

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



Dissertação de Mestrado

**Resinas provisórias impressas e bisacrílicas:
propriedades mecânicas comparadas à resina composta convencional**

Rafaella Côrtes Cavalcante

Brasília, 24 de agosto de 2023

Rafaella Côrtes Cavalcante

**Resinas provisórias impressas e bisacrílicas:
propriedades mecânicas comparadas à resina composta convencional**

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

Orientador: Prof. Dr. Leandro Augusto Hilgert

Brasília, 2023

Rafaella Côrtes Cavalcante

**Resinas provisórias impressas e bisacrílicas:
propriedades mecânicas comparadas à resina composta convencional**

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

Data da defesa: 24/08/2023

Banca examinadora:

Prof. Dr. Leandro Augusto Hilgert(Orientador)

Profa. Dra. Rayssa Ferreira Zanatta

Prof. Dr. Luis Felipe Jochims Schneider

Dedico esse trabalho à minha família.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, agradeço a Deus pela sua infinita bondade, por nunca me deixar desamparada e por me guiar por caminhos que talvez jamais alcançaria.

Aos meus pais, Marilene e Francisco, por tornarem os meus sonhos seus, por me impulsionarem e me fazerem chegar até aqui. Essa conquista não é só minha. Obrigado por vibrarem com cada passo. Sei que todas as fases em que me foram angustiantes e difíceis, vocês estavam lá para me ajudar e aliviar meu peso. Mãe, sem seus valiosos conselhos, provavelmente, não teria metade da experiência e do conhecimento que adquiri até aqui. Você sempre acreditou em mim, mais do que eu mesma, quantas vezes cheguei angustiada achando que não conseguiria e na sua infinita ternura, me amparou e me provou por diversas vezes o quanto eu sou capaz. Incontáveis vezes, vocês priorizaram minhas necessidades frente às suas e espero um dia poder retribuir tudo. Um filme me vem á cabeça por tudo que passamos até aqui, por todas vezes que fiquei acordada até tarde estudando e no outro dia tive que acordar cedo, e você pai estava lá com café pronto me ensinando que as vitórias só valem a pena quando se tem esforço e dedicação.

Aos meus irmãos Arthur, Áthila e Alberto por tornarem todos os momentos mais leves e felizes, vocês me ajudaram a construir o que eu sou! Obrigada por dividirem tudo comigo; me ajudarem na concretização de cada sonho. É inenarrável o amor que sinto por vocês!

A minha tia Inês, que se tornou luz lá em cima e se fez luz aqui na terra; você foi essencial em toda a minha jornada, obrigada por tudo que você fez por mim e por me tratar como filha. Aos prantos escrevo esse agradecimento com o coração rasgando de saudade, gostaria muito de dividir esse momento com você em vida, mas tenho certeza que a senhora vibra aí de cima com minhas conquistas.

Ao meu amor, Patrik, por acompanhar toda essa trajetória; me motivar gradativamente; me fazer encarar os obstáculos e lutar nos momentos mais difíceis. Agradeço, principalmente, por me fazer enxergar as coisas por uma outra perspectiva. Meu amor por você é inenarrável, obrigada por tudo.

Aos meus tios, tias, primos e familiares por torcerem por mim e por todos os conselhos me deram, em especial a Rafa.

Ao professor Leandro, meu orientador, que já nas primeiras aulas da Dentística, nas quais inclusive, eram um espetáculo; me fizeram ficar apaixonada pelo curso. Sua dedicação e esforços são notórios e serviram de exemplo para mim. Você foi primordial no meu desempenho, abriu meus horizontes e, involuntariamente, me cativou e me fez chegar ao expoente máximo. Admiro muito seu compromisso, dedicação, organização e disponibilidade com as atividades acadêmicas.

Ao João Palmieri, por ter sido uma fonte inesgotável de inspiração! Obrigada por abrir as portas do seu consultório e por me incentivar. Você me fez enxergar a odontologia de um jeito lúdico, divertido e prazeroso.

Ao Rogério e a Lúcia, por me ensinarem tudo que eu aprendi após a graduação e por ajudarem a construir a profissional que sou hoje.

Aos meus amigos, Fabiana, Gabriel, Yonara, por serem minha segunda família e sempre me ampararem.

A todo corpo docente, vocês foram essenciais na minha trajetória. Obrigada por sempre manterem excelência e qualidade no ensino.

A Alexia e a Thiago, os amigos que o mestrado me deu! São incontáveis as vezes que choramos e rimos de desespero. Obrigada por sempre um ser o apoio do outro nessa jornada do conhecimento.

Ao laboratório de engenharia, em especial, aos técnicos Ivan, Jackson e o aluno de doutorado Rogério por toda ajuda e por sempre estarem disponíveis para esclarecerem minhas dúvidas.

"Precisamos especialmente de imaginação nas ciências. Nem tudo é matemática e nem tudo é lógica simples, é também um pouco de beleza e poesia"

Maria Montessori

RESUMO

Resinas bisacrílicas e obtidas por impressão 3D com a indicação clínica para restaurações provisórias são comercializadas. Assim, avaliou-se a resistência flexural (σ), a dureza e rugosidade superficial (Ra) antes e após desafio abrasivo (escovação) de duas resinas impressas (BP, BioProv e BC, BioCrown, Makertech), duas resinas bisacrílicas (LT, LuxaTemp e LC, LuxaCrown, DMG) e uma resina composta convencional (Z100, Filtek Z100, 3M). Para o teste de σ foram produzidas 40 barras (25x2x2mm, ISO 4049, n=8) em moldes de silicone ou em impressora 3D (Mars3, Elegoo) com pós-processamento conforme fabricante. Após armazenamento 24h (37°C), a σ (três pontos) foi testada em máquina de ensaios universal. Para o teste de dureza (Vickers, HV) foram produzidos 50 discos (\varnothing 6mmx2mm, n=10) com as mesmas resinas, submetidos a polimento até lixa #2000 e levados ao microdurômetro após 7 dias (37°C). Oito discos de cada grupo tiveram metade de sua área protegida e foram submetidos a 50mil ciclos de escovação com dentifrício. A rugosidade superficial (Ra) das áreas polida e polida mais escovada foram mensuradas. Para os testes de σ e HV, a análise estatística foi realizada por ANOVA (one-way) e *post hoc* de Tukey, com $\alpha= 5\%$. Para Ra, foram utilizados os testes de Kruskal-Wallis e Wilcoxon. A σ (MPa \pm DP) de Z100 (131,1 \pm 7,7) e BC (128,7 \pm 16,7) foi significativamente superior às demais resinas; LC (97,9 \pm 10,2) teve σ maior que LT (78,5 \pm 11,9) e BP (76,3 \pm 7,2). Os valores de dureza (VHN \pm DP) demonstraram que a resina Z100 (109,8 \pm 8,9) foi superior às demais resinas; BC (26,7 \pm 2,9) apresentou maior dureza que BP (19,7 \pm 3,3), LC (19,5 \pm 2,3) e LT(20,6 \pm 2,1). A Ra das áreas polidas de Z100 e LC foi menor do que de LT. A Ra das áreas polidas e escovadas de LT foi maior do que as demais resinas testadas. Para todas as resinas houve aumento da Ra após a escovação. A σ de uma resina impressa já se assemelha a de uma resina composta restauradora convencional. A HV de resinas bisacrílicas e impressas, apesar de notáveis progressos, continua mais baixa. As resinas impressas e uma resina bisacrílica apresentaram padrões comparáveis de Ra antes e após desafio abrasivo com a resina composta convencional. Estudos são necessários para entender os reflexos dessas propriedades na realidade clínica.

Palavras-Chave: Impressão 3D; resina composta; dureza; Resistência à Flexão; rugosidade de superfície; provisório; resina temporária.

ABSTRACT

Bis-acrylic resins and resins obtained by 3D printing with the clinical indication for provisional restorations are commercialized. Thus, the flexural strength (σ), microhardness and surface roughness (Ra) were evaluated before and after abrasive challenge (brushing) of two printed resins (BP, BioProv and BC, BioCrown, Makertech), two bisacrylic resins (LT, LuxaTemp and LC, LuxaCrown, DMG) and a conventional composite resin (Z100, Filtek Z100, 3M). For the σ test, 40 bars (25x2x2mm, ISO 4049, n=8) were produced in silicone molds or in a 3D printer (Mars3, Elegoo) with post-processing according to the manufacturer. After 24h storage (37°C), the σ (three points) was tested in a universal testing machine. For the microhardness test (Vickers, HV) 50 disks (\varnothing 6mmx2mm, n=10) were produced with the same resins, polished to #2000 sandpaper and taken to the microhardness tester after 7 days (37°C). Eight disks from each group had half of their area protected and were submitted to 50,000 brushing cycles with dentifrice. The surface roughness (Ra) of the polished and more brushed polished areas were measured. For the σ and HV tests, the statistical analysis was performed by ANOVA (one-way) and Tukey's post hoc, with $\alpha=5\%$. For Ra, the Kruskal-Wallis and Wilcoxon tests were used. The σ (MPa \pm SD) of Z100 (131.1 \pm 7.7) and BC (128.7 \pm 16.7) was significantly higher than the other resins; LC (97.9 \pm 10.2) had a greater σ than LT (78.5 \pm 11.9) and BP (76.3 \pm 7.2). The microhardness values (VHN \pm SD) showed that the Z100 resin (109.8 \pm 8.9) was superior to the other resins; BC (26.7 \pm 2.9) showed greater hardness than BP (19.7 \pm 3.3), LC (19.5 \pm 2.3) and LT(20.6 \pm 2.1). The Ra of the polished areas of Z100 and LC was lower than that of LT. The Ra of the polished and brushed areas of LT was higher than the other resins tested. For all resins, there was an increase in Ra after brushing. The σ of a printed resin already resembles that of a conventional restorative composite resin. The HV of bisacrylic and printed resins, despite notable progress, remains lower. The printed resins and a bisacrylic resin showed comparable Ra patterns before and after abrasive challenge with the conventional composite resin. Studies are needed to understand the consequences of these properties in clinical reality.

Keywords: 3D printing; composite resin; hardness; flexural strength; surface roughness; provisional; temporary resin.

