse receiver (MOD 5900 PR, Olympus, EUA) ligado a um osciloscópio (TDS 1002, Tektronix, EUA), pelo método do pulso-eco. Para os cálculos do módulo elástico foi necessário calcular a densidade das amostras; sendo a mesma mensurada pelo método de Arquimedes em uma balança de precisão. Após a mensuração da massa seca das amostras, o teste foi aplicado.

Figura 7 - Modulo elástico



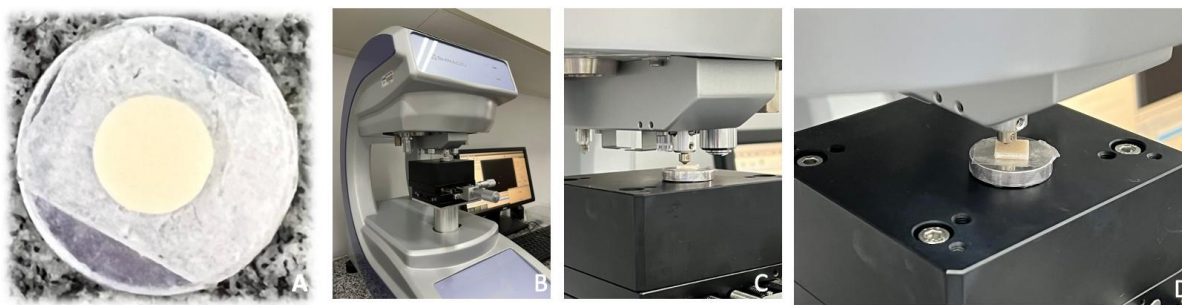
Legenda: imagem a esquerda visão superior do teste de modulo elástico sendo aplicado; imagem a direita vista frontal do teste sendo aplicado.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.5 Microdureza de knoop

Para a análise da microdureza foi usado um indentador Knoop no microdurômetro (Shimadzu *HMV-G21DT*). Os espécimes foram quadrados de 12x12mm (n=20) impressos na impressora Anycubic seguindo os padrões descritos no quadro 2 e fotocuradas em diferentes tempos de polimerização (sem cura, 16min, 32min e 1hora) no teste foi aplicado carga de 300 gr por 15 segundos (Kim et al., 2020), e foram feitas 3 endentações em 3 pontos da superfície, o teste foi repetido após o envelhecimento hidrotérmico das amostras realizadas em termocicladora (Termocycle Biopdi), na qual foi realizado 2 mil ciclos em banhos de 30 segundos em água a 55 graus e banhos de 30 segundos em água a 5 graus. Os valores obtidos foram avaliados por anova 1 fator e Tukey 95%.

Figura 8 - Teste de Microdureza de Knoop



Legenda A: espécime em formato disco posicionado no stub; figuras B, C e D: leitura do espécime durante a análise de microdureza no microdurômetro shimadzu hmv-g21dt.
Fonte: Elaborada pelo autor.

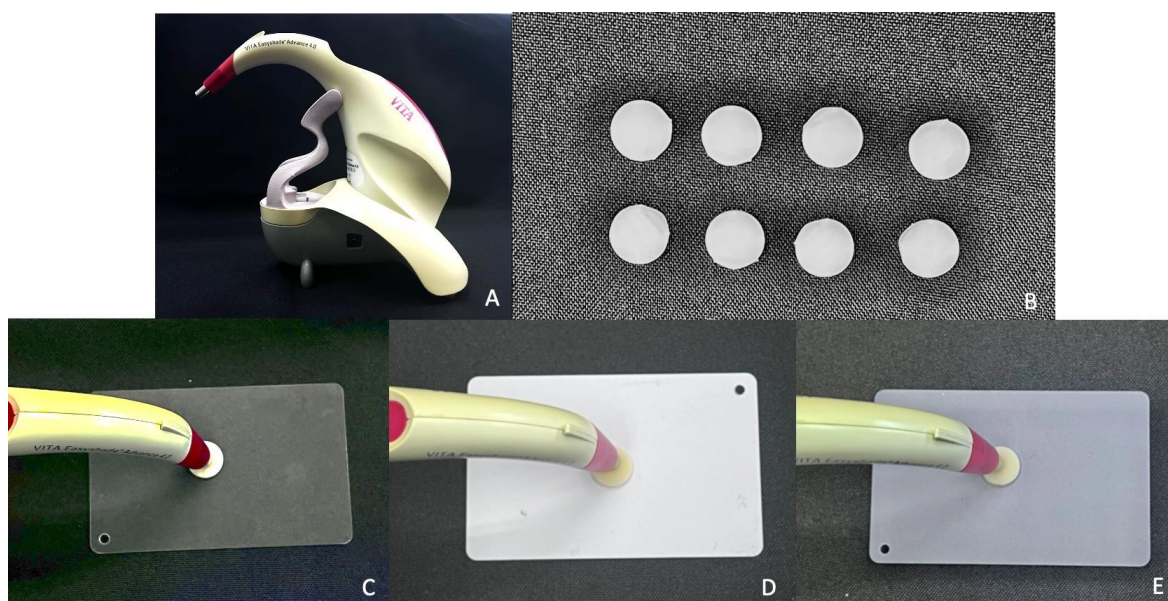
4.6 Análise de cor e translucidez

Para a análise de cor foram feitos desenhos no formato de disco 12x12 cm no software Rhinoceros versão 6.0, o arquivo foi exportado em formate stl e no software de fatiamento da impressora , foram determinados os padrões de impressão (descritos no quadro 2), desta maneira foram impressos 40 discos , após a impressão as amostras foram limpas em álcool isopropílico e curadas em fotopolimerizadora em diferentes tempos (sem cura, 16min, 32min e 1 hora) , 24hs após a cura dos espécimes foram feitas duas leituras em cada disco no espectrofotômetro (Easy shade, VITA Zahnfabrik), em fundo preto, branco e cinza, a fim de verificar a cor e translucidez baseado no CIELab. Após a leitura as amostras foram embaladas separadamente, identificadas e envelhecidas em termocicladora (Termocycle Biopdi), por 2 mil ciclos em banhos de 30 segundos em água a 55 graus e banhos de 30 segundos em água a 5 graus.

Os valores encontrados pré e pós envelhecimento foram tratados na fórmula abaixo:

$$\Delta E' = \left[\left(\frac{\Delta L'}{K_L S_L} \right)^2 + \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right)^2 + \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right)^2 + R_T \left(\frac{\Delta C'}{K_C S_C} \right) \left(\frac{\Delta H'}{K_H S_H} \right) \right]^{1/2}$$

Figura 9 - Leitura em espectrofotômetro



Legenda: A- Espectrofotômetro (Easy shade) utilizado para a tomada os espectros L a b; L: E espécimes em formato de disco utilizados para a tomada de cor e avaliação de translucidez; C, D e E: leituras em fundo preto, branco e cinza respectivamente.

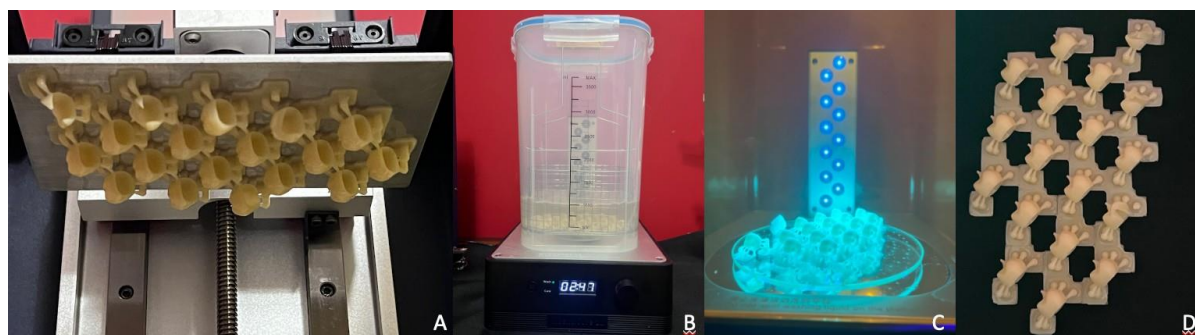
Fonte: Elaborado pelo autor.

