

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Ciências da Saúde
Departamento de Odontologia



Trabalho de Conclusão de Curso

**Propriedades biomecânicas e químicas de resinas fluidas bioativas
submetidas a diferentes formas de envelhecimento.**

Matheus Augusto Viana

Brasília, 03 de Dezembro de 2024

Matheus Augusto Viana

**Propriedades biomecânicas e químicas de resinas fluidas bioativas
submetidas a diferentes formas de envelhecimento.**

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.

Orientadora: Prof^a. Dr^a. Rayssa Ferreira Zanatta

Brasília, 2024

A minha mãe, Irani Augusta, meu maior exemplo de vida.

AGRADECIMENTOS

Gostaria de dedicar um agradecimento especial à minha mãe, Irani Maria Augusta. Mãe, você foi minha maior fonte de força e inspiração. Em todos os momentos da minha vida, você se mostrou uma mulher guerreira, que enfrentou desafios com coragem e resiliência. Sempre me incentivou a lutar pelos meus sonhos, a acreditar em mim mesmo e a nunca desistir, mesmo quando o caminho parecia difícil. Foi com seu apoio incondicional, amor e sabedoria que consegui chegar até aqui. Você esteve ao meu lado em cada passo dessa jornada, me ajudando a superar obstáculos, me dando o suporte necessário para seguir em frente e me lembrando o tempo todo de que sou capaz de transformar meus sonhos em realidade. Não apenas este TCC, mas também esse diploma é uma conquista sua. Obrigado por ser minha fonte de força, por me ensinar o verdadeiro significado da persistência e por me mostrar, a cada dia, o quanto sou capaz. Não há palavras suficientes para expressar minha gratidão. Te amo muito e sou eternamente grato por tudo o que fez e faz por mim.

Quero também dedicar um agradecimento especial ao meu irmão, Helder Augusto, que sempre foi mais do que um irmão: um verdadeiro parceiro de vida. Desde minha infância, sua presença foi fundamental em minha caminhada. Você esteve ao meu lado nos momentos e decisões mais difíceis, me orientando e incentivando, portanto, esse diploma também é seu. Sou imensamente grato por ter um irmão tão especial, que me ajudou a crescer, tanto pessoal quanto profissionalmente. Te amo muito, meu irmão, e sou privilegiado por poder contar com você ao longo de toda a minha vida.

Agradeço ao Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico (CNPq) pelo apoio por meio das bolsas de iniciação científica, que foram fundamentais para o desenvolvimento desta pesquisa e para minha formação acadêmica

Agradeço à empresa Shofu pela doação dos materiais utilizados neste estudo, cuja colaboração foi essencial para a realização dos experimentos.

Sumário

Resumo	6
Abstract	7
2. Material e métodos	9
2.1 Delineamento experimental	9
2.2 Resistência flexural de 3 pontos	10
2.3 Microdureza Vickers	12
2.4 Sorção e solubilidade	12
2.5 Resistência a abrasão - Ra	13
2.6 Análise estatística	14
3. Resultados	14
4. Discussão	16
5. Conclusão	18
Referências	20

Resumo

A odontologia restauradora tem evoluído com materiais bioativos que oferecem características diferentes em termos de adesão, viscosidade, resistência física e química quando comparados aos convencionais. Um exemplo é a tecnologia Giomer, que incorpora um vidro bioativo chamado S-PRG tanto em resinas de viscosidade convencional como em materiais fluidos para uso na técnica injetável. O objetivo desse estudo foi avaliar propriedades físicas de resinas compostas com essa partícula após diferentes formas de envelhecimento, bem como sua estabilidade química. Foram testadas os seguintes materiais: resina de viscosidade convencional (Beautifil II – BII); resina de alta fluidez (Beautifil Flow Plus F03 - B03); resina de fluidez intermediária (Beautifil Flow Plus F00 - B00); e resina de fluidez intermediária e maior volume de carga (Beautifil Injectable X – BIX), todas manufaturadas pela empresa Shofu (Japão). Para o teste de flexão, foram confeccionadas 24 barras (25 mm x 2 mm x 2mm), divididas em 3 grupos de acordo com o nível de envelhecimento: 1) Controle (sem envelhecimento); 2) Termociclagem (10.000 ciclos, 5°C-55°C); 3) Ciclagem erosiva (ácido cítrico pH 3.6, 20min/dia, 15 dias). O ensaio de flexão de três pontos foi realizado em máquina de ensaios universal, com força de compressão e velocidade de 1mm/min. Para avaliação da microdureza (Vickers), foram construídas 24 amostras circulares (4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura), com auxílio de uma matriz de silicone, as quais também foram divididas nos 3 níveis de envelhecimento citados. Foram feitas 3 indentações em cada amostra e considerada a média entre elas. Para avaliação da sorção e solubilidade em água, foram confeccionados outras 5 amostras em forma de disco (8 mm de diâmetro e 1 mm de espessura) com auxílio de uma matriz de silicone e obtido o peso de cada uma em três momentos: M1 (inicial); M2 (após imersão em água por 7 dias) e M3 (após secagem em dessecador). Por fim, para avaliação da resistência a abrasão foram confeccionadas 8 amostras circulares (4mm de diâmetro por 2mm de espessura) devidamente polidas, e mensurada a rugosidade superficial antes e após 10.000 ciclos de abrasão em máquina de escovação. Os dados foram analisados por meio de testes de análise de variância e teste de Tukey, considerando $p < 0.05$. As resinas fluidas apresentaram resistência flexural similar a resina de viscosidade convencional, sendo que os valores de R_s reduziram após o envelhecimento. Quanto à dureza, todas resinas fluidas apresentaram menores valores comparadas a convencional bioativa, e a ciclagem erosiva diminuiu a dureza principalmente para resina BII. Todas as resinas apresentaram valores similares de solubilidade, e a resina BII apresentou menor sorção comparada à BIX. Por fim, a abrasão promoveu aumento da rugosidade em todas as resinas testadas, com exceção da BIX que apresentou valores iniciais e finais similares. Conclui-se que as resinas fluidas bioativas testadas possuem resistência flexural semelhante à convencional, mas menor microdureza. Termociclagem, desafios erosivos e abrasivos impactaram a dureza e rugosidade das resinas. A escolha clínica deve considerar a resistência à abrasão, devido aos efeitos estéticos e estruturais, com a convencional apresentando menor sorção comparada à BIX