LISTA DE FIGURAS

- Figura 1** - Fabricação dos espécimes com manufatura aditiva. 1.A: Impressão dos espécimes impressos. B e C: álcool isopropílico 99%. D: Banho de pós- cura dos espécimes com uma máquina de polimerização de UV.27
- Figura 2** - Fabricação dos espécimes convencionais para o teste de resistência flexural. 2.A: Adaptação da resina Z100 no gabarito metálico. 2B: pressão com uma lamínula para acomodação da resina para evitar incorporação de bolha. 2C: Fotopolimerização do espécime 2.D Adaptação da ponteira de auto mistura da resina bisacrilica no molde metálico para confecção dos espécimes em barra. 2.E Acomodação do espécime com uma lamínula de vidro sobre o molde metálico. 2.F: espécime confeccionado.28
- Figura 3** – Máquinas para execução dos testes mecânicos. 3.A Espécime posicionado na máquina de teste universal Shimadzu. 3.B Espécime adaptado no microdurômetro. 3.C: Leitura dos espécimes na microscopia confocal.29
- Figura 4** – Confeção dos espécimes em disco da resina bisacrilica. 4.A: Acomodação da resina bisacrilica no molde de silicone. 4 B: Acomodação da resina bisacrilica com a lamínula de vidro. 4.C: espécime confeccionado.30
- Figura 5** - Confeção dos espécimes em disco para resina composta. 5.A: Gabarito em positivo impresso e molde em silicone em negativo. 5.B: adaptação do espécime com a resina composta Z100. 5.C: Fotopolimerização.31
- Figura 6** – Polimento 6.A: adaptação do espécime com cera pegajosa em um gabarito impresso. 6.B: colocação de dois gabaritos com pesos equivalentes para polimento padronizado dos espécimes.31
- Figura 7** - Preparo da solução de escovação. 7.A: Gabarito impresso com espaço para colocação de 2 espécimes de 6x2mm. 7.B: Colocação de duas fitas de modo que o centro da amostra fique exposto para escovação. 7.C: Adaptação do espécime no suporte para escovação. 7.D: Colocação do dentífrício fluoretado e pesado em balança analítica. 7.E: Solução com água destilada e colocação do agitador magnético. 7.F: Solução de escovação sendo despejada no suporte de escovação.33
- Figura 8** - Espécimes adaptados para resistência a escovação34

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Materiais utilizados no estudo	26
Tabela 2 - Valores (média \pm desvio-padrão) de resistência flexural (em MPa) e de microdureza Vickers (em VHN) dos cinco grupos testados.....	35
Tabela 3 - Valores de Ra (mediana, primeiro e terceiro quartis) dos cinco grupos testados nos momentos polido e polido + escovado	36

LISTA DE SIGLAS

PLA - Ácido polilático

BC - Biocrown

BP - Bioprov

CAD - *Computer Aided Design*

CAM - *Computer Aided Manufacturing*

FDM - *Fused Deposition Modeling*

MA - Manufatura aditiva

Im - Medição

N - Newton

PBF - *Powder Bed Fusion*

PBMA - Polibutilmetacrilato

PCL - Policaprolactona

PEEK - Polieteretercetona

PEMA - Polietilmetacrilato

PMMA - Polimetilmetacrilato

Ra - Rugosidade média

SLA - Eestereolitografia

UV - Ultravioleta

VHU - Única dureza Vickers

UDMA - Uretano dimetacrilato

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	14
2 REVISÃO DA LITERATURA	16
2.1 OS MATERIAIS TRADICIONAIS.....	16
2.1.1 Resina Bisacrílica.....	16
2.1.2 Resina Composta	17
3 ODONTOLOGIA 3D	18
3.1 ANGULAÇÃO DE IMPRESSÃO 3.....	20
3.2 RESINAS IMPRESSAS	21
4 PROPRIEDADES MECÂNICAS	22
4.1 RUGOSIDADE SUPERFICIAL	22
4.2 RESISTENCIA À ESCOVAÇÃO.....	22
4.3 DUREZA.....	23
4.4 RESISTÊNCIA FLEXURAL	23
5 OBJETIVOS E HIPÓTESE	25
6 MATERIAIS E MÉTODOS	26
6.1 RESISTÊNCIA FLEXURAL	26
6.1.1 Preparo dos espécimes em manufatura aditiva	26
6.1.2 Preparo dos espécimes da resina composta convencional.....	27
6.1.3 Preparos dos espécimes de resina bisacrílica.....	28
6.1.4 Teste de Resistência Flexural de três pontos (σ).....	29
6.2 DUREZA.....	30
6.2.1 Preparo dos espécimes impressos	30
6.2.2 Preparo dos espécimes de resina bisacrílica	30
6.2.3 Preparo dos espécimes em resina composta.....	31
6.2.4 Teste de Dureza.....	32
6.3 RUGOSIDADE SUPERFICIAL E RESISTÊNCIA À ESCOVAÇÃO SIMULADA	32
6.3.1 Preparo dos espécimes	32
6.3.2 Análise da rugosidade de superfície.....	33
6.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA	34
7 RESULTADOS	35
8 DISCUSSÃO	37

9 CONCLUSÃO	41
REFERÊNCIAS.....	42
PRESS RELEASE	51

1 INTRODUÇÃO

A fase de restaurações provisórias ou temporárias é o esboço do que será o tratamento de reabilitação oral, essa fase do tratamento pode durar períodos longos em boca e por isso deve apresentar anatomia e cor o mais próximo possível do que será o tratamento final, devolvendo assim função, estética e fonética de forma satisfatória. Também, essa fase permite uma melhor comunicação e adequação entre as expectativas estéticas do paciente e aquilo que é possível ser realizado pelo profissional, admitindo possíveis alterações em uma fase em que ainda é plenamente viável realizar mudanças no planejamento (1). Um dos principais materiais dentários poliméricos utilizados nessa fase do tratamento são as resinas acrílicas à base de metacrilato de metila (PMMA) e as resinas compostas bisacrílicas (2).

Atualmente, as restaurações provisórias podem ser obtidas de diversas formas, sendo a mais comum a partir de um enceramento prévio feito com cera sobre modelos de gesso e replicado em boca com auxílio de materiais poliméricos flexíveis (matrizes) carregados com os materiais restauradores provisórios, com destaque para os materiais bisacrílicos, que apresentam propriedades superiores às das resinas acrílicas e uma forma de uso mais amigável ao operador (3-4). Este fluxo de trabalho é conhecido como fluxo analógico, no qual destaca-se como vantagem o planejamento prévio com materiais aditivos e a desvantagem o custo de tempo. Porém, hoje, com a evolução tecnológica, todo esse fluxo de trabalho já pode ser realizado de forma digital, inclusive com softwares livres e gratuitos. Estes permitem a confecção dos modelos encerados por manufatura aditiva com impressão tridimensional (3D) e até mesmo as restaurações provisórias planejadas de forma digital (5).

Visto o sucesso das resinas bisacrílicas no mercado e o interesse clínico em alguns casos em que restaurações provisórias permanecem por mais tempo do que apenas algumas semanas ou meses em boca, as propriedades físicas e químicas destas tem sido objeto de estudos prévios recente (6-7). Há também versões de resinas bisacrílicas que alegam propriedades mecânicas melhoradas e são comercializadas como materiais “semipermanentes” (e.g., Luxacrown, DMG). Ainda, mais recentemente, com a imensa e rápida evolução dos fluxos digitais em Odontologia Restauradora e de possibilidade de impressão 3D, surgiram no mercado resinas para impressão com diferentes tipos de carga inorgânica indicadas para a

produção de restaurações provisória com boas propriedades. Também já há materiais resinosos para impressão indicados para restaurações “semipermanentes”(8). Entretanto, é escassa a literatura sobre tais novos materiais, bem como a comparação das propriedades desses materiais com outros já estabelecidos no uso clínico. Há de se destacar que a impressão 3D é uma tecnologia muito atrativa para a Odontologia Restauradora pelo aumento da eficiência de produção e pela redução de custos.

Nesse sentido, com sua crescente utilização, torna-se relevante uma análise abrangente de composição química, propriedades mecânicas, biocompatibilidade, resposta dos tecidos moles, interação com outros materiais restauradores, capacidade de reparo e comportamento clínico desses novos materiais. As resinas impressas precisam apresentar propriedades similares ou superiores aos materiais que elas se propõem a substituir de forma a possibilitar alguma previsão de um desempenho clínico comparável ou não.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 OS MATERIAIS TRADICIONAIS

Os materiais usados hoje na odontologia devem possuir integridade mecânica adequada para suportar as demandas funcionais por um período de tempo prolongado. A etapa de restauração temporária desempenha um papel crucial ao preservar as características biológicas e biomecânicas, agindo como uma medida de manutenção, até que a prótese permanente seja instalada. Os materiais para provisórios têm sido baseados em monômeros metacrilatos e incluem o polimetilmetacrilato (PMMA) e o polietilmetacrilato (PEMA) ou polibutilmetacrilato (PBMA). Em uso mais comum hoje, estão aqueles baseados em materiais de resina composta (bis-acril ou dimetacrilatos), incluindo o bisfenol A-glicidil dimetacrilato (bis-GMA) e o uretano dimetacrilato (UDMA) (9-12).

2.1.1 Resina Bisacrílica

Resinas à base de bis-acrílico, compostas de metacrilato de bisfenol A-glicidil (Bis-GMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) e cargas inorgânicas foram introduzidas, na última década, com o intuito de facilitar a fabricação de restaurações provisórias, melhorando a estabilidade de cor, resistência e estética, superando os problemas dos materiais à base de metacrilato (7).

Essas resinas são misturas líquidas que, quando combinadas são submetidas a uma reação de polimerização, transformam-se em uma estrutura sólida e rígida. O processo de polimerização ocorre com uma reação química de autopolimerização, onde os monômeros reagem entre si sem a necessidade de luz (13).

As resinas bisacrílicas apresentam muitas vantagens e umas delas: biocompatibilidade, facilidade de manipulação, resistência mecânica, permitindo que as próteses provisórias suportem as forças mastigatórias durante o uso. Outro fator interessante de ser observado é a estabilidade dimensional que após a polimerização, as resinas bisacrílicas apresentam uma baixa taxa de contração, o que garante uma boa adaptação das próteses provisórias aos tecidos bucais (14). Porém, esses materiais têm uma vida útil limitada (15).

Contudo, hoje, já tem fabricantes que apresentam nova formulação de resina bisacrilica dita “semipermanente” mais fácil de manipular e é altamente estética além de apresentarem notável longevidade de até 5 anos (16).

2.1.2 Resina Composta

As partículas de carga são responsáveis por conferir à resina propriedades como resistência e estabilidade dimensional. Geralmente, essas partículas são compostas por materiais como sílica, quartzo ou vidro. A quantidade e o tamanho das partículas de carga podem variar, o que influencia nas características da resina composta, como a sua capacidade de suportar forças de mastigação (14,17). O monômero base predominante usado em compósitos dentais comerciais tem sido o bis-GMA, que devido a sua alta viscosidade é misturado com outros dimetacrilatos, como TEGDMA, UDMA ou outros monômeros (18).

O fotoiniciador mais prevalente no sistema é a canforoquinona, o qual é ativado por uma amina terciária, geralmente de natureza aromática (19). Sendo assim, os materiais diferem por sua quantidade de carga e consistência que foi um grande avanço na mudança do conteúdo inorgânico das resinas compostas no tipo de carga, dimensões, quantidade e configuração das partículas. A resina composta é amplamente selecionada para restaurações diretas e indiretas devido à sua facilidade de manipulação, estética natural e propriedades mecânicas relativamente robustas. Embora não alcance a mesma resistência da cerâmica, as resinas compostas apresentam dureza e características de flexão comparáveis às dos dentes naturais (20).

3 ODONTOLOGIA 3D

Chuck Hull desenvolveu e patenteou a primeira tecnologia de impressão 3D. O desenvolvimento dessa tecnologia - Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing - CAD/CAM possibilitou a difusão na Odontologia, minimizando riscos de distorção, proporcionando maior qualidade, padronizando etapas e oferecendo mais conforto para o paciente na execução dos procedimentos. Os procedimentos tornaram-se mais ágeis, aproximando a relação interprofissional, com a massificação dessa tecnologia, possibilitou também a redução de custos (21,22). Entre os equipamentos desenvolvidos para os fluxos digitais estão: os escâneres intraorais e de bancada, softwares de planejamento, impressão, impressoras, fresadoras, resinas para impressão 3D e blocos para fresagem. Entretanto, as mesmas não descartam a necessidade de conhecimentos prévios do cirurgião dentista para executar os procedimentos. Dentre as diversas possibilidades para impressão 3D no ramo odontológico, encontram-se a fabricação de provisórios, guias cirúrgicos, modelos de impressão, guias endodônticos, placa oclusal e réplicas para uso educacional e científico (23).