4.7 Resistencia a tração

Para a avaliação da resistência a tração foi desenhado um preparo para primeiro molar superior em software de modelamento 3D (Rhinceros 6.0) o qual foi usinado em resina Nema G10, após a obtenção do preparo ele foi escaneado em escâner de bancada (Cerec InLab MCXL) e um desenho da coroa do primeiro molar superior foi feita no software de modelamento (Rhinceros 6.0), o arquivo. stl gerado foi exportado para o software da impressora as coroas foram impressas no ângulo de 90 graus (Tahayeri et al., 2017) em relação a mesa de impressão; após a impressão. das coroas elas foram lavadas em álcool isopropílico por 4 minutos, secas em papel

absorvente e polimerizadas na fotopolimerizadora photon anycubic por 1 hora, sem a remoção dos suportes. Com as coroas confeccionadas (n=36) elas foram aleatoriamente divididas em 3 grupos (n=12), para cada cimento provisório utilizado, Relyx temp 3M ESPE (óxido de zinco sem eugenol), Provicol - VOCO (hidróxido de cálcio) e Meron - VOCO (ionômero de vidro), os troqueis em G10 foram incluídos em tubos de pvc com poliuretano e após 24hs as coroas foram cimentadas, o conjunto cimentado foi embutido em tubos de pvc com resina acrílica quimicamente ativada e armazenado em estufa a 37 °C por 24hs, após esse período o teste de resistência a tração foi aplicado na metade dos grupos (n=18) em uma máquina de ensaio universal (EMIC DL-1000- Equipamentos e Sistema de Ensaio, Ltda., São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) com célula de carga de 1000 Kgf na velocidade de 0,5 mm/min até que o conjunto coroa/preparo fosse solto. A outra metade das coroas (n=18) foram envelhecidas em termocicladora (biopdi) por 2 mil ciclos em banhos de 30 segundos em água a 55 °C e banhos de 30 segundos em água a 5 graus, após o término, as amostras foram submetidas ao ensaio de tração na EMIC utilizando a mesma célula de carga e velocidade descrita anteriormente. Os dados obtidos foram avaliados estatisticamente com anova 2 fatores e Tukey 95%.

Figura 10 - Sequência de passos da impressão das coroas



Legenda: figura A coroas impressas em 90 graus, figura B :limpeza das coroas por 4min em álcool isopropílico, C: polimerização das coroas por 1 hora e D coroas fotocuradas

Fonte: Elaborada pelo autor.

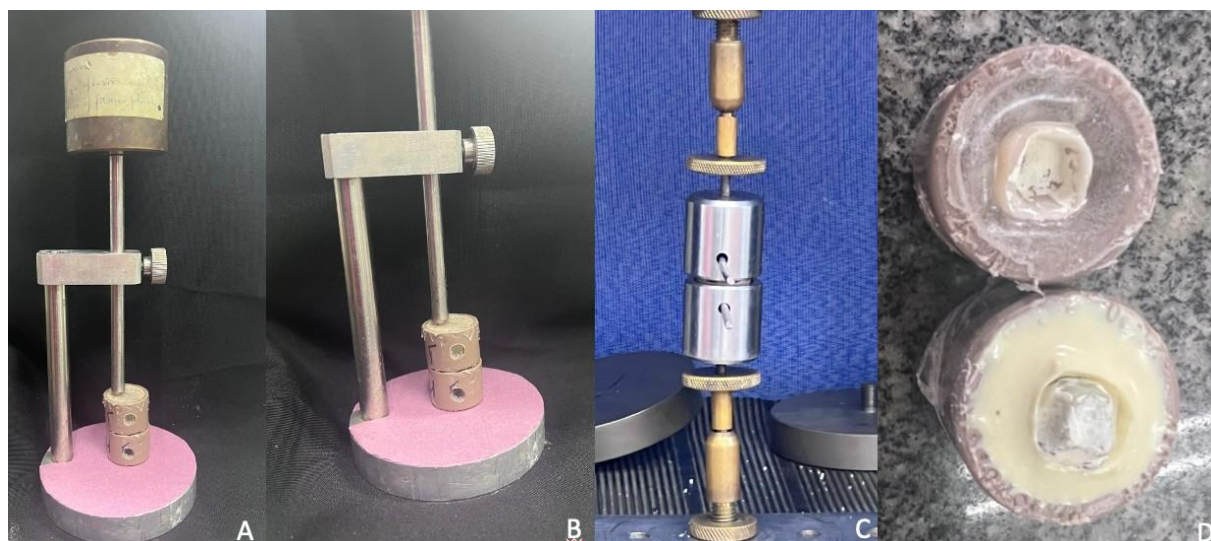
Figura 11 - Cimentos provisórios



Legenda: A Provicol (hidróxido de cálcio), B; Meron (ionômero de vidro) e C; Relyx Temp (óxido de zinco sem eugenol)

Fonte: Elaborado pelo autor.

Figura 12 - Sequência de cimentação e teste de tração



Legenda: A; conjunto coroa/preparo sendo cimentado, B; vista aproximada da cimentação, C teste de tração sendo realizado na máquina de ensaio universal (Emic) e D conjunto coroa/cimento solto após a realização do teste de tração.

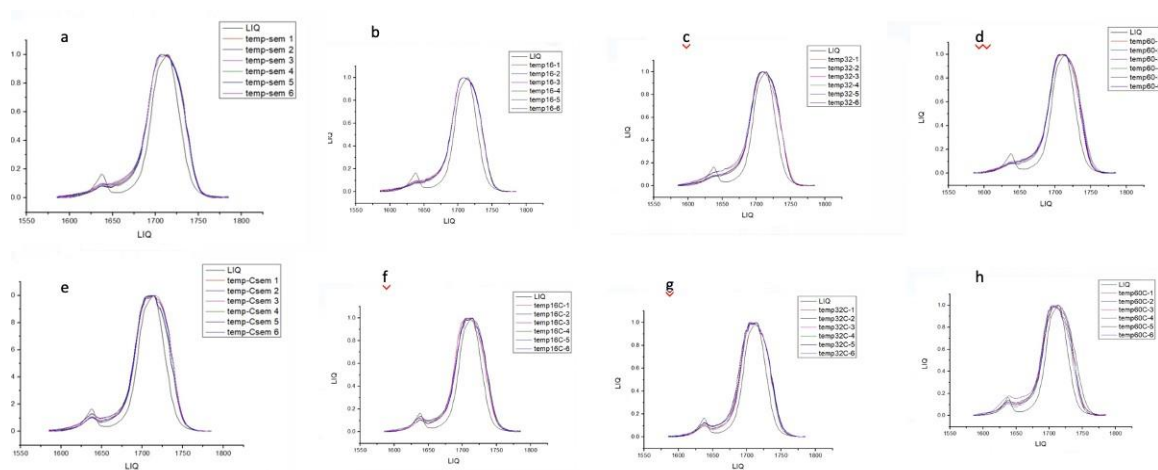
Fonte: Elaborado pelo autor.

5 RESULTADOS

5.1 Fti-r

Os dados obtidos na leitura de FTI-R foram tabulados e analisados estatisticamente através do software Origin®, os resultados obtidos estão dispostos na figura abaixo. A partir das médias obtidas foi possível observar que o grupo de 1 hora apresentou 46% de grau de conversão na superfície, enquanto o centro das amostras de 1 hora teve 37%. Os grupos de 32 min mostraram 36% na superfície e 29% no centro da amostra, 16 min com 27% na superfície e 19% no centro e o grupo sem cura com 16% na superfície e 12% no centro.

Figura 13 – Espectros de FT-IR



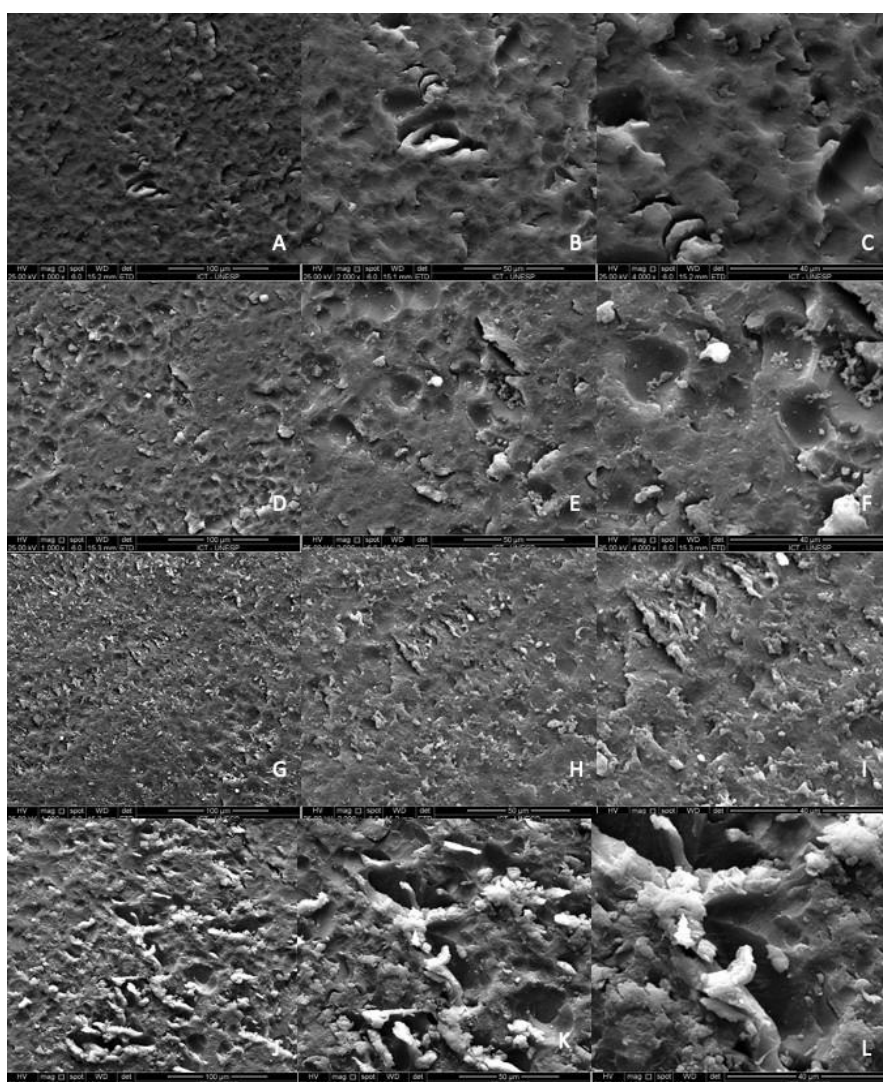
Legenda: Gráfico representativo do pico entre líquido e amostras sem cura das leituras do centro do espécime e superfície, seguido de figuras b, c, d, f, g e h com gráficos de pico representativo dos tempos 16min, 32min superfície, 60min superfície, 16min centro, 32min centro e 60min centro respectivamente.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Microscopia eletrônica de varredura (MEV)

As amostras foram analisadas em microscópio eletrônico de varredura a fim de observar as características superfícies. As imagens correspondem a superfície de cada espécime em diferentes tempos de pós cura:

Figura 14 – Imagens de microscopia eletrônica de varredura



Legenda: A, B C: Microscopia eletrônica de varredura da superfície da resina temporária sem cura, aumento de 1000x, 2000x e 4000x; Figura D, E e F: Microscopia eletrônica de varredura da superfície da resina temporária com 16min de cura, aumento de 1000x, 2000x e 4000x respectivamente; Figura G, H e I: Microscopia eletrônica de varredura da superfície da resina temporária com 32min de cura, aumento de 1000x, 2000x e 4000x; Figura J, K e L: Microscopia eletrônica de varredura da superfície da resina temporária com 1 hora de cura, aumento de 1000x, 2000x e 4000x.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.3 Resistencia a flexão

Os valores obtidos foram analisados estatisticamente utilizando Anova 1-fator e Teste de Tukey 95%. Os grupos foram diferentes estatisticamente ($p=0,001$) e estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 - Resistência à flexão x tempo de pós cura

	Média $\pm$ DP (MPa)	Tukey
Sem cura	15,92 $\pm$ 3,89	C
16 min	80,54 $\pm$ 3,21	A
32 min	76,55 $\pm$ 1,66	B
1 hora	83,29 $\pm$ 2,26	A

Legenda: Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.4 Microdureza de knoop

Os valores obtidos foram avaliados estatisticamente por Anova 2-fatores e Tukey 95%. Os resultados estão apresentados na Tabela 2. Apesar da diferença estatística encontrada entre os tempos de polimerização ($p=0,007$) e o envelhecimento ($p=0,001$), é possível observar que ao comparar em pares, os grupos antes e após o envelhecimento são semelhantes.

Tabela 2 - Média da Microdureza Knoop

		Média (HV)	Tukey
Imediato	Sem cura	$24,70 \pm 5,24$	A B C
	16 min	$23,68 \pm 3,23$	A B C
	32 min	$26,61 \pm 6,10$	A B
	1 hora	$28,42 \pm 6,22$	A
Envelhecido	Sem cura	$20,12 \pm 1,03$	C
	16 min	$22,08 \pm 1,73$	B C
	32 min	$22,58 \pm 1,85$	A B C
	1 hora	$25,38 \pm 3,52$	A B C

Legenda: Letras diferentes representam diferenças estatisticamente significantes.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.5 Módulo elástico

Para os cálculos do módulo elástico foi necessário mensurar a densidade das amostras previamente. A densidade foi então calculada pelo método de Arquimedes em uma balança de precisão. Após a mensuração da massa seca das amostras, o teste foi aplicado. O mesmo teste foi realizado após o envelhecimento térmico das barras realizado em termocicladora por 2 mil ciclos, e os seguintes resultados foram obtidos a partir da média dos valores, antes e após o envelhecimento térmico.

Tabela 3 - Valores de média do módulo elástico e coeficiente de Poisson

	Imediato	Envelhecido
Poisson	0,8	0,48
E (GPa)	4,0	2,96

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.6 Análise de cor e translucidez

Foi realizado o teste anova 2 fatores e Teste de Tukey 95%, que mostrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos quanto à alteração de cor antes e depois do envelhecimento ($p=0,001$) (Tabela 4). O grupo 1 hora mostrou menor alteração de cor após envelhecimento.

Tabela 4 – Análise da alteração de cor.

Grupo	ΔE_{00}	Tukey (95%)
Sem Cura	$6,81 \pm 1,25$	A
16 min	$2,46 \pm 1,71$	B
32 min	$3,26 \pm 1,69$	B
1 hora	$1,60 \pm 0,33$	C

Legenda: Letras diferentes indicam diferenças estatisticamente significantes.

Fonte: Elaborado pelo autor.

Foi realizado também o teste anova 2 fatores e Teste de Tukey 95%, que não mostrou diferenças estatisticamente significantes entre os grupos quanto à variação de translucidez ($p=0,373$) (Tabela 5).

Tabela 5 - Análise da translucidez pós envelhecimento x imediato

		Translucidez
Imediato	Sem cura	$8,23 \pm 1,24$
	16 min	$7,98 \pm 1,61$
	32 min	$7,01 \pm 2,08$
	1 hora	$7,98 \pm 1,61$
Envelhecido	Sem cura	$6,84 \pm 2,24$
	16 min	$8,31 \pm 1,68$
	32 min	$7,49 \pm 1,20$
	1 hora	$6,81 \pm 1,38$

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.7 Resistência a tração

Os valores obtidos foram avaliados estatisticamente por Anova 2 fatores e Teste de Tukey 95%. Os resultados são observados na tabela abaixo (Tabela 5). Todos os fatores foram estatisticamente significantes, portanto, os grupos ($p=0,006$) e o envelhecimento ($p=0,001$).

Tabela 5 – Média de Resistencia à Tração

		Média (N)	Tukey
Imediato	IOV	163,85 ± 29,86	A
	HC	122,34 ± 13,06	B
	OZnE	109,35 ± 20,10	B
Envelhecido	IOV	46,89 ± 14,43	C
	HC	51,04 ± 21,79	C
	OZnE	48,48 ± 5,45	C

Fonte: Elaborado pelo autor.

6 DISCUSSÃO

A manufatura aditiva vem ganhando cada vez mais espaço na odontologia, uma vez que, grandes avanços nas tecnologias de impressão e nos materiais vem sendo feitos. Assim, conhecer as propriedades dos polímeros utilizados para a confecção de próteses e outras estruturas utilizadas é um passo importante para garantir a eficácia e qualidade. O presente estudo avaliou as características mecânicas, óticas e adesivas de uma resina de impressão temporária, e didaticamente foi subdividido conforme as seções a seguir.

6.1 Estrutura e propriedades mecânicas

As propriedades mecânicas das resinas de impressão ainda foram pouco estudadas, mas um ponto a ser considerado é a grande quantidade de materiais disponíveis comercialmente, número de tecnologias disponíveis e recente implementação e uso clínico da manufatura aditiva. A tecnologia utilizada neste estudo foi a do tipo DLP (*direct light processing*), com grande disponibilidade comercial e uso clínico, e o material de escolha foi a Resilab Temp (Wilcos do Brasil), uma resina (indicada para confecção de próteses temporárias. Alguns autores relataram que diversos fatores como os parâmetros de impressão, espessura da camada, fatiamento e orientação de impressão (Osman et al., 2017; Tahayeri et al., 2018) além da composição do material e os parâmetros pós processamento afetam diretamente o produto final (Tian et al., 2021; Bergamo et al., 2022). Devido a isso, neste trabalho foi avaliada a influência de três diferentes tempos de pós cura nas análises mecânicas. Com base nos resultados obtidos, podemos dizer que em relação a resistência à flexão, os tempos com melhor desempenho de pós processamento foram 16 minutos e 1 hora, com resistências acima de 80 MPa. Valores semelhantes foram encontrados em outros estudos (Prpić et al., 2019; Prpić et al., 2020) comparando polímeros convencionais, fresáveis e impressos, o qual realizaram resistência à flexão e dureza superficial. A resistência à flexão das resinas avaliadas foram: Nextdent Base com

84,5 MPa, Ortho Rigid da NextDent com 75 MPa e a Varseo Wax da Bego com valor superior de 117,2 MPa. Esses resultados estão relacionados com a composição das resinas como já mencionado anteriormente. A varseo Wax da Bego, por exemplo possui maior valor de resistência por se tratar de um polímero com adição de nano partículas de cerâmica. As outras marcas, apesar de possuírem valores semelhantes, possuem indicações clínicas diferentes da resina usada no presente estudo, além dos padrões de impressão e o tipo de impressora não terem sido informados no estudo, o que não permite uma comparação direta (Tyan et al., 2021).

Quanto à dureza superficial, as resinas citadas acima apresentaram médias diferentes entre si, variando de 123,19 MPa para a NextDent Base até 28,5 MPa para a Varseo Wax, valor esse similar ao resultado de microdureza Knoop para a Resilab Temp, usada neste estudo, com 28,4 MPa. Esse valor de dureza foi reduzido após o envelhecimento das amostras, fato corroborado com outros estudos como o de Pretchel et al. (2020). Soto-Montero et al. (2022) compararam quatro tipos de resinas de impressão (Resilab temp – Wilcos do Brasil, Cosmos - Yllar, Prizma - 3D Bio e Smart Print - SMA Tech), todas com indicação para restaurações temporárias. O estudo comparou também quatro tempos de pós processamento (0, 5, 15 e 20 minutos), e obtiveram melhores resultados para a Resilab Temp e Prizma com a partir de 15 minutos de cura.

Características como: orientação de construção e ângulo de impressão afetam as propriedades dos materiais, acurácia do produto e até mesmo a biocompatibilidade (Quintana et al., 2009). O ângulo de impressão utilizado para manufatura das amostras deste estudo foi o de 120 graus, seguindo Park et al. (2018) que mostraram que os ângulos de 135 graus e 120 graus reduzem o *gap* interno e aumentam a adaptação e a estabilidade. Osman et al. (2017) afirmam que o ângulo de 135 graus é o melhor a ser utilizado em impressoras do tipo DLP, pois aumenta a acurácia. Já Alharbi et al. (2016), utilizando diferentes ângulos em coroas de molares, afirmaram que o ângulo de 120 graus apresenta maior precisão dimensional e exige menor superfície de suporte nas coroas. Quanto ao módulo elástico das resinas de impressão podemos dizer que tanto o envelhecimento quanto o tempo de pós processamento podem influenciar essa propriedade (Tyan et al., 2021). No presente estudo observamos uma redução do modulo elástico das barras que foram curadas e analisadas imediatamente quando comparado àquelas que foram envelhecidas

termicamente por 2 mil ciclos, similar ao encontrado por Bergamo et al. (2022), mas diferente do encontrado por Tyan et al. (2021), que mostraram que houve um aumento do módulo elástico e uma diminuição na resistência à fratura.

O grau de conversão é de grande importância para auxiliar na investigação do desempenho mecânico da resina e da biocompatibilidade, pois essa propriedade está diretamente relacionada à resistência à fratura, à dureza e à solubilidade do material, uma vez que, uma baixa conversão do compósito pode resultar em monômeros livres, não reagentes, que podem ser dissolvidos em ambientes úmidos, resultando assim na degradação do material e comprometimento na longevidade da restauração (Rastelli et al., 2008). O grau de conversão obtido a partir da análise de FT-IR no grupo com melhor desempenho foi de 46% na superfície e 37% no centro das amostras com 1 hora de pós cura; enquanto Bergamo et al. (2022) encontraram um grau de conversão de 66,5% em uma resina de impressão (Cosmos Yller), com a mesma indicação da resina utilizada neste estudo, tendo o grau de conversão aumentado em 5% após o envelhecimento, indicando que há uma melhora nesta propriedade com o passar do tempo, resultando em desempenho satisfatório para um material de uso a curto e médio prazo.

A espessura da camada, como citado anteriormente, está diretamente relacionada com o desempenho mecânico dos materiais impressos, e pode ser influenciada pelos diferentes tipos de tecnologia, um exemplo disso é o mencionado por Cheng et al. (1995), que concluíram que para impressoras do tipo SLA quanto menor o número de fatias (ou seja, maior espessura da camada), menor o tempo de construção, porém menor será a precisão. Chockalingam et al. (2006) demonstraram que quando há uma diminuição na espessura da camada, a resistência aumenta, já em um outro estudo Chockalingam et al. (2008) os autores indicaram que 60 minutos de pós processamento e uma construção vertical, com uma espessura de 100 μm seria ideal. Essa afirmação é corroborada por outro estudo (Loflin et al., 2019), já para impressoras de filamento (FDM), Pretchel et al. (2019) indicaram uma camada de espessura de 200 μm para melhor qualidade e tempo de trabalho. Diferente dos citados, a espessura utilizada neste estudo foi a de 0,050 mm correspondente a 50 μm , o que diante dos testes aplicados apresentou bom desempenho quanto ao desenho das amostras, tempo de manufatura, adaptação e contorno das coroas.

6.2 Propriedades ópticas

As propriedades óticas de um material devem ser satisfatórias, principalmente no que diz respeito as restaurações utilizadas em setor estético, o qual devem possibilitar uma estabilidade e resistência a possíveis alterações de cor quando expostas ao meio bucal que está constantemente em contato com diferentes substâncias e temperaturas. No presente estudo foi feita a análise de cor e translucidez da Resilab Temp imediatamente e pós processamento em diferentes tempos (60 minutos, 32 minutos, 16 minutos e sem cura) e após o envelhecimento térmico.

O presente estudo apontou não haver diferença entre os tempos de pós cura no que diz respeito a alteração de cor e translucidez. O estudo de Soto- Montero et al. (2022), o qual estudaram 4 diferentes tipos de resina de impressão (Cosmos-Ylller, Prizma-3D Bio Prov, Smart Print- SMA Tech e Resilab Temp- Wilcos do Brasil) utilizando metodologia semelhante a empregada em nosso estudo e comparando tempos de pós processamento (0, 5, 15 e 20 minutos); obtiveram resultados diferentes quanto a alteração de cor comparando o tempo e as resinas entre si. Fazendo uma análise isolada dos tempos de pós processamento e da resina utilizada no estudo em questão (Resilab temp), notamos semelhança de resultados, não havendo alteração nesta propriedade conforme aumenta-se o tempo de processamento, mostrando uma estabilidade neste material, já quanto a translucidez, os autores citam diferença entre as resinas, mas não apontam diferença entre os tempos de pós-cura para cada resina. Existe na literatura um valor de referência quanto aos níveis de aceitabilidade e perceptibilidade das alterações de cor. Paravina et al. (2015) definem que valores de $1'E_{00}$ de 0,80 refere-se ao nível de 50:50% de perceptibilidade e $1'E_{00}$ de 1,80 refere-se ao nível de 50:50% de aceitabilidade. Seguindo esses valores de referência, nenhum dos grupos está dentro no nível de perceptibilidade. Entretanto, o grupo 1 hora está dentro do nível de aceitabilidade. É importante reiterar que o presente estudo usou o CIEDE2000, que corrige o CIElab melhorando a determinação de aceitabilidade e perceptibilidade (Ramos et al., 2019).

6.3 Resistência a tração de coroas

A escolha de um agente cimentante deve ser baseada em diversos fatores como o grau de retenção dentária, tempo de uso das próteses provisórias, técnica de fabricação e vitalidade pulpar (Brainstorm, 1996), uma vez que os materiais temporários devem ser biocompatíveis, ter baixa resistência mecânica e ser de fácil manuseio (Sczepanski et al., 2018).

Para o teste de resistência à tração foram impressas amostras em formato de primeiro molar superior e fresados preparos com o formato anatômico selecionado em G10, a fim de simular a mesma condição encontrada na cavidade bucal, os cimentos selecionados compreendem os materiais mais utilizados para cimentação de coroas provisórias (Pegoraro et al., 2009; Lepe et al., 1999). O ângulo de convergência e a altura dos preparos são fatores que influenciam na retenção de coroas e, portanto, irão influenciar na resistência à tração (Ramos et al., 2021). Nesse estudo, foi usado o mesmo preparo, com as mesmas características, para todos os grupos, assim a única alteração entre os grupos foi o cimento usado.

Com base nos resultados encontrados após o teste, observamos que dentre os cimentos utilizados o ionômero de vidro testado 24hs após a cimentação apresentou melhor desempenho, seguido do óxido de zinco sem eugenol (Relyx) e do hidróxido de Cálcio (Provicol); entretanto após o envelhecimento térmico todos os cimentos testados foram semelhantes entre si, não havendo diferença estatística entre eles. Os valores encontrados para a cimentação com ionômero de vidro estão acima daqueles encontrados na literatura para cimentação temporária (Akashia et al., 2002; Galazi et al., 2015), podendo ter seu indicado para a cimentação final das peças.

