

UNIVERSIDADE FEDERAL DE JUIZ DE FORA
CAMPUS GOVERNADOR VALADARES
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS APLICADAS À SAÚDE

Maria Luiza Campos Galarza

**Comparação das Propriedades Mecânicas e Superficiais de Diferentes Resinas
Acrílicas Utilizadas Para a Confeção de Placas Estabilizadoras**

Governador Valadares

2026

Maria Luiza Campos Galarza

**Comparação das Propriedades Mecânicas e Superficiais de Diferentes Resinas
Acrílicas Utilizadas para a Confecção de Placas Estabilizadoras**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde, da Universidade Federal de Juiz de Fora, Campus Governador Valadares, como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde, área de concentração Biociências.

Orientador(a): Prof. Dr. Jean Soares Miranda

Governador Valadares

2026

Galarza, Maria Luiza Campos.

Comparação das Propriedades Mecânicas e Superficiais de
Diferentes Resinas Acrílicas Utilizadas para a Confecção de Placas
Estabilizadoras / Maria Luiza Campos Galarza. -- 2026.
35 p. : il.

Orientador: Jean Soares Miranda

Dissertação (mestrado acadêmico) - Universidade Federal de Juiz
de Fora, Campus Avançado de Governador Valadares, Instituto de
Ciências da Vida - ICV. Programa de Pós-Graduação em
Odontologia, 2026.

1. Resinas acrílicas. 2. Placa dentária. 3. Resistência á flexão. 4.
Dureza. 5. Propriedades de superfície. I. Miranda, Jean Soares,
orient. II. Título.

Maria Luiza Campos Galarza

Comparação das propriedades mecânicas e superficiais de diferentes resinas acrílicas utilizadas para a confecção de placas estabilizadoras

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde da Universidade Federal de Juiz de Fora como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências Aplicadas à Saúde. Área de concentração: Biociências.

Aprovada em 03 de junho de 2026.

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Jean Soares Miranda - Orientador

Universidade Federal de Juiz de Fora

Prof. Dr. Leonardo Custódio de Lima

Universidade Federal de Juiz de Fora

Profa. Dra. Thais Cachutê Paradella

Instituto de Ciências e Tecnologia (ICT) - UNESP

Juiz de Fora, 05/05/2026.



Documento assinado eletronicamente por **Jean Soares Miranda, Servidor(a)**, em 03/06/2026, às 10:29, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Leonardo Custódio de Lima, Servidor(a)**, em 03/06/2026, às 10:30, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).



Documento assinado eletronicamente por **Thais Cachutê Paradella, Usuário Externo**, em 03/06/2026, às 14:05, conforme horário oficial de Brasília, com fundamento no § 3º do art. 4º do [Decreto nº 10.543, de 13 de novembro de 2020](#).

Dedico este trabalho ao meu filho Rafael, razão da minha vida e minha força diária.

AGRADECIMENTOS

A Deus, primeiramente, por me conceder vida, força e sabedoria ao longo de toda essa caminhada, guiando meus passos mesmo nos momentos mais desafiadores.

À Nossa Senhora, por sua intercessão e proteção constantes, trazendo conforto, fé e serenidade nos momentos em que mais precisei.

Ao meu orientador, Jean, minha profunda gratidão pelo apoio, compreensão e confiança ao longo deste percurso. Sua sensibilidade e acolhimento foram essenciais, especialmente durante a gestação e o puerpério, períodos tão intensos e transformadores. Obrigada por acreditar em mim, respeitar meu tempo e tornar possível a continuidade deste trabalho com humanidade e empatia.

À Universidade Federal de Juiz de Fora, campus Governador Valadares, pela oportunidade de formação acadêmica e pelo suporte institucional ao longo desta trajetória. Ter uma universidade pública federal na minha cidade foi fundamental para que eu pudesse ingressar no ensino superior, formar, e continuar na área da pesquisa.

Ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Aplicadas à Saúde, pela qualidade do ensino, incentivo à pesquisa e por proporcionar um ambiente científico enriquecedor, fundamental para o desenvolvimento deste trabalho. Por se tratar de um programa interdisciplinar, pude conviver com excelentes profissionais de diferentes áreas e aprender um pouco com cada um.

Ao Instituto de Ciência e Tecnologia da UNESP, cuja infraestrutura e apoio foram fundamentais para a realização deste estudo. Agradeço, de forma especial, ao professor Tarcisio José de Arruda Paes Junior e à técnica do laboratório Thais Cachuté Paradela, pelo suporte essencial durante a execução dos testes experimentais. Sem a colaboração, disponibilidade e conhecimento compartilhado não seria possível a obtenção dos resultados apresentados neste trabalho.

Ao meu filho Rafael, por ser minha maior motivação e a razão de toda a minha força. Mesmo tão pequeno, foi ele quem me impulsionou a seguir em frente e concluir esta etapa tão importante da minha vida.

Ao meu esposo João e à minha família, por toda paciência e ajuda.

Por fim, levo comigo a certeza de que cada desafio enfrentado tornou esta conquista ainda mais significativa. Todo esforço valeu a pena.

“É justo que muito custe aquilo que muito vale.”
(Santa Teresa D’Ávila)

RESUMO

Introdução: Atualmente, diferentes tipos de resinas acrílicas têm sido utilizados na confecção de placas estabilizadoras. Essas resinas podem ser processadas por distintas técnicas de manufatura, o que pode resultar em diferenças em suas propriedades físico-mecânicas. **Objetivo:** Comparar a rugosidade superficial, a dureza, a resistência à flexão e os padrões de falha de diferentes resinas acrílicas utilizadas na confecção de placas estabilizadoras, processadas por distintas técnicas de manufatura: resinas acrílicas ativadas quimicamente (RAAQ), ativadas termicamente (RAAT), impressas (RI) e fresadas (RF). **Métodos:** Foram confeccionadas 15 amostras em formato de barra (65 × 10 × 2,5 mm; ISO 20795-1) para cada grupo experimental. As amostras dos grupos RAAT (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.) e RAAQ (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.) foram obtidas a partir de moldes em mufla, respeitando seus respectivos protocolos convencionais de polimerização. Para os grupos RF (SmileFind Dental) e RI (Smart Print), os espécimes foram inicialmente desenhados em formato STL por meio de tecnologia CAD, utilizando os softwares MillBox 2023 (CIMsystem, Itália) e CHITUBOX Dental versão 1.2 (CBD-Tech/Chitu Systems, China), respectivamente, sendo posteriormente manufaturados de acordo com a tecnologia CAM correspondente a cada grupo. Após a confecção, todas as amostras foram submetidas ao polimento com lixas de carbeto de silício de granulações 600, 1200 e 2000 em polidora mecânica, seguido de limpeza em álcool isopropílico em banho ultrassônico por 5 minutos e armazenamento em água destilada a 37 °C por 48 horas. A rugosidade superficial (Ra) foi avaliada por meio de rugosímetro de contato (0,25 mm; 0,5 mm/s; n=15), a resistência à flexão por ensaio de flexão em três pontos (100 kgf; 5 mm/min; n=12), e a dureza Knoop por microdurômetro (n=3; três indentações por amostra, espaçadas em 16 mm; 10 s; 50 g). A análise dos padrões de falha foi realizada em estereomicroscópio com aumento de 12×. Os dados quantitativos foram submetidos à análise de variância de um fator (ANOVA), seguida pelo teste de Tukey ($\alpha=0,05$). **Resultados:** A resina impressa apresentou significativa menor rugosidade (RAAQ: $0,17 \pm 0,06 \mu\text{m}$; RAAT: $0,14 \pm 0,06 \mu\text{m}$; RF: $0,14 \pm 0,08 \mu\text{m}$; RI: $0,11 \pm 0,03 \mu\text{m}$; $p = 0,006$); e maior resistência (RAAQ: $125,10 \pm 19,20 \text{ MPa}$; RAAT: $126,43 \pm 21,41 \text{ MPa}$; RF: $150,58 \pm 16,73 \text{ MPa}$; RI: $161,84 \pm 13,89 \text{ MPa}$; $p < 0,001$) do que os demais grupos, nos quais essas propriedades não diferiram estatisticamente entre si. Já a dureza foi significativamente superior para a resina termopolimerizável (RAAQ: $15,47 \pm 1,04 \text{ HK}$; RAAT: $18,62 \pm 2,03 \text{ HK}$; RF: $18,50$

$\pm 1,60$ HK; RI: $17,62 \pm 0,73$ HK; $p < 0,001$) quando comparado aos demais grupos que também não diferiram entre si. A análise dos padrões de falha demonstrou que todas as fraturas, independentemente do grupo, tiveram origem na região submetida à tração, entretanto, o grupo RI apresentou um padrão de fratura mais demarcado e delimitado em comparação aos demais grupos. **Conclusão:** Conclui-se que a escolha do material e da técnica de processamento exerce impacto direto na qualidade final das placas estabilizadoras, sendo as resinas fresadas potencialmente mais indicadas quando se busca melhor desempenho mecânico e superficial.