O fluxo de trabalho 3D consiste principalmente em três etapas: aquisição de dados por meio de scanners, design do objeto restaurador no software CAD e sua fabricação no sistema CAM (24). Para impressão, o arquivo pode ser salvo em formato. stl, e a partir desta fase, podem ser usadas duas possibilidades para impressão: manufatura aditiva ou manufatura subtrativa. Nos processos de manufatura aditiva (MA) na odontologia existem três principais tipos de impressoras: PBF (*Powder Bed Fusion*), FDM (*Fused Deposition Modeling*), impressoras de estereolitografia (SLA) - laser; e de polimerização por luz, que é um modo emergente, que consiste na produção de objetos camada por camada com base em modelos tridimensionais, criando uma série de cortes transversais que podem ser subdivididos em: impressoras DLP (processamento de luz digital) – projetor de luz e impressoras LCD (tela de cristal líquido) que essas por sua vez são as principais utilizadas na odontologia (7, 25).

A impressora DLP, baseada em um projetor de luz ultravioleta (UV) que é a fonte de luz para a fotopolimerização da resina líquida através da elevação da plataforma. Esses tipos de impressora possuem uma tela de LED controlada por um dispositivo de microespelho digital. Este projetor pisca e a imagem da camada é

polimerizada de uma só vez, tornando o procedimento mais ágil, pois todos os pontos são curados simultaneamente. Esses pequenos microespelhos são capazes de concentrar a luz e formar a estrutura de uma camada no fundo do tanque de resina (26). Cada espelho representa um pixel, e a resolução da imagem projetada depende do número de espelhos e da luz emitida, que é refratada pelo microespelho e, em seguida, projetada na superfície a ser impressa como um pixel (27). Como vantagens, pode-se citar a boa precisão, rapidez e a produção de superfícies lisas (28-30).

A impressão utilizando esse tipo de tecnologia revela-se favorável ao oferecer vantagens notáveis em relação à impressão SLA, considerando parâmetros como eficiência em termos de tempo, acurácia na reprodução dos modelos, excelência na qualidade superficial dos objetos impressos e custos envolvidos na produção (31).

As impressoras LCD (Display de Cristal Líquido) também utilizam o princípio da fotopolimerização. Entretanto, em vez de um projetor de luz, empregam cristais líquidos. Essas impressoras LCD são mais econômicas e acessíveis quando comparadas a outras opções. Um dos fatores que contribui para essa vantagem é a fonte de luz dessas impressoras, que tem um custo menor por ser um visor de cristal líquido. No entanto, elas proporcionam uma boa resolução para aplicações odontológicas. Sua vida útil, contudo, é mais curta (25,32). Essas impressoras utilizam uma tela de cristal líquido para criar uma máscara que bloqueia a luz proveniente do painel traseiro do LED (Diodo Emissor de Luz). Nessa tecnologia de impressão 3D, não é necessário direcionar a luz por meio de lentes ou outros dispositivos, o que evita distorções nos resultados finais (33).

Um fator interessante a ser analisado na manufatura aditiva é a veracidade dos resultados quando comparados entre si, resultantes do mesmo arquivo 3D. Em outras palavras, uma maior precisão da máquina significa que ela pode fornecer impressões mais repetíveis e consistentes (34-36).

Atualmente, as restaurações impressas em 3D têm se mostrado vantajosas, revelando diversas melhorias (37). Diversos estudos indicam que os valores de borda e lacuna interna das restaurações produzidas por meio da impressão 3D são consideravelmente menores do que nas restaurações fabricadas por fresagem (38). Adicionalmente, uma pesquisa recente demonstrou que o ajuste das coroas confeccionadas por impressão 3D é inferior ao das fabricadas a partir do modelo de gesso, o que sugere que as tecnologias de impressão 3D são inovadoras e oferecem uma significativa contribuição para o desempenho clínico do cirurgião-dentista.

Entretanto, o processamento de materiais para a impressão 3D ainda é alvo de controvérsias, e a literatura sobre o assunto permanece escassa (39). Existem diversos fatores que podem afetar a precisão de provisórios impressos, incluindo os parâmetros do processo e a composição dos materiais.

3.1 ANGULAÇÃO DE IMPRESSÃO 3

Os parâmetros de impressão podem ser ajustados, e cada impressora 3D possui seus próprios parâmetros, geralmente fornecidos pelos fabricantes de resinas 3D (40). Nesse sentido, é possível realizar o ajuste desses parâmetros, como a orientação de construção do objeto, a posição da plataforma e a espessura da camada (41).

Além disso, em alguns estudos, surgem questões sobre como a orientação de construção do modelo pode afetar a precisão do objeto e suas propriedades mecânicas (7,24,30,42-44).

De acordo com Tahayeri, a orientação de 90° durante a impressão das amostras requer menos atenção no pós-processamento, como o polimento. A precisão dos materiais foi consideravelmente influenciada pela orientação de impressão da peça, levando os autores a afirmar que as orientações de 90° foram as mais precisas quando comparadas a 0°, 15° e 45° (24). Além disso, Castro e colaboradores afirmam que a angulação de impressão não influencia alguns testes mecânicos, não apresentando diferença significativa (45).

As resinas devem ser compatíveis com a tecnologia utilizada na fabricação (34). Dependendo do tipo de impressão 3D escolhida para a fabricação, pode haver impacto no desempenho mecânico ou nas propriedades físicas da peça. O controle do erro de orientação está relacionado ao fato de que a orientação da peça pode afetar a maneira como as superfícies são representadas por qualquer processo de fabricação escolhido. Isso pode resultar no chamado 'efeito de escada' nas superfícies da peça quando fabricadas em camadas. No entanto, esse efeito pode ser minimizado, embora não signifique que o erro de precisão possa chegar a zero (45).

3.2 RESINAS IMPRESSAS

Os estudos que abordam questões relativas a parâmetros que definem as características e propriedades de materiais odontológicos restauradores impressos em 3D são escassos (24). Os estudos mostram uma falta de aprovação regulatória e incompatibilidade de suas propriedades com aplicações odontológicas de médio a longo prazo (46).

Os fotopolímeros, comumente usados em impressão 3D, devem ser armazenados com cautela e devem evitar a exposição à luz mesmo com materiais sólidos, como os usados na modelagem de deposição fundida, é importante que sejam armazenados em baixa umidade para evitar distorções do mesmo (30).

Os materiais também podem ter um prazo de validade que precisa ser observado. Após esta data de validade, a qualidade das impressões pode não ser garantida (34).

Na Odontologia, os materiais poliméricos como o ácido polilático (PLA), a policaprolactona (PCL) e a polietereetercetona (PEEK) são materiais de impressão 3D relativamente comuns (30).

Da mesma forma, as resinas impressas em 3D possuem pelo menos 90% de oligômeros metacrílicos que são fotorreticulados devido à presença de até 3% de óxidos de fosfina como fotoiniciadores na mistura de monômeros (47).

4 PROPRIEDADES MECÂNICAS

Existem diversas propriedades mecânicas que podem ter impacto na eficácia clínica de materiais odontológicos.

4.1 RUGOSIDADE SUPERFICIAL

Ao se trabalhar com materiais para fins de uso odontológico, certos padrões de rugosidade criam nichos propícios para adesão e multiplicação de microrganismos e formam áreas inacessíveis para higienização causando desconforto para o paciente.

Os parâmetros de rugosidade conforme a norma ISO 4287 (48) que estão relacionados à linha média são determinados a partir de um perfil obtido através de um processo de filtragem do perfil primário. A linha média divide o perfil de tal maneira que a soma das áreas acima da linha média é igual à soma das áreas abaixo dela, ao longo do comprimento de medição (l_m).

Um dos parâmetros mais utilizados é o R_a (Rugosidade média) que é o valor médio aritmético do desvio absoluto do perfil da linha de referência (M) ao longo do comprimento de amostragem (l_m) (49-51).

Um dos métodos para avaliação da rugosidade é com o confocal a laser é uma técnica de medição óptica oferecem uma abordagem diferenciada. Neste método, um feixe de laser é focalizado em um ponto específico da superfície, e a luz refletida é analisada para determinar a posição do ponto focal em relação à superfície. Com a digitalização ponto a ponto, um mapa tridimensional da superfície, incluindo informações sobre a rugosidade, é reconstruído. Essa técnica possui a vantagem de não ter contato, eliminando assim o risco de danificar a superfície durante a medição. Além disso, o confocal a laser é capaz de fornecer detalhes mais refinados sobre a superfície, como características topográficas complexas (52,53).

4.2 RESISTENCIA À ESCOVAÇÃO

A higiene bucal adequada realizada pela escovação é um dos principais meios de prevenção da desmineralização. Porém, o desgaste causado pela escovação em resinas compostas pode influenciar suas propriedades mecânicas e óticas. A rugosidade da superfície pode aumentar devido à abrasão da sua matriz resinosa e

do deslocamento de partículas de carga inorgânica (18). Essa superfície alterada favorece o acúmulo de placa e uma maior retenção de pigmentos (17). Os efeitos de escovação nas propriedades superficiais dos materiais dentários são geralmente avaliados através de testes de abrasão por escovação simulada. Esse é considerado um modelo estabelecido na literatura (54,55).

4.3 DUREZA

Já em relação a dureza, um corpo de prova com uma forma predefinida é aplicado sobre a superfície do material a ser testado com um penetrador de diamante, exercendo uma carga específica durante um intervalo de tempo determinado. Posteriormente, após a retirada da carga, realiza-se uma medição para determinar o tamanho ou a profundidade da penetração (56).

O procedimento envolve a aplicação de uma força de teste, que varia entre 1 gf e 100 kgf, sobre o material de teste, por meio de um penetrador de diamante em forma de pirâmide, com uma base quadrada e um ângulo de 136° entre faces opostas. Essa carga total é normalmente mantida por um período de 10 a 15 segundos. Após a remoção da carga, as duas diagonais da endentação resultante, presentes na superfície do material, são medidas utilizando um microscópio, e sua média é calculada para fins de análise (57). O procedimento de teste está, portanto, sujeito a problemas de influência do operador na leitura óptica das diagonais.

Para a análise em questão, a literatura já aponta que coroas provisórias feitas por impressão 3D apresentam maior dureza do que aquelas feitas por métodos convencionais (58).

4.4 RESISTÊNCIA FLEXURAL

A resistência flexural avalia a resistência máxima ao dobramento de um material até a sua falha, A relevância clínica intrínseca a essa propriedade manifesta-se no momento da mastigação, quando distintas forças são exercidas tanto sobre o dente quanto sobre a restauração e os testes laboratoriais são úteis na avaliação da previsibilidade do desempenho clínico dos materiais. Por ser um método confiável e de fácil execução, tem sido utilizado em vários estudos (3,59-60).

Visando garantir a consistência e a uniformidade dos resultados, as normas ISO 4049 (34) preconizam diretrizes padronizadas para a obtenção das amostras e a condução dos ensaios de resistência flexural. Esses testes carregam consigo limitações tais como fissuras, vazios e falhas relacionados que podem influenciar a resistência à fratura de materiais frágeis (61).

5 OBJETIVOS E HIPÓTESE

Objetivo geral

O objetivo da presente pesquisa é avaliar as propriedades mecânicas de resinas para indicação provisória e “semipermanente” produzidas por impressão 3D e compará-las a materiais já estabelecidos para esse fim na rotina clínica como resinas bisacrílicas e resinas compostas restauradoras convencionais e analisar se os materiais usados hoje é possível de serem substituído por resinas impressas.