O ionômero de vidro por ter uma característica mais fluida quando comparado aos demais cimentos testados, pode ter levado em um primeiro momento o melhor desempenho, uma vez que a espessura de cimento era fina e homogênea, enquanto o hidróxido de cálcio e o óxido de zinco apresentam maior viscosidade e levam a maiores espessuras ao longo da coroa e preparo. Estudos mostram que uma espessura de cimento afeta diretamente a adaptação marginal e por isso a retenção também pode ser afetada (Akashia et al., 2002).

Outro ponto a ser abordado é o módulo elástico dos cimentos. Anami et al.

(2015) apresentaram que o aumento do módulo elástico do cimento leva à maiores tensões sobre a camada de cimentação. Entretanto, tal fato não pode ser observado nesse estudo considerando que os cimentos ionômero de vidro e óxido de zinco possuem módulo elástico semelhantes, mas apresentaram resistência à tração diferentes nos grupos sem envelhecimento (He et al., 2010).

A cimentação de coroas sobre G10 já foi amplamente estudada usando cimentos resinosos, entretanto não existem muitas comparações entre os dados encontrados em dentina e g10 quando os cimentos temporários são usados. Anami et al. (2015) abordam que essa extrapolação de dados ocorrer apenas para os cimentos resinosos, e não para cimentos como o ionômero de vidro e fosfato de zinco. Entretanto, os dados encontrados nesse estudo estão dentro das referências encontradas na literatura. Todos os estudos *in vitro* possuem limitações, e novos trabalhos utilizando dentes naturais são sugeridos.

7 CONCLUSÃO

De acordo com os resultados obtidos, podemos concluir que:

- a) O tempo de pós processamento influencia as propriedades mecânicas da resina temporária usada neste estudo;
- b) O envelhecimento térmico altera as propriedades da resina de impressão, sendo que o módulo elástico e dureza diminuem com a termociclagem, enquanto a cor se mantém estabilizada;
- c) Quanto à resistência à flexão, o tempo de pós processamento influencia diretamente, apresentado seu valor máximo em 1 hora de pós-cura;
- d) Os cimentos de Ionômero de vidro, hidróxido de cálcio e óxido de zinco e eugenol são indicados para cimentação provisória de coroas impressas;
- e) A resina de impressão Resilab temp (Wilcos) é uma resina satisfatória para uso em restaurações protéticas temporárias, entretanto estudos avaliando diferentes padrões de impressão ainda são necessários.

REFERÊNCIAS

- Akashia AE, Francischone CE, Tokutsune E, da Silva W Jr. Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *J Adhes Dent*. 2002 Winter;4(4):309-15. PMID: 12666750.
- Alharbi N, Osman R, Wismeijer D. Effects of build direction on the mechanical properties of 3D-printed complete coverage interim dental restorations. *J Prosthet Dent*. 2016 Jun;115(6):760-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2015.12.002. Epub 2016 Jan 21. PMID: 26803175.
- Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LC, et al. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Invest* 2014; 18:515-23.. doi: 10.1007/s00784-013-0987-2. Epub 2013 May 29. PMID: 23716064.
- Alp G, Murat S, Yilmaz B. Comparison of flexural strength of different cad/cam pmma-based polymers. *J Prosthodont*. 2019 Feb;28(2):e491-e495. doi: 10.1111/jopr.12755. Epub 2018 Jan 28. PMID: 29377319.
- Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJL, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res*. 2018 Apr;62(2):218-226. doi: 10.1016/j.jpor.2017.09.002. Epub 2017 Oct 12. PMID: 29032176.
- Alrahlah A, Al-Odayni AB, Al-Mutairi HF, Almousa BM, Alsubaie FS, Khan R et al. A low-viscosity bis-gma derivative for resin composites: synthesis, characterization, and evaluation of its rheological properties. *Materials (Basel)*. 2021 Jan 11;14(2):338. doi: 10.3390/ma14020338. PMID: 33440864; PMCID: PMC7827810.
- Anadioti E, Kane B, Soulas, E. Current and emerging applications of 3d printing in restorative dentistry. *Curr Oral Health Rep* 2018;5:133–9. doi: <https://doi.org/10.1007/s40496-018-0181-3>
- Anami LC, JMC Lima, LF Valandro, CJ Kleverlaan, AJ Feilzer, MA Bottino. Fatigue resistance of y-tzp/porcelain crowns is not influenced by the conditioning of the intaglio surface. *Oper Dent* January 2016; 41(1):E1–E12. doi: <https://doi.org/10.2341/14-166-L>
- Angwarawong T, Reepomaha T, Angwaravong O. Influence of thermomechanical aging on marginal gap of cad-cam and conventional interim restorations. *J Prosthet Dent*. 2020 Nov;124(5):566.e1-566.e6. doi: 10.1016/j.prosdent.2020.03.036. Epub 2020 Jul 3. PMID: 32624223
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips materiais dentários*. 12.ed. Rio de Janeiro: Elsevier; 2013. 592p

Araújo GS, Sfalcin RA, Araújo TG, Alonso RC, Puppini-Rontani RM. Evaluation of polymerization characteristics and penetration into enamel caries lesions of experimental infiltrants. *J Dent*. 2013 Nov;41(11):1014-9. doi: 10.1016/j.jdent.2013.08.019. Epub 2013 Sep 1. PMID: 24004967.

American Society for Testing and Materials – ASTM. ISO/ASTM52900-15: Committee F42 on Additive Manufacturing Technologies, West Conshohocken, PA. Standard terminology for additive manufacturing - general principles and terminology. Conshohocken (PA): 2009.

Astudillo-Rubio D, Delgado-Gaete A, Bellot-Arcís C, Montiel-Company JM, Pascual-Moscardó A, Almerich-Silla JM. Mechanical properties of provisional dental materials: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One*. 2018 Feb 28;13(2):e0193162. doi: 10.1371/journal.pone.0193162. Erratum in: *PLoS One*. 2018 Apr 17;13(4):e0196264. PMID: 29489883; PMCID: PMC5830998.

Baldissara P, Comin G, Martone F, Scotti R. Comparative study of the marginal microleakage of six cements in fixed provisional crowns. *J Prosthet Dent*. 1998 Oct;80(4):417-22. doi: 10.1016/s0022-3913(98)70005-8. PMID: 9791787.

Barro Ó, Arias-González F, Lusquinos F, Comesaña R, del Val J, Riveiro A, et al. Improved commercially pure titanium obtained by laser directed energy deposition for dental prosthetic applications. *Metals*. 2021;11(1):70. doi: <https://doi.org/10.3390/met11010070>

Barszczewska-Rybarek IM. Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. *Dent Mater*. 2009 Sep;25(9):1082-9. doi: 10.1016/j.dental.2009.01.106. Epub 2009 Apr 16. PMID: 19375156

Bergamo ETP, Campos TMB, Piza MMT, Gutierrez E, Lopes ACO, Witek L, et al. Temporary materials used in prosthodontics: The effect of composition, fabrication mode, and aging on mechanical properties. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022 Sep;133:105333. doi: 10.1016/j.jmbbm.2022.105333. Epub 2022 Jun 30. PMID: 35839630

Brännström M. Reducing the risk of sensitivity and pulpal complications after the placement of crowns and fixed partial dentures. *Quintessence Int*. 1996 Oct;27(10):673-8. PMID: 9180403.

Bergamo ETP, Campos TMB, Piza MMT, Gutierrez E, Lopes ACO, Witek L, et al. Temporary materials used in prosthodontics: The effect of composition, fabrication mode, and aging on mechanical properties. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2022 Sep;133:105333. doi: 10.1016/j.jmbbm.2022.105333. Epub 2022 Jun 30. PMID: 35839630

Brawek PK, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems.

Clin Oral Investig. 2013 Dec;17(9):2119-25. doi: 10.1007/s00784-013-0923-5. Epub 2013 Jan 31. PMID: 23371756.

Boberick KG, Bachstein TK. 1998 Judson C. Hickey Scientific writing award. Use of a flexible cast for the indirect fabrication of provisional restorations. J Prosthet Dent. 1999 Jul;82(1):90-3. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70132-0. PMID: 10384168.

Bourell D, Kruth JP, Leu M, Levy G, Rosen D, Beese AM et al. Materials for additive manufacturing. CIRP Annals - Manuf Technol. 2017;66(2):659-681. doi: 10.1016/j.cirp.2017.05.009

Burns DR, Beck DA, Nelson SK. A review of selected dental literature on contemporary provisional fixed prosthodontic treatment: report of the Committee on Research in Fixed Prosthodontics of the Academy of Fixed Prosthodontics. J Prosthet Dent 2003;90: 474-97.

Burke FJ. Trends in indirect dentistry: 3. Luting materials. Dent Update. 2005 Jun;32(5):251-4, 257-8, 260. doi: 10.12968/denu.2005.32.5.251. PMID: 15977720.

Canceill T, Pages P, Garnier S, Dandurand J, Joniot S. Thermogravimetric study of the behaviour of organic and inorganic polymers contained in four dental resin-based composites. Polym Compos. 2021; 29:1251–8.

Caneppele TM, Borges AB, Torres CR. Effects of dental bleaching on the color, translucency and fluorescence properties of enamel and dentin. Eur J Esthet Dent. 2013 Summer;8(2):200-12. PMID: 23712341.

Catalán A, Martínez A, Muñoz C, Medina C, Marzioletti T, Montaña M, et al. The effect of preheating of nano-filler composite resins on their degree of conversion and microfiltration in dental fillings. Polym Bull. 2022; 79(29):1-16.

Chen J, Ahmad R, Suenaga H, Li W, Sasaki K, Swain M, Li Q. Shape Optimization for Additive Manufacturing of Removable Partial Dentures--A New Paradigm for Prosthetic CAD/CAM. PLoS One. 2015 Jul 10;10(7):e0132552. doi: 10.1371/journal.pone.0132552. PMID: 26161878; PMCID: PMC4498620.

Chen J, Zhang Z, Chen X, Zhang C, Zhang G, Xu Z. Design and manufacture of customized dental implants by using reverse engineering and selective laser melting technology. J Prosthet Dent. 2014 Nov;112(5):1088-95.e1. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.04.026. Epub 2014 Jun 14. PMID: 24939253.

Cheng W, Fuh JYH, Nee AYC, Wong YS, Loh HT, Miyazawa T. Multi-objective optimization of part-building orientation in stereolithography. Rapid Prototyp J. 1995;1(4):12-23.

Chockalingam K, Jawahar N, Chandrasekhar U. Influence of layer thickness on mechanical properties in stereolithography. Rapid Prototyp J. 2006;12(2):106-13. doi: <https://doi.org/10.1108/13552540610652456>

Chockalingam K, Jawahar N, Chandrasekar U, Ramanathan KN. Establishment of process model for part strength in stereolithography. *J Mater Process Technol.* 2008;208(1-3):348-65.

Christensen GJ. The fastest and best provisional restorations. *J Am Dent Assoc.* 2003 May;134(5):637-9. doi: 10.14219/jada.archive.2003.0233. PMID: 12785500.

Christensen GJ. Tooth preparation and pulp degeneration. *J Am Dent Assoc.* 1997 Mar;128(3):353-4. doi: 10.14219/jada.archive.1997.0200. PMID: 9066221.

Crump SS, inventor: Stratasys Inc . Apparatus and method for creating three-dimensional objects. United States patent US 5121329A. 1992, June 9.

Daanen H; Hong SA. Made-to-measure pattern development based on 3D whole body scans *Int. J. Cloth. Sci. Technol.* 2008, 20: 15–25.

Dasaiev MD, Nascimento LG, Luck AMMA, Bento PM. Applicability of rapid prototyping in Dentistry: a review of literature. *Rev Ciênc Méd Biol.* 2017; 16(1):89-95.

Dawood A, Marti Marti B, Sauret-Jackson V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J.* 2015 Dec;219(11):521-9. doi: 10.1038/sj.bdj.2015.914. Erratum in: *Br Dent J.* 2016 Jan 22;220(2):86. PMID: 26657435.

Dietrich H. Temporäre Restaurationen als Schlüsselement zur Erarbeitung der Ästhetik. *Quintessenz.* 2011;62(6):759-67.

Diaz-Arnold AM, Dunne JT, Jones AH. Microhardness of provisional fixed prosthodontic materials. *J Prosthet Dent.* 1999 Nov;82(5):525-8. doi: 10.1016/s0022-3913(99)70050-8. PMID: 10559723.

Dehurtevent M, Robberecht L, Hornez JC, Thuault A, Deveaux E, Béhin P. Stereolithography: a new method for processing dental ceramics by additive computer-aided manufacturing. *Dent Mater* 2017;33:477-485.

Deckard C, inventor : University of Texas System. Method and apparatus for producing parts by selective sintering. United States patent US 4863538A. 1986 October 17.

De Nys S, Duca RC, Vervliet P, Covaci A, Boonen I, Elskens M et al. Bisphenol A as degradation product of monomers used in resin-based dental materials. *Dent Mater.* 2021 Jun;37(6):1020-1029. doi: 10.1016/j.dental.2021.03.005. Epub 2021 Apr 23. PMID: 33896600

D'haese J, Van De Velde T, Komiyama A, Hultin M, De Bruyn H. Accuracy and complications using computer-designed stereolithographic surgical guides for oral rehabilitation by means of dental implants: a review of the literature. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012 Jun;14(3):321-35. doi: 10.1111/j.1708-8208.2010.00275. x. Epub 2010 May 11. PMID: 20491822.

Dressano D, Salvador MV, Oliveira MT, Marchi GM, Fronza BM, Hadis M et al. Chemistry of novel and contemporary resin-based dental adhesives. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2020 Oct;110:103875.doi:10.1016/j.jmbbm.2020.103875. Epub 2020 May 23. PMID: 32957185.

Duke ES. Provisional restorative materials: a technology update. *Compend Contin Educ Dent*. 1999 May;20(5):497-500. PMID: 10650363.

Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U, et al. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res*. 2009 Jul;88(7):673-6. doi: 10.1177/0022034509339988. PMID: 19641157.

Fahad M, Dickens P, Gilbert M. Novel polymeric support materials for jetting based additive manufacturing processes. *Rapid Prototyp J* 2013;19:230–9.

Federick DR. The provisional fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1975; 34:520-6

Ferrage L, Bertrand G, Lenormand P, Grossin D, Ben-Nissan,B. A review of the additive manufacturing (3DP) of bioceramics: Alumina, zirconia (PSZ) and hydroxyapatite. *J Aust Ceram Soc*. 2007;53(1):11-20.

Figliuzzi M, Mangano F, Mangano C. A novel root analogue dental implant using CT scan and CAD/CAM: selective laser melting technology. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2012 Jul;41(7):858-62. doi 10.1016/j.ijom.2012.01.014. Epub 2012 Feb 28. PMID:22377004.

Fonseca AS, Labruna Moreira AD, de Albuquerque PP, de Menezes LR, Pfeifer CS, Schneider LF. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater*. 2017 Apr;33(4):394-401. doi: 10.1016/j.dental.2017.01.010. Epub 2017 Feb 27. PMID: 28245929

Galazi D, Brianezzi L, Góes A, Mondelli R, Ishikiriama A, Ishikiriama S. Influence of temporary cement in the tensile strenght of full crowns cemented with resin cement. *Braz Dental Sci*. 2015;18(3):52-58. doi:10.14295/bds.2015.v18i3.1106

Gegauff AG, Wilkerson JJ. Fracture toughness testing of visible light- and chemical-initiated provisional restoration resins. *Int J Prosthodont*. 1995 Jan-Feb;8(1):62-8. Erratum in: *Int J Prosthodont* 1995 May-Jun;8(3):284. PMID: 7710627.

Glenn TP, Christie SDR, Hollaway RD: Amkor Technology Singapore Holding Pte Ltd. Micromirror Device Package Fabrication Method. United States patent US 6624921. 2001 marc 12.

Gronet PM, Waskewicz GA, Richardson C. Preformed acrylic cranial implants using fused deposition modeling: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2003 Nov;90(5):429-33. doi: 10.1016/j.prosdent.2003.08.023. PMID: 14586305.

Groth C, Kravitz ND, Jones PE, Graham JW, Redmond WR. Three-dimensional printing technology. *J Clin Orthod*. 2014 Aug;48(8):475-85. PMID: 25226040.

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Dawson DV. Color stability of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*. 2005 Jan;93(1):70-5. doi: 10.1016/j.prosdent.2004.09.025. PMID: 15624001.

Hazelton LR, Nicholls JI, Brudvik JS, Daly CH. Influence of reinforcement design on the loss of marginal seal of provisional fixed partial dentures. *Int J Prosthodont*. 1995 Nov-Dec;8(6):572-9. PMID: 8595118.

Hazeveld A, Huddleston Slater JJ, Ren Y. Accuracy and reproducibility of dental replica models reconstructed by different rapid prototyping techniques. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2014 Jan;145(1):108-15. doi: 10.1016/j.ajodo.2013.05.011. PMID: 24373661.

Hayes AC, Whiting GL. Powder-binder jetting large-scale, metal direct-drive generators: selecting the powder, binder, and process parameters. *Proceedings of the ASME 2019 Power Conference*. ASME 2019 Power Conference: 2019 July 15–18: Salt Lake City, Utah, USA. V001T12A004. doi: <https://doi.org/10.1115/POWER2019-1853>

He LH, Purton DG, Swain MV. A suitable base material for composite resin restorations: Zinc oxide eugenol. *J Dent*. 2010;38(4):290-5.

Hofmann M. 3D Printing gets a boost and opportunities with Polymer Materials. *ACS Macro Lett*. 2014 Apr 15;3(4):382-386. doi: 10.1021/mz4006556. Epub 2014 Apr 3. PMID: 35590734.

Holmer L, Othman A, Lühns AK, von See C. Comparison of the shear bond strength of 3D printed temporary bridges materials, on different types of resin cements and surface treatment. *J Clin Exp Dent*. 2019 Apr 1;11(4):e367-e372. doi: 10.4317/jced.55617. PMID: 31110617; PMCID: PMC6522115.

Hornbeck L, inventor: Spatial Light Modulator and Method . Micromirror Device. United States patent US 5061049.2009, Sep 17.

Hull CW, inventor: 3D Systems Inc. Apparatus for production of three-dimensional objects by stereolithography. United States patent US 4575330.1986, Nov 3.

Hull CW, inventor: 3D Systems Inc. Simultaneous multiple layer curing in stereolithography. United States patent US 5184307A.1993, Feb 2.

Ireland MF, Dixon DL, Breeding LC, Ramp MH. In vitro mechanical property comparison of four resins used for fabrication of provisional fixed restorations. *J Prosthet Dent*. 1998 Aug;80(2):158-62. doi: 10.1016/s0022-3913(98)70104-0. PMID: 9710816.

Jawahar A, Maragathavalli G. Applications of 3D printing in dentistry—a review. *J Pharm Sci Res*. 2019;11(5):1670-5.

Jones R, Haufe P, Sells E, Irani P, Olliver V, Palmer C et al. RepRap – The replicating rapid prototype. *Robotica*. 2021; 29(1):177-191. doi:10.1017/S026357471000069

Kessler A, Hickel R, Reymus M. 3D Printing in dentistry-state of the art. *Oper Dent*. 2020 Jan/Feb;45(1):30-40. doi: 10.2341/18-229-L. Epub 2019 Jun 7. PMID: 31172871.

Kim D, Shim JS, Lee D, Shin SH, Nam NE, Park KH, et al. Effects of post- curing time on the mechanical and color properties of three-dimensional printed crown and bridge materials. *polymers*. 2020 Nov 23;12(11):2762. doi: 10.3390/polym12112762. PMID: 33238528; PMCID: PMC7700600.

Kotta S, Nair A, Alsabeelah N. 3D Printing technology in drug delivery: recent progress and application. *Curr Pharm Des*. 2018.v.24(42):5039-5048. doi: 10.2174/1381612825666181206123828. PMID: 30520368.

Kreiger M, Pearce JM. Environmental life cycle analysis of distributed threedimensional printing and conventional manufacturing of polymer products. *ACS Sustainable Chem. Eng*. 2013;1(12):1511–9.

Krug RS. Temporary resin crowns and bridges. *Dent Clin North Am* 1975; 19:313-20.

Kruth JP, Levy GN, Klocke F, Childs THC. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Ann*. 2007;56:730–59.

Kruth JP, Vandenbroucke B, Van Vaerenbergh J, Naert I. Digital manufacturing of biocompatible metal frameworks for. in virtual modelling and rapid manufacturing. advanced research in virtual and rapid prototyping. 2017; p. 139. Proc. 2nd Int. Conf. on Advanced Research in Virtual and Rapid Prototyping, 28 Sep-1 Oct 2005, Leiria, Portugal.

Lepe X, Bales DJ, Johnson GH. Retention of provisional crowns fabricated from two materials with the use of four temporary cements. *J Prosthet Dent* 1999; 81:469-75.

Li H, Song L, Sun J, Ma J, Shen Z. Dental ceramic prostheses by stereolithography-based additive manufacturing: potentials and challenges. *Adv Appl Ceram*. 2019;118(1-2):30-6.

Li X, Xie B, Jin J, Chai Y, Chen Y. 3D printing temporary crown and bridge by temperature-controlled mask image projection stereolithography. *Procedia Manuf*. 2018;26:1023-33.

Liang K, Carmone S, Brambilla D, Leroux JC. 3D printing of a wearable personalized oral delivery device: A first-in-human study. *Sci Adv*. 2018 May 9;4(5):eaat2544. doi:

10.1126/sciadv.aat2544. PMID: 29750201; PMCID: PMC5942915.

Ligon SC, Liska R, Stampfl J, Gurr M, Mülhaupt R. Polymers for 3D printing and customized additive manufacturing. *Chem Rev*. 2017 Aug 9;117(15):10212-10290. doi: 10.1021/acs.chemrev.7b00074. Epub 2017 Jul 30. PMID: 28756658; PMCID: PMC5553103.

Lin L, Fang Y, Liao Y, Chen G, Gao C, Zhu P. 3D printing and digital processing techniques in dentistry: a review of literature. *Adv Eng Mater*. 2019;21(6):1801013.

Lin WS, Harris BT, Pellerito J, Morton D. Fabrication of an interim complete removable dental prosthesis with an in-office digital light processing three-dimensional printer: A proof-of-concept technique. *J Prosthet Dent*. 2018 Sep;120(3):331-334. doi: 10.1016/j.prosdent.2017.12.027. Epub 2018 Apr 30. PMID: 29724559.

Liu J, Zhang B, Yan C, Shi Y. The effect of processing parameters on characteristics of selective laser sintering dental glass-ceramic powder. *Rapid Protot J* 2010;16(2):138-45.

Loflin WA, English JD, Borders C, Harris LM, Moon A, Holland JN, Kasper FK. Effect of print layer height on the assessment of 3D-printed models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*. 2019 Aug;156(2):283-289. doi: 10.1016/j.ajodo.2019.02.013. PMID: 31375239.

Lowe RA. The art and science of provisionalization. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 1987;7(3):64-73. PMID: 3316084.

Lu Z, Ayeni OI, Yang X, Park HY, Jung YG, Zhang J. Microstructure and phase analysis of 3d-printed components using bronze metal filament. *J Mater Eng and Perform*. 2020;29(3):1650-56.

Mai HN, Lee KB, Lee DH. Fit of interim crowns fabricated using photopolymer-jetting 3D printing. *J Prosthet Dent*. 2017 Aug;118(2):208-215. doi: 10.1016/j.prosdent.2016.10.030. Epub 2017 Jan 12. PMID: 28089333.

Makvandi P, Esposito Corcione C, Paladini F, Gallo AL, Montagna F, Jamaledin R. et al. Antimicrobial modified hydroxyapatite composite dental bite by stereolithography. *Polym for Adv Technol*. 2018;29(1):364-71.

Melchels F, Feijen J, Grijpma DWA. A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering. *Biomater* 2010;31:6121–30

Mohajeri M, Khazaei S, Vafaee F, Firouz F, Ghorbani Gholiabad S, Shisheian A. Marginal fit of temporary restorations fabricated by the conventional chairside method, 3D printing, and milling. *Front Dent*. 2021 Sep 5;18:31. doi: 10.18502/fid.v18i31.7236. PMID: 35965729; PMCID: PMC9355902.

Moharamzadeh K, Van Noort R, Brook IM, Scutt AM. HPLC analysis of components

released from dental composites with different resin compositions using different extraction media. *J Mater Sci Mater Med*. 2007;18:133–37.

Mostafaei A, Stevens EL, Ference JJ, Schmidt DE, Chmielus M. Binder jetting of a complex-shaped metal partial denture framework. *Addit Manuf*. 2018;21:63-68.

Mourouzis P, Andreassidou E, Samanidou V, Tolidis K. Short-term and long-term release of monomers from newly developed resin-modified ceramics and composite resin CAD-CAM blocks. *J Prosthet Dent*. 2020;123: 339–48.

Nejatidanesh F, Lotfi HR, Savabi O. Marginal accuracy of interim restorations fabricated from four interim autopolymerizing resins. *J Prosthet Dent*. 2006 May;95(5):364-7. doi: 10.1016/j.prosdent.2006.02.030. PMID: 16679131.

Nogueira AD, Della Bona A. The effect of a coupling medium on color and translucency of CAD-CAM ceramics. *J Dent*. 2013 Aug;41 Suppl 3:e18-23. doi:10.1016/j.jdent.2013.02.005. Epub 2013 Feb 22. PubMed PMID: 23438417.

Osman RB, Alharbi N, Wismeijer D. Build Angle: Does It influence the accuracy of 3D-printed dental restorations using digital light-processing technology? *Int J Prosthodont*. 2017 Mar/Apr;30(2):182-188. doi: 10.11607/ijp.5117. PMID: 28267830.

Ozan O, Turkyilmaz I, Ersoy AE, McGlumphy EA, Rosenstiel SF. Clinical accuracy of 3 different types of computed tomography-derived stereolithographic surgical guides in implant placement. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Feb;67(2):394-401. doi: 10.1016/j.joms.2008.09.033. PMID: 19138616.

Pandey R. Photopolymers in 3D printing applications. 2014.