Palavras-chave: Resinas acrílicas. Placa dentária. Resistência à flexão. Rugosidade de superfície. Dureza.

ABSTRACT

Introduction: Currently, different types of acrylic resins have been used for the fabrication of occlusal splints. These resins may be processed using different manufacturing techniques, which may result in differences in their physicomechanical properties. **Objective:** To compare the surface roughness, hardness, flexural strength, and failure patterns of different acrylic resins used for the fabrication of occlusal splints processed by distinct manufacturing techniques: chemically activated acrylic resin (CAAR), heat-activated acrylic resin (HAAR), 3D-printed resin (PR), and milled resin (MR). **Methods:** Fifteen bar-shaped specimens ($65 \times 10 \times 2.5$ mm; ISO 20795-1) were fabricated for each experimental group. Specimens from the HAAR (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.) and CAAR (Artigos Odontológicos Clássico Ltda.) groups were produced using flask molds according to their respective conventional polymerization protocols. For the MR (SmileFind Dental) and PR (Smart Print) groups, the specimens were initially designed as STL files using CAD technology with MillBox 2023 (CIMsystem, Italy) and CHITUBOX Dental version 1.2 (CBD-Tech/Chitu Systems, China), respectively, and subsequently manufactured according to the corresponding CAM technology for each group. After fabrication, all specimens were polished with 600-, 1200-, and 2000-grit silicon carbide abrasive papers using a mechanical polishing machine, followed by ultrasonic cleaning in isopropyl alcohol for 5 minutes and storage in distilled water at 37 °C for 48 hours. Surface roughness (Ra) was measured using a contact profilometer (0.25 mm cutoff; 0.5 mm/s; $n = 15$), flexural strength was determined by a three-point bending test (100 kgf; 5 mm/min; $n = 12$), and Knoop hardness was evaluated using a microhardness tester ($n = 3$; three indentations per specimen spaced 16 mm apart; 10 s; 50 g). Failure patterns were analyzed using a stereomicroscope at 12× magnification. Quantitative data were analyzed by one-way analysis of variance (ANOVA) followed by Tukey's post hoc test ($\alpha = 0.05$). **Results:** The printed resin exhibited significantly lower surface roughness (CAAR: 0.17 ± 0.06 μm ; HAAR: 0.14 ± 0.06 μm ; MR: 0.14 ± 0.08 μm ; PR: 0.11 ± 0.03 μm ; $p = 0.006$) and higher flexural strength (CAAR: 125.10 ± 19.20 MPa; HAAR: 126.43 ± 21.41 MPa; MR: 150.58 ± 16.73 MPa; PR: 161.84 ± 13.89 MPa; $p < 0.001$) than the other groups, which did not differ significantly from one another for these properties. Knoop hardness was significantly higher for the heat-activated acrylic resin (CAAR: 15.47 ± 1.04 HK; HAAR: 18.62 ± 2.03 HK; MR: 18.50 ± 1.60 HK; PR: 17.62 ± 0.73 HK; $p < 0.001$) compared with the other groups, which also showed no significant

differences among themselves. Failure pattern analysis demonstrated that all fractures, regardless of the group, originated from the tensile stress region; however, the PR group exhibited a more well-defined and clearly demarcated fracture pattern than the other groups. **Conclusion:** The choice of material and processing technique directly influences the final quality of occlusal splints. Milled acrylic resins appear to be the most suitable option when superior mechanical and surface performance is desired.

Keywords: Acrylic resins; Occlusal splints; Flexural strength; Surface roughness; Hardness.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	12
2	OBJETIVOS.....	15
2.1	OBJETIVO GERAL.....	15
2.1	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	15
3	HIPÓTESE.....	16
4	METODOLOGIA.....	17
4.1	MATERIAIS UTILIZADOS.....	17
4.2	CONFEÇÃO DAS AMOSTRAS.....	18
4.3	TESTE DE RUGOSIDADE.....	23
4.4	TESTE DE RESISTÊNCIA À FLEXÃO.....	23
4.5	TESTE DE DUREZA.....	24
4.6	ANÁLISE DE FALHA.....	25
4.7	ANÁLISE ESTATÍSTICA.....	26
4.8	DELINEAMENTO EXPERIMENTAL DO ESTUDO.....	26
5	RESULTADOS.....	27
5.1	RESISTÊNCIA À FLEXÃO E ANÁLISE DE FALHA.....	27
5.2	RUGOSIDADE SUPERFICIAL.....	28
5.3	DUREZA VICKERS.....	28
6	DISCUSSÃO.....	30
7	CONCLUSÃO.....	33
	REFERÊNCIAS.....	34

1. INTRODUÇÃO

As disfunções temporomandibulares (DTMs) podem comprometer significativamente a qualidade de vida dos pacientes devido a dor orofacial persistente, a limitação dos movimentos mandibulares, os ruídos articulares e a dificuldade para realizar funções essenciais, como mastigar, falar e bocejar, que podem interferir nas atividades diárias, nas relações sociais, no desempenho profissional e no bem-estar psicológico (DAHLSTRÖM; CARLSSON, 2010; QAMAR et al., 2023). Além disso, as DTMs apresentam associação frequente com ansiedade, estresse e depressão, estabelecendo uma relação bidirecional entre os aspectos físicos e emocionais da doença. Revisões sistemáticas demonstram que indivíduos com DTM apresentam pior qualidade de vida relacionada à saúde bucal quando comparados a indivíduos sem a condição, sendo esse impacto mais pronunciado nos pacientes com maior intensidade de dor e incapacidade funcional (DAHLSTRÖM; CARLSSON, 2010; QAMAR et al., 2023).

A placa estabilizadora é uma das terapias frequentemente mais utilizada para tratar as DTMs, como mialgias, algumas artralguas provindas de deslocamentos de disco e/ou retrodiscite, bruxismo do sono, além de agir como proteção para reabilitações protéticas (CALLISTER, 2002; CONTI, 2022; POLUHA e SILVA, 2023). Teorias afirmam que essa placa pode possuir os seguintes mecanismos de ação: reposicionamento das articulações temporomandibulares (ATMs), reposicionamento oclusal, alteração da dimensão vertical de oclusão (DVO), placebo e consciência cognitiva, sendo essa última mais aceita atualmente (CONTI, 2022). Dessa forma, esse dispositivo promove o relaxamento muscular, reduz a pressão intrarticular, interfere nas funções parafuncionais, protege os dentes e mandíbula, além de normalizar a propriocepção do ligamento periodontal (ORZESZEK et al., 2023).

A utilização desse dispositivo baseia-se em uma terapia conservadora, removível e de custo acessível, a qual pode ser confeccionada por diferentes métodos, sendo esses convencionais, com resina acrílica termicamente ou quimicamente ativada, ou digitais, através de impressão ou fresagem (CORONEL et al., 2023; CALLISTER, 2002). Ou seja, dependendo do método escolhido, podem ser utilizadas resinas com características físico-químicas e com tipos de polimerização diferentes, que podem ser por luz, química, térmica ou dependente de equipamentos, como micro-ondas e lasers. No entanto, sempre

utilizando materiais rígidos e capazes de tolerar as cargas oclusais (GIBREEL *et al.*, 2021).

Dispositivos de resina acrílica ativada termicamente (RAAT) apresentam confecção baseada em uma técnica simplificada, possui boa resistência, durabilidade, biocompatibilidade e adequada relação custo-benefício, além de possuir estabilidade dimensional e química (MIRANDA *et al.*, 2018), porém dependente da habilidade manual do técnico e podem necessitar de períodos maiores de ajustes para alcançar a oclusão satisfatória quando compara a placas desenhadas digitalmente, sendo mais susceptível a desgastes e fraturas durante o uso (DUNN e LEWIS, 2011).