Objetivos específicos

1. Avaliar a resistência flexural de três pontos de resinas provisórias impressas, bisacrílicas e de uma resina composta convencional;
2. Mensurar a dureza Vickers de resinas provisórias impressas, bisacrílicas e de uma resina composta convencional;
3. Mensurar rugosidade superficial antes e após escovação de resinas provisórias impressas, bisacrílicas e de uma resina composta convencional.

Hipótese nula

Não há diferença das propriedades mecânicas dos grupos de resina impressa comparada as resinas bisacrílicas e resina composta Z100.

6 MATERIAIS E MÉTODOS

Cinco materiais restauradores foram avaliados: Duas resinas impressas (BioProv e BioCrown, Makertech), duas resinas bisacrílicas (Luxatemp e Luxacrown, DMG) uma resina composta convencional (Filtek Z100, 3M). Esses materiais são apresentados na Tabela 1:

Tabela 1 - Materiais utilizados no estudo

Material	Fabricante	Composição	Lote
Filtek Z100	3M ESPE (Minnesota, EUA)	TEGDMA, BisGMA, Cerâmica silanizada tratada, 2- Benzotrizolil-4- metilfenol	2113100406
BioProv	Makertech (Tatuí, SP, Brasil)	Ésteres de ácido metacrílico, monômeros acrílicos, oligômeros acrílicos, fotoiniciadores e pigmentos	165221
BioCrown	Makertech (Tatuí, SP, Brasil)	Cerâmica e zircônia silanizadas	175822
LuxaTemp	DMG (Hamburgo, Alemanha)	UDMA, dimetacrilato aromático, glicol metacrilato, vidro e sílica	252412
LuxaCrown	DMG (Hamburgo, Alemanha)	Resina de dimetacrilato e vidro de silicato	242299

6.1 RESISTÊNCIA FLEXURAL

6.1.1 Preparo dos espécimes em manufatura aditiva

Para as resinas impressas Bioprov (BP) e Biocrown (BC) (Makertech labs, Tatuí, SP, Brasil) foram produzidas 10 barras nas dimensões $2,0 \pm 0,1$ mm \times $2,0 \pm 0,1$ mm \times $25,0 \pm 2,0$ mm de acordo com a ISO 4049:2019 (34). A angulação de impressão dos espécimes de manufatura aditiva foi de 90° graus (1,26) com espessura de camada de 100 μ m (1,37) realizados em uma impressora LCD (Elegoo). O arquivo foi criado em um software de segmentação de impressora (Chitubox 64, Chitu Systems,

GD, China). Os suportes foram adicionados e os corpos de prova foram fatiados usando os parâmetros indicados pelo fabricante para exposição e tempo de desligamento. Após confecção, os espécimes foram inseridos em álcool isopropílico 99% (álcool isopropílico 99%; Biodinâmica) por 15 min.

Posteriormente, os procedimentos de pós-polimerização foram concluídos em uma máquina de polimerização UV (Wash and Cure, Anycubic) com um banho de cura durante 30 min e armazenados em um pote preto a fim de evitar polimerização pela luz durante 24 horas em água destilada em uma estufa (Odontobras, São Paulo, Brasil) a 37°C (Figura 1). Após a cura, as estruturas de suporte foram removidas com instrumentos rotatórios de baixa rotação ou com alicate.

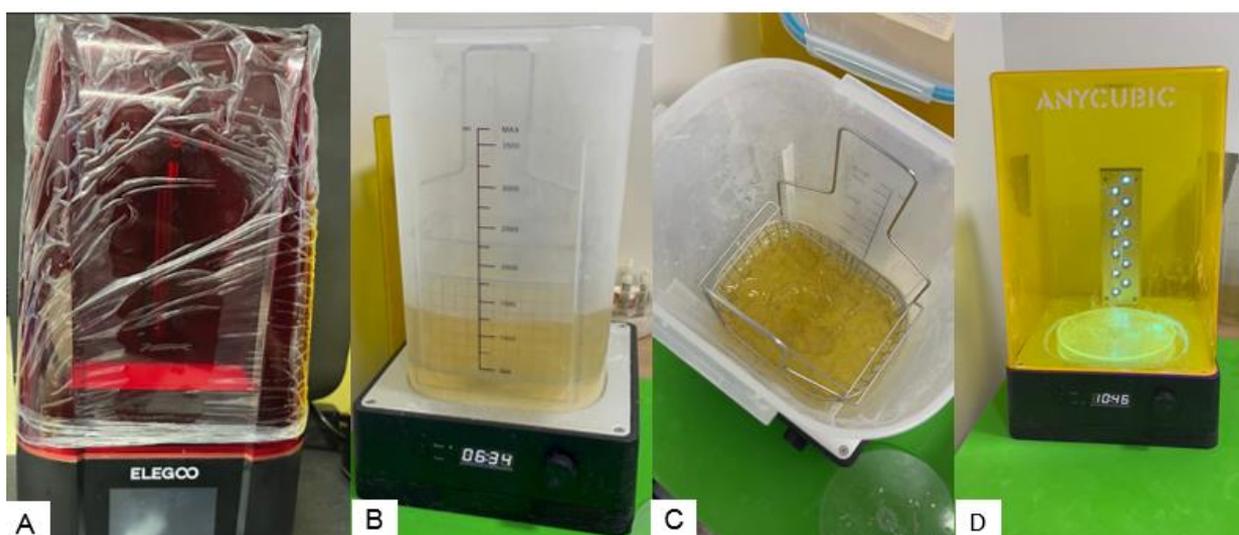


Figura 1 - Fabricação dos espécimes com manufatura aditiva. 1.A: Impressão dos espécimes impressos. B e C: álcool isopropílico 99%. D: Banho de pós- cura dos espécimes com uma máquina de polimerização de UV.

6.1.2 Preparo dos espécimes da resina composta convencional

Para a resina composta foi realizada com a Z100 (3M ESPE, Minnesota, EUA). Os espécimes confeccionados tiveram as mesmas dimensões já descritas, sendo confeccionados com um molde de metal (Odeme®), sob uma placa de vidro inserida em camadas de 2mm de espessura e 3 incrementos ao longo da amostra totalizando, aproximadamente, 25mm de largura, colocando sobre a resina uma tira de poliéster e uma lamínula de vidro para obter um acabamento superficial e consistente. O aparelho fotopolimerizador foi verificado com radiômetro, a fim de garantir a potência durante toda a etapa laboratorial. O tempo de fotoativação de cada camada de resina foi de

40s, de acordo com as instruções do fabricante com aparelho Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, EUA), com 1200 mW/cm^2 de densidade de potência. Assim como as resinas impressas, os espécimes foram armazenados seguindo as recomendações já citadas.

6.1.3 Preparos dos espécimes de resina bisacrílica

As resinas bisacrílicas (Luxatemp e Luxacrown, DMG) foram injetadas com ponteiros de automistura em moldes de metal (Odeme®). A ponta de mistura do cartucho foi mantida em uma extremidade do molde e o material foi expresso no molde movendo o dispensador de automix lentamente para a outra extremidade para evitar a incorporação de bolhas de ar ao dispensar o material no molde e aguardado o tempo de polimerização segundo recomendações do fabricante.

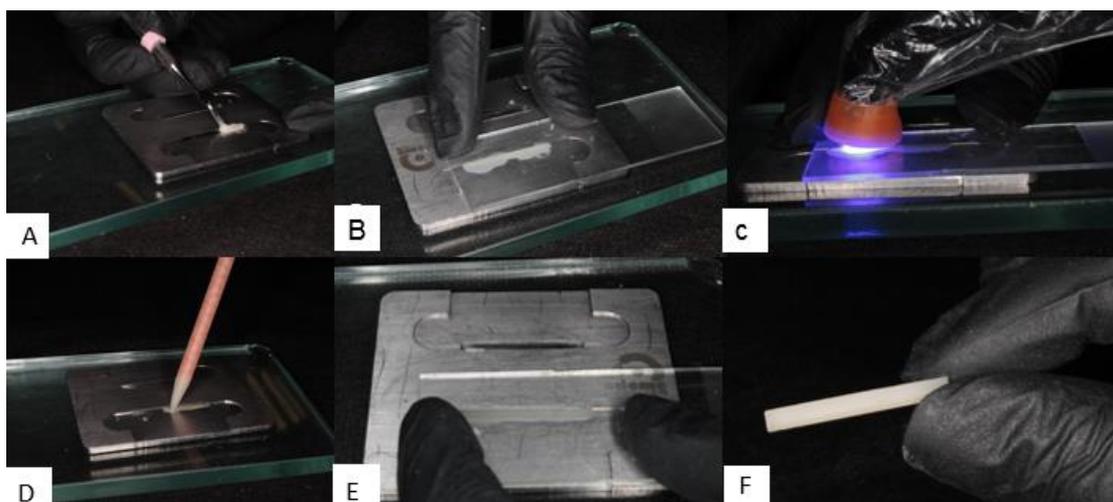


Figura 2 - Fabricação dos espécimes convencionais para o teste de resistência flexural. 2.A: Adaptação da resina Z100 no gabarito metálico. 2.B: pressão com uma lamínula para acomodação da resina para evitar incorporação de bolha. 2.C: Fotopolimerização do espécime 2.D Adaptação da ponteira de auto mistura da resina bisacrílica no molde metálico para confecção dos espécimes em barra. 2.E Acomodação do espécime com uma lamínula de vidro sobre o molde metálico. 2.F: espécime confeccionado.

6.1.4 Teste de Resistência Flexural de três pontos (σ)

Para o ensaio de resistência flexural de três pontos os corpos de prova em forma de barra ($2,0 \pm 0,1$ mm \times $2,0 \pm 0,1$ mm \times $25,0 \pm 2,0$ mm) foram produzidos de acordo com a ISO 4049:2019 (34).

O teste foi realizado em uma máquina de ensaios universal (EZ-Test, Shimadzu), em um dispositivo com dois suportes com 20mm de distância e uma carga central aplicada em velocidade de 0,5mm/min. A resistência à flexão em MPa foi calculada a partir do pico de carga de falha. A resistência à flexão foram registradas para todos os espécimes. A força foi calculada em Newton (N) e convertida em tensão (N/mm²).