Palavras-chave: *Resinas compostas, Adesão, Envelhecimento, Propriedades mecânicas, Giomers.*

Abstract

Restorative dentistry has evolved with bioactive materials that offer different characteristics in terms of adhesion, viscosity, physical and chemical resistance when compared to conventional ones. One example is the Giomer technology, which incorporates a bioactive glass called S-PRG both in conventional viscosity resins and in fluid materials for use in the injectable technique. The aim of this study was to evaluate the physical properties of composite resins with this particle after different forms of aging, as well as their chemical stability. The following materials were tested: conventional viscosity resin (Beautiful II – BII); high flowable resin (Beautiful Flow Plus F03 - B03); intermediate flowable resin (Beautiful Flow Plus F00 - B00); and resin with intermediate viscosity and greater loading volume (Beautiful Injectable X – BIX), all manufactured by the company Shofu (Japan). For the flexion test, 24 bars (25 mm x 2 mm x 2 mm) were made, divided into 3 groups according to the level of aging: 1) Control (no aging); 2) Thermocycling (10,000 cycles, 5°C-55°C); 3) Erosive cycling (citric acid pH 3.6, 20min/day, 15 days). The three-point bending test was carried out on a universal testing machine, with compression force and a speed of 1mm/min. To evaluate microhardness (Vickers), 24 circular samples (4 mm in diameter and 2 mm in thickness) were constructed with a silicone matrix, which was also divided into 3 groups according to the aging levels mentioned. Three indentations were made in each sample and the average between them was considered. To evaluate sorption and solubility in water, another 5 disc-shaped specimens (8 mm in diameter and 1 mm thick) were made with a silicone matrix and the weight of each one was obtained at three moments: M1 (initial); M2 (after immersion in water for 7 days) and M3 (after drying in a desiccator). Finally, to evaluate abrasion resistance, 8 circular samples (4mm in diameter by 2mm in thickness) were made, polished, and the surface roughness was measured before and after 10,000 abrasion cycles in a brushing machine. Data were analyzed using analysis of variance and Tukey's test, considering $p < 0.05$. The flowable resins presented flexural strength similar to the conventional viscosity resin, and thermocycling and erosive cycling reduced the average values. Regarding microhardness, all flowable resins presented lower values than the conventional bioactive resin, and erosive cycling was more deleterious, especially for BII resin. All resins presented similar solubility values, and BII resin presented lower sorption than BIX. Finally, abrasion promoted an increase in roughness in all resins tested, except for BIX, which presented similar initial and final values. It is concluded that the bioactive flowable resins tested have flexural strength similar to the conventional resin, but lower microhardness. Thermocycling, erosive and abrasive challenges impacted the hardness and roughness of the resins. Clinical choice should consider abrasion resistance, due to aesthetic and structural effects, with the conventional resin presenting lower sorption compared to BIX.

Keywords: Composite resin, adhesion, aging, mechanical properties, Giomers.

1.Introdução

Inovações no campo dos materiais dentários preventivos e restauradores tem sido direcionada para desenvolvimento de produtos bioativos com potencial de interação com a estrutura dental, promovendo efeito protetor, reparador ou terapêutico [1]. Usualmente isto se dá por meio da liberação de substâncias ou íons capazes de promover efeito antimicrobiano, alteração do pH do meio, efeito na inibição da desmineralização ou no favorecimento da remineralização dos tecidos duros dentais, atuação anti-enzimática, dessensibilizante, bem como capacidade de regeneração do tecido pulpar [2].

O uso de materiais bioativos é comum na prática clínica há várias décadas, com destaque para o cimento de ionômero de vidro, cujas indicações de uso são bastante consolidadas na literatura [3]. No entanto, novas opções com diferentes mecanismos de ação têm surgido, a exemplo da tecnologia Giomer, desenvolvida pela empresa Shofu, a qual incorpora em diversos materiais um vidro com características bioativas conhecido como S-PRG (*Surface Pre-reacted Glass*). Este vidro é composto por fluoroboroaluminossilicato previamente tratado com polissiloxano para criar uma camada externa reforçada com sílica. Tais partículas de vidro são pulverizadas e tratadas com uma solução aquosa de ácido poliacrílico, resultando em uma reação ácido-base com a superfície interna do vidro, tornando-o capaz de liberar diversos íons, como flúor, silicato, alumínio, sódio, borato e estrôncio, quando em contato com o meio bucal [4]. As partículas S-PRG destinam-se a conferir algumas propriedades não comumente inerentes aos materiais resinosos, como a capacidade de reduzir o crescimento de microrganismos e adesão às superfícies dentais/materiais, neutralização do pH ambiente local, redução do potencial de desmineralização do dente e, conseqüentemente, prevenção de cárie adjacente a restaurações (cárie secundária) [5,6].

Além do uso dessa tecnologia no manejo e prevenção da cárie, questiona-se sua efetividade em condições erosivas. O desgaste dental erosivo (DDE) é uma condição multifatorial modulada por fatores biológicos, comportamentais e ambientais, causada pela degradação química e física dos tecidos dentários na ausência de biofilme [7]. A perda avançada do esmalte e conseqüente envolvimento da dentina podem resultar em sintomas indesejáveis, como a hipersensibilidade dentinária [8], o que pode comprometer a qualidade de vida [9]. Dependendo da gravidade das lesões, procedimentos restauradores podem ser necessários para restaurar a forma, função e/ou estética. Nesses casos, as técnicas restauradoras com materiais e protocolos adesivos são preconizados [10]. Evidências recentes sugerem que os materiais restauradores contendo a tecnologia Giomer apresentam capacidade similar a de compósitos não bioativos em resistir a exposição em meio ácido (erosivo), no entanto sua capacidade de proteger os tecidos duros dos dentes adjacentes sob frequentes episódios erosivos ainda não foi completamente estabelecida [8], e nem se suas propriedades mecânicas, físicas e químicas se mantêm estáveis em longo prazo sob nessas condições.