Par M, Spanovic N, Tauböck TT, Attin T, Tarle Z. Degree of conversion of experimental resin composites containing bioactive glass 45S5: the effect of post-cure heating. *Sci Rep*. 2019 Nov 21;9(1):17245. doi: 10.1038/s41598-019-54035-y. PMID: 31754180; PMCID: PMC6872577.

Park ME, Shin SY. Three-dimensional comparative study on the accuracy and reproducibility of dental casts fabricated by 3D printers. *J Prosthet Dent*. 2018;119: e1e7.

Parsons JL, Campbell JR. Digital apparel design process: placing a new technology into a framework for the creative design process. *Clothing and Textiles Research Journal*. 2004. 22(12),8898. <http://doi.org/10.1177/0887302X0402200111>

Pegoraro LF. Prótese fixa: bases para o planejamento em reabilitação oral. 2.ed. São Paulo: Grupo A; 2009.

Pratap B, Gupta RK, Bhardwaj B, Nag M. Resin based restorative dental materials: characteristics and future perspectives. *Jpn Dent Sci Rev*. 2019 Nov;55(1):126-138. doi: 10.1016/j.jdsr.2019.09.004. Epub 2019 Oct 21. PMID: 31687052; PMCID:

PMC6819877.

Prechtel A, Reymus M, Edelhoff D, Hickel R, Stawarczyk B. Comparison of various 3D printed and milled PAEK materials: Effect of printing direction and artificial aging on Martens parameters. *Dent Mater*. 2020 Feb;36(2):197-209. doi: 10.1016/j.dental.2019;11.017. Epub 2019 Nov 27. PMID: 31785832.

Prpić V, Schauperl Z, Ćatić A, Dulčić N, Čimić S. Comparison of mechanical properties of 3D-printed, cad/cam, and conventional denture base materials. *J Prosthodont*. 2020 Jul;29(6):524-528. doi: 10.1111/jopr.13175. Epub 2020 Apr 20. PMID: 32270904.

Prpic V, Slacanin I, Schauperl Z, Catic A, Dulcic N, Cimir S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent*. 2019 Jun;121(6):955-959. doi: 10.1016/j.prosdent.2018.09.022. Epub 2019 Jan 31. PMID: 30711296.

Pulgar R, Olea-Serrano MF, Novillo-Fertrell A, Rivas A, Pazos P, Pedraza V, Navajas JM, Olea N. Determination of bisphenol A and related aromatic compounds released from bis-GMA-based composites and sealants by high performance liquid chromatography. *Environ Health Perspect*. 2000 Jan;108(1):21-7. doi: 10.1289/ehp.0010821. PMID: 10620520; PMCID: PMC1637852.

Quintana R, Choi JW, Puebla K, Wicker R. Effects of build orientation on tensile strength for stereolithography-manufactured ASTM D-638 type I specimens. *Int J Adv Manuf Tech*. 2009;46:201–15.

Ramos NC, Alves LMM, Ramos GF, Bottino MA, Melo RM, Souza ROA. The importance of mdp priming, silica blasting or glazing on the retention force of Y- TZP copings to varying geometry tooth abutments. *Coatings* 2021 11(3):315. <https://doi.org/10.3390/coatings11030315>

Ramos NC, Luz JN, Valera MC, Melo RM, Saavedra G, Bresciani E. Color stability of resin cements exposed to aging. *Oper Dent*. 2019 Nov/Dec;44(6):609-614. doi: 10.2341/18-064-L. Epub 2019 Jan 31. PMID: 30702414.

Rastelli ANS, Jacomassi DP, Bagnato VS. Effect of power densities and irradiation times on the degree of conversion and temperature increase of a microhybrid dental composite resin. *Laser Phys* 2008 18:1074-9.

Rebong RE, Stewart KT, Utreja A, Ghoneima AA. Accuracy of three-dimensional dental resin models created by fused deposition modeling, stereolithography, and Polyjet prototype technologies: A comparative study. *Angle Orthod*. 2018 May;88(3):363-369. doi: 10.2319/071117-460.1. Epub 2018 Mar 6. PMID: 29509023; PMCID: PMC8288316.

Revilla-León M, Özcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont*. 2019 Feb;28(2):146-158. doi: 10.1111/jopr.12801.

Sachs EM, Haggerty JS, Cima MJ, Williams PA, inventor: Massachusetts Institute of Technology. Three-dimensional printing techniques. United States. patent US 5204055.1993. April 20.

Sczepanski F, Sczepanski CRB, Berger SB, Santos LL, Guiraldo RD. Description and characterization of an alternative technique for temporary crown cementation with calcium hydroxide cement. *Acta Odontol Latino am.* 2018 Dec;31(3):144-149. English. PMID: 30829369.

Shim JS, Kim JE, Jeong SH, Choi YJ, Ryu JJ. Printing accuracy, mechanical properties, surface characteristics, and microbial adhesion of 3D-printed resins with various printing orientations. *J Prosthet Dent.* 2020 Oct;124(4):468-475. doi: 10.1016/j.prosdent.2019.05.034. Epub 2019 Dec 4. PMID: 31810611.

Spahl W, Budzikiewicz H. Qualitative analysis of dental resin composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *Fresenius J Anal Chem* 1994; 350:684–91.

Sharma G, Wu W, Dalal EN. The CIEDE2000 color-difference formula: Implementation notes, supplementary test data, and mathematical observations. *Color Res Appl.* 2005;30: 21–30

Soto-Montero J, de Castro EF, Romano BC, Nima G, Shimokawa CAK, Giannini M. Color alterations, flexural strength, and microhardness of 3D printed resins for fixed provisional restoration using different post-curing times. *Dent Mater.* 2022 Aug;38(8):1271-1282. doi: 10.1016/j.dental.2022.06.023. Epub 2022 Jun 16. PMID: 35717230.

Stansbury JW, Idacavage MJ. 3D printing with polymers: Challenges among expanding options and opportunities. *Dent Mater.* 2016 Jan;32(1):54-64. doi: 10.1016/j.dental.2015.09.018. Epub 2015 Oct 20. PMID: 26494268.

Sun Y, Luebbers HT, Agbaje JO, Schepers S, Politis C, Van Slycke S, Vrielinck L. Accuracy of dental implant placement using cbct-derived mucosa-supported stereolithographic template. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015 Oct;17(5):862-70. doi: 10.1111/cid.12189. Epub 2013 Dec 16. PMID: 24341829.

Sun J, Zhang FQ. The application of rapid prototyping in prosthodontics. *J Prosthodont.* 2012 Dec;21(8):641-4. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00888.x. Epub 2012 Jul 23. PMID: 22823471.

Szczesio-Wlodarczyk A, Domarecka M, Kopacz K, Sokolowski J, Bociong K. An Evaluation of the Properties of Urethane Dimethacrylate-Based Dental Resins. *Materials (Basel).* 2021 May 21;14(11):2727. doi: 10.3390/ma14112727. PMID: 34064213; PMCID: PMC8196897.

Szczesio-Wlodarczyk A, Polikowski A, Krasowski M, Fronczek M, Sokolowski J, Bociong K. The influence of low-molecular-weight monomers (TEGDMA, HDDMA,

HEMA) on the properties of selected matrices and composites based on Bis-GMA and UDMA. *Materials* (Basel). 2022 Apr 4;15(7):2649. doi: 10.3390/ma15072649. PMID: 35407980; PMCID: PMC9000443.

Tack P, Victor J, Gemmel P, Annemans L. 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review. *Biomed Eng Online*. 2016 Oct 21;15(1):115. doi: 10.1186/s12938-016-0236-4. PMID: 27769304; PMCID: PMC5073919.

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

Tesavibul P, Felzmann R, Gruber S, Liska R, Thompson I, Boccaccini AR et al. Processing of 45S5 bioglass by lithography-based additive manufacturing. *Mater. Lett*. 2012, 74, 81–84.

Tolochko NK, Savich VV, Laoui T, Froyen L, Onofrio G, Signorelli E et al. Dental root implants produced by the combined selective laser sintering/melting of titanium powders. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: J Mater Design and App*. 2002; 216(4):267-270.

Tiu J, Belli R, Lohbauer U. Characterization of heat-polymerized monomer formulations for dental infiltrated ceramic networks. *Appl Sci*. 2021; 11: 7370.

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

Vahidi F. The provisional restoration. *Dent Clin North Am* 1987; 31:363- 81.

Wang RL, Moore BK, Goodacre CJ, Swartz ML, Andres CJ. A comparison of resins for fabricating provisional fixed restorations. *Int J Prosthodont*. 1989 Mar-Apr;2(2):173-84. PMID: 2597302.

Yao J, Li J, Wang Y, Huang H. Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *J Prosthet Dent*. 2014 Sep;112(3):649-57. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.01.012. Epub 2014 Apr 12. PMID : 24721504.