Esses valores de carga de ruptura foram convertidos em resistência à flexão (σ) usando a seguinte fórmula:

$$\sigma = 3FL/2bd^2,$$

Onde,

σ = resistência à flexão

F = Carga (força) no ponto de fratura

L = comprimento do vão de apoio

b = Largura da amostra

d = Espessura da amostra

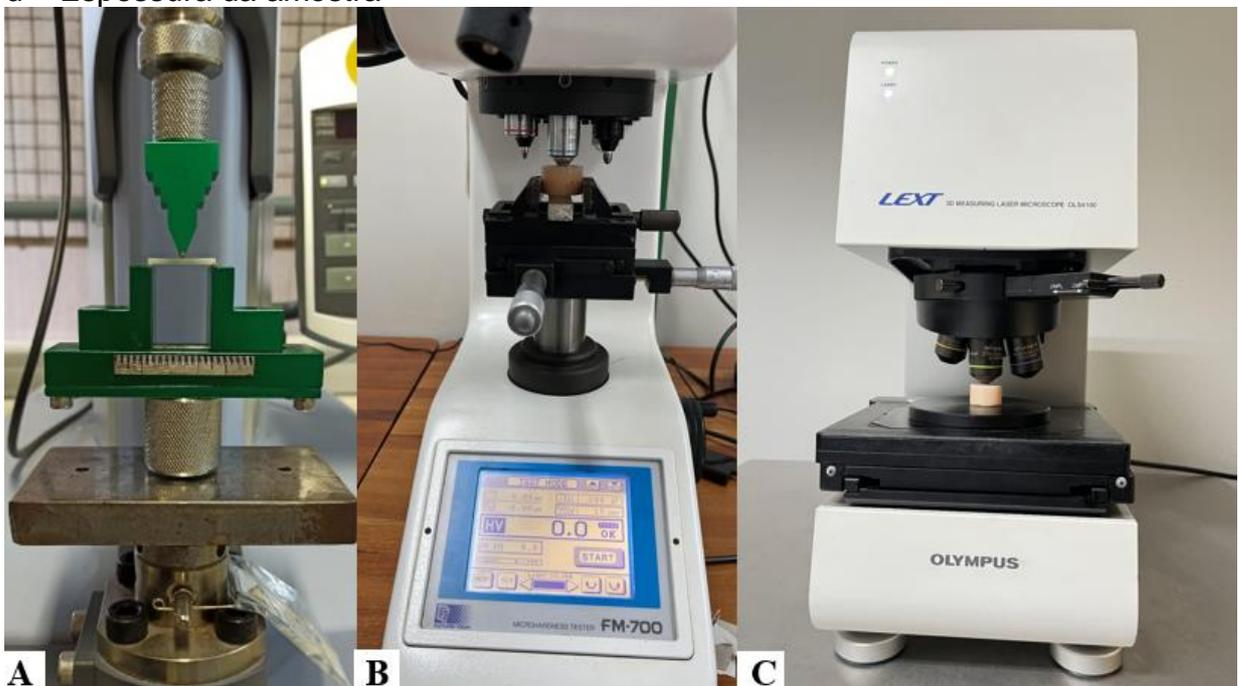


Figura 3 – Máquinas para execução dos testes mecânicos. 3.A Espécime posicionado na máquina de teste universal Shimadzu. 3.B Espécime adaptado no microdurômetro. 3.C:Leitura dos espécimes na microscopia confocal.

6.2 DUREZA

6.2.1 Preparo dos espécimes impressos

Para cada material, 10 discos de (6mmx2mmx2mm). Para os modelos impressos foi seguido as recomendações já citadas.

6.2.2 Preparo dos espécimes de resina bisacrilica

Foi impresso um molde digital com 6 discos com diâmetros de (6mmx2mm) em positivo e a partir dele foi feito uma muralha de silicone (silicone Panasil, Ultradent) criando um molde em negativo. Para as resinas bisacrilicas a ponteira de auto mistura foi colocada no fundo do molde de silicone com movimento continuo para evitar a incorporação de bolha e adaptadas com a lamínula de vidro com pressão manual. Após todo o preparo dos espécimes, foram estabilizados com cera pegajosa no gabarito impresso para serem polidos em politriz – lixadeira de velocidade variável (Teclago, São Paulo, Brasil) de modo que garantisse uma pressão constante com lixas d'água de granulação decrescente 600,800,1200 e 2000 da marca (3M, São Paulo, Brasil). Após o polimento os espécimes foram armazenados por 7 dias em água destila na estufa a 37°C (Figura 4).

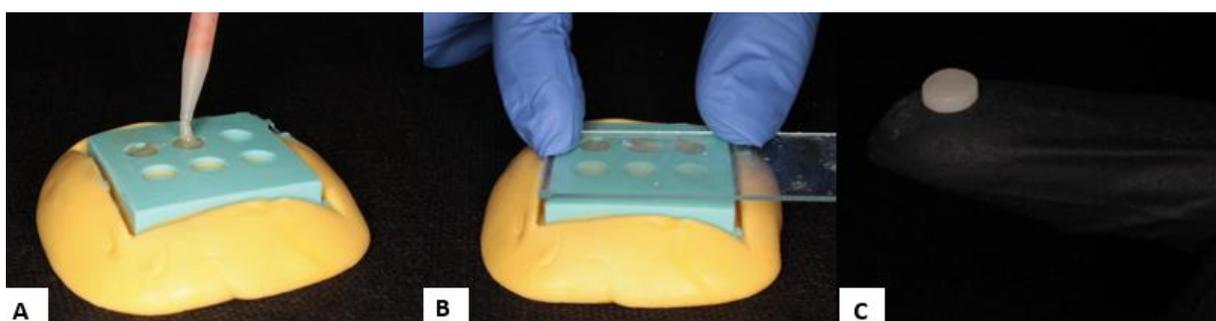


Figura 4 – Confeção dos espécimes em disco da resina bisacrilica. 4.A: Acomodação da resina bisacrilica no molde de silicone. 4 B: Acomodação da resina bisacrilica com a lamínula de vidro. 4.C: espécime confeccionado.

6.2.3 Preparo dos espécimes em resina composta

Com a mesma muralha de silicone os espécimes fabricados com a resina Z100 foram adaptados com incrementos único, adaptados com a lamina de vidro e fotopolimerizados com o aparelho poliwave Bluephase G2 (Ivoclar Vivadent, Amherst, NY, EUA), com $1200\text{mW}/\text{cm}^2$ de densidade de potência e ponteira luminosa posicionada à 1 cm da superfície por 40 segundos seguindo as recomendações do fabricante. Posterior a isso os espécimes foram armazenados na estufa por 7 dias em uma temperatura de 37°C (Figura 5).



Figura 5 - Confeção dos espécimes em disco para resina composta. 5.A: Gabarito em positivo impresso e molde em silicone em negativo. 5.B: adaptação do espécime com a resina composta Z100. 5.C: Fotopolimerização.

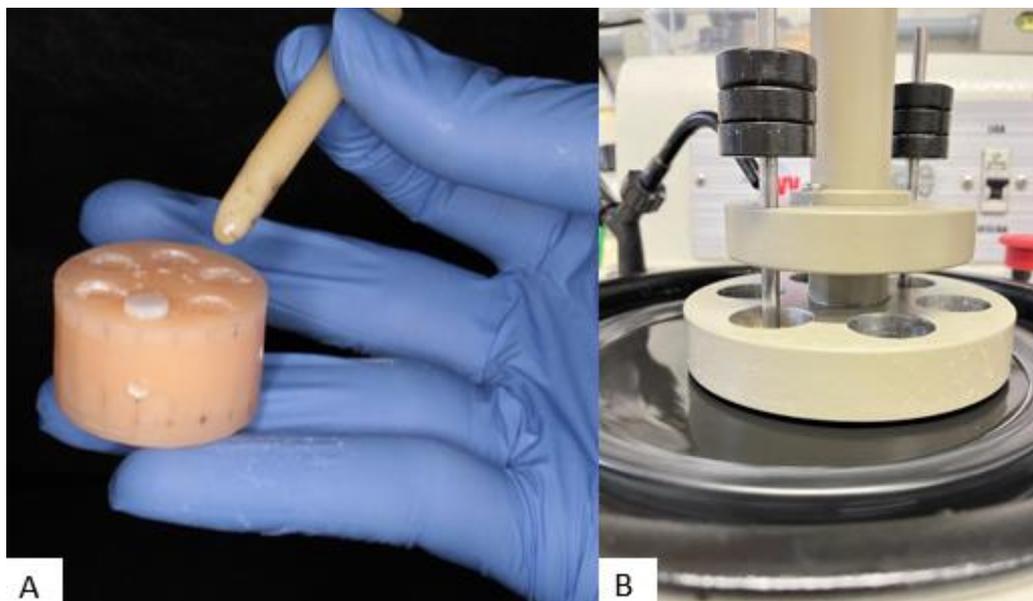


Figura 6 – Polimento 6.A: adaptação do espécime com cera pegajosa em um gabarito impresso. 6.B: colocação de dois gabaritos com pesos equivalentes para polimento padronizado dos espécimes.

6.2.4 Teste de Dureza

A avaliação da microdureza foi realizada em microdurômetro (FUTURE-TECH FM-700 DUAL Kanagawa, Japão), com aplicador tipo Vickers. Três endentações foram feitas aleatoriamente na superfície de cada espécime e 100 g de carga foram aplicados por 15 s (Norma-ASTM C1327-03). Os três valores foram calculados a média para dar uma única dureza Vickers (VHN) para cada amostra.

6.3 RUGOSIDADE SUPERFICIAL E RESISTÊNCIA À ESCOVAÇÃO SIMULADA

6.3.1 Preparo dos espécimes

Os espécimes foram preparados em forma de discos como descrito anteriormente para o teste de microdureza. Para esse teste foram confeccionados 8 espécimes por grupo. Os espécimes foram lavados e secos com papel absorvente e acoplados em gabarito impresso com fita. A superfície polida de cada amostra foi então coberta com uma fita adesiva isolante deixando o centro da amostra exposto para escovação (fita adesiva isolante preta 19mm x 10mm Scotch, 3M do Brasil, Sumaré, Brasil)

A abrasão foi realizada por uma máquina de escovação simulada MEV4-10XY (Toothbrush Simulator, Odeme, Luzerna, SC, Brasil) desenvolvida especificamente para testes de desgaste. Foram utilizadas escovas dentais de náilon macias, tamanho 35 (Johnson & Jonhson, São Paulo, Brasil) e dentifrício fluoretado 1,450 $\mu\text{g/g}$ NaF (Oral-B Pro-Health Advanced, Procter & Gamble, México City, México) diluído em solução proporção 2:1 (água destilada: dentifrício) de acordo com as normas da ISO/TR 14569-1:2007. A solução de escovação foi pesada com uma balança analítica e um agitador magnético (Fisatom, São Paulo, Brasil) (Figura 7). Foram realizados 50.000 ciclos. A solução foi trocada a cada 10.000 ciclos de execução. Uma carga vertical de 200g foi aplicada sobre as escovas durante os movimentos horizontais de 0 X 15mm e a velocidade de 2,0 hertz. (Figura 8). Após o teste de abrasão, os espécimes foram lavados, suavemente secos ao ar e armazenados em água destilados por 7 dias em uma estufa por 37°C, para posteriormente serem submetidos a análise de rugosidade superficial (R_a abrasão). Um microscópio confocal a laser (LEXT OLS 4000, Olympus, Tóquio, Japão), que obteve o R_a .

6.3.2 Análise da rugosidade de superfície

Nesse estudo foi utilizado a rugosidade Ra, que é média aritmética dos valores absolutos das ordenadas de afastamento (eixo y), dos pontos do perfil de rugosidade em relação à linha média, dentro do percurso de medição. A rugosidade de superfície (Ra, mensurada em μm) determinada por meio de um microscópio confocal a laser (LEXT OLS 4000, Olympus, Tóquio, Japão), que obteve o Ra. Foram realizadas três leituras para cada superfície de cada corpo de prova, de maneira aleatória, abrangendo toda a extensão do espécime para calcular a rugosidade média da superfície (com aumento de 20x). As alterações de rugosidade foram calculadas pela diferença nos dois momentos, calculando o Ra para cada resina seguindo as normas da ISO 4287 (48).