Já as resinas acrílicas ativadas quimicamente (RAAQ) não requerem calor para sua polimerização, mas apresentam menor grau de conversão e maior concentração de monômeros residuais em comparação com as RAAT, resultando em uma menor resistência e rigidez (CAMACHO *et al.*, 2014).

Frente a isso, como comentado, a confecção digital da placa, utilizando o sistema Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM), que pode ser feita pelo método aditivo (impressão) ou subtrativo (fresagem), tem se destacado. Nesse caso a confecção da placa estabilizadora inicia-se a partir do escaneamento intrabucal das arcadas dentárias do paciente ou do escaneamento de modelos de gesso com um escâner de bancada (DUNN e LEWIS, 2011; PRETEL e MARTINS, 2019). Logo após, com um software digital confecciona-se o design da placa, que pode ser manufaturada em impressora tridimensional (3D), como exemplo a Digital Light Processing (DLP) ou a Stereolithography (SLA), mais comumente utilizadas no Brasil, ou através da fresagem em fresadoras 3D (OLIVEIRA *et al.*, 2021; DUNN e LEWIS, 2011).

Na técnica de impressão, a resina líquida de baixa viscosidade é fotopolimerizada sob um laser, resultando em um dispositivo com boa resolução de detalhes e qualidade de acabamento adequadas. No caso da técnica de fresagem, essa placa prototipada digitalmente pode ser fresada com pontas diamantadas a partir da redução de um bloco de resina de polimetilmetacrilato (PMMA) já polimerizada, resultando em dispositivos duráveis e com propriedades térmicas satisfatórias (OLIVEIRA *et al.*, 2021; DUNN e LEWIS, 2011).

Dado o exposto, portanto, percebe-se que dependendo da técnica escolhida, diferentes resinas acrílicas podem ser utilizadas, devendo esses

materiais idealmente serem biocompatíveis, de fácil manipulação e processamento, além de terem baixo custo e apresentar possibilidade de reparo. Essas características, associadas a um bom planejamento clínico e um design adequado da placa, são essenciais para garantir resistência, dureza, conforto e longevidade a esse dispositivo intraoral (DUNN e LEWIS, 2011; FONSECA *et al.*, 2011; SILVA *et al.*, 2008).

Visto que existem limitados trabalhos investigando as propriedades dessas resinas, ainda existe a necessidade de realização de mais pesquisas que verifiquem as propriedades mecânicas e superficiais desses diferentes materiais indicados para confecção das placas interoclusais estabilizadoras, visando selecionar o material que ofereça o melhor desempenho clínico.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Comparar as propriedades mecânicas e superficiais de diferentes resinas acrílicas utilizadas na confecção de placas estabilizadoras.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Avaliar, para diversos tipos de resinas acrílicas utilizadas na confecção de placas estabilizadoras (resinas acrílicas quimicamente ativadas - RAAQ, termicamente ativada RAAT, impressas - RI e fresadas - RF), as seguintes propriedades

- A) Rugosidade;
- B) Dureza; e
- C) Resistência à flexão.

3. HIPÓTESE

As hipóteses nulas são de que não haverá diferença no comportamento das diferentes resinas acrílicas testadas (RAAQ, RAAT, RI e RF) para as seguintes propriedades:

- A) Rugosidade do material;
- B) Dureza do material; e
- C) Resistência à flexão.

4. METODOLOGIA

4.1 Materiais utilizados

Os materiais utilizados nessa pesquisa, bem como suas respectivas marcas comerciais e composição estão apresentados na Tabela 1.

Tabela 1 – Materiais utilizados, suas respectivas marcas comerciais, fabricante e composição.

Marca Comercial	Tipo do Material	Fabricante	Composição
Acrílico Termo Polimerizante	Resina acrílica termopolimerizável	Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Resina (Pó): Polimetilmetacrilato, Peróxido de Benzoíla, Pigmentos Biocompatíveis. Líquido: Monômero de Metilmetacrilato, Inibidor.
JET	Resina acrílica autopolimerizável	Artigos Odontológicos Clássico Ltda.	Monômero Metil Metacrilato, DMT, CrossLink, Copolímero MetilEtil Metacrilato, Peróxido, Pigmentos orgânicos.
PMMA Disc Clear (SmileFind)	Resina acrílica para fresagem	SmileFind Dental	Polimetilmetacrilato (PMMA) altamente polimerizado, com rede polimérica modificada (OMP-N), podendo conter polímeros reticulados (baseado em dados do fabricante).
Resina 3D Bio Bite Splint Clear	Resina acrílica impressa	Smart Print	Monômeros metacrílicos, contendo cargas inorgânicas (como sílica/nano-silicatos/partículas cerâmicas) e sistema fotoiniciador sensível à luz UV, formando uma matriz compósita após polimerização e pós-cura.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2 Confeção das amostras

Foram confeccionados quatro grupos de materiais resinosos: RAAT; RAAQ; RF e RI. Cada grupo teve 15 amostras de 65mm x 10mm x 2,5mm de dimensão.

4.2.1 Confeção do padrão e molde para amostras RAAT e RAAQ

Para a confecção das amostras dos grupos RAAT e RAAQ, três padrões de aço inoxidável com dimensões de 67 x 12,6 x 2,55 mm (comprimento, largura e espessura, respectivamente) foram utilizados para fazer uma matriz em muflas. Em seguida, as muflas (Mufla N° 6 com Parafuso - Mac Dental) foram preenchidas com gesso tipo III (Polident, Agudos, SP, Brasil) na proporção especificada pelas instruções do fabricante. Após a aplicação de um isolante para gesso (S.S WHITE, Rio de Janeiro, RJ, Brasil), um silicone de laboratório (Rodhorsil, Bluestar Silicones, França) foi utilizado ao redor dos três padrões com uma seringa de 20 ml, deixando apenas um lado dos padrões sem cobertura. Após 30 minutos (tempo de polimerização do silicone), a contramufla foi posicionada e preenchida com gesso tipo III em pequenas porções, utilizando um vibrador. Após as muflas estarem devidamente preparadas, elas foram prensadas por 1 hora. Após sua abertura, os padrões de aço inoxidável foram removidos e se obteve o molde (em mufla) de três matrizes finais para seguinte confecção das amostras (MIRANDA *et al.*, 2018), como ilustrado na figura 1.

4.2.2 Confeção das amostras RAAT

A resina Acrílico Termo Polimerizante (Artigos Odontológicos Clássico Ltda., Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil) incolor foi manipulada como indica o fabricante e inserida os moldes dentro da mufla. Após isso, foi pressionada lentamente e gradualmente em uma prensa hidráulica até atingir 1000 Kgf e, em seguida, mantida por 30 minutos. Após o tempo de prensagem, as resinas foram transferidas para uma prensa individual e submetidas ao processo de polimerização. O processo de polimerização foi realizado utilizando o “ciclo australiano”, que consiste em: meia hora para aquecimento da temperatura ambiente até 65°C; mantém-se a mufla por uma hora nessa temperatura; depois durante meia hora se eleva a temperatura de 65°C a 100°C, mantendo aí por mais 60 min e depois desliga-se a polimerizadora e deixa esfriar até a temperatura ambiente. Concluído o processo, foi aguardado um período de duas horas para esfriamento dos blocos à temperatura ambiente.

Como são obtidas 3 amostras por mufla, 5 ciclos desse foram necessários para obtenção as 15 amostras por grupo. As dimensões finais das amostras foram de 65mm x 10mm x 2,5mm, após o acabamento e polimento, segundo a ISO 20795-1.

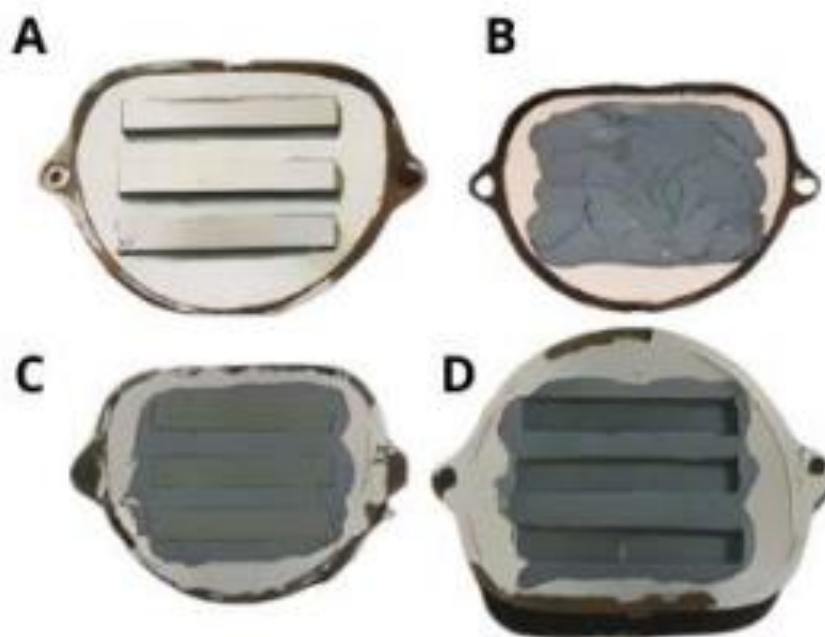


Figura 1 - A) inserção dos padrões no gesso com um espaço de 10 mm entre eles; B) construção da parede em silicone de condensação (Vipisil; VIPI, Pirassununga, São Paulo, Brasil); C) frascos antes da remoção do padrão metálico. Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.3 Confecção das amostras RAAQ

Para o grupo RAAQ, também foram confeccionadas 15 amostras de resinas autopolimerizáveis da marca JET (Artigos Odontológicos Clássico Ltda, Campo Limpo Paulista, São Paulo, Brasil). A manipulação da resina quimicamente ativada foi realizada conforme especificado pelo fabricante. Após a manipulação, o material foi inserido dentro da mufla, a qual foi prensada até o tempo final de presa da resina em questão, de acordo com o fabricante (20 minutos).

Como são obtidas 3 amostras por mufla, 5 ciclos desse foram necessários para obtenção as 15 amostras por grupo. As dimensões finais das amostras serão de 65mm x 10mm x 2,5mm, após o acabamento e polimento.

4.2.4 Design das amostras virtualmente para os grupos RF e RI

Foi utilizado um software de design assistido por computador (CAD/CAM) para o desenvolvimento das amostras dos grupos RF e RI. Para o grupo fresado (RF), foi utilizado o software MillBox 2023 (CIMsystem, Itália), uma plataforma de manufatura assistida por computador (CAM) voltada para a odontologia digital, responsável pela importação de arquivos CAD, posicionamento das peças e definição das estratégias de fresagem. Já para o grupo impresso (RI), foi utilizado o software CHITUBOX Dental versão 1.2 (CBD-Tech/Chitu Systems, China), um software de fatiamento (slicer) específico para impressão 3D odontológica, responsável pela preparação dos modelos, configuração de parâmetros de impressão e geração dos arquivos para fabricação aditiva. Em ambos os casos, foi criado um corpo de prova em formato retangular com dimensões de 67 x 12,6 x 2,55 mm (comprimento, largura e espessura, respectivamente) (Figura 2).

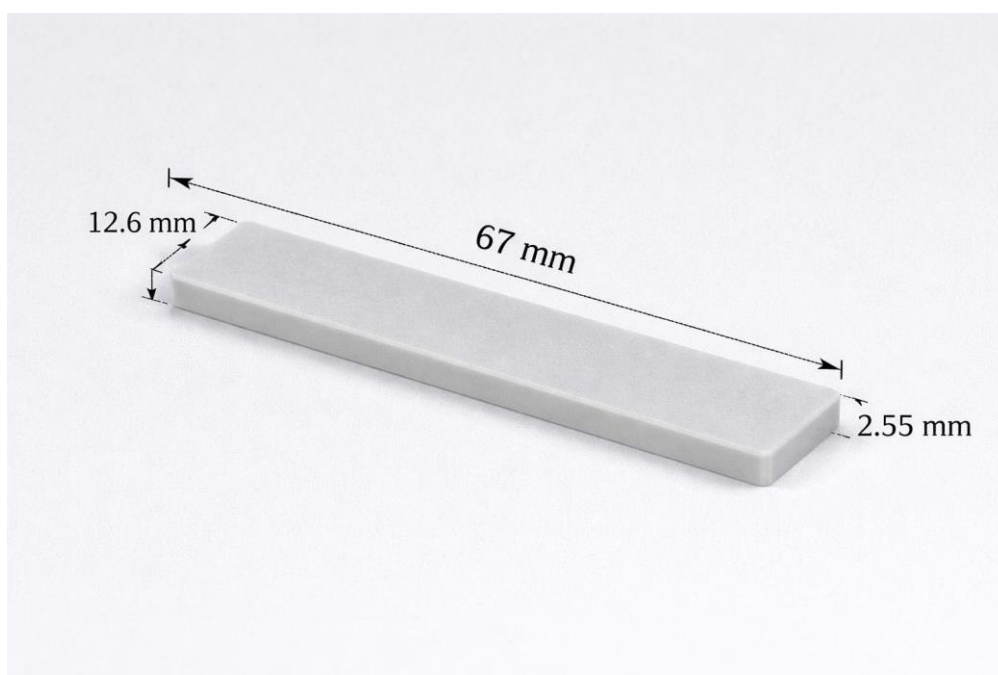


Figura 2 – Design das amostras virtualmente para os grupos RF e RI.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.2.5 Confecção das amostras RF

O arquivo CAD foi convertido para um formato que a fresadora pudesse interpretar. O processo de fresagem foi realizado utilizando discos de resina acrílica à

base de polimetilmetacrilato (PMMA) pré-polimerizado (PMA Disc Clear, SmileFind®, SmileFind Dental), material caracterizado por elevada homogeneidade estrutural e propriedades mecânicas superiores. A fresagem foi realizada em uma fresadora odontológica de cinco eixos (Upcera A52, Upcera, China), que permite alta precisão na usinagem e reprodução fiel das dimensões do modelo digital (Figura 3). As dimensões finais das amostras foram de 65 mm x 10 mm x 2,5 mm, após o acabamento e polimento.



Figura 3 – Fresadora Upcera A52, utilizada na confecção das amostras RF.

Fonte: Cedido pelo fabricante.

4.2.6 Confecção das amostras RI

Para a obtenção das 15 amostras do grupo de resina acrílica impressa, foi utilizada uma impressora 3D do tipo LCD (Elegoo Mars 4 Ultra, Elegoo, China) (Figura 4), com capacidade para imprimir com alta precisão as barras retangulares confeccionadas em resina fotopolimerizável (Bite Splint Clear, Smart Dent, Brasil), previamente desenvolvidas em ambiente digital. A resina acrílica foi inserida no reservatório da impressora e o processo de impressão foi iniciado. Após a impressão, as amostras foram submetidas à etapa de pós-cura em unidade específica (Phrozen Cure, Phrozen, Taiwan). Posteriormente à impressão, as amostras foram submetidas

à etapa de acabamento, na qual as hastes de resina acrílica impressa, responsáveis pela conexão entre os espécimes, foram removidas utilizando instrumentos rotatórios em formato de pera (Minicut, Brasil). O procedimento teve como objetivo a individualização das amostras, garantindo padronização dimensional. As dimensões finais foram de 65 mm × 10 mm × 2,5 mm após acabamento e polimento padronizado para todos os grupos.



Figura 4 – Impressora 3D do tipo LCD Elegoo Mars 4 Ultra utilizada na confecção das amostras RI.

Fonte: Cedido pelo fabricante.

4.2.7 Acabamento, polimento e lavagem das amostras

Por fim, todas as amostras dos diferentes grupos foram retificadas até as dimensões finais utilizando lixa d'água com granulação respectiva de 600, 1200 e 2000. Após o acabamento as barras de resina foram lavadas em álcool isopropílico (Rioquímica, São José do Rio Preto, São Paulo, Brasil) em banho ultrassônico (Lavadora Ultrassônica Cristófoli, Campo Mourão, Paraná, Brasil) (5 min) para remover a resina não polimerizada. Logo depois elas foram armazenadas em um recipiente com água destilada dentro de uma estufa a 37°C por 48 ± 2 horas.

4.3 Teste de rugosidade

Para a execução do teste de rugosidade, todas as 15 amostras de cada grupo foram utilizadas. A aferição foi conduzida utilizando um rugosímetro Surftest SJ 310 (Mitutoyo, Jundiaí, São Paulo, Brasil) posicionado no centro da superfície de cada amostra, com uma definição de corte de 0,25 mm e uma taxa de velocidade de 0,5 mm/s (SILVA et al., 2018), obtendo-se o valor médio da rugosidade (R_a) de cada amostra em micrômetros (μm) (Figura 5).

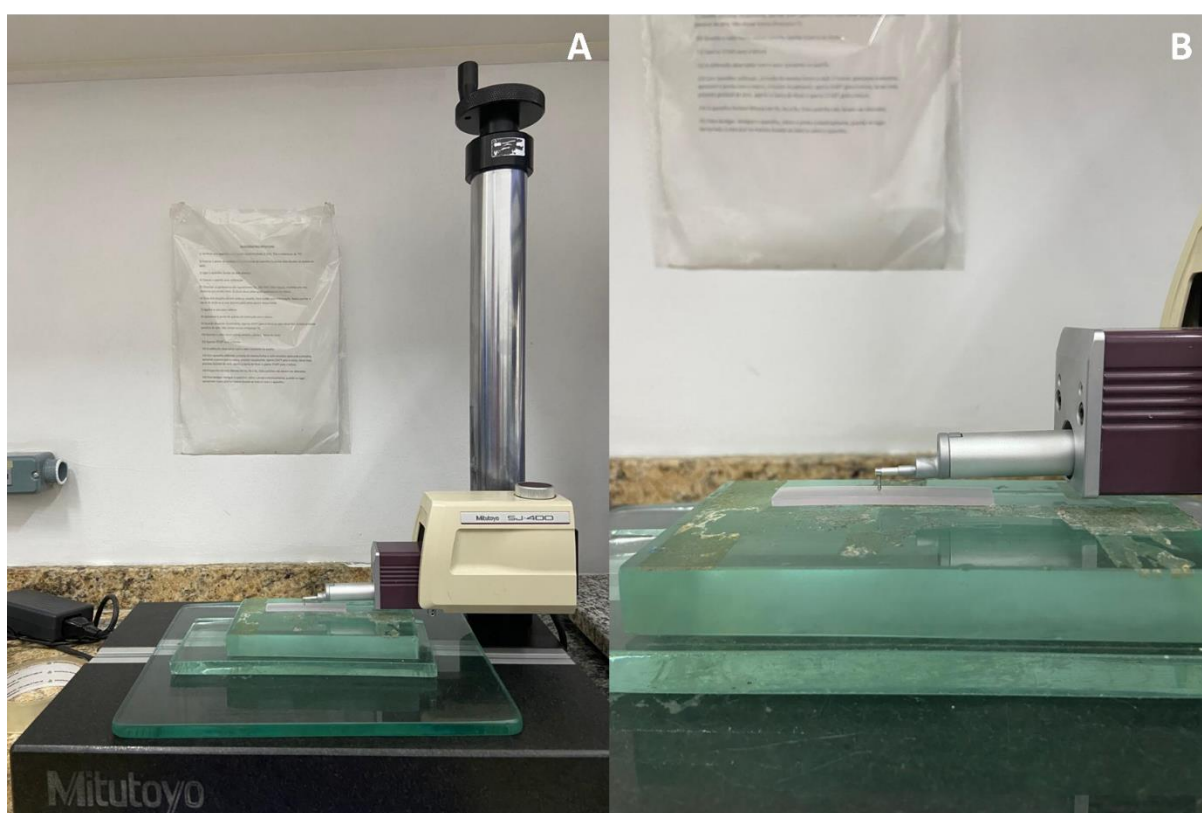


Figura 5 – (A) Teste de rugosidade conduzido pelo rugosímetro Surftest SJ 310. (B) Ponta do rugosímetro posicionado no centro da superfície da amostra.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.4 Teste resistência à flexão

Um teste de resistência à flexão de três pontos foi realizado em 12 amostras de cada grupo utilizando uma máquina de testes universal (EMIC, São José dos Pinhais, Paraná, Brasil) com uma célula de carga de 100 Kgf a uma

velocidade de 5 mm/min no centro das amostras suportadas por um dispositivo adequado (Figura 6). A carga de fratura foi registrada em Newtons (N) e a resistência à flexão (FS) foi calculada em MPa com a seguinte equação $FS = 3FD/2LH^2$, onde F é o máximo de carga suportada pela amostra antes de sua falha, que foi determinado em Newton (N); D é a distância do vão (50mm); L é a largura dos corpos de prova (10mm); H é a espessura de os corpos de prova (2,5mm). As dimensões foram verificadas com o auxílio de um paquímetro digital (Mitutoyo, Suzano, São Paulo, Brasil).



Figura 6 – Teste de resistência à flexão de três pontos. Máquina de testes universal posicionada no centro da amostra.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.5 Teste de dureza

A avaliação da dureza superficial foi realizada em três barras de cada grupo através de endentações Knoop, feitas em três regiões de cada amostra, totalizando nove aferições por grupo. As endentações foram realizadas pelo mesmo operador, com 16mm de distância entre cada uma, utilizando um microdurômetro (Shimadzu MicroHardness Tester HMV G20, Shimadzu Corporation, Duisburg, Alemanha) (Figura 7). Cada endentação teve duração de 10 segundos, utilizando uma carga de 50g (SILVA-JUNIOR *et al.*, 2019).

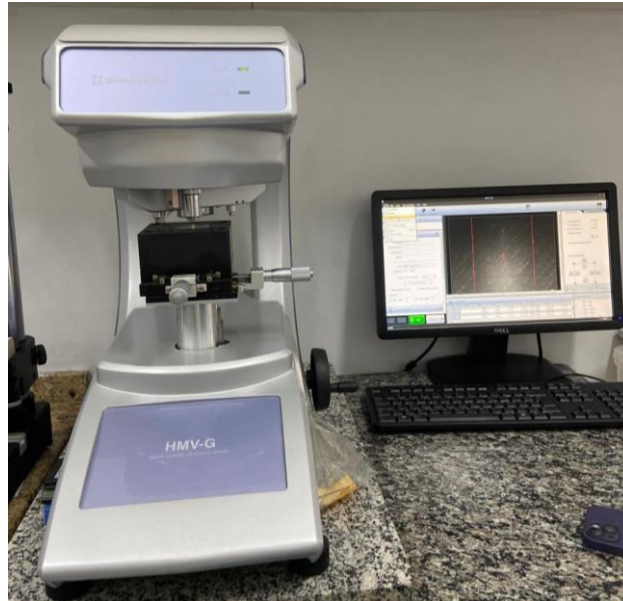


Figura 7 – Teste de dureza superficial utilizando microdurômetro Shimadzu MicroHardness Tester HMV G20.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.6 Análise de falha

Todos os espécimes fraturados foram examinados por meio de estereomicroscopia (Discovery V20, Zeiss, Göttingen, Alemanha), com aumento de 10×, para avaliar as características de superfície e determinar a origem da fratura (Figura 8).

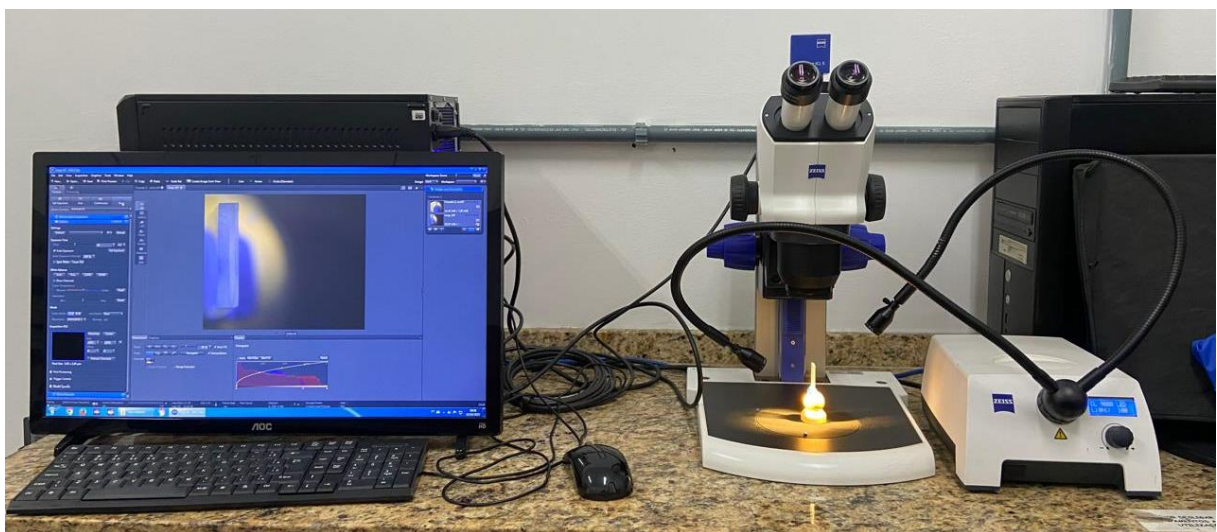


Figura 8 – Análise de falha por meio de estereomicroscopia.

Fonte: Elaborado pelo autor.

4.7 Análise estatística

Os valores numéricos obtidos em cada um dos testes foram separadamente registrados e submetidos à análise estatística descritiva (média e desvio padrão) e inferencial, mediante o teste paramétrico de análise de variância (ANOVA) um fator e o teste de Tukey ($\alpha=0,05$).

4.8 Delineamento experimental do estudo

A Figura 9 reflete o delineamento experimental apresentado:

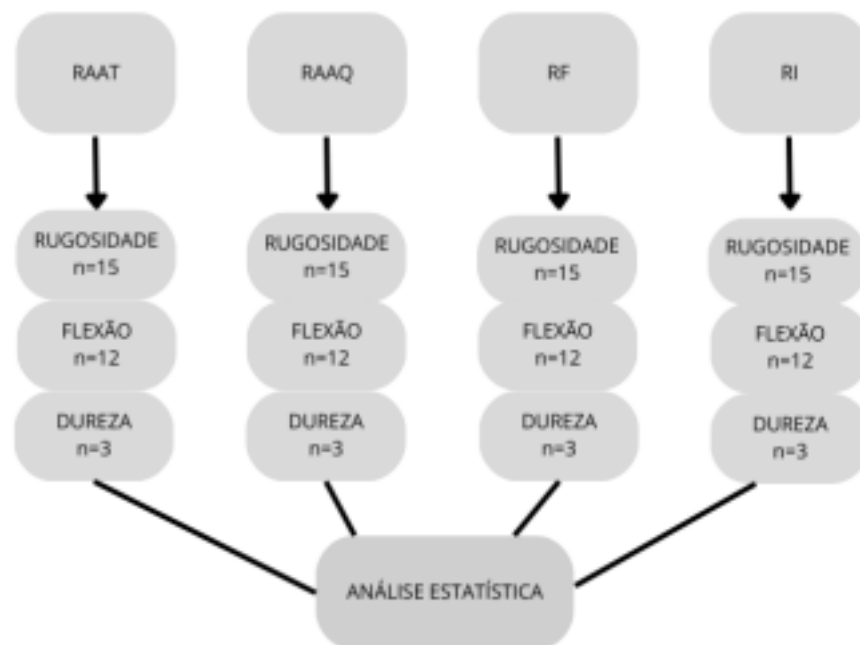


Figura 9 - Delineamento da metodologia aplicada na pesquisa.

Fonte: Elaborado pelo autor.

5. RESULTADOS

Os resultados referentes aos ensaios de resistência à flexão, rugosidade superficial e dureza dos quatro grupos de resinas acrílicas avaliados são apresentados na Tabela 2.

Tabela 2. Valores médios e desvios padrão de resistência à flexão (MPa), rugosidade superficial (Ra, μm) e dureza Knoop (HK) para os diferentes grupos de resinas acrílicas avaliados. Letras iguais na mesma coluna indicam ausência de diferença estatisticamente significativa, já letras diferentes indicam diferença entre os grupos ($p > 0,05$).

	Resistência a Flexão (MPa)	Rugosidade Ra (μm)	Dureza Knoop (HK)
RAAQ	125,10 $\pm$ 19,20 ^a	0,17 $\pm$ 0,06 ^a	15,47 $\pm$ 1,04 ^a
RAAT	126,43 $\pm$ 21,41 ^a	0,14 $\pm$ 0,06 ^a	18,62 $\pm$ 2,03 ^b
RI	150,58 $\pm$ 16,73 ^a	0,14 $\pm$ 0,08 ^a	18,50 $\pm$ 1,60 ^b
RF	161,84 $\pm$ 13,89 ^b	0,11 $\pm$ 0,03 ^b	17,62 $\pm$ 0,73 ^b
p-valor	< 0,001	0,006	< 0,001

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.1 Resistência à Flexão e Análise de Falha

Os valores médios de resistência à flexão variaram entre 125,10 MPa (RAAQ) e 161,84 MPa (RF). A análise estatística (ANOVA um fator, $\alpha = 0,05$) revelou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,001$). O teste de Tukey indicou que o grupo RF apresentou resistência à flexão significativamente superior à dos demais grupos, que por sua vez não distinguiram estatisticamente entre eles.

A análise de falha realizada sob estereomicroscópio demonstrou que, em todos os grupos, a fratura das amostras de resina acrílica teve origem na região submetida à tração. Entretanto, observou-se que o grupo RI exibiu um padrão de fratura distintamente mais demarcado e bem delimitado (Figura 10). Esse comportamento distinto está provavelmente relacionado à maior ductilidade exibida pelo grupo RI, que

sofria uma deformação plástica mais acentuada antes da fratura, conforme ilustrado na Figura 11.

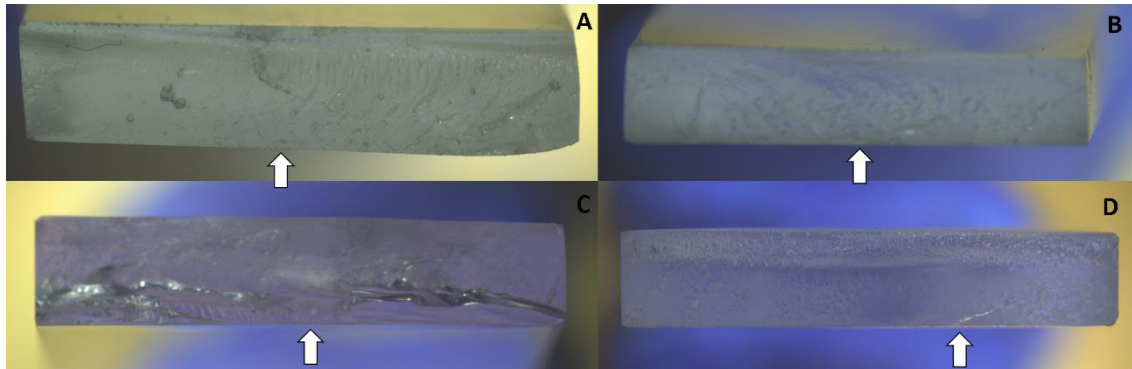


Figura 10 - Padrão de fratura na face de tração. Em contraste com os demais grupos (A: RAAQ; B: RAAT; D: RF), a resina RI (C) exibe uma falha mais bem delimitada.

Fonte: Elaborado pelo autor.

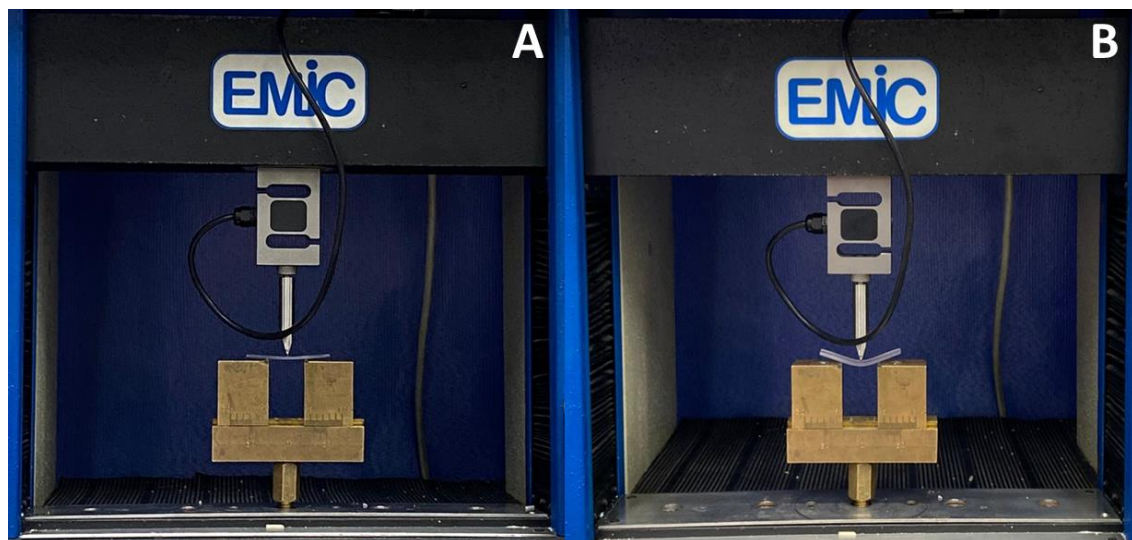


Figura 11 - Configuração do ensaio de flexão em três pontos utilizado para a análise de fratura das amostras de resina acrílica. O grupo RI (B) apresentou deformação plástica mais pronunciada antes da ruptura, em comparação às amostras dos demais grupos (A).

Fonte: Elaborado pelo autor.

5.2 Rugosidade Superficial (Ra)

Com relação à rugosidade superficial, os valores médios de Ra variaram de 0,11 μm (RF) a 0,17 μm (RAAQ). A análise de variância (ANOVA) identificou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0,006$). De acordo com o teste de Tukey, o grupo RF apresentou rugosidade significativamente menor que todos os outros, os quais não diferiram entre si.

5.3 Dureza Knoop

Os valores de dureza Knoop variaram de 15,47 (RAAQ) a 18,62 (RAAT). A ANOVA demonstrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p < 0,001$). O teste de Tukey evidenciou que o grupo RAAQ apresentou dureza significativamente menor que os demais grupos, os quais não diferiram estatisticamente entre si (Figura 12).

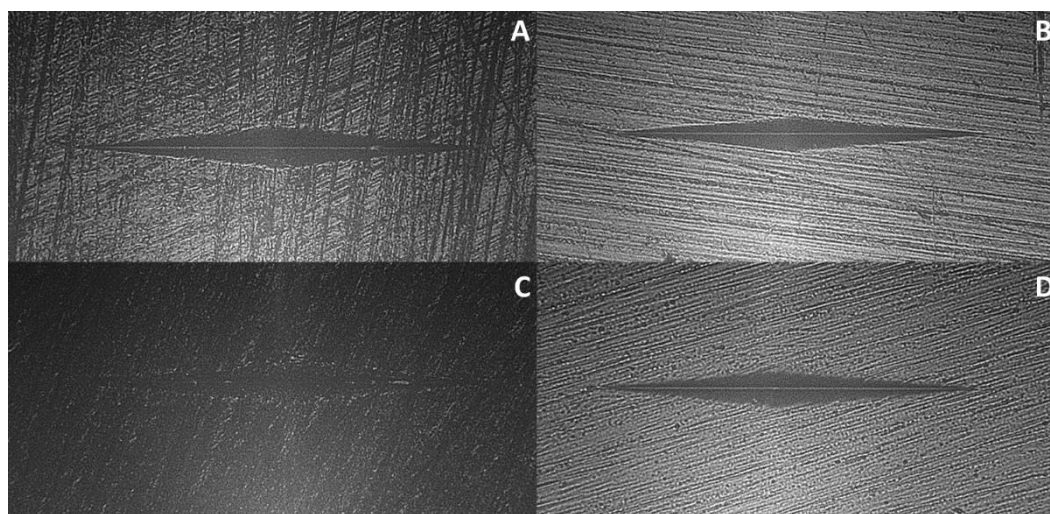


Figura 12 - Ensaio de dureza Knoop realizado nas amostras de resina acrílica: (A) RAAQ, (B) RAAT, (C) RI e (D) RF.

Fonte: Elaborado pelo autor.

6. DISCUSSÃO

Os resultados obtidos no presente estudo demonstraram que o método de confecção da resina acrílica exerce uma influência significativa sobre as propriedades mecânicas e superficiais avaliadas, levando a rejeição da hipótese nula. Esses achados corroboram estudos prévios que demonstram diferenças relevantes no comportamento mecânico e de superfície de resinas acrílicas convencionais e digitais utilizadas para confecção de placas estabilizadoras (ABAD-CORONEL *et al.*, 2023; OLIVEIRA *et al.*, 2021).

No que se refere à resistência à flexão, o grupo RF, que representa o método subtrativo, apresentou uma vantagem mecânica significativamente superior em comparação aos demais grupos, os quais não diferiram estatisticamente entre si. Isso pode ser justificado pelo fato que a técnica de fresagem de um bloco fabricado e polimerizado industrialmente sob condições controladas, resulta em maior grau de conversão, menor porosidade interna e microestrutura mais homogênea (CAMACHO *et al.*, 2014; GIBREEL *et al.*, 2021). Estudos prévios relatam resultados semelhantes, demonstrando que resinas acrílicas fresadas apresentam resistência à flexão superior quando comparadas às resinas convencionais e impressas, o que reforça a previsibilidade mecânica desses materiais para uso clínico em placas estabilizadoras (GIBREEL *et al.*, 2021; ABAD-CORONEL *et al.*, 2023). Já quanto a resistência das resinas impressas, Oliveira *et al.* (2021) relatam que estas podem apresentar desempenho variável, dependendo de fatores como parâmetros de impressão, orientação das camadas e protocolo de pós-cura, o que explica os valores intermediários observados nesse presente estudo.

A análise do padrão de fratura demonstrou que, em todos os grupos, a ruptura se iniciou na superfície submetida à tensão durante o ensaio de flexão em três pontos, conforme descrito para materiais poliméricos submetidos a esse tipo de carregamento (MIRANDA *et al.*, 2018; GIBREEL *et al.*, 2021). No entanto, o grupo confeccionado por impressão apresentou fraturas mais definidas e evidências de maior deformação plástica prévia à ruptura. Esse comportamento é indicativo de maior ductilidade, possivelmente associada a menor densidade de reticulação e maior mobilidade das cadeias poliméricas na matriz (DUNN e LEWIS, 2011). Embora a maior ductilidade possa contribuir para a dissipação de tensões, também pode estar relacionada a maior suscetibilidade à deformação permanente sob cargas cíclicas, o que de acordo com

Dunn e Lewis (2011), pode comprometer a estabilidade dimensional de dispositivos oclusais ao longo do tempo.

Com relação à rugosidade de superfície, o grupo RF também apresentou os menores valores, diferindo, mais uma vez, significativamente dos demais grupos. Esse achado corrobora com estudos anteriores os quais relatam superfícies mais lisas e homogêneas para materiais CAD/CAM fresados, mesmo após procedimentos padronizados de acabamento e polimento (OLIVEIRA *et al.*, 2021; GIBREEL *et al.*, 2021). Isso se torna clinicamente relevante, uma vez que superfícies mais lisas tendem a apresentar menor adesão bacteriana e acúmulo de biofilme, contribuindo para maior conforto e saúde dos tecidos orais. Assim, o melhor desempenho da resina fresada nesse parâmetro reforça sua indicação para a confecção de placas estabilizadoras com maior previsibilidade clínica (ABAD-CORONEL *et al.*, 2023).

No que diz respeito a dureza, o grupo RAAQ apresentou valores significativamente inferiores aos dos demais grupos, evidenciando um comportamento mecânico inferior. Esse resultado está em consonância com a literatura, que aponta que resinas autopolimerizáveis apresentam menor grau de conversão e maior quantidade de monômero residual, comprometendo suas propriedades mecânicas e superficiais (CAMACHO *et al.*, 2014; ANUSAVICE *et al.*, 2013).

Do ponto de vista clínico, a menor dureza implica maior suscetibilidade ao desgaste e deformações superficiais, tornando esse material menos indicado para a confecção de placas estabilizadoras, que por indicação, devem ser rígidas (GIBREEL *et al.*, 2021; DUNN; LEWIS, 2011). Nesse contexto, é fundamental alertar para os riscos associados às placas mistas, frequentemente confeccionadas com acetato recoberto resinas autopolimerizáveis, que podem apresentar menor longevidade clínica quando comparadas às resinas CAD/CAM fresadas e impressas (GIBREEL *et al.*, 2021; DUNN e LEWIS, 2011).

No contexto da significância clínica, os resultados do presente estudo indicam que a resina fresada representa, entre as tecnologias digitais avaliadas, a alternativa com melhor desempenho mecânico e superficial para a confecção de placas estabilizadoras, corroborando evidências prévias que demonstram maior resistência à flexão e maior previsibilidade estrutural dos materiais obtidos por fresagem CAD/CAM (ABAD-CORONEL *et al.*, 2023; GIBREEL *et al.*, 2021). Embora as resinas impressas estejam amplamente incorporadas à prática clínica contemporânea devido ao fluxo digital simplificado, menor custo operacional e agilidade de confecção

(OLIVEIRA *et al.*, 2021), a literatura demonstra que suas propriedades mecânicas são significativamente influenciadas por parâmetros como espessura de camada, orientação de impressão e protocolo de pós-cura, impactando diretamente a resistência final do dispositivo (TANDOGAN; EMIR; CEYLAN, 2026). Dessa forma, para compensar limitações mecânicas inerentes ao processo aditivo, pode ser necessária maior espessura estrutural do dispositivo impresso para alcançar desempenho comparável ao obtido por fresagem, o que pode comprometer aspectos funcionais e de conforto do paciente, especialmente em dispositivos intraorais de uso contínuo (CIOLOCA HOLBAN *et al.*, 2025). Assim, à luz dos achados deste estudo e da literatura disponível, a tecnologia subtrativa apresenta maior previsibilidade para a confecção de placas estabilizadoras rígidas destinadas ao controle oclusal de longo prazo.

Embora as resinas fresadas tenham apresentado melhor desempenho mecânico e superficial neste estudo, sua aplicação clínica deve ser analisada em conjunto com aspectos econômicos. A obtenção dessas placas depende de um fluxo de trabalho digital, que envolve escaneamento, softwares CAD/CAM, fresadoras e blocos industriais pré-polimerizados, recursos que elevam o custo de fabricação quando comparados às técnicas convencionais (ABOU JAAFAR *et al.*, 2023). Dessa forma, apesar das vantagens relacionadas às propriedades do material, o maior investimento em infraestrutura e processamento pode representar um fator limitante para sua ampla utilização na prática clínica, especialmente em serviços com recursos financeiros restritos. Assim, a escolha do material para confecção de placas oclusais deve considerar não apenas o desempenho físico-mecânico, mas também a relação entre custo, disponibilidade tecnológica e benefício clínico para cada paciente (ABOU JAAFAR *et al.*, 2023).

Apesar da relevância dos achados, este estudo apresenta limitações inerentes ao seu delineamento *in vitro*, que não reproduz integralmente as condições clínicas, como variações térmicas, umidade, pH salivar e cargas cíclicas. Além disso, as amostras não foram submetidas a protocolos de envelhecimento artificial, como termociclagem ou fadiga mecânica, os quais poderiam influenciar as propriedades avaliadas. Dessa forma, estudos futuros que incorporem métodos de envelhecimento e simulem condições clínicas mais próximas da realidade são necessários para complementar os resultados aqui apresentados (OLIVEIRA *et al.*, 2021).

7. CONCLUSÃO

Conclui-se que tanto o método de confecção quanto o tipo de resina influenciam significativamente as propriedades mecânicas e superficiais das placas estabilizadoras. A resina fresada apresentou desempenho superior, evidenciado pelos menores valores de rugosidade de superfície e maior resistência à flexão, configurando-se como uma alternativa promissora para a confecção dessas placas. Em contrapartida, a resina acrílica quimicamente ativada apresentou os menores valores de dureza, propriedade fundamental para o adequado desempenho clínico das placas estabilizadoras, o que pode limitar sua indicação em determinadas situações.

REFERÊNCIAS

- ABAD-CORONEL, C. et al. Análise comparativa entre talas oclusais acrílicas convencionais, fresadas em CAD/CAM e impressas em 3D CAD/CAM. **Materials**, v. 16, n. 18, p. 6269, 2023.
- ABOU JAAFAR, M. et al. **Materials and manufacturing techniques for occlusal splints: A literature review**. *Journal of Oral Rehabilitation*, Hoboken, v. 50, n. 10, p. 1057–1073, 2023. DOI: 10.1111/joor.13550.
- ANUSAVICE, K. J.; SHEN, C.; RAWLS, H. R. Phillips' science of dental materials. 12. ed. St. Louis: **Elsevier**, 2013.
- CALLISTER JR., W. D. *Ciência e engenharia de materiais: uma introdução*. Rio de Janeiro: **LTC**, 2002.
- CAMACHO, D. P. et al. Resinas acrílicas de uso odontológico à base de polimetilmetacrilato. **Brazilian Journal of Surgery and Clinical Research**, Maringá, v. 6, n. 3, p. 63–72, 2014.
- CIOLOCA HOLBAN, C.; TATARCIUC, M.; VITALARIU, A. M.; VASLUIANU, R.-I.; ANTOHE, M.; DIACONU, D. A.; STAMATIN, O.; DIMA, A. M. Three-dimensional printing and CAD/CAM milling in prosthodontics: a scoping review of key metrics towards future perspectives. **Journal of Clinical Medicine**, v. 14, n. 14, p. 4837, 2025.
- CONTI, P. C. R. *DTM: disfunções temporomandibulares e dores orofaciais: aplicação clínica das evidências científicas*. Maringá: **Dental Press**, 2022.
- DAHLSTRÖM, L.; CARLSSON, G. E. **Temporomandibular disorders and oral health-related quality of life: a systematic review**. *Acta Odontologica Scandinavica*, London, v. 68, n. 2, p. 80-85, 2010.
- DUNN, D. B.; LEWIS, M. B. CAD/CAM occlusal splints: a new paradigm. **Australasian Dental Practice**, v. 22, p. 130–134, 2011.
- FONSECA, R. B. et al. Próteses reforçadas. **UNOPAR Científica Ciências Biológicas e da Saúde**, v. 13, n. 4, p. 271–278, 2011.

GIBREEL, M. et al. Characterization of occlusal splint materials: CAD-CAM versus conventional resins. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, v. 124, p. 104813, 2021.

MIRANDA, J. S. et al. Influence of indirect reinforcements on the flexural strength of a thermally activated acrylic resin used for complete dentures. **Brazilian Dental Science**, São Paulo, p. 150–156, 2018.

OLIVEIRA, E. et al. Properties of acrylic resin for CAD/CAM: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. **Journal of Prosthodontics**, v. 30, n. 8, p. 656–664, 2021.

ORZESZEK, S. et al. Efficiency of occlusal splint therapy in reducing orofacial muscle pain: a systematic review. **BMC Oral Health**, v. 23, p. 180, 2023.

POLUHA, Rodrigo Lorenzi; SILVA, Rafael dos Santos. *Placas oclusais: guia clínico baseado em evidências*. Maringá: **Dental Press**, 2023.

PRETEL, H.; MARTINS, R. P. Occlusal splints: 3D digitized preparation. **Orthodontic Science and Practice**, v. 12, n. 45, p. 113–119, 2019.

QAMAR, Z. et al. **Impact of temporomandibular disorders on oral health-related quality of life: a systematic review and meta-analysis**. *Journal of Oral Rehabilitation*, Hoboken, v. 50, n. 8, p. 706-714, 2023.

SILVA, B. M. H. et al. Punch-shear strength of three luting cements evaluated at two different periods. **Revista UNIMEP**, p. 1–14, 2008.

SILVA, E. M. D.; MAIA, J. N. D. S. M. D.; MITRAUD, C. G.; RUSSO, J. D. E. S.; POSKUS, L. T.; GUIMARÃES, J. G. A. Can whitening toothpastes maintain the optical stability of enamel over time? **Journal of Applied Oral Science**, São Paulo, v. 26, e20160460, 2018.

SILVA JUNIOR, M. F. et al. Effect of bleaching agents and toothpastes on the enamel: an *in situ* study. **American Journal of Dentistry**, v. 32, n. 6, p. 288–292, 2019.