Além da incorporação das partículas bioativas S-PRG (tecnologia Giomer) em resinas compostas de viscosidade regular estão disponíveis resinas fluidas com alto volume de carga conhecidas como resinas injetáveis. Esses materiais possuem uma baixa viscosidade (fluidas) mas incorporando um volume de partículas similares a das resinas de viscosidade convencional, mantendo assim maior resistência mecânica comparada às resinas fluidas não bioativas. As resinas injetáveis são comercializadas em duas viscosidades: F00 (média) e F03 (baixa) e tem sido indicada para

restaurações de cavidades posteriores e anteriores, em especial para paredes gengivais, levantamento de margem gengival, lesões cervicais, preenchimento de cavidades e regularização de paredes e, selamentos de fósulas e fissuras. Além da bioatividade, estas resinas injetáveis possuem como vantagem a facilidade de uso e redução do tempo de trabalho quando comparado às resinas convencionais de técnica incremental, podendo ser utilizadas inclusive com ajuda de barreiras de silicone transparentes feitas a partir de modelos encerados, que permite soluções conservadoras e com menor tempo de cadeira para o dentista e paciente [11].

A performance clínica dessas resinas injetáveis a curto prazo foi similar à das resinas convencionais em cavidades classe I em estudo clínico recente [12], no entanto o comportamento desses materiais a longo prazo, em diferentes desenhos de cavidades, ou em situações erosivas/abrasivas, ainda não foi completamente estabelecido [8]. Desafios erosivos aceleram a degradação da matriz orgânica de compósitos resinosos [13], acelerando seu envelhecimento, aumentando a rugosidade de superfície, contribuindo assim para aumento da deposição de biofilme e corantes da dieta, consequentemente reduzindo estética e aumentando necessidade de manutenção e polimento. Assim, o objetivo deste estudo foi avaliar diferentes propriedades mecânicas e químicas de resinas compostas bioativas com diferentes viscosidades após envelhecimento térmico, ciclagem erosiva.

2. Material e métodos

2.1 Delineamento experimental

A unidade experimental do estudo consistiu em amostras de resina composta. Como fatores de estudo foram avaliados: I) o tipo de resina (4 níveis), sendo: F00 – resina injetável fluida bioativa de média viscosidade (Beautifil flow plus F00, Shofu, Japão); F03 – resina injetável fluida bioativa de baixa viscosidade (Beautifil flow plus F03, Shofu); BII – resina de viscosidade convencional bioativa (Beautifil II, Shofu); BIX – resina injetável fluida bioativa e menor contração (Beautifil X, Shofu). II) tipo de envelhecimento (3 níveis): Controle (sem envelhecimento); Termociclagem; e Ciclagem erosiva (ácido cítrico). Como variáveis resposta foram avaliados a microdureza (Vickers), a resistência flexural de 3 pontos, a sorção e solubilidade em água e a resistência a abrasão por meio da rugosidade (Ra).

A Tabela 1 - Marca comercial, composição das resinas avaliadas

Material	Composição
Beautifil flow plus F00	Matriz orgânica: Bis-GMA (15% em peso)/TEGDMA (13% em peso); Carga: vidro multifuncional S-PRG, com base em vidro de aluminofluoro-borosilicato. 67,3% em peso (47,0% em volume); tamanho de partícula: 0,01–4,0 µm; tamanho médio de partícula: 0,8 µm
Beautifil flow plus F03	Matriz orgânica: Bis-GMA (15% em peso)/TEGDMA (13% em peso); Carga: vidro multifuncional S-PRG, com base em vidro de aluminofluoro-borosilicato. 68,3% em peso (46,3% em volume);

	tamanho de partícula: 0,01–4,0 µm; tamanho médio de partícula: 0,8 µm
Beautifil X	Bis-GMA, TEGDMA, Bis-MPEPP, Vidro S-PRG baseado em vidro fluoroboroaluminossilicato, pigmentos e outros. Carga de inorganica 82,9% em peso.
Beautifil II	Matriz orgânica Bis-GMA (7,5% em peso)/TEGDMA (5% em peso); Carga: vidro multifuncional S-PRG, com base em vidro de aluminofluoro-borosilicato. 83,3% em peso (68,6% em volume); tamanho de partícula: 0,01–4,0 µm; tamanho médio de partícula: 0,8 µm

*Bis-GMA (bisfenol A-glicidil metacrilato), TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato), Bis-MPEPP: 2, 2-bis (4-metacriloxi polietoxifenil) propano

2.2 Resistência flexural de 3 pontos

Para avaliação da resistência flexural de 3 pontos foram confeccionadas 24 barras de dimensões 25 mm x 2 mm x 2mm com cada resina testada. Foi utilizada uma matriz de silicone de adição (ScanPutty - Yllor) com as dimensões descritas confeccionadas a partir de um padrão de resina impresso. A resina foi colocada no interior da matriz, espalhada e compactada com auxílio de uma espátula, uma matriz de poliéster foi colocada sobre a superfície, e uma leve pressão realizada com uma lâmina de vidro para remoção de bolhas e planificação. Após, a lâmina de vidro foi removida e a barra fotopolimerizada através da matriz de poliéster, com uma lâmpada LED azul polywave (Bluephase, Ivoclar), com emitância de 1200 mW/cm². Considerando o diâmetro da ponta do aparelho e o tamanho da barra, foram realizadas 3 ativações em cada barra (extremos e centro), por 40 seg cada, para garantir que toda extensão desta fosse irradiada. A figura 1 ilustra os passos de confecção da barra.

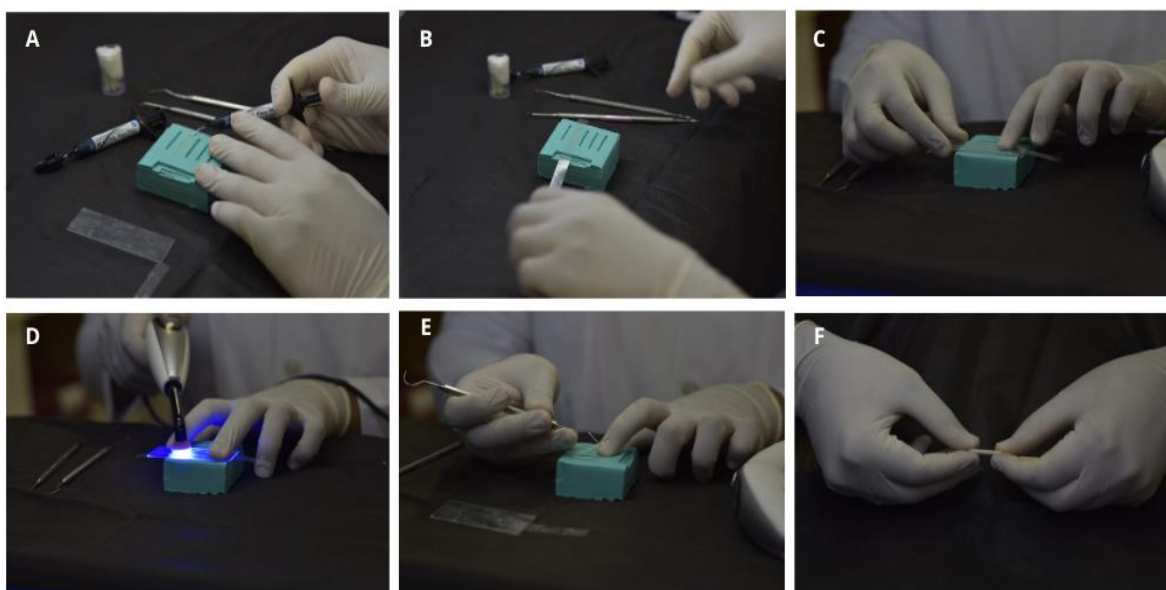


Figura 1: Passo a passo para confecção das barras. **A** Deposição da resina na matriz de silicone. **B** Matriz de poliéster posicionada sobre a resina. **C** Aplicação de pressão com a lâmina de vidro sobre a matriz de poliéster. **D** Fotopolimerização. **E** Retirada da amostra fotopolimerizada com auxílio da sonda exploradora. **F** Barra completamente removida da matriz.

Após a confecção, as barras foram divididas em 3 grupos ($n = 8$) de acordo com o tipo de ciclagem e envelhecimento a ser realizado: controle (imersão em água por 7 dias), termociclagem e ciclagem erosiva. No grupo de termociclagem foram realizados 5000 ciclos de banhos alternados entre quente (55°C) e frio (5°C), por 25 segundos cada, com intervalo de troca de 5 segundos, em uma termocicladora automática (OMC300, ODEME). Já nos grupos submetidos à ciclagem erosiva, foi realizado um ciclo de imersão das amostras em ácido cítrico (12 min/dia, pH 3,6, concentração 95,5%) e saliva artificial, durante 14 dias. A composição da saliva artificial utilizada foi: 0,1029g de cloreto de cálcio di-hidratado; 0,04066g de Cloreto de Magnésio; 0,544g de Fosfato de potássio monobásico; 4,766g de Tampão HEPES; 2,2365g de Cloreto de potássio e 1000ml de água destilada.

A resistência flexural foi obtida em máquina de ensaios universal (EZ-LX, Shimadzu), com dispositivo de flexão seguindo padrão da ISO 4049. Foi utilizada velocidade constante de 1 mm/min, com movimento de compressão no centro da barra, até fratura. Dados de força (N) e deslocamento (mm) foram obtidos. A resistência flexural (RF) foi obtida em MPa por meio da fórmula: $RF = 3PL / 2WT^2$, onde: P é a força registrada no momento da fratura (N); L, a distância entre os suportes (mm); W, largura do espécime (mm) e T, espessura do espécime (mm). A figura 2 ilustra o dispositivo e a amostra posicionados na máquina.



Figura 2: Dispositivo e posicionamento da barra para avaliação da resistência flexural

2.3 Microdureza Vickers

Para o cálculo da microdureza, foram confeccionadas 24 amostras circulares com cada uma das resinas testadas, utilizando uma matriz de silicone de adição (ScanPutty - Ylller), confeccionada a partir de um padrão de resina com 6 mm de diâmetro. A resina foi colocada e condensada no interior da matriz, e polimerizada da mesma forma descrita acima. Para fins de melhor adaptação no equipamento de microdureza, as amostras foram embutidas em resina acrílica (JET, incolor e autopolimerizável), em cilindros de 30 mm de diâmetro, com auxílio de uma matriz de silicone. Estes foram planificados e polidos em politriz automática, com lixas de carbetto de silício de granulação 1200, 2400 e 4000, sob refrigeração com água durante 120s cada. O polimento final foi realizado com discos de feltro e pasta de diamante de granulação 6 μ m (Pantec) durante 3 minutos.

Após a confecção, as amostras foram subdivididas em três grupos de acordo com o tipo de ciclagem/envelhecimento, conforme descrito anteriormente. O teste de microdureza foi realizado em microdurômetro (FM-700 DUAL, Microhardness Tester), equipado com o indentador Vickers, com 300 gramas de força, durante 15 segundos. Foram realizadas três medidas em cada amostra e a média entre eles considerado valor final em cada uma. A figura 3 ilustra as etapas da microdureza.

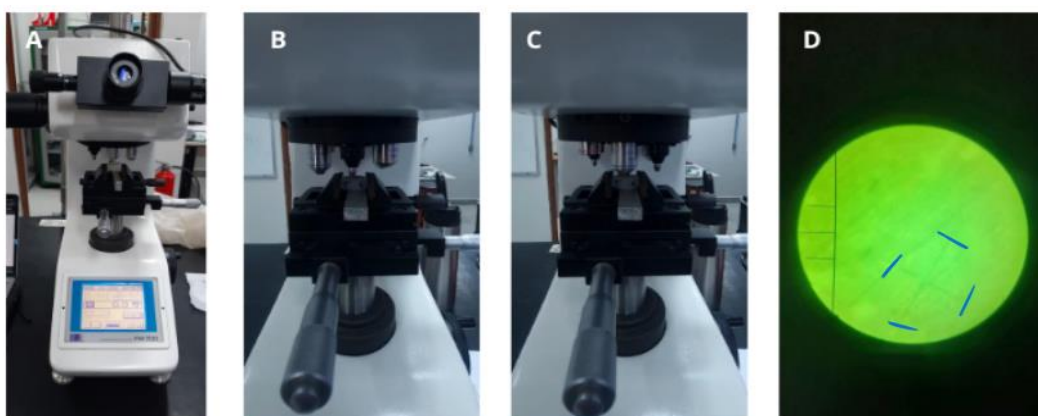


Figura 3: **A** Microdurômetro utilizado para a avaliação. **B** Indentador Vickers. **C** Lente M50 / 0,68 utilizada para visualização da marcação. **D** Visualização microscópica da indentação.

2.4 Sorção e solubilidade

Para avaliação da sorção e solubilidade, foram confeccionadas 5 amostras circulares de 8 mm de diâmetro e 1 mm de espessura, de cada resina testada, com auxílio de uma matriz de silicone de adição (ScanPutty - Ylller) confeccionada a partir de um padrão. A resina foi colocada e condensada na matriz, e o preparo seguiu os mesmos passos descritos anteriormente. As amostras foram mantidas durante 7 dias em dessecador e estufa (37°C) por 7 dias. Então foram pesadas individualmente em balança de precisão (M214A, BEL Engineering), em 5 dias consecutivos, até estabilização do peso, para definição do peso M1. Após, estas foram imersas em um volume de 2 ml de água por 7 dias, e o novo peso (M2) mensurado. Por fim, as amostras foram novamente colocadas em dessecador e estufa por 7 dias, e a massa mensurada em dias consecutivos até estabilização para obtenção do M3. A sorção

(S_c) foi obtida pela fórmula $S_c = (M1-M2)/V$ e a solubilidade (S_b) pela fórmula $S_b = (M1-M3)/V$, conforme descrito por Kumar et al (2014). O volume foi medido no momento $M1$, considerando o diâmetro e espessura dos espécimes.

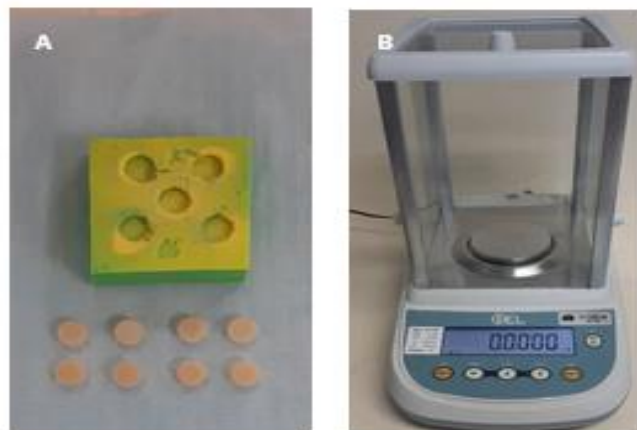


Figura 4: **A** Molde de silicone utilizado para fabricação das amostras. **B** Balança de precisão (M214A, BEL Engineering)

2.5 Resistência a abrasão - R_a

Foram confeccionadas 10 amostras circulares com cada um dos materiais testados, utilizando uma matriz de silicone de adição (ScanPutty - Ylller), confeccionada a partir de um padrão impresso com 6 mm de diâmetro. Todas as amostras foram polidas em politriz automática, com lixas de carvão de silício de granulação 1200, 2400 e 4000, sob refrigeração com água durante 120s cada. O polimento final foi realizado com discos de feltro e pasta de diamante de granulação 6 μ m (Pantec) durante 3 minutos.

Para a avaliação da resistência à abrasão foi considerado apenas o grupo controle (sem envelhecimento), uma vez que o envelhecimento térmico e erosivo causou perda de superfície, e poderia enviesar os resultados. Foi posicionado uma fita sobre duas extremidades de cada amostra, deixando exposto ao meio externo apenas o centro (2 mm), conforme esquema da Figura 5. A fita visou gerar uma área de referência protegida da escovação. As amostras foram então posicionadas em um dispositivo padrão no equipamento de escovação automática (MEV-2T – Odeme Dental Research, Luzerna, SC, Brasil). Escovas dentais padrão (Sanifill Ultra Profissional 39, São Paulo, Brasil) foram adaptadas na máquina de escovar, anguladas 12° em relação à superfície do corpo de prova para minimizar a formação de sulcos. Foram realizados 10.000 golpes de escovação com uma suspensão de dentífrico padrão (Colgate Total 12), frequência de 2Hz, carga de 200 g. A suspensão foi feita por diluição do dentífrico em saliva artificial na proporção 3:1 (saliva: dentífrico).

Após os ciclos de tratamento, as amostras foram avaliadas em perfilômetro de contato (MahrSurf, Mahr) quanto ao parâmetro da rugosidade média (R_a). Foram

F03	120.70	11.23	A a	106.66	17.87	A a	106.41	13.50	Aa	111.26	15.3	A
F00	100.58	7.38	A a	86.92	20.84	A a	89.07	11.61	Aa	92.19	15.0	B
BIX	125.84	10.64	A a	92.07	13.95	A b	102.08	25.43	Aa b	106.66	22.3	A
BII	117.79	19.58	A a	84.40	14.37	A b	112.57	16.96	Aa	104.92	22.1	AB
Fator envelhecimento	116.23	15.61	a	92.52	18.27	b	102.53	18.85	b			

Letra maiúscula mostra diferença entre as linhas para as resinas, e letras minúsculas entre as colunas, para o envelhecimento.

Para dureza, os valores do teste Anova dois fatores apresentou diferença estatística para todos os fatores (resina: $p < 0.001$; envelhecimento: $p < 0.001$; e interação: $p < 0.001$). Os valores de média e desvio padrão estão apresentados na Tabela 3.

Tabela 3 – Média e Desvio padrão (Hardness Vickers, HV) para os valores de microdureza Vickers

	Controle		Termociclagem		Erosão		FATOR Resina					
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	Média	DP				
F03	50.34	5.90	Aa	48.18	1.34	Aa	34.51	2.63	Ab	44.35	8.04	A
F00	53.41	5.45	Aa	49.55	1.77	Aa	37.52	3.62	Ab	46.40	7.97	A
BIX	39.69	5.68	Ba	44.43	3.31	Aa	36.63	6.60	Aa	40.25	6.07	A
BII	97.77	11.86	Ca	75.13	6.47	Bb	45.01	3.03	Ac	72.64	23.41	B
Fator envelhecimento	60.30	23.77	a	54.32	12.89	b	38.39	5.64	c			

Letra maiúscula mostra diferença entre as linhas para as resinas, e letras minúsculas entre as colunas, para o envelhecimento.

Para sorção e solubilidade, o teste de Kruskal-Wallis indicou diferença estatística para a sorção ($p = 0.032$), com a resina BII apresentando menor sorção comparada a BIX, e todas as outras apresentando valores similares ($p > 0,05$). Para solubilidade não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos ($p = 0.862$). A tabela 4 apresenta os valores de mediana e intervalo interquartil para sorção e solubilidade.

Tabela 4 – Valores de mediana e quartis para sorção e solubilidade, em mg/mm^3

	Sorção				Solubilidade			
	Mediana	25%	75%		Mediana	25%	75%	
F03	-0.162×10^{-4}	-0.1782×10^{-4}	-0.1404×10^{-4}	AB	0.000×10^{-4}	-0.0462×10^{-4}	0.0334×10^{-4}	A
F00	-0.157×10^{-4}	-0.1916×10^{-4}	-0.0854×10^{-4}	AB	0.000×10^{-4}	-0.0342×10^{-4}	0.0174×10^{-4}	A
BIX	-0.214×10^{-4}	-0.2142×10^{-4}	-0.1668×10^{-4}	A	0.000×10^{-4}	-0.0500×10^{-4}	0.0000×10^{-4}	A
BII	-0.084×10^{-4}	-0.1204×10^{-4}	-0.0651×10^{-4}	B	0.016×10^{-4}	-0.0401×10^{-4}	0.0337×10^{-4}	A

Letra maiúscula mostra diferença entre as linhas para as resinas

Os dados de rugosidade foram submetidos à análise de variância em dois fatores (Anova 2 fatores de medidas repetidas) e observou-se diferença significativa entre o tipo de resina e a presença de abrasão. O resultado do teste Anova está na Tabela 5. O teste Tukey revelou que houve diferença para a presença de abrasão, tendo esta provocado aumento da rugosidade em todas as resinas testadas, com exceção da BIX que apresentou valores iniciais e finais similares. Dentre as resinas, todas as fluidas bioativas apresentaram valores finais similares a convencional bioativa (BII), e apenas a BIX foi superior às demais fluidas, indicando que a maior quantidade de carga alegada pelo fabricante nesse material pode ser de fato relevante em também aumentar sua resistência a abrasão.

Tabela 5 - Média e desvio padrão dos valores de Ra para as resinas avaliadas

Resina	Controle (inicial)			Abrasão		
	média	DP		média	DP	
BII	0.032	(0.006)	Aa	0.239	(0.123)	ABb
F00	0.069	(0.020)	Aa	0.316	(0.089)	Ab
F03	0.034	(0.006)	Aa	0.274	(0.123)	Ab
BIX	0.043	(0.009)	Aa	0.146	(0.031)	Ba

Letra maiúscula mostra diferença entre as linhas para o fator resina, e letra minúscula mostra diferença entre as colunas para o fator tratamento (abrasão)

4. Discussão

A incorporação de características bioativas em materiais restauradores adesivos tem sido um objetivo constante na Odontologia Restauradora. O desenvolvimento da tecnologia SPRG visa o tratamento e a incorporação de vidro com características bioativas em diversos materiais compósitos, com o intuito de liberar íons que atuem na remineralização dos tecidos dentais, na prevenção da formação de biofilme e no controle da sensibilidade dentinária [14,15,16]. Estudos iniciais indicam que as resinas compostas com esses materiais apresentam estética satisfatória em dentes anteriores e posteriores [17], no entanto, esses materiais podem ser suscetíveis à degradação por hidrólise, o que pode afetar suas propriedades quando expostos a certas soluções [18,19]. Os resultados deste estudo indicam que os desafios erosivos e a ciclagem térmica reduziram significativamente a microdureza de todas as resinas testadas, corroborando com achados de estudos anteriores. A dureza relativa de uma substância é baseada na habilidade de resistir ao risco, sendo o conceito mais geralmente aceito o de resistência à indentação [20]. A dureza é, portanto, uma mensuração da resistência de um material à penetração, o que pode ser considerado um indicativo indireto da resistência ao desgaste na cavidade bucal [21]. Materiais com menor dureza são mais suscetíveis à perda de lisura e podem necessitar de maior frequência de manutenção e polimento. Em relação às resinas fluidas testadas, essas apresentaram menores valores de dureza em comparação com as resinas de viscosidade convencional. Esse resultado pode estar relacionado a diferenças na quantidade de carga nos materiais, bem como ao tamanho e forma das partículas, que devem ser investigados mais detalhadamente em estudos futuros, uma vez que essas informações não estão claramente descritas nas bulas dos produtos. Embora exista uma diferença na composição, como o tipo e a quantidade de monômeros, além do tamanho das partículas, todos os materiais

testados apresentaram valores similares de resistência flexural, sugerindo um bom desempenho clínico em termos de resistência e ampliando sua indicação de uso.

Fatores relacionados à sorção e solubilidade de materiais restauradores podem ser influenciados por diversos aspectos, como o sistema de resina, o carregamento de carga, a hidrofobicidade da matriz resinosa, a cura do material e o meio de armazenamento. No caso dos materiais bioativos, o monômero usado no material influencia diretamente a quantidade de água que o material pode absorver. Resinas com monômeros mais hidrofílicos tendem a ter maior capacidade de absorção (Monômero MPEPP), uma vez que atraem mais moléculas de água para sua matriz. Além disso, o carregamento de carga pode reduzir a sorção, pois as partículas inorgânicas (como sílica ou vidro) dificultam a difusão de água para o interior da matriz resinosa. O efeito do carregamento de carga também depende de sua quantidade, forma e distribuição, além da compatibilidade com a matriz orgânica [22].

Neste estudo, todos os materiais apresentaram valores similares de solubilidade, o que pode indicar uma interação equilibrada entre as partículas de carga e a matriz resinosa. No entanto, a resina de baixa contração (BIX) apresentou maior sorção comparada à resina de viscosidade convencional, o que pode ser explicado pela presença do monômero MPEPP em sua composição, o que a torna mais suscetível à absorção de água. A maior sorção de água pode estar associada ao mecanismo de liberação iônica do material, característica importante em materiais bioativos, que precisam permitir a difusão de água para liberar íons que promovem a remineralização dental.

Em relação à rugosidade, os resultados deste estudo indicam que a abrasão aumentou significativamente a rugosidade superficial de todas as resinas fluidas testadas, com exceção da BIX. Alterações na rugosidade após a abrasão também têm sido reportadas em estudos anteriores [24]. A rugosidade superficial pode ter implicações clínicas significativas, pois superfícies mais rugosas favorecem o acúmulo de biofilme e cromógenos, potencialmente levando a complicações estéticas e funcionais desses materiais restauradores [25]. Materiais compostos, acrílicos ou de poliéster podem ter rugosidades diferentes dependendo dos tipos de monômeros e cargas utilizadas. Resinas com maiores quantidades de carga, como sílica ou vidro, geralmente apresentam superfícies mais lisas, mas isso também depende da distribuição das cargas e da compatibilidade com a matriz resinosa. Nesse sentido, a resina BIX, com um maior conteúdo de carga, se comporta de maneira diferenciada, apresentando menor aumento na rugosidade após a abrasão.

As resinas fluidas testadas apresentaram menores valores de dureza comparada às resinas convencionais, que por sua vez, possuem maior conteúdo de carga e uma viscosidade maior, o que confere maior dureza. A carga adicional melhora a resistência ao desgaste e a dureza superficial, tornando essas resinas mais adequadas para restaurações em áreas de maior estresse, como dentes posteriores. A resistência à indentação, medida pela microdureza, é um indicativo importante da longevidade e da performance clínica do material. Com isso, resinas de viscosidade

convencional apresentam maior resistência à abrasão, o que pode ser vantajoso para restaurações em regiões com maior desgaste mecânico.

A resistência flexural está diretamente relacionada à rigidez do material e à sua capacidade de suportar forças sem quebrar ou deformar permanentemente. A comparação entre as resinas fluidas e convencionais revela que, embora as resinas fluidas apresentem resistência flexural semelhante às resinas convencionais inicialmente, elas sofrem uma diminuição mais pronunciada após a termociclagem e a abrasão. Isso ocorre devido à maior quantidade de matriz orgânica (que é menos rígida) e menor carga inorgânica, o que resulta em menor resistência à deformação e ao desgaste ao longo do tempo. A termociclagem pode causar microfissuras ou perda de adesão entre as partículas de carga e a matriz orgânica, reduzindo ainda mais a resistência flexural das resinas fluidas após o envelhecimento artificial. A abrasão também contribui para a diminuição da resistência flexural, pois remove camada a camada do material, expondo as partes mais frágeis e menos resistentes do material.

O monômero MPEPP (metacrilato-funcionalizado com epóxi) contém grupos metacrilato, que reagem com outros monômeros de metacrilato durante a polimerização, e epóxi, que pode formar ligações químicas com superfícies de dentina, esmalte ou outros substratos de resina. O MPEPP tem mostrado melhorar a estabilidade química e térmica da resina composta, sendo utilizado para aumentar a rigidez e a resistência do material. A interação entre o epóxi e outros grupos funcionais presentes na resina pode melhorar a adesão e aumentar a resistência ao envelhecimento e à degradação térmica, contribuindo para a durabilidade das restaurações. Entretanto, o MPEPP pode também tornar a resina mais hidrofílica em alguns casos, uma vez que a presença de grupos epóxi e outros grupos polares pode facilitar a interação com moléculas de água. Isso pode aumentar a sorção de água na resina, como aconteceu com a BIX, especialmente em resinas fluidas que possuem maior quantidade de matriz orgânica em relação à carga inorgânica. A maior porosidade e a menor densidade dessas resinas podem permitir maior absorção de água ao longo do tempo, principalmente quando expostas a ambientes úmidos ou aquosos, como a cavidade bucal. Este efeito pode afetar tanto a sorção quanto a solubilidade dos materiais, impactando diretamente sua performance clínica.

5. Conclusão

Conclui-se que as resinas fluidas bioativas testadas apresentam resistência flexural similar a resina convencional bioativa, porém menor microdureza. A termociclagem e o desafio erosivo reduziram significativamente a dureza das resinas testadas. As resinas apresentaram solubilidade similar entre si, e a resina de viscosidade convencional apresentou menor sorção comparada à resina fluida de menor contração (BIX). Por fim, todas as resinas testadas apresentam sua rugosidade superficial significativamente aumentada após serem submetidas ao desafio abrasivo, tornando-se um indicativo de que, ao selecionar materiais bioativos para aplicações

clínicas, a resistência à abrasão deve ser levada em consideração pois pode interferir tanto esteticamente como estruturalmente.

Referências

1. Vallittu PK, Boccaccini AR, Hupa L, Watts DC. Bioactive dental materials—Do they exist and what does bioactivity mean? *Dent Mater* 2018;34:693–4. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.001>.
2. Borges AB, Mailart MC, Wang L, Zanatta RF. Materiais Bioativos em Odontologia restauradora. *Mater. Bioativos em Odontol. Ciência e Prática Evol., Napoleão Quintessence*; 2021, p. 176
3. Frencken JE. Atraumatic restorative treatment and minimal intervention dentistry. *Br Dent J.* 2017 Aug 11;223(3):183–9.
4. Spinola M da S, Moecke SE, Rossi NR, et al. Efficacy of S-PRG filler containing varnishes on enamel demineralization prevention. *Sci Rep.* 2020;10(1):18992.
5. Fujimoto Y, Iwasa M, Murayama R, et al. Detection of ions released from S-PRG fillers and their modulation effect. *Dent Mater J.* 2010;29(4):392–7.
6. Kaga M, Kakuda S, Ida Y, et al. Inhibition of enamel demineralization by buffering effect of S-PRG filler-containing dental sealant. *Eur J Oral Sci.* 2014;122:78–83.
7. Schlueter N, Amaechi BT, Bartlett D, et al. Terminology of Erosive Tooth Wear: Consensus Report of a Workshop Organized by the ORCA. *Caries Res.* 2020;54(1):2–6.
8. Viana Í, Alania Y, Feitosa S, et al. Bioactive Materials Subjected to Erosion/Abrasion and Their Influence on Dental Tissues. *Oper Dent.* 2020;45(3):E114–23.
9. Douglas-de-Oliveira DW, Vitor GP, et al. Effect of dentin hypersensitivity treatment on oral health related quality of life — A systematic review and meta-analysis. *J Dent.* 2018;71:1–8.
10. Peutzfeldt A, Jaeggi T, Lussi A. Restorative therapy of erosive lesions. *Monogr Oral Sci.* 2014;25:253–61.
11. McLaren EA. Bonded functional esthetic prototype: an alternative pre-treatment mock-up technique and cost-effective medium-term esthetic solution. *Compend Contin Educ Dent.* 2013;34(8):596–607.
12. Ozer F, Irmak O, Yakymiv O, et al. Three-year Clinical Performance of Two Giomer Restorative Materials in Restorations. *Oper Dent.* 2021;46(1):E60–7.
13. Zanatta R, Lungova M, Borges AB, et al. Microleakage and Shear Bond Strength of Composite Restorations Under Cycling Conditions. *Oper Dent.* 2017;42(2):E71–80.
14. Imazato S, Ma S, Chen JH, Xu HH. Therapeutic polymers for dental adhesives: loading resins with bio-active components. *Dent Mater* 2014;30:97–104.
15. Miki S, Kitagawa H, Kitagawa R, Kiba W, Hayashi M, Imazato S. Antibacterial activity of resin composites containing surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) filler. *Dent Mater* 2016;32:1095–102

16. Nomura R, Morita Y, Matayoshi S, Nakano K. Inhibitory effect of surface pre-reacted glass-ionomer (S-PRG) eluate against adhesion and colonization by *Streptococcus mutans*. *Sci Rep* 2018;8:5056.
17. Vijayan M, Rajendran R, Sreevatsan R (2018) Comparative evaluation of microhardness between giomer, compomer, composite and resin-modified GIC. *Int Dent J Stud Res* 6(3):61–65. <https://doi.org/10.18231/2278-3784.2018.0015>
18. Escamilla-Gomez G, Sánchez-Vargas O, Escobar-García DM, Pozos-Guillén A, Zavala-Alonso NV, Gutiérrez-Sánchez M, Pérez-López JE, Sánchez-Balderas G, Romo-Ramírez GF, Ortiz-Magdaleno M (2022) Surface degradation and biofilm formation on hybrid and nanohybrid composites after immersion in different liquids. *J Oral Sci* 64(4):263–270. <https://doi.org/10.2334/josnurd.22-0085>
19. Tanthanuch S, Kukiattrakoon B, Siriporananon C (2014) The effect of different beverages on surface hardness of nanohybrid resin composite and giomer. *J Conserv Dent* 17(3):261–265. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.131791>
20. ANUSAVICE, Kenneth J. *Phillips Materiais Dentários*. Grupo GEN, 2013. *E-book*. ISBN 9788595155428.
21. REIS, Alessandra. *Materiais Dentários Diretos - Dos Fundamentos à Aplicação Clínica*. Grupo GEN, 2021. *E-book*. ISBN 9788527737470.
22. McCabe F, Rusby S (2004) Water absorption, dimensional change and radial pressure in resin matrix dental restorative materials. *Biomaterials* 25(18):4001–4007. <https://doi.org/10.1016/j.bioma> terials.2003.10.088
23. Neto CCL, das Neves AM, Arantes DC, Sa TCM, Yamauti M, de Magalhães CS, Abreu LG, Moreira AN. Evaluation of the clinical performance of GIOMERs and comparison with other conventional restorative materials in permanent teeth: a systematic review and meta-analysis. *Evid Based Dent*. 2022 Aug 1. doi: 10.1038/s41432-022-0281-8.
24. Devlukia S, Hammond L, Malik K. Is surface roughness of direct resin composite restorations material and polisher-dependent? A systematic review. *J Esthet Restor Dent*. 2023 Sep;35(6):947-967. doi: 10.1111/jerd.13102.