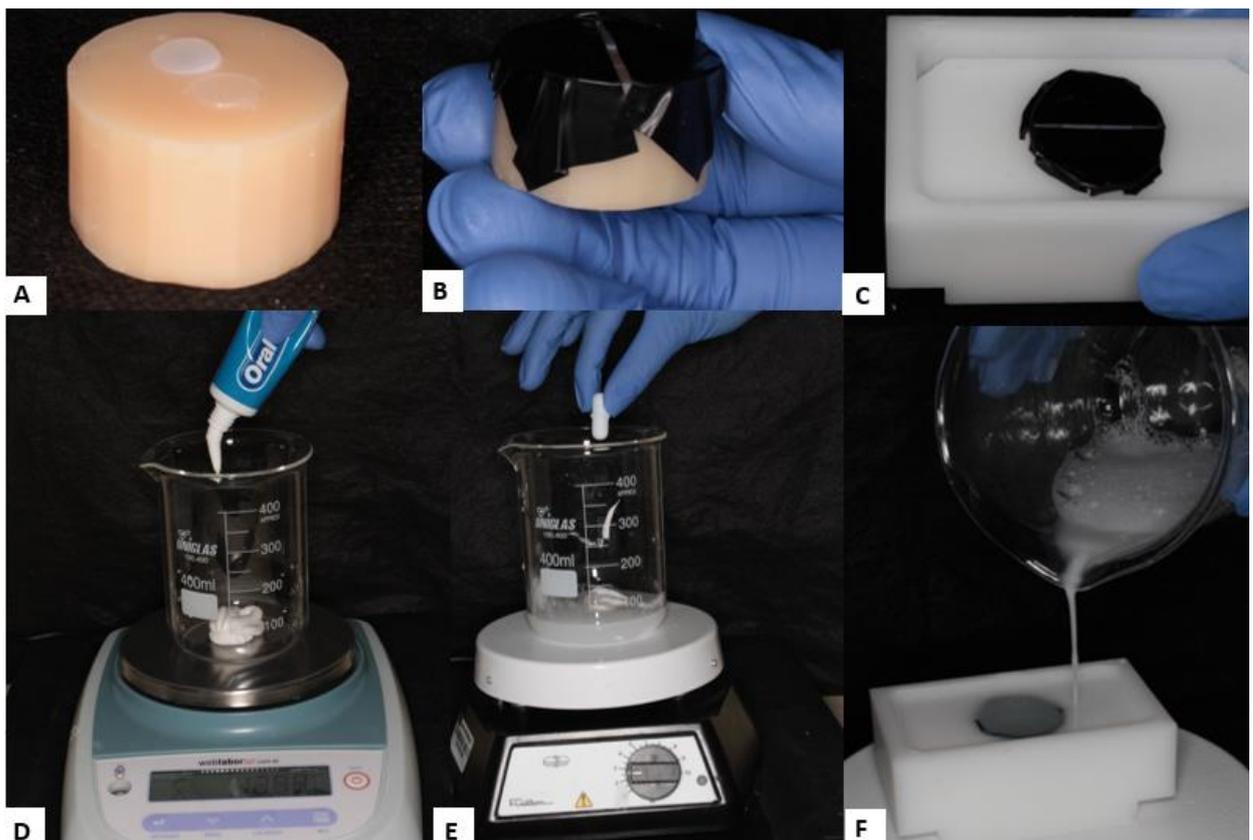


Figura 7 - Preparo da solução de escovação. 7.A: Gabarito impresso com espaço para colocação de 2 espécimes de 6x2mm. 7.B: Colocação de duas fitas de modo que o centro da amostra fique exposto para escovação. 7.C: Adaptação do espécime no suporte para escovação. 7.D: Colocação do dentífrico fluoretado e pesado em balança analítica. 7.E: Solução com água destilada e colocação do agitador magnético. 7.F: Solução de escovação sendo despejada no suporte de escovação.



Figura 8 - Espécimes adaptados para resistência a escovação

6.4 ANÁLISE ESTATÍSTICA

Os dados de resistência flexural (σ) e microdureza Vickers (HV) dos espécimes dos diferentes grupos testados apresentaram distribuição normal segundo o teste de Shapiro-Wilk. Logo, foi utilizado o teste de ANOVA a um fator para determinar a existência de diferença estatística entre os grupos e o teste post hoc de Tukey para apontar as diferenças entre os grupos, com $\alpha= 5\%$. Foi utilizado o software Jamovi versão 2.3.19.

Os dados de rugosidade superficial (R_a) dos espécimes polidos e polidos + escovados para os diferentes grupos testados não apresentaram distribuição normal segundo o teste de Shapiro-Wilk. Logo, foi utilizado o teste de Kruskal-Wallis para determinar a existência de diferença estatística entre os grupos e o teste de comparações múltiplas Dwass-Steel-Critchlow-Fligner para apontar as diferenças entre os grupos. A comparação pareada entre a R_a dos mesmos espécimes nos momentos polidos e polidos + escovados foi realizada pelo teste de Wilcoxon. Os testes foram realizados tendo como $\alpha= 5\%$. Foi utilizado o software Jamovi versão 2.3.19.

7 RESULTADOS

Os resultados dos testes de resistência flexural e dureza são apresentados na Tabela 2. Para resistência flexural o teste de ANOVA a um fator demonstrou existir diferença entre grupos ($p < 0,001$). A σ de Z100 e BC foi significativamente superior às demais resinas; LC teve σ maior que LT e BP.

Para dureza Vickers o teste de ANOVA a um fator demonstrou existir diferença entre grupos ($p < 0,001$). Os valores de dureza demonstraram que a resina Z100 foi superior às demais resinas; BC apresentou maior dureza que BP, LC e LT.

Tabela 2 - Valores (média \pm desvio-padrão) de resistência flexural (em MPa) e de microdureza Vickers (em VHN) dos cinco grupos testados.

Grupo	Resistência Flexural (MPa)	Dureza Vickers VHN
	Média \pm DP	Média \pm DP
Z100	131,1 \pm 7,7 A	109,8 \pm 8,86 A
LT	78,5 \pm 11,9 C	20,6 \pm 2,09 C
LC	97,9 \pm 10,2 B	19,5 \pm 2,27 C
BC	128,7 \pm 16,7 A	26,7 \pm 2,84 B
BP	76,3 \pm 7,2 C	19,7 \pm 3,31 C

Nota: Letras maiúsculas distintas dentro de uma mesma coluna denotam diferença estatisticamente significativa entre os grupos para um mesmo teste.

Os resultados do teste de avaliação da rugosidade superficial (R_a) nos momentos após polimento e após polimento mais escovação são apresentados na Tabela 3.

O teste de Kruskal-Wallis apontou diferença estatisticamente significativa para os valores de R_a entre os grupos para o momento polido ($p = 0,005$) e polido + escovado ($p < 0,001$). No momento polido os grupos Z100 e LC apresentaram valores medianos de R_a inferiores ao grupo LT. No momento polido + escovado o grupo LT apresentou valor mediano de R_a superior aos demais grupos. Em todos os grupos os valores medianos de R_a foram maiores no momento polido + escovado do que no momento apenas polido.

Tabela 3 - Valores de Ra (mediana, primeiro e terceiro quartis) dos cinco grupos testados nos momentos polido e polido + escovado

Grupo	Ra polido			Ra polido + escovado		
	Mediana	1Q	3Q	Mediana	1Q	3Q
Z100	0,330 Aa	0,272	0,367	0,752 Ab	0,663	0,859
LT	0,633 Ba	0,465	0,686	2,060 Bb	1,41	2,36
LC	0,42 Aa	0,372	0,443	0,628 Ab	0,522	0,654
BC	0,445 ABa	0,329	0,465	0,529 Ab	0,472	0,555
BP	0,435 ABa	0,297	0,492	0,792 Ab	0,691	0,812

Nota: Letras maiúsculas distintas dentro de uma mesma coluna denotam diferença estatisticamente significativa entre os grupos para um mesmo momento testado. Letras minúsculas distintas dentro de uma mesma linha denotam diferença estatisticamente significativa entre os momentos testados para um mesmo grupo.

8 DISCUSSÃO

Escolher materiais provisórios que apresentem maior resistência à flexão, melhor comportamento mecânico e uma maior capacidade de manutenção do polimento torna-se de extrema relevância principalmente quando esses materiais permaneceram por um tempo prolongado em boca, facilitando o planejamento e a execução da reabilitação final. Além disso, as falhas nas restaurações provisórias são uma preocupação devido aos custos e tempos adicionais, por isso escolher materiais com um bom comportamento mecânico tanto para a fase de reabilitação final quanto para a fase de provisório é de extrema relevância clínica visto esse período pode ser prolongado.

Para este estudo, a hipótese nula foi rejeitada, uma vez que os testes mecânicos demonstraram diferença estatística. O método de manufatura dos materiais impressos em 3D, são caracterizados como anisotrópicos, o que indica que suas propriedades mecânicas estão sujeitas à orientação das camadas e ao pós-processamento do material (5,24,62,63). Em suma, as propriedades mecânicas das resinas impressas podem diferir entre si (32). No entanto, vários fatores precisam ser analisados, principalmente em relação ao desempenho em longo prazo.

No presente estudo, houve uma semelhança estatística na resistência flexural de três pontos em relação à resina Z100 e à resina impressa BC, sendo esses materiais os de melhor desempenho. O estudo também apresenta uma semelhança entre a BP e a LT, que foram inferiores aos outros materiais comparados, e houve uma diferença em relação à resina bisacrílica LC, material que obteve desempenho intermediário. No entanto, é notável o avanço da resina impressa BC, que já apresenta resultados similares aos da resina composta Z100.

Respaldando os achados, os materiais impressos também apresentam carga inorgânica, mas que quando comparado a outros materiais, apresentou baixa resistência flexural (58). Os resultados desse estudo também são consistentes com de estudos anteriores que compararam materiais provisórios bisacrílicos com a resina Z100 (3).

De acordo com a literatura, não houve diferença significativa para a resistência flexural de 3 pontos em espécimes impressos em resina BP testados com tempo de pós-polimerização diferentes e a mesma angulação que neste estudo (64). Ao comparar os achados, os valores encontrados são consideravelmente próximos,

reforçando os valores inferiores de resistência flexural da resina BP (24). Quando comparados com os valores de σ encontrados na literatura para as resinas Z100 e LT, apresentaram valores equivalentes aos deste estudo, respaldando assim os achados (3).

Segundo o fabricante, uma das propriedades que a resina impressa BC possui em sua composição é a cerâmica e zircônia silanizadas, elementos que conferem qualidade superior, apresentando assim uma resistência σ comparável à resina composta Z100. Isso pode sugerir que as resinas impressas podem ser uma boa alternativa do ponto de vista mecânico (65). Tais achados corroboram também os resultados desta pesquisa com os resultados da pesquisa de Castro (45), que avaliou a resistência flexural de três pontos para a resina impressa BP com a mesma angulação de impressão, apresentando resultados similares aos deste estudo. Nesse artigo, também foi analisado que os valores da resina BP não variaram quanto à resistência flexural após 1 ano de avaliação. Notavelmente, os diversos valores apresentados pelos materiais testados estão intimamente relacionados à sua composição, em parte associados ao processo de obtenção das amostras (66,67).

As propriedades dos materiais restauradores são altamente influenciadas pelo tipo, tamanho e quantidade de partículas de carga. Os compósitos nanoparticulados e nanohíbridos são considerados de maior desenvolvimento em termos de conteúdo de carga e o tipo de carga também está associado a propriedades mecânicas e resistência ao desgaste (67). Estudos apresentados por Osman apresentam também que as propriedades mecânicas dos materiais podem influenciar a integridade das restaurações provisórias quando expostas a cargas funcionais (42).

Para a avaliação da VHN, a resina composta (Z100) apresentou um resultado superior em relação aos demais grupos. No entanto, ao analisarmos os resultados da resina impressa BC, verificamos que ela obteve um comportamento de dureza superior em relação aos grupos de resinas bisacrílicas (LC e LT), que obtiveram resultados de dureza semelhantes, comparáveis aos resultados do grupo de resinas impressas BP.

A literatura já aponta que coroas provisórias feitas por impressão 3D apresentam maior microdureza do que provisórias fabricados por métodos convencionais com PMMA (58). A dureza foi avaliada pela capacidade da ponta de diamante penetrar nos diferentes substratos. Portanto, quanto menor for a indentação que o diamante causar, mais duro será o material.

Em estudos anteriores, os valores de microdureza Vickers para a resina Z100 apresentaram resultados inferiores aos encontrados nesta pesquisa (68). Quanto à resina impressa, os resultados deste estudo estão em conformidade com outras pesquisas que compararam os achados de microdureza Vickers em resinas bisacrílicas e em determinadas resinas impressas, mesmo quando utilizaram materiais de fabricantes diferentes e impressoras (33,65).

Alguns autores caracterizaram propriedades mecânicas e biológicas de três resinas para impressão 3D utilizadas para restaurações temporárias e afirmam que podem ser utilizadas na rotina clínica, entretanto apresentam limite na longevidade (69). Ademais, Kessler e seus colaboradores em seu artigo relatam que a quantidade baixa de partículas de carga inorgânica nas resinas para impressão é um dos fatores que qualifica esse material como temporário (70). Outro quesito a ser considerado é o método de pós-cura que tem papel mandatório no desempenho clínico satisfatório dos materiais impressos. Idealmente, devem seguir as recomendações do fabricante de cada material (23).

Outro fator que deve ser levado em consideração é o tipo de impressora, pois a avaliação desses testes mecânicos foi elaborada com a impressora LCD. Na literatura, já há comparações entre diferentes tipos de tecnologias de impressão para restaurações temporárias, observando diferenças entre a impressão DLP e LCD em restaurações provisórias, com a impressão DLP apresentando um menor grau de erro (71). No entanto, em outros estudos, foi constatado que as impressoras 3D LCD de nível básico não afetam os resultados clínicos (72). É importante salientar que as resinas deste estudo, segundo o fabricante, funcionam tanto para LCD quanto para DLP.

Outra análise desta pesquisa foi a rugosidade superficial. O grupo bisacrílico LT apresentou uma rugosidade superior nos espécimes polidos e polidos + escovados em relação às demais resinas, excedendo os valores considerados clinicamente aceitáveis. As resinas impressas, embora tenham apresentado um aumento na rugosidade superficial com a escovação, tiveram um aumento bastante sutil, especialmente no caso da resina BC, que demonstrou a capacidade de manter sua lisura superficial mesmo após a escovação.

Conforme os resultados do presente estudo, em uma revisão sistemática recente, foram analisadas diferentes propriedades mecânicas de materiais provisórios impressos em 3D. As restaurações provisórias impressas em 3D mostraram maior

dureza, superfícies mais lisas, menor perda de volume de desgaste e maior resistência ao desgaste em comparação com aquelas fresadas ou fabricadas de maneira convencional com PMMA (73).

A rugosidade da superfície em uma restauração dentária promove a adesão de bactérias e o acúmulo de placa (74,75). Além disso, a maioria dos estudos em relação ao efeito do tempo de pós-cura, os resultados não revelaram alteração na rugosidade da superfície à medida que variou a angulação do espécime e a análise de escovação manteve equivalente no estudo de Al-Dulaijan YA e de Castro após 10000 ciclos de desafio abrasivo (76,77). Porém, para simular a abrasão na superfície das amostras e avaliar o desgaste, foram realizados 50.000 ciclos em máquina de escovação, o que corresponde a aproximadamente cinco anos (67,78).

Ademais, após 50.000 ciclos de escovação todos os materiais testados incluindo o controle apresentaram alteração de volume. Clinicamente esse aspecto analisado indicaria a necessidade de um repolimento quando esses materiais são usados por um tempo clínico maior. Entretanto, para as resinas impressas com partícula de carga cerâmica a lisura superficial manteve constante resultado encontrado no artigo de Castro (77).

A avaliação desses provisórios em um tempo maior é importante pois, esses materiais precisam ficar mais tempo em boca em situações como aumento de dimensão vertical de oclusão e reabilitações com implantodontia onde o manejo tecidual com provisórios são extremamente importantes (79).

É importante, no entanto, afirmar que o desempenho mecânico dos materiais dentários impressos em 3D deve ser minuciosamente avaliado em relação à carga anisotrópica, uma vez que uma coroa ou estrutura relacionada não enfrentará tensões estritamente uniaxiais. Essa consideração é uma limitação significativa deste estudo, e deve ser cuidadosamente abordada em trabalhos futuros. Os espécimes analisados, que assumiram a forma de barras testadas, diferem das configurações de próteses reais, e a ausência de condições bucais e as tensões mecânicas da escovação artificial experimental não conseguiram simular vários aspectos do ambiente real, incluindo as variações no pH oral e a força da mastigação.

É importante destacar, que a disparidades nos procedimentos de fabricação, incluindo impressora, material, parâmetros de suporte e procedimentos de pós-processamento, dificultam a comparação dos estudos.

9 CONCLUSÃO

Apesar das diferenças mecânicas entre os materiais avaliados, os resultados sugerem que as resinas provisórias impressas em 3D apresentam notáveis progressos, sendo até mesmo comparáveis as propriedades mecânicas com resinas convencionais, porém mais estudos são necessários para entender o comportamento desses materiais a longo prazo e o reflexo dessas propriedades na realidade clínica.

REFERÊNCIAS

1. Gurel G, Morimoto S, Calamita MA, Coachman C, Sesma N. Clinical performance of porcelain laminate veneers: outcomes of the aesthetic pre-evaluative temporary (APT) technique. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2012;32(6):625–35.
2. Revilla-León M, Sadeghpour M, Özcan M. A Review of the Applications of Additive Manufacturing Technologies Used to Fabricate Metals in Implant Dentistry. *J Prosthodont*. 2020;29(7):579-93.
3. Takamizawa T, Barkmeier WW, Tsujimoto A, Scheidel D, Erickson RL, Latta MA, et al. Mechanical Properties and Simulated Wear of Provisional Resin Materials. *Oper Dent*. 2015;40(6):603-13. doi: 10.2341/14-132-L.1
4. Lee J, Clark SR, Tantbirojn D, Koriath TVP, Hill AE, Versluis A. Strength and stiffness of interim materials and interim fixed dental prostheses when tested at different loading rates. *J Prosthet Dent*. 2020;127(1):161–7.
5. Revilla-León M, Ozcan M. Additive manufacturing technologies used for processing polymers: current status and potential application in prosthetic dentistry. *J Prosthodont* 2019;28(2):146-58. doi: 10.1111/jopr.12801
6. Padunglappisit C, Posaya-Anuwat S, Sompoch V, Piyawiwattanakoon P, Panpisut P. Effects of Different Amine Activators on the Monomer Conversion, Biaxial Flexural Strength, and Color Stability of Experimental Provisional Dental Restorations. *Eur J Dent*. 2021;15(3):488-94. doi: 10.1055/s-0040-1721908.
7. Schwantz JK, Oliveira-Ogliari A, Meereis CT, Leal FB, Ogliari FA, Moraes RR. Characterization of bis-acryl composite resins for provisional restorations. *Braz Dent J*. 2017;28(3):354–61.
8. Scotti CK, Velo MMAC, Rizzante FAP, Nascimento TRL, Mondelli RFL, Bombonatti JFS. Physical and surface properties of a 3D-printed composite resin for a digital workflow. *J Prosthet Dent*. 2020;124(5):614.e1-614.e5.
9. Nejatidanesh F, Momeni G, Savabi O. Flexural strength of interim resin materials for fixed prosthodontics. *J Prosthodont*. 2009;18(6):507-11.

10. Abdulmohsen B, Parker S, Braden M, Patel MP. A study to investigate and compare the physicomaterial properties of experimental and commercial temporary crown and bridge materials. *Dent Mater.* 2016;32(2):200-10.
11. Singh A, Garg S. Comparative evaluation of flexural strength of provisional crown and bridge materials-an in vitro study. *J Clin Diagn Res.* 2016;10(8):ZC72-7.
12. Sapuan SM, Nukman Y, Osman NA, Ilyas RA. *Composites in biomedical applications.* Boca Raton, FL: CRC Press, Taylor & Francis Group; 2020.
13. 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.
14. Fonseca AS, Moreira ADL, Albuquerque PPAC, Menezes LR, Pfeifer CS, Schneider LFJ. Effect of monomer type on the CC degree of conversion, water sorption and solubility, and color stability of model dental composites. *Dent Mater.* 2017;33(4):394-401. doi: 10.1016/j.dental.2017.01.010
15. 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(8):1251–8.
16. Coutinho CA, Hegde D, Sanjeevan V, Coutinho IF, Priya A. Comparative evaluation of color stability of three commercially available provisional restorative materials: An in vitro study. *J Indian Prosthodont Soc.* 2021;21(2):161-166.
17. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res.* 2011;90(4):402-16.
18. Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dent Mater.* 2011; 27(1):29-38.
19. Neumann MG, Miranda Jr WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 2005;33(6):525–32.

20. Sulaiman TA, Suliman AA, Mohamed EA, Rodgers B, Altak A, Johnston WM. Mechanical Properties of Bisacryl-, Composite-, and Ceramic-resin Restorative Materials. *Oper Dent*. 2022;47(1):97-106.
21. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng*. 2017;2017:8427595.
22. Galhano GAP, Pellizzer EP, Mazaro JVQ. Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg*. 2012;23(6):e575-9.
23. Reymus M, Fabritius R, Kebler A, Hickel R, Edelhoff D, Stawarczyk B. Fracture load of 3D-printed fixed dental prostheses compared with milled and conventionally fabricated ones: The impact of resin material, build direction, post-curing, and artificial aging—An in vitro study. *Clin Oral Investig*. 2020;24(2):701-10.
24. 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;34(2):192-200.
25. Moon W, Kim S, Lim BS, Park YS, Kim RJY, Chung SH. Dimensional Accuracy Evaluation of Temporary Dental Restorations with Different 3D Printing Systems. *Materials (Basel)*. 2021;14(6):1487.
26. Winder J, Bibb R. Medcial rapid prototyping technologies: state of the art and current limitations for applications in oral and maxillofacial surgery. *J Oral Maxillofac Surg*. 2005;63(7):1006–15. doi: 10.1016/j.joms.2005.03.016
27. Tian Y, Chun C, Xu X, Wang J, Hou X, Li K, et al. A Review of 3D Printing in Dentistry: Technologies, Affecting Factors, and Applications. *Scanning*. 2021; 7;2021:9950131. doi: 10.1155/2021/9950131
28. Dawood, A, Marti, B, Sauret-Jackson, V, Darwood A. 3D printing in dentistry. *Br Dent J* 2015;219:521–29.
29. Balletti, C, Ballarin M, Guerra F. 3D printing: State of the art and future perspectives. *J Cult Herit*. 2017;26:172-82. <https://doi.org/10.1016/j.culher.2017.02.010>

30. Ryu JE, Kim YL, Kong HJ, Chang HS, Jung JH. Marginal and internal fit of 3D printed provisional crowns according to build directions. *J Adv Prosthodont.* 2020;12(4):225-32. doi: 10.4047/jap.2020.12.4.225
31. Zhang Zc, Li PL, Chu, FT, Shen G. Influence of the three-dimensional printing technique and printing layer thickness on model accuracy. *J Orofac Orthop.* 2019;80(4):94–204. doi: 10.1007/s00056-019-00180-y
32. Park GS, Kim SK, Heo SJ, Koak JY, Seo DG. Effects of printing parameters on the fit of implant-supported 3D printing resin prosthetics. *Materials (Basel).* 2019;12(16):2533.
33. Tsolakis IA, Papaioannou W, Papadopoulou E, Dalampira M, Tsolakis AI. Comparison in Terms of Accuracy between DLP and LCD Printing Technology for Dental Model Printing. *Dent J. (Basel);*2022;10(10):181.
34. International Organization for Standardization. ISO 4049:2019. Dentistry - Polymer-based restorative materials. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization; 2019.
35. Nulty A. A comparison of trueness and precision of 12 3D printers used in dentistry. *BDJ Open.* 2022;8(1):14.
36. Nam NE, Shin SH, Lim JH, Shim JS, Kim JE. Effects of Artificial Tooth Brushing and Hydrothermal Aging on the Mechanical Properties and Color Stability of Dental 3D Printed and CAD/CAM Materials. *Materials (Basel).* 2021;14(20):6207.
37. Abduo J, Lyons K, Bennamoun M. Trends in computer-aided manufacturing in prosthodontics: a review of the available streams. *Int J Dent.* 2014;2014:783948.
38. Alharbi N, Alharbi S, Cuijpers VMJI, Osman RB, Wismeijer D. Three-dimensional evaluation of marginal and internal fit of 3D-printed interim restorations fabricated on different finish line designs. *J Prosthodont Res.* 2018;62(2):218-26.
39. Jang Y, Sim JY, Park JK, Kim WC, Kim HY, Kim JH. Evaluation of the marginal and internal fit of a single crown fabricated based on a three-dimensional printed model. *J Adv Prosthodont.* 2018;10(5):367-373.

40. Revilla-León M, Morillo JA, Att W, Özcan M. Chemical Composition, Knoop Hardness, Surface Roughness, and Adhesion Aspects of Additively Manufactured Dental Interim Materials. *J Prosthodont.* 2021;30(8):698-705.
41. Rubayo DD, Phasuk K, Vickery JM, Morton D, Lin WS. Influences of build angle on the accuracy, printing time, and material consumption of additively manufactured surgical templates. *J Prosthet Dent.* 2021;126(5):658–63.
42. Osman R, 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;30(2):182–8.
43. Unkovskiy A, Bui PHB, Schille C, Geis-Gerstorfer J, Huettig F, Spintzyk S. Objects build orientation, positioning, and curing influence dimensional accuracy and flexural properties of stereolithographically printed resin. *Dent Mater.* 2018;34(12):e324–33.
44. McCarty MC, Chen SJ, English JD, Kasper F. Effect of print orientation and duration of ultraviolet curing on the dimensional accuracy of a 3-dimensionally printed orthodontic clear aligner design. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2020;158(6):889–97.
45. Castro EF, Nima G, Rueggeberg FA, Giannini M. Effect of build orientation in accuracy, flexural modulus, flexural strength, and microhardness of 3D-Printed resins for provisional restorations. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2022;136:105479.
46. Brackett MG, Brackett WW, Browning WD, Rueggeberg FA. The effect of light curing source on the residual yellowing of resin composites. *Oper Dent.* 2007;32(5):443-50.
47. Thomé T, Erhardt MCG, Leme AA, Bakri IA, Bedran-Russo AK, Bertassoni LE. Emerging polymers in dentistry. In: Puoci F, editor. *Advanced Polymers in Medicine.* Springer: New York; 2015. p. 265-96.
48. International Organization for Standardization. ISO 4287:1997. Geometrical Product Specifications (GPS)—Surface Texture: Profile Method—Terms, Definitions and Surface Texture Parameters; International Organization for Standardization: Geneva: Switzerland; 1997.

49. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dent Mater*. 2017;33(8):880-94.
50. Prpic V, Slacanin I, Schauerl Z, Catic A, Dulcic N, Cimic S. A study of the flexural strength and surface hardness of different materials and technologies for occlusal device fabrication. *J Prosthet Dent*. 2019;121(6):955-9.
51. Whitehead SA, Shearer AC, Watts DC, Wilson NH. Comparison of two stylus methods for measuring surface texture. *Dent Mater*. 1999;15(2):79-86.
52. Field J, Waterhouse P, German M. Quantifying and qualifying surface changes on dental hard tissues in vitro. *J Dent*. 2010;38(3):182-90.
53. Paepegaey AM, Barker ML, Bartlett DW, Mistry M, West NX, Hellin N, et al. Measuring enamel erosion: a comparative study of contact profilometry, non-contact profilometry and confocal laser scanning microscopy. *Dent Mater*. 2013;29(12):1265-72.
54. Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater*. 2006 Aug;22(8):693-701.
55. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J*. 2004;196(1):42-5.
56. Tabor D. The hardness of solids. *Rev Phys Technol* 1970;1:145–79.
57. Rosalem, CGC, Frazão MCA, Lago ADN, Fireoozmand LM, Costa JF. Ensaio de dureza aplicados em odontologia: revisão bibliográfica. *Rev Pesq Saúde*. 2014;15(3): 368-72.
58. Digholkar S, Madhav VNV, Palaskar J. Evaluation of the flexural strength and microhardness of provisional crown and bridge materials fabricated by different methods. *J Indian Prosthodont Soc*. 2016;16(4):328-34.
59. Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Vargas MA. Flexural strength of provisional crown and fixed partial denture resins. *J Prosthet Dent*. 2002;87(2):225-8.

60. Dauvillier BS, Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Visco-elastic parameters of dental restorative materials during setting. *J Dent Res.* 2000;79(3):818-23.

61. Rodrigues Jr SA, Ferracane JL, Della Bona A. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. *Dent Mater.* 2008;24(3):426-31. doi: 10.1016/j.dental.2007.05.013

62. Alshamrani AA, Raju R, Ellakwa A. Effect of Printing Layer Thickness and Postprinting Conditions on the Flexural Strength and Hardness of a 3D-Printed Resin. *Biomed Res Int.* 2022;2022:8353137.

63. 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;124(4):468-75.

64. Soto-Montero J, 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;38(8):1271–82. doi: 10.1016/j.dental.2022.06.023

65. Simoneti DM, Pereira-Cenci T, Santos MBF. Comparison of material properties and biofilm formation in interim single crowns obtained by 3D printing and conventional methods. *J Prosthet Dent.* 2022;127(1):168–72.

66. Kim KH, Park JH, Imai Y, Kishi T. Microfracture mechanisms of dental resin composites containing spherically-shaped filler particles. *J Dent Res.* 1994;73(2):499-504. doi: 10.1177/00220345940730020301

67. Mondelli RFL, Garrido LMA, Soares AF, Rodriguez-Medina AD, Mondelli J, Lucena FS, Furuse AY. Effect of simulated brushing on surface roughness and wear of bis-acryl-based materials submitted to different polishing protocols. *J Clin Exp Dent.* 2022;14(2):e168-e76.

68. Hatanaka GR, Abi-Rached FO, Almeida-Júnior AA, Cruz CA. Effect of carbamide peroxide bleaching gel on composite resin flexural strength and microhardness. *Braz Dent J.* 2013;24(3):263-6. doi: 10.1590/0103-6440201302155

69. Atria PJ, Bordin D, Marti F, Nayak VV, Conejo J, Jalkh EB, et al. 3D-printed resins for provisional dental restorations: Comparison of mechanical and biological properties. *J Esthet Restor Dent.* 2022;34(5):804-15.

70. Kessler A, Reymus M, Hickey R, Kunzelmann KH. Three-body wear of 3D printed temporary materials. *Dent Mater.* 2019;35(12):1805-12.
71. Grande F, Tesini F, Pozzan MC, Zamperoli EM, Carossa M, Catapano S. Comparison of the Accuracy between Denture Bases Produced by Subtractive and Additive Manufacturing Methods: a Pilot Study. *Prosthesis.* 2022; 4:151-59.
72. Lo Giudice A, Ronsivalle V, Rustico L, Aboulazm K, Isola G, Palazzo G. Evaluation of the accuracy of orthodontic models prototyped with entry-level LCD-based 3D printers: a study using surface-based superimposition and deviation analysis. *Clin. Oral Investig.* 2022;26(1):303–12.
73. Alzahrani SJ, Hajjaj MS, Azhari AA, Ahmed WM, Yeslam HE, Carvalho RM. Mechanical Properties of Three-Dimensional Printed Provisional Resin Materials for Crown and Fixed Dental Prosthesis: a Systematic Review. *Bioengineering (Basel).* 2023;10(6):663.
74. Barkmeier WW, Erickson RL, Latta MA, Wilwerding TM. Wear rates of resin composites. *Oper Dent.* 2013;38(2):226–33.
75. Lim K, Yap AU, Agarwalla SV, Tan KBC, Rosa V. Reliability, failure probability, and strength of resin-based materials for CAD/CAM restorations. *J Appl Oral Sci.* 2016;24(5):447-452.
76. Alzahrani SJ, Hajjaj MS, Azhari AA, Ahmed WM, Yeslam HE, Carvalho RM. Mechanical Properties of Three-Dimensional Printed Provisional Resin Materials for Crown and Fixed Dental Prosthesis: a Systematic Review. *Bioengineering (Basel).* 2023;10(6):663.
77. Castro EF, Nima G, Rueggeberg FA, Araújo-Neto VG, Faraoni JJ, Palma-Dibb RG, et al. Effect of build orientation in gloss, roughness and color of 3D-printed resins for provisional indirect restorations. *Dent Mater.* 2023;39(7):e1-e11. doi: 10.1016/j.dental.2023.05.002
78. Abualsaud R, Abussaud M, Assudmi Y, Aljoaib G, Khaled A, Alalawi H, Akhtar S, Matin A, Gad MM. Physiomechanical and Surface Characteristics of 3D-Printed Zirconia: An In Vitro Study. *Materials (Basel).* 2022;15(19):6988. doi: 10.3390/ma15196988

79. Hensel F, Koenig A, Doerfler HM, Fuchs F, Rosentritt M, Hahnel S. CAD/CAM Resin-Based Composites for Use in Long-Term Temporary Fixed Dental Prostheses. *Polymers (Basel)*. 2021;13(20):3469. doi: 10.3390/polym13203469

PRESS RELEASE

Restaurações provisórias são empregadas com o propósito de prevenir eventuais danos durante o intervalo que decorre entre a preparação dentária e a colocação da restauração definitiva. Além de conferirem valor de proteção e funcionalidade, as restaurações provisórias têm utilidade diagnóstica, uma vez que possibilitam o desenvolvimento de parâmetros oclusais e estéticos ideais no tratamento, antes da realização do resultado final. Portanto, evitar falhas mecânicas nessa etapa, é uma preocupação tanto para o cirurgião dentista quanto para o paciente devido aos custos e ao tempo adicional associado a essas complicações.

Com a expansão da odontologia digital e o advento de diversas impressoras 3D, além da ampliação das resinas impressas na odontologia, no entanto, a literatura não é clara sobre materiais impressos para uso em restaurações provisórias. Torna de suma importância determinar se as novas resinas impressas em 3D possuem propriedades que estejam na mesma faixa dos produtos comerciais atualmente usados com sucesso. Os resultados desse estudo variaram entre os grupos testados, apresentando bom desempenho laboratorial para as resinas impressas, principalmente das resinas Bio Crown quando comparado as resinas bisacrílicas, porém a uma necessidade de mais estudos na área.