

Universidade de Brasília
Faculdade de Ciências da Saúde
Departamento de Odontologia



Trabalho de Conclusão de Curso

Influência de jateadores certificados e não certificados na rugosidade superficial e resistência de união entre resinas 3D para dente e base de prótese após jateamento com óxido de alumínio

Welliton dos Santos Batista

Brasília – DF, 28 de novembro de 2025

Welliton dos Santos Batista

Influência de jateadores certificados e não certificados na rugosidade superficial e resistência de união entre resinas 3D para dente e base de prótese após jateamento com óxido de alumínio

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Departamento de Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília, como requisito parcial para a conclusão do curso de Graduação em Odontologia

Orientador: Rodrigo Antonio de Medeiros

Brasília, 2025

Welliton dos Santos Batista

Influência de jateadores certificados e não certificados na rugosidade superficial e resistência de união entre resinas 3D para dente e base de prótese após jateamento com óxido de alumínio

Trabalho de Conclusão de Curso aprovado, como requisito parcial para a conclusão do curso de Graduação em Odontologia, Departamento de Odontologia da Faculdade de Ciências da Saúde da Universidade de Brasília.

Data da Defesa: 28/11/2025

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Rodrigo Antonio de Medeiros (orientador)

Profa. Dra. Liliana Vicente Melo de Lucas Rezende

Profa. Dra. Fernanda Cristina Pimentel Garcia

Profa. Dra. Evelyn Mikaela Kogawa

Dedico este trabalho, a realização do meu maior sonho, a cada pessoa que com amor me inspirou, me motivou e me cuidou. Foi essa força que me tornou um Cirurgião-Dentista graduado pela Universidade de Brasília.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, agradeço a Deus, nele sempre tive fé e confiei. Ele colocou todas as pessoas importantes e fundamentais no meu caminho para que esta minha caminhada chegasse ao seu fim.

A minha família, em especial a minha querida e amada mãe. Esta conquista é, antes de tudo, a sua. Você que vestiu com coragem as roupas de pai e de mãe, que transformou cada dia de trabalho árduo, no alicerce dos nossos sonhos. Obrigado por ter sido meu porto seguro e a prova viva de que o amor é o maior legado. Que eu possa, de alguma forma, devolver em alegria e orgulho uma fração da felicidade que você merece, te amo.

Ao querido Josué Miguel, que além de grande propositor da realização desse sonho, foi a força que me faltava, a voz que me encorajava nos momentos de hesitação e meu porto seguro quando naveguei nesse árduo mar de desafios. A você agradeço pelos anos, meses, dias, horas, minutos e até mesmo os segundos em que estive ao seu lado, pelo seu amor, cuidado e cumplicidade. Por você tenho amor e grande admiração. De todos os corações que tenho tatuados, de você não esqueço jamais.

A minha querida professora e amiga, Dra. Érica Lia, que não por acaso cruzamos os nossos caminhos e neste barco remamos juntos a um lugar maravilhoso. Agradeço ao seu cuidado afetuoso e amoroso que sempre teve por mim. Quase uma mãe, uma amiga ímpar, e uma professora inspiradora. Agradeço também por me motivar, por sempre tentar me mostrar todo o meu potencial. Espero que sinta orgulho deste aluno que sempre teve você como inspiração.

Ao meu querido orientador, professor Dr. Rodrigo Medeiros, com quem trabalhei lado a lado do primeiro ao último semestre. Você foi muito mais do que um orientador; foi uma verdadeira inspiração como profissional e ser humano. Sou muito grato por cada ensinamento, cada oportunidade e, sobretudo, por ter apostado e investido no meu potencial desde o início. Abracei essa chance com todo o afincamento e dedicação, ciente do enorme valor que ela representava. Ao concluir esta jornada, posso afirmar com orgulho que muito do sucesso que alcancei na graduação devo a você, que me moldou para ser mais crítico, ético e comprometido. Graças à sua influência, termino o curso não apenas mais bem preparado para a ciência e para cuidar dos meus pacientes, mas também com o profundo desejo de me tornar um

homem íntegro, honesto e um profissional excelente, assim como você. Por fim, concluo esta etapa feliz por nossa parceria e orgulhoso do profissional em que me tornei sob sua influência. Mas, com todo o respeito... graças a Deus, continuo vascaíno!

Aos meus amigos de longa data e companheiros de jornada, Winy Antunes, Isabela Silva, Natália Sapucaia, Gustavo Luiz, Paulo Pinheiro e Matheus Sakamoto, que há mais de uma década caminham ao meu lado. A experiência de viver esta graduação com vocês tornou cada desafio mais leve e cada conquista mais significativa. Agradeço pelo carinho, pelo apoio e por todo o amor que sempre me dedicaram, nos momentos de sorrisos e nos de lágrimas. Que esta amizade, forjada no tempo, continue a florescer por todas os anos que ainda virão. Vos amo!

Ao meu querido amigo e parceiro de graduação, João Pedro Alves, que ousou dizer ser meu Yin e Yang, o perfeito equilíbrio entre os opostos. Agradeço pela paciência de Jó que precisou ter comigo e por ter aceitado encarar esta jornada ao meu lado. Tenho imenso orgulho da sua evolução, da sua competência e do profissional excepcional em que se transformou. Você é, para mim, a própria definição de bondade e ternura. Torço sempre pelo seu triunfo e sou grato por cada momento. Que nossa parceria, que floresceu na graduação, continue a frutificar por todos os anos que virão. Levo você para a vida toda, dupla.

Agradeço ao Laboratório de Biomecânica da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal de Goiás (UFG), sob a direção do Professor Dr. Crisnicaw Veríssimo, pela cessão do espaço e do rugosímetro, essenciais para a viabilização deste trabalho. Estendo meus agradecimentos às suas dedicadas alunas assistentes, Gabriela Moraes e Luiza Santos, pela valiosa colaboração e pela calorosa acolhida durante nossa estadia.

Por fim, mas não menos importante, agradeço a Turma 82, que tornou essa jornada muito mais feliz. Não poderia ser diferente, tinha que ser com vocês.

Sometimes I feel like throwing my hands up in the air

I know I can count on you

Sometimes I feel like saying: Lord, I just don't care

But you've got the love I need to see me through

(STEPHENS; HARRIS; BELLAMY, 1986)

RESUMO

Objetivo: Avaliar o efeito do jateamento com óxido de alumínio, realizado por dois jateadores, um certificado pela ANVISA e outro importado sem certificação, sobre a rugosidade superficial e a resistência de união ao cisalhamento entre resinas utilizadas para impressão 3D de dentes e de bases de próteses totais. **Metodologia:** Foram confeccionados 30 corpos de prova de base de prótese, divididos em três grupos (n=10): CT (Controle, sem tratamento), JC (Jateamento com equipamento certificado - Bio-Art) e JNC (Jateamento com equipamento não certificado - JOUTUM) cimentados com 3 cilindros impressos em resina de dentes artificiais (n=90). O jateamento foi realizado com óxido de alumínio (50 µm), pressão de 2,00 bar, distância de 10 mm e 30 segundos. A resistência de união foi avaliada por meio de teste de cisalhamento em máquina universal de ensaios até a fratura. A rugosidade superficial (Ra) foi quantificada com rugosímetro, e a topografia foi analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV). Os dados foram submetidos aos testes de normalidade (Shapiro-Wilk) e homogeneidade (Levene), seguidos por ANOVA **one-way** e teste post hoc de comparações múltiplas de Tukey ($\alpha=0,05$). **Resultados:** A análise estatística revelou diferença significativa entre os grupos ($p < 0,001$). O teste de Tukey demonstrou que os grupos JNC ($26,5 \pm 1,44$ MPa) e JC ($26,1 \pm 1,60$ MPa), com valores de resistência de união significativamente superiores ao grupo CT ($11,8 \pm 1,78$ MPa). Não houve diferença estatística entre JC e JNC. A análise dos padrões de fratura corroborou esses achados: o grupo CT exibiu predominantemente fraturas adesivas (70%), enquanto os grupos jateados (JC e JNC) não apresentaram fraturas puramente adesivas, exibindo um perfil de fratura quase exclusivamente misto (JC: 93,3%; JNC: 80%) e coesivo (JC: 6,7%; NC: 20%). As análises de rugosidade e MEV mostra aumento significativo da rugosidade e padrão topográfico com microcavidades homogêneas nos grupos jateados, sem diferença morfológica entre eles. **Conclusão:** Conclui-se que o jateamento com óxido de alumínio aumentou significativamente a resistência de união ao cisalhamento entre as resinas 3D, não havendo diferença no desempenho técnico imediato entre o equipamento certificado e o não certificado. No entanto, riscos sanitários e a ilegalidade associados ao uso de dispositivos não regulamentados por agências reguladoras nacionais e internacionais devem ser considerados.

Palavras chaves: Abrasão dental por ar; Comércio Eletrônico; Impressão 3D; Prótese dentária.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the effect of aluminum oxide blasting, performed by two sandblasters—one certified by ANVISA and one imported without certification—on the surface roughness and shear bond strength between resins used for 3D printing of teeth and complete denture bases. **Methodology:** Thirty denture base specimens were fabricated and divided into three groups (n=10): CT (Control, no treatment), JC (Blasting with certified equipment - Bio-Art), and JNC (Blasting with non-certified equipment - JOUTUM). Three cylinders printed with artificial tooth resin were cemented onto each specimen (90 cylinders total). Sandblasting was performed with aluminum oxide (50 μm), at a pressure of 2.00 bar, a distance of 10 mm, and for a duration of 30 seconds. Bond strength was evaluated using a shear bond strength test performed on a universal testing machine until fracture. Surface roughness (Ra) was quantified with a profilometer, and the topography was analyzed by scanning electron microscopy (SEM). Data were subjected to normality (Shapiro-Wilk) and homogeneity (Levene) tests, followed by one-way ANOVA and Tukey's post-hoc test for multiple comparisons ($\alpha=0.05$). **Results:** Statistical analysis revealed a significant difference between the groups ($p < 0.001$). Tukey's test demonstrated that the JNC (26.5 ± 1.44 MPa) and JC (26.1 ± 1.60 MPa) groups had significantly higher bond strength values than the CT group (11.8 ± 1.78 MPa). There was no statistical difference between JC and JNC. Fracture pattern analysis corroborated these findings: the CT group exhibited predominantly adhesive fractures (70%), while the sandblasted groups (JC and JNC) showed no purely adhesive fractures, displaying an almost exclusively mixed (JC: 93.3%; JNC: 80%) and cohesive (JC: 6.7%; JNC: 20%) fracture profile. Roughness and SEM analyses corroborated these findings, showing a significant increase in roughness and a topographic pattern with homogeneous microcavities in the sandblasted groups, with no morphological difference between them. **Conclusion:** It is concluded that aluminum oxide blasting significantly increased the shear bond strength between the 3D resins, with no difference in immediate technical performance between the certified and non-certified equipment. However, health risks and the illegality associated with the use of devices not regulated by national and international regulatory agencies must be considered.

Keywords: Air Abrasion, Dental; Electronic Commerce; Printing, Three-Dimensional; Dental Prosthesis.

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	11
2. METODOLOGIA.....	13
3. RESULTADOS	20
4. DISCUSSÃO	26
5. CONCLUSÃO.....	30
REFERÊNCIAS	31

1. INTRODUÇÃO

Recentemente, a área de prótese total removível passou por expressiva transformação tecnológica com a incorporação do Design e Fabricação Assistidos por Computador (CAD-CAM)¹⁻³. Essas técnicas trouxeram ganhos notáveis em precisão, eficiência e reprodutibilidade na fabricação de próteses^{2,4-6}. A impressão tridimensional (3D) ou manufatura aditiva surgiu como alternativa promissora, especialmente para a confecção de bases protéticas. Em comparação com métodos subtrativos como a fresagem, oferece vantagens como menor desperdício de material, agilidade produtiva, maior personalização e capacidade de produzir geometrias complexas com alta precisão².

As resinas para base de prótese impressas em 3D, geralmente à base de metacrilato e fotopolimerizáveis, vêm apresentando resultados satisfatórios⁷. Seu comportamento difere do PMMA convencional termopolimerizado e das resinas fresadas via CAD-CAM, exibindo, por exemplo, menor teor de monômero residual e propriedades superficiais distintas^{4,8,9}. Estudos relatam que as dentaduras impressas em 3D podem estar mais sujeitas a falhas mecânicas e à delaminação entre dentes e base^{2,10-12}.

O sucesso clínico de uma prótese impressa em 3D depende criticamente da adesão entre a base e os dentes artificiais^{2,4,13}. A falha nessa interface pode comprometer a sua longevidade^{2,4,14}, resultando em fratura adesiva, que afeta a durabilidade e o desempenho funcional. Diversos tratamentos de superfície, mecânicos, químicos ou híbridos, vêm sendo propostos para fortalecer essa união^{2,15}.

Entre os tratamentos mecânicos, destaca-se a abrasão com partículas de óxido de alumínio, o jateamento, amplamente empregado para aumentar a rugosidade superficial e promover retenção micromecânica^{2,4}. Esse método gera micro irregularidades que aumentam a molhabilidade e favorecem a união entre os materiais⁴. Variáveis como tamanho de partícula, pressão e tempo de jateamento são conhecidas por influenciar diretamente a resistência adesiva².

No cenário odontológico atual, observa-se a crescente oferta de jateadores não certificados por órgãos reguladores como a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (Anvisa), **European Medical Device Regulation** (EUDAMED) ou **Food and Drug Administration** (FDA), frequentemente comercializados como alternativas de baixo custo em comparação aos equipamentos originais. Esses dispositivos, em geral,

frequentemente adquiridos por meio de plataformas internacionais de comércio eletrônico, podem apresentar qualidade de fabricação desconhecida e ausência de validação técnica. Como consequência, seu uso rotineiro implica riscos potenciais à segurança do paciente, uma vez que falhas de desempenho ou inconsistências operacionais podem comprometer a eficácia dos procedimentos clínicos nos quais são empregados.^{16,17}.

Sendo assim, o objetivo deste estudo foi avaliar a resistência de união ao cisalhamento entre resinas para impressão 3D de dentes e bases de prótese total, submetidas ao jateamento com óxido de alumínio, comparando a eficácia de dois equipamentos distintos, um jateador certificado por órgãos regulatórios e o outro não certificado. A hipótese nula é de que não haverá diferença significativa na resistência de união ao cisalhamento entre a base e os dentes, ambos impressos em 3D, independentemente do protocolo de tratamento mecânico aplicado.

2. METODOLOGIA

Os cálculos amostrais foram realizados com base no estudo de Pereira et al. (2024). As análises foram conduzidas no programa G*Power (versão 3.1, Heinrich-Heine-Universität, Düsseldorf, Alemanha), utilizando o teste ANOVA – **Fixed effects, omnibus, one-way**, adotando nível de significância (α) de 0,05 e poder estatístico ($1-\beta$) de 0,80. Para o ensaio de rugosidade superficial, foram considerados dois grupos experimentais (controle e jateamento com óxido de alumínio), com valores de média e desvio padrão de $0,210 \pm 0,044$ e $3,87 \pm 0,693$, respectivamente. Esses parâmetros resultaram em um tamanho de efeito (f) de 1,83, indicando a necessidade mínima de 7 espécimes por grupo, contudo, foram confeccionados 10. De forma semelhante, para o ensaio de resistência de união ao cisalhamento, o cálculo foi realizado a partir das médias de $3,92 \pm 0,96$ (grupo controle) e $5,71 \pm 1,47$ (grupo tratado), resultando em um tamanho de efeito (f) de 0,895. O cálculo indicou a necessidade de 7 espécimes por grupo. Assim como no teste anterior, foram confeccionadas 10 espécimes para cada grupo¹⁸.

Foram impressos 30 espécimes de bases das próteses, ao qual foram simuladas utilizando cilindros de dimensões de $\varnothing 19,5 \times 5 \text{ mm}$. Os cilindros das bases (CB) foram planejados utilizando o software Fusion 360 (Autodesk, Inc., Califórnia, EUA) e impressas pela impressora 3D de resina fotossensível Mars 4 Ultra 9K (Elegoo, Shenzhen, China), utilizando a resina de impressão Prizma 3D Bio Denture (MarkeTech Lab, São Paulo, Brasil), com ângulo de impressão de 0° e espessura de camada de impressão de $50 \mu\text{m}$, conforme a tabela 1¹⁹.

Para os dentes artificiais (DA) foram impressos 90 espécimes, que foram simulados por cilindros de dimensões $\varnothing 2,5 \text{ mm} \times 10,0 \text{ mm}$. Foram planejados utilizando o software Fusion 360 (Autodesk, Inc., Califórnia, EUA) e confeccionados pela a impressora de resina fotossensível Mars 4 Ultra 9K (Elegoo, Shenzhen, China), utilizando a resina de impressão Prizma 3D Bio Prov (MarkeTech Lab., São Paulo, Brasil), com ângulo de impressão de 0° e camada de impressão de $50 \mu\text{m}$, conforme a tabela 1.¹⁹

Tabela 1: Especificações técnicas das resinas utilizadas no estudo.

<i>Resina</i>	<i>Fabricante</i>	<i>Composição</i>	<i>Lote</i>	<i>Altura de camada de impressão</i>	<i>Ângulo de impressão</i>
PRIZMA 3D Bio Prov	Makertech	Monômeros de acrilato e triacrilados patenteados (>10%), sílica amorfa (≤5%), cargas patenteadas (<10%), oligômeros meta-acrilados patenteados (<70%), óxido de difenil(2,4,6-trimetilbenzoil)-fosfina (<5%)	154724	50µm	0°
PRIZMA 3D Bio Denture	Makertech	Monômeros de acrilato patenteados (>10%), pigmentação e enchimento (≤10%), oligômeros de acrilato patenteados Makertech (<65%), óxido de difenil (2,4,6-trimetilbenzoil)-fosfina (<5%)	180925	50µm	0°

Todas as amostras tiveram o mesmo protocolo de pós-processamento, com banho em álcool isopropílico 99,5% por 5 minutos em cuba de lavagem e exposição em luz ultravioleta 405nm por 10 minutos na Wash & Cure Elegoo Mercury XS Bundle (Elegoo, Shenzhen, China), conforme recomendação do fabricante.

Os grupos do estudo foram definidos de acordo com o preparo de superfície, sendo eles, o grupo controle (CT), sem nenhum tratamento; O grupo jato certificado (JC), tratado com jato de partículas aprovado pela ANVISA; e o grupo jato não certificado (JNC), tratado com jato de partículas sem certificação, de acordo com a tabela 2.

Tabela 2: Grupos do estudo e quantidade das amostras.

Grupos	Tratamento de superfície	Adesão	Quantidade
CT (Controle)	Sem tratamento	Resina Bio Denture	10
JC	Jato Bio-Art	Resina Bio Denture	10
JNC	Jato JOUTUM	Resina Bio Denture	10

As superfícies dos CBs submetidas ao jateamento com óxido de alumínio com tamanho de partícula de 50 μ m, foram tratadas por 30 segundos, com pressão de saída de 2,00bar, ângulo de 90° em relação à superfície e distância padronizada de 10mm¹⁹, utilizando os jateadores Microjato Standard (Bio-Art, São Paulo, Brasil) e Aluminium Oxide Microblaster (JOUTUM, Foshan, China).

Para padronização da distância de jateamento com óxido de alumínio, utilizou-se um dispositivo de 10mm de altura, acoplado aos bicos ejetores dos jateadores (Figura 1).



Figura 1: Dispositivo para padronização da distancia de jateamento em 10mm.

Os espécimes, após o tratamento de superfície com o jateamento com óxido de alumínio passaram por banho ultrassônico em cuba ultrassônica (Modelo CD-4810, Gnatus, São Paulo, Brasil) por 5 minutos e secagem com jato de ar da seringa tríplice.

Os espécimes foram montados seguindo o protocolo de tratamento de superfície correspondente a cada grupo. Os CB foram inclusos em uma bucha de redução (BR) de policloreto de vinila (PVC) de 25x20mm e fixados com resina acrílica autopolimerizável, PMMA, (VIPI Produtos Dentais, São Paulo, Brasil), (figura 2A). Após a união do CB à BR, realizou-se o jateamento com as especificações

supracitadas; o posicionamento do DA ao CB foi realizado com o auxílio de um delineador paralelômetro (Bio-Art, São Paulo, Brasil) para que o DA estivesse paralelo à superfície do CB, (Figura 2B), sendo que cada CB recebeu a adesão de 3 DAs, utilizando resina de impressão PRIZMA 3D Bio Denture (MarkeTech Lab., São Paulo, Brasil) para realizar a adesão, (figura 2C), seguido de pressão digital, limpeza do excesso de resina com microaplicador, (figura 2D), e polimerização com luz UV por 1 minuto utilizando um fotopolimerizador Valo (Ultradent Products Inc., Utah, EUA), com intensidade de luz de 1.000 mW/cm² e comprimento de onda de 440–480nm, (figura 2E)²⁰.

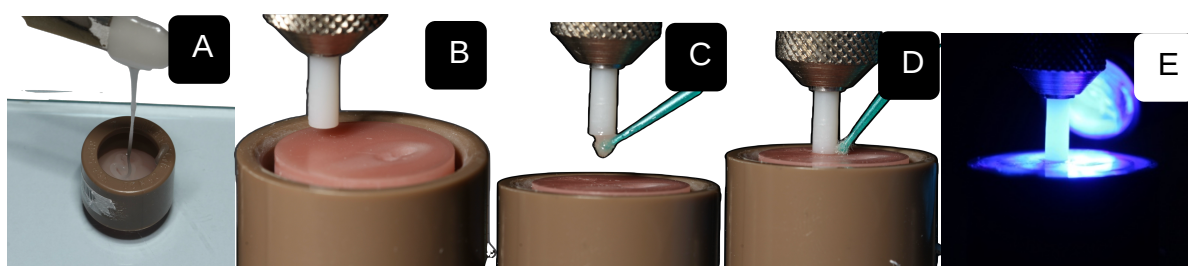


Figura 2: (A) Incorporação da CB a BR. (B) Utilização do paralelômetro para adesão do CD ao CB. (C) Aplicação da resina de adesão. (D) Limpeza com microaplicador. (E) Fotopolimerização.

As amostras foram armazenadas em água destilada à 37°C por 48h antes do teste de cisalhamento²⁰. Para o teste de cisalhamento utilizou-se uma máquina de ensaio universal DSES-1000 (Shimadzu Corporation, Quioto, Japão), com uma ponta edentadora em formato de cunha, com carga de 5KN, em uma velocidade da cruzeta de 0,5mm/min. A ponta ativa em forma de lâmina de faca foi aplicada na interface adesiva, paralelamente ao bloco. A força de cisalhamento em falha foi registrada e convertida em tensão de cisalhamento, (τ Mpa) utilizando a seguinte fórmula^{20–22}:

$$\tau = \frac{F}{r^2 \cdot 3,14}$$

Após a conversão da força de cisalhamento em tensão de cisalhamento, foi calculada a média dos 3 DAs para o valor final de cada CB.

Para quantificação da rugosidade superficial (RA), utilizou-se um rugosímetro portátil Digimess (Digimess Instrumentos de Medição Ltda., São Paulo, Brasil),

modelo 400.210. O equipamento, previamente calibrado de acordo com as normas internacionais ISO 4288 e ISO 3274. A análise envolveu o uso de uma ponta de diamante para percorrer uma faixa predefinida de 5x o **cut-off** (4mm) operando com as seguintes especificações: ângulo da ponta de 90°, raio da ponta de 5 µm, **cut-off** de 0,8 mm, velocidade de deslize de 0,5 mm/s, força de medição de 4µN (0,4gf) e resolução de ± 0,1µm. O parâmetro de rugosidade adotado foi o Ra, com exatidão do equipamento de ±10%. Foram realizadas três aferições em diferentes regiões de cada corpo de prova e calculada a média das três leituras e relatada como a rugosidade única para aquela amostra individual.

A morfologia qualitativa foi analisada por microscopia eletrônica de varredura (MEV) utilizando um microscópio eletrônico de varredura (JSM 7001F, Jeol, Tóquio, Japão). As amostras foram previamente metalizadas (EM SCD 500, Leica, Wetzlar, Alemanha) para obtenção de condutividade. As imagens foram obtidas sob vácuo alto, com voltagem de aceleração de 15.0 kV e **working distance** (WD) de 15.1mm. Foram realizados aumentos de 400x e 1000x para a análise morfológica superficial.²³.

A análise dos padrões de fratura foi realizada por meio de documentação fotográfica com uma câmera digital DSLR (Canon EOS Rebel T3, Canon Inc., Japão). O equipamento foi configurado no modo manual com as seguintes especificações: velocidade do obturador de 1/100s, abertura de f/25 e ISO 100, foi utilizado um flash de anel (Macro Ring Lite MR-14EX, Canon Inc., Japão) acoplado à objetiva. A padronização da distância e do enquadramento foi feita pelo uso de um cone de posicionamento, conforme ilustrado (Figura 3).



Figura 3: Padronização da distância de fotografia com um cone de posicionamento.

As imagens adquiridas foram analisadas quantitativamente no software de processamento de imagens Fiji (Fiji, ImageJ). Mensurou-se a área de fratura do dispositivo adesivo DA que comprometeu o material da base, e a proporção dessa área em relação à área total do DA foi convertida em porcentagem. Com base nessa quantificação, os padrões de fratura foram classificados em três categorias²⁴:

- **Fratura Adesiva (A):** Fratura que ocorreu exclusivamente na interface adesiva, sem comprometer o material da base (0–25% de comprometimento).
- **Fratura Mista (M):** Fratura que comprometeu parcialmente o material da base, apresentando ao mesmo tempo áreas de fratura adesiva (25–75% de comprometimento).
- **Fratura Coesiva (C):** Fratura que comprometeu majoritariamente o material da base, caracterizando uma fratura coesiva no substrato (75–100% de comprometimento).

Todas as análises estatísticas foram realizadas no programa JAMOV (The jamoviproject, Jamovi). Os dados foram submetidos aos testes de Shapiro–Wilk e Levene, confirmando a normalidade da distribuição e a homogeneidade das variâncias. Em seguida, aplicou-se a análise de variância (ANOVA) de um fator para

verificar diferenças estatisticamente significativas entre os grupos, seguida pelo teste de comparações múltiplas de Tukey, adotando nível de significância de 5%.

3. RESULTADOS

Para o parâmetro de cisalhamento o teste ANOVA de um fator mostrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos [$F(2,27) = 271$; $P < .001$]. Os resultados do teste de comparações múltiplas de Tukey estão apresentados na tabela 3.

Tabela 3: Valores de média (desvio padrão) em Mpa dos grupos avaliados.

Grupo	Média (Desvio padrão) em Mpa
CT	11.8 (1.78) B
JC	26.1 (1.60) A
JNC	26.5 (1.44) A

Diferentes letras maiúsculas demonstram diferença estatística entre os grupos avaliados ($p < 0,05$) avaliados pelo teste de Tukey.

De acordo com a tabela 3, o teste de Tukey permitiu identificar dois subconjuntos estatisticamente distintos entre os grupos avaliados. Os grupos JC (26.1 ± 1.60 MPa) e JNC (26.5 ± 1.44 MPa) apresentaram os maiores valores de resistência de união ao cisalhamento, não diferindo estatisticamente entre si, ambos designados pela letra (A), e foram significativamente superiores ao grupo CT.

O grupo CT (11.8 ± 1.78 MPa) apresentou valor intermediário, formando um subconjunto distinto (B), sendo estatisticamente inferior aos grupos jateados.

Para o teste de rugosidade superficial (R_a), o teste ANOVA de um fator mostrou diferença estatisticamente significativa entre os grupos [$F(2,16,6) = 84,2$; $P < .001$]. Os resultados do teste de comparações múltiplas de Tukey estão apresentados na Tabela 4.

Tabela 4: Valores de média (desvio-padrão) da rugosidade superficial (Ra, em μm) dos grupos avaliados

Grupo	Média (Desvio padrão) Ra (μm)
CT	1.64 (0.40) B
JC	3.51 (0.21) A
JNC	3.30 (0.16) A

Diferentes letras maiúsculas demonstram diferença estatística entre os grupos avaliados ($p < 0,05$) avaliados pelo teste de Tukey.

Com base nos resultados da Tabela 4, a análise estatística identificou dois subconjuntos distintos para a rugosidade superficial (Ra). Os grupos JC ($3,51 \pm 0,21 \mu\text{m}$) e JNC ($3,30 \pm 0,16 \mu\text{m}$) apresentaram os maiores valores de rugosidade, não diferindo estatisticamente entre si, sendo ambos designados pela letra A.

O grupo CT ($1,64 \pm 0,40 \mu\text{m}$) formou um subconjunto estatisticamente inferior, designado pela letra B, com valor de rugosidade significativamente menor que os dos grupos submetidos ao jateamento.

As imagens de MEV corroboram com os resultados de rugosidade superficial e teste de cisalhamento, mostrando uma superfície com topografia muito parecida entre os grupos JC e JNC, e superfícies muito mais irregulares em comparação com o grupo CT, (figuras 4, 5, 6, 7, 8 e 9).

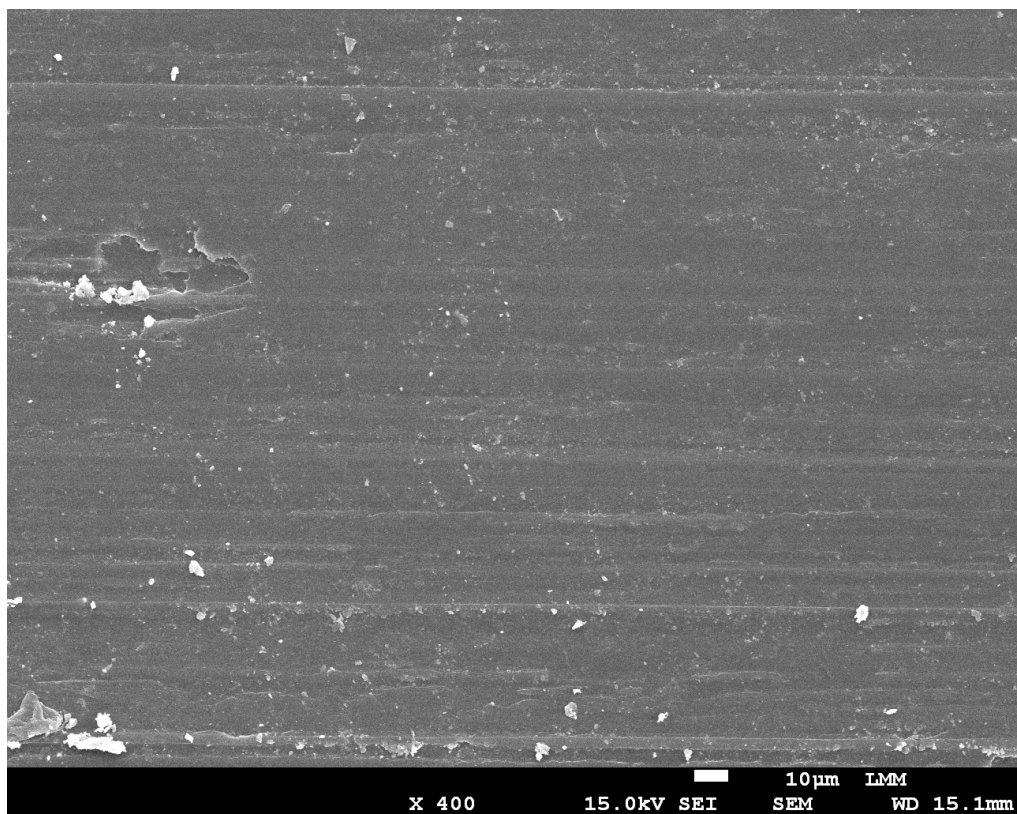


Figura 4: MEV do CT com aumento de 400x.

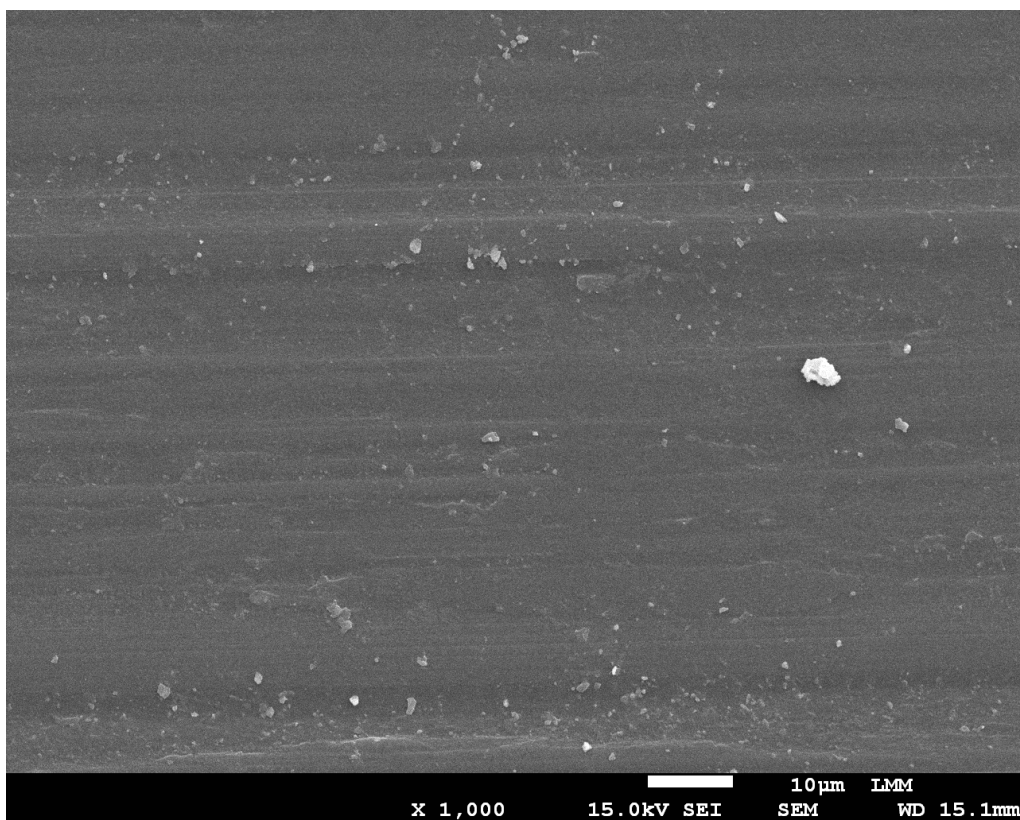


Figura 5: MEV do CT com aumento de 1000x.

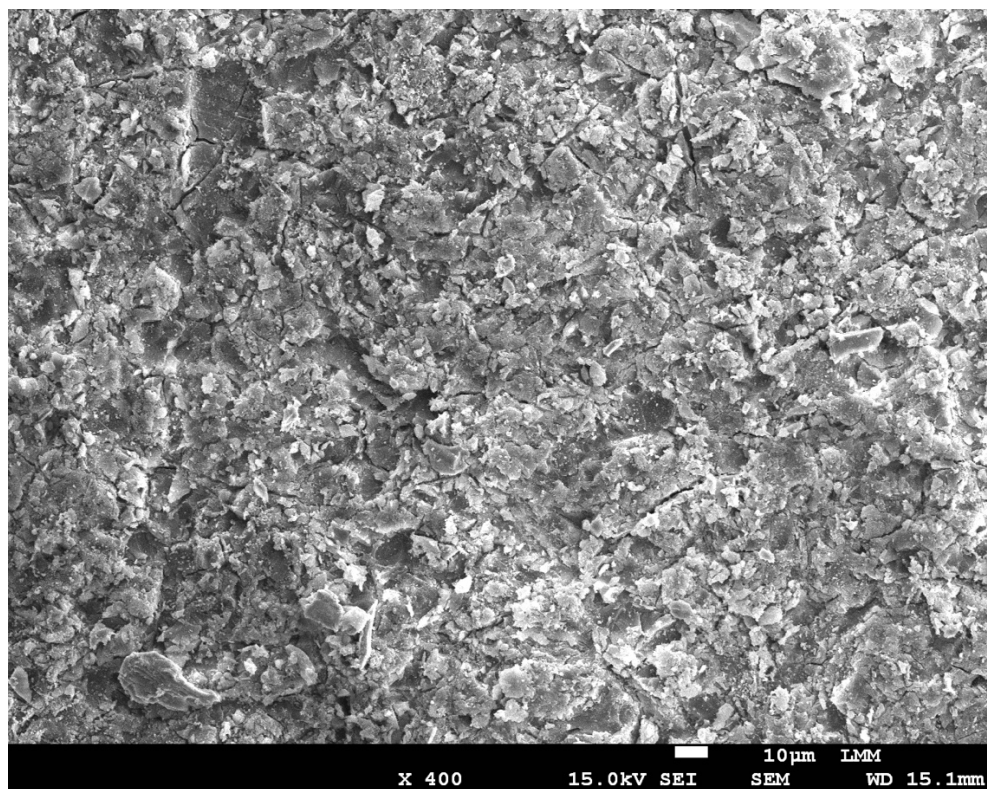


Figura 6: MEV do JC com aumento de 400x.

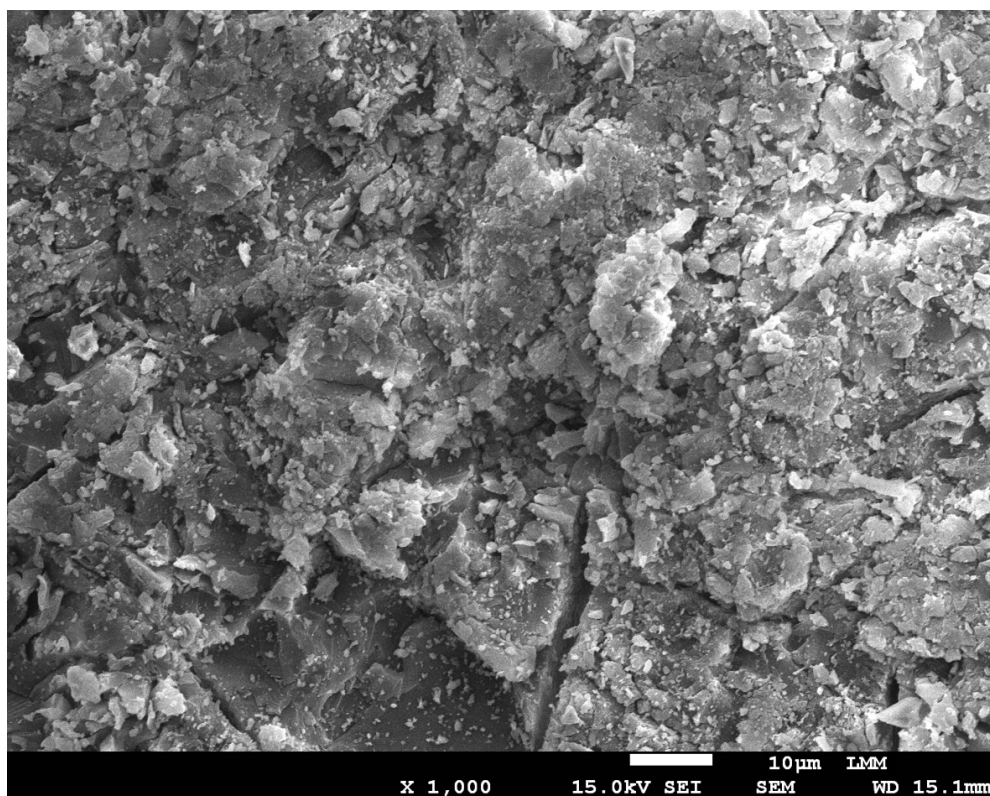


Figura 7: MEV do JC com aumento de 1000x.

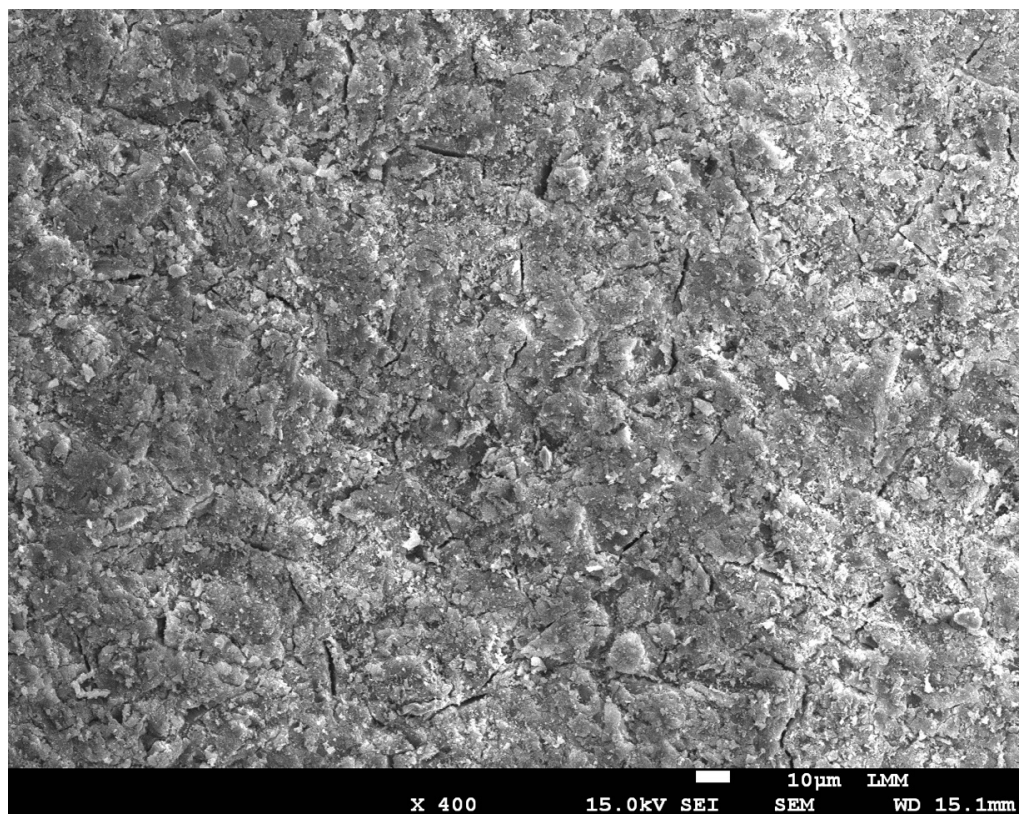


Figura 8: MEV do JNC com aumento de 400x.

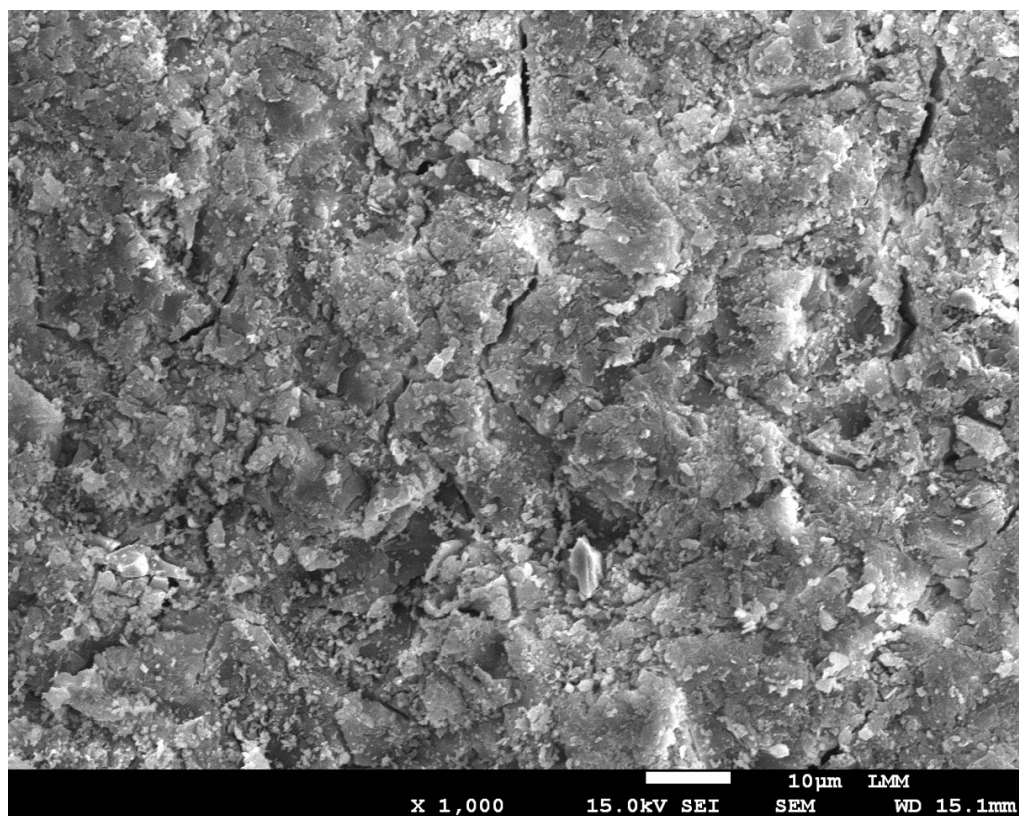


Figura 9: MEV do JNC com aumento de 1000x

Com base nos resultados da Tabela 5, observa-se diferença na distribuição dos padrões de fratura entre os grupos. O grupo CT apresentou predominantemente fraturas adesivas (70%), seguidas por fraturas mistas (30%), sem registro de fraturas coesivas. Em comparação, ambos os grupos submetidos ao jateamento com óxido de alumínio mostraram ausência de fraturas adesivas. O grupo JC demonstrou quase que predominantemente fraturas mistas (93,3%), com um mínimo registro de fratura coesiva (0,3%), enquanto o grupo JNC exibiu predominância de fraturas mistas (80%) seguidas por fraturas coesivas (20%).

Tabela 5: Porcentagem dos padrões de fratura nos grupos.

	<i>Padrão de Fratura em %</i>		
	<i>A</i>	<i>M</i>	<i>C</i>
<i>CT</i>	70	30	0
<i>JC</i>	0	93,3	6,7
<i>JNC</i>	0	80	20

A: Fratura adesiva; ***M:*** Fratura mista; ***C:*** Fratura Coesiva.

4. DISCUSSÃO

Com base nos resultados obtidos, a hipótese nula foi rejeitada após análise estatística que confirmou diferenças significativas na resistência de união ao cisalhamento entre os grupos submetidos a diferentes tratamentos de superfície.

Os resultados mostram que o jateamento, independente do jateador, promoveu melhores resultados quando comparados ao grupo controle. A caracterização da rugosidade revelou um perfil superficial significativamente diferente entre os grupos, com os grupos JC e JNC apresentando valores de rugosidade estatisticamente superiores ao grupo controle CT ($P < 0,01$), sem diferença significativa entre si. As micrografias obtidas por MEV ilustraram claramente essa distinção, as superfícies do grupo controle exibiram topografia relativamente lisa e homogênea, enquanto os espécimes jateados JC e JNC demonstraram uma modificação topográfica uniforme, caracterizada por microcavidades e irregularidades distribuídas de maneira homogênea, típicas do processo de jateamento com óxido de alumínio. A similaridade morfológica observada entre JC e JNC na MEV corrobora a equivalência de desempenho mensurada tanto na rugosidade quanto na resistência de união. Estes resultados também indicam que os tratamentos de superfície com jateamento promoveram uma mudança significativa no padrão de falha, eliminando as fraturas puramente adesivas observadas no grupo controle e aumentando a incidência de fraturas que envolvem o comprometimento do material da base.

Deste modo, o aumento significativo na resistência de união ao cisalhamento, associado à alteração na topografia superficial, bem como a os padrões de fratura majoritariamente mistos e coesivos, são promovidos pelo tratamento de superfície com óxido de alumínio, pode ser explicado pelo tratamento mecânico, que gera microcavidades e irregularidades controladas, as quais, por sua vez, elevam substancialmente os valores de rugosidade superficial. Conforme estudos anteriores^{2,4,22,25-27}, documentados na literatura, essa modificação morfológica desempenha um papel fundamental na melhoria adesiva, uma vez que amplia a área de contato efetiva na interface. Como consequência, há um incremento na área total disponível para infiltração e ancoragem do material adesivo, neste caso, da resina de impressão, estabelecendo uma retenção micromecânica superior entre os dispositivos²⁵. Dessa forma, o jateamento atua não apenas como um modificador de superfície, mas como um facilitador crítico para a obtenção de interfaces mais resistentes e duráveis em estruturas fabricadas por manufatura aditiva.

Uma das problemáticas centrais abordadas neste estudo é a busca por equipamentos odontológicos de baixo custo, fenômeno que tem levado à disseminação de sites de comércio eletrônico que comercializam equipamentos não certificados, frequentemente adquiridos por meio de plataformas internacionais de comércio eletrônico que não possuem garantia de conformidade regulatória ou de controle de qualidade não certificados pelas agências reguladoras.

Embora a literatura científica ainda não tenha explorado extensivamente os riscos específicos destes equipamentos, alertas e notas técnicas de órgãos de vigilância frequentemente reportam a apreensão de produtos irregulares, citando perigos que variam da ineficácia técnica até o comprometimento da segurança do paciente. O equipamento não certificado utilizado neste estudo, por exemplo, possuía a certificação chinesa CCC (China Compulsory Product Certification), obrigatória para a comercialização de diversos produtos no mercado interno e para exportação, mas que não se aplica ou atesta a segurança e eficácia de dispositivos médicos-odontológicos, função esta sob a responsabilidade da National Medical Products Administration (NMPA), agência regulatória chinesa. Diante deste contexto, a presente pesquisa assume dupla relevância: ao comparar a eficácia de um jateador certificado pela Anvisa com um equipamento não certificado pela NMPA e importado de plataformas de comércio eletrônico, o estudo não apenas investiga a eficiência do jateamento como tratamento de superfície, mas também se propõe a gerar evidências científicas pioneiras sobre a performance de dispositivos fora do marco regulatório adequado. Desta forma, o trabalho visa oferecer dados concretos que podem subsidiar a tomada de decisão de clínicos e formuladores de políticas de saúde, elucidando os reais impactos operacionais.

Embora os resultados deste estudo tenham demonstrado a eficácia do jateador não certificado sob os parâmetros analisados, é importante considerar que equipamentos sem registro em agências regulatórias podem apresentar riscos potenciais não avaliados neste contexto experimental. Vale destacar, porém, que até o momento não existem relatos documentados na literatura de eventos adversos ou injúrias associadas especificamente ao uso deste equipamento. A ausência de certificação regulatória, contudo, implica na falta de garantias sobre seu controle de qualidade, rastreabilidade e segurança em longo prazo, aspectos que transcendem a eficácia técnica momentaneamente observada. Este risco, no Brasil, é reconhecido e combatido pela Vigilância Sanitária, como demonstra a Medida Cautelar nº 0192077/25-4, publicada no Diário Oficial da União em 21/02/2025, que aplica o art.

10, incisos IV, V e XXIX da Lei 6.437/1977 para proibir expressamente a comercialização e o uso de produtos odontológicos irregulares^{28,29}. Bem como nos Estados Unidos da América, esse risco é regulado pela FDA, conforme estabelecido pelo **Federal Food, Drug, and Cosmetic Act** (FD&C Act). O dispositivo em questão, por se tratar de um equipamento médico, está sujeito aos requisitos de seção 510(k) do FD&C Act (21 U.S.C. § 360(k)) e às regulamentações de controle de qualidade da agência, codificadas no Título 21 do **Code of Federal Regulations, Part 820** (21 CFR 820). A comercialização de um dispositivo sem a devida notificação e autorização pré-comercialização pelo FDA constitui uma violação da lei federal, sujeitando o produto a apreensão e o fabricante a ações judiciais. Utilizar um dispositivo sob tal restrição significa, portanto, assumir um risco sanitário e ético, expondo o paciente e o profissional a falhas imprevisíveis e às sanções legais cabíveis, mesmo que, em um teste inicial, seu resultado tenha se equiparado ao de um produto regulamentado³⁰⁻³².

A literatura corrobora que, em muitos casos, além das estratégias de tratamento mecânico avaliadas, a combinação de tratamentos mecânicos e químicos é mais efetiva do que qualquer um dos métodos isoladamente. O uso de monômeros solventes (como metacrilato de metila - MMA) realiza tratamento químico entre os materiais na interface adesiva²⁷, podendo facilitar a penetração da resina de impressão utilizada para união. Da mesma forma, o silano, amplamente utilizado como agente de conexão em materiais cerâmicos e compostos, poderia atuar como ponte de ligação entre a superfície polimérica e a resina adesiva, especialmente se houver cargas ou partículas inertes expostas após o jateamento^{21,27,33-37}. Adicionalmente, sistemas adesivos específicos para polímeros, como os que contêm monômeros bifuncionais, são formulados para interagir quimicamente com a superfície do material, melhorando a molhabilidade e a infiltração do cimento resinoso³⁸⁻⁴⁰. Portanto, as diferenças entre os grupos neste estudo poderiam também ser mais expressivas com a utilização de um tratamento químico complementar para potencializar os efeitos do jateamento.

Por fim, é importante reconhecer as limitações inerentes a este estudo. A investigação foi conduzida em condições laboratoriais controladas, focando em parâmetros específicos de resistência de união e modificação superficial, o que pode não refletir integralmente o desempenho clínico dos equipamentos a longo prazo ou sob variações de uso. Além disso, o estudo não avaliou outros riscos potenciais associados ao equipamento não certificado, como a possibilidade de contaminação do jato por partículas metálicas, a variação na pressão de trabalho ao longo do tempo

ou a sua durabilidade. Portanto, embora os resultados demonstrem equivalência técnica sob os parâmetros analisados, eles não esgotam a complexa avaliação de segurança necessária para validar o uso clínico de dispositivos fora do marco regulatório, reforçando a necessidade de novos estudos que incorporem variáveis de desempenho e segurança em cenários que simulem de forma mais abrangente a prática clínica.

5. CONCLUSÃO

Conclui-se que o jateamento com óxido de alumínio aumentou significativamente a resistência de união ao cisalhamento entre as resinas 3D para dente e base de prótese, não sendo observada diferença no desempenho técnico imediato entre o equipamento certificado e o não certificado nas condições deste estudo. No entanto, ressalta-se que a equivalência de desempenho em parâmetros técnicos específicos não equivale à equivalência em segurança. O uso de equipamentos não certificados implica riscos inerentes, como a falta de garantias sobre seu controle de qualidade, rastreabilidade e desempenho em longo prazo, fatores que podem comprometer a segurança do procedimento clínico. Portanto, a escolha por dispositivos regulamentados permanece como a conduta mais segura e eticamente recomendada para a prática clínica.

REFERÊNCIAS

1. Sturzenegger, S., Srisanoi, K., Stillhart, A. & Srinivasan, M. Improving reline bonding in 3D-printed dentures: an experimental in vitro study. **J Dent** 160, 105873 (2025).
2. Mosaddad, S. A. **et al.** Dental implant considerations in patients with systemic diseases: an updated comprehensive review. **J. Oral Rehabil** 51, 1250–1302.
3. Srinivasan, M. **et al.** CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study. **J. Dent** 80, 75–79.
4. Grande, F. **et al.** CAD-CAM complete digital dentures: an improved clinical and laboratory workflow. **J. Prosthet. Dent** <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2024.11.016>. doi:10.1016/j.prosdent.2024.11.016.
5. Zandinejad, A., Floriani, F., Lin, W. S. & Naimi-Akbar, A. Clinical outcomes of milled, 3D-printed, and conventional complete dentures in edentulous patients: a systematic review and meta-analysis. **J. Prosthodont** 33, 736–747.
6. Wang, C., Shi, Y. F., Xie, P. J. & Wu, J. H. Accuracy of digital complete dentures: a systematic review of in vitro studies. **J. Prosthet. Dent** 125, 249–256.
7. Saponaro, P. C., Yilmaz, B., Johnston, W., Heshmati, R. H. & McGlumphy, E. A. Evaluation of patient experience and satisfaction with CAD-CAM-fabricated complete dentures: a retrospective survey study. **J. Prosthet. Dent** 116, 524–528.
8. Anadioti, E., Musharbash, L., Blatz, M. B., Papavasiliou, G. & Kamposiora, P. 3D printed complete removable dental prostheses: a narrative review, **BMC. Oral Health** 20,.
9. Srinivasan, M. **et al.** Analysis of the residual monomer content in milled and 3D-printed removable CAD-CAM complete dentures: an in vitro study. **J. Dent** 120,.
10. Penzenstadler, M. **et al.** In vitro analysis of composition profiles of resins for 3D printing of dentures. **J. Dent** 154,.
11. Mert, D., Kamnoedboon, P., Husain, N. A.-H., Ozcan, M. & Srinivasan, M. CAD-CAM complete denture resins: effect of relining on the shear bond strength. **J. Dent** 131,.
12. Awad, A. N., Cho, S. H., Kesterke, M. J. & Chen, J. H. Comparison of tensile bond strength of denture reline materials on denture bases fabricated with CAD-CAM technology. **J. Prosthet. Dent** 129, 616–622.
13. Li, R., Malik, D. & Sadid-Zadeh, R. Effect of adding a hard-reline material on the flexural strength of conventional, 3D-printed, and milled denture base materials. **J. Prosthet. Dent** 129, 796 1–796 7.

14. Pereira, A. L. C. **et al.** Bond strength between denture lining material and CAD-CAM denture base resin: a systematic review and meta-analysis. **J. Prosthet. Dent** <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.09.001>. doi:10.1016/j.prosdent.2023.09.001.
15. Taylor, M., Masood, M. & Mnatzaganian, G. Longevity of complete dentures after relines: a 20-year population based retrospective study of 187,227 publicly insured adults. **J. Dent** 121,.
16. Ertas, H., Capar, I. D., Arslan, H. & Akan, E. Comparison of cyclic fatigue resistance of original and counterfeit rotary instruments. **Biomed Eng Online** 13, (2014).
17. Proffitt, E. Counterfeit and Non-Compliant Dental Devices: The Dangers and How to Mitigate Them. **Dent Update** 43, 307–312 (2016).
18. Pereira, A. K. de H. C. **et al.** Effectiveness of different surface treatments on bond strength between 3D-printed teeth and denture base. **J Prosthodont** <https://doi.org/10.1111/JOPR.13941> (2024) doi:10.1111/JOPR.13941.
19. Aydin, N., Uslu Kavrama, F., Yosuncigir, H. & Ucar, Y. A comparison of the shear bond strength between denture teeth and denture base resins manufactured either conventionally or with a 3D printer. **J Prosthet Dent** <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2023.08.035>. doi:10.1016/j.prosdent.2023.08.035.
20. Pereira, A. L. C. **et al.** Targeting bonding protocols to increase the bond between acrylic resin or 3D printed denture bases and prefabricated or 3D printed denture teeth. **J Prosthet Dent** 131, 1252.e1-1252.e10 (2024).
21. Pero, A. C., Scavassin, P. M. & Nunes, É. M. Bond strength of artificial teeth attached to a microwave-polymerized denture base resin after immersion in disinfectant solutions. **J Prosthodont** 25, 576–579.
22. Jeong, K. W. & Kim, S. H. Influence of surface treatments and repair materials on the shear bond strength of CAD/CAM provisional restorations. **J Adv Prosthodont** 11, 95–104.
23. de Sousa, T. C., Ramos, A. G., Garcia, F. C. P. & de Medeiros, R. A. Comparative analysis of polishing protocols on microhardness and surface roughness of occlusal device materials fabricated using microwave-polymerized acrylic or 3D printed resins. **Journal of Prosthetic Dentistry** 133, 596.e1-596.e9 (2025).
24. Cleto, M. P., Silva, M. D. D. & Nunes, T. S. B. S. Evaluation of shear bond strength between denture teeth and 3D-printed denture base resin. **J Prosthodont** 32, 3–10.
25. Cleto, M. P. **et al.** Evaluation of Shear Bond Strength Between Denture Teeth and 3D-Printed Denture Base Resin. **J Prosthodont** 32, 3–10 (2023).

26. Imutairi, M. A., Salama, F. S., Alzeghaibi, L. Y., Albalawi, S. W. & Alhawsawi, B. Z. Surface Treatments on Repair Bond Strength of Aged Resin Composites. **J Int Soc Prev Community Dent** 12, 449–455.
27. Pereira, A. L. C., Troconis, C. C. M. & Segundo, H. V. M. Impact of CAD-CAM materials and bonding protocol on the bond strength between denture base/artificial teeth: A systematic review and meta-analysis. **Int J Prosthodont** 36, 769–776.
28. Marra, J., Souza, R. F. & Barbosa, D. B. Evaluation of the bond strength of denture base resins to acrylic resin teeth: Effect of thermocycling. **J Prosthodont** 18, 438–443.
29. Madhav, G. V, Raj, S. & Yadav, N. Shear bond strength of acrylic teeth to acrylic denture base after different surface conditioning methods. **J Contemp Dent Pract** 14, 892–897.
30. Lim, N. K. & Shin, S. Y. Bonding of conventional provisional resin to 3D printed resin: the role of surface treatments and type of repair resins. **J Adv Prosthodont** 12, 322–328.
31. Hanpongkittikun, P., Jia-Mahasap, W. & Chaoklaiwong, B. The Effect of Repair Materials and Surface Treatments on the Shear Bond Strength of 3D-Printed Provisional Restoration. **Eur J Dent** 19, 735–742.
32. Gad, M. M. **et al.** Repair bond strength of conventionally and digitally fabricated denture base resins to auto-polymerized acrylic resin: surface treatment effects In vitro. **Materials (Basel)** 15,.
33. Porto, T. S., Silva, I. G., Freitas Vallerini, B. & Goes, M. Different surface treatment strategies on etchable CAD-CAM materials: Part II-Effect on the bond strength. **J Prosthet Dent** 130, 770–779.
34. Neto, H. N. M. **et al.** Scoping review: Effect of surface treatments on bond strength of resin composite repair. **J Dent** 140, 104737.
35. Brasil. **Lei No 6.437. Configura Infrações à Legislação Sanitária Federal, Estabelece as Sanções Respectivas, e Dá Outras Providências. Diário Oficial da União** (Brasil, 1977).
36. Brasil. Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA). **Medida Cautelar No 0192077/25-4**. vol. 1 253–253 (2025).
37. Shah, P. **et al.** The Food and Drug Administration's (FDA's) 510(k) Process: A Systematic Review of 1000 Cases. **American Journal of Medicine** 136, 172-178.e14 (2023).
38. Jarow, J. P. & Baxley, J. H. Medical devices: US medical device regulation. **Urologic Oncology: Seminars and Original Investigations** 33, 128–132 (2015).

39. Rath, V. K. & Gray, S. T. Device Safety. *Otolaryngol Clin North Am* 52, 103–114 (2019).