

UFRGS

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

MESTRADO

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL
FACULDADE DE ODONTOLOGIA
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA
MESTRADO EM ODONTOLOGIA
ÁREA DE CONCENTRAÇÃO CLÍNICA
ODONTOLÓGICA - MATERIAIS DENTÁRIOS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

UFRGS

**RESINAS COMPOSTAS PARA ORTODONTIA:
PROPRIEDADES FÍSICO-QUÍMICAS**

SAMANTHA DA ROCHA

Orientador: Prof. Dr. Fabrício Mezzomo Collares

FACULDADE
DE
ODONTOLOGIA

PORTO ALEGRE

2024

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Área de concentração – Materiais Dentários

**RESINAS COMPOSTAS PARA ORTODONTIA: PROPRIEDADES FÍSICO-
QUÍMICAS**

Aluna: Samantha da Rocha

Orientador: Prof. Dr. Fabrício Mezzomo Collares

PORTO ALEGRE

2024

UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO GRANDE DO SUL

FACULDADE DE ODONTOLOGIA

Programa de Pós-Graduação em Odontologia

Área de concentração – Materiais Dentários

Linha de Pesquisa: Biomateriais e técnicas terapêuticas em Odontologia

**RESINAS COMPOSTAS PARA ORTODONTIA: PROPRIEDADES FÍSICO-
QUÍMICAS**

Defesa de Dissertação de Mestrado, pré-requisito obrigatório para a obtenção do título de Mestre em Odontologia, Clínica Odontológica – Materiais Dentários.

Aluna: Samantha da Rocha

Orientador: Prof. Dr. Fabricio Mezzomo Collares

PORTO ALEGRE

2024

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho a todas as pessoas que, de alguma forma, contribuíram para a realização de mais uma fase de crescimento em minha vida.

AGRADECIMENTOS

Concluir esta tese de mestrado representa não apenas a realização de um sonho, mas também o resultado de uma jornada que não teria sido possível sem o apoio, a orientação e o incentivo de muitas pessoas especiais.

Primeiramente, agradeço a **Deus**, pela força, saúde e sabedoria concedidas ao longo deste percurso.

Aos meus pais, **Armando Fraga da Rocha** e **Lourdes Marchet da Rocha**, por todo o amor, apoio incondicional e por sempre acreditarem em meu potencial. Vocês são a minha base e inspiração constante.

Ao meu orientador, **Prof. Dr. Fabrício Mezzomo Collares**, expressei minha profunda gratidão pela paciência, conhecimento compartilhado e pela orientação precisa em cada etapa deste trabalho. Sua dedicação e comprometimento foram essenciais para o desenvolvimento desta pesquisa.

Aos professores, **Dr. Vicente Leitune** e **Dra. Gabriela Balbinot**, pelo suporte, ensinamentos e pela infraestrutura oferecida, que foram fundamentais para a realização deste estudo.

A minha querida colega de curso **Emanuela Gavioli**, pelo companheirismo, troca de conhecimentos e apoio nos momentos de dificuldade. A convivência com você tornou esta jornada mais leve e enriquecedora.

Agradeço a minha colega, amiga e parceira de trabalho **Aila Cipriano**, que com confiança e colaboração ajudou-me a concretizar esse estudo. Os nossos encontros

on-line, a troca de conhecimento foi uma fonte inesgotável de aprendizado e crescimento.

Ao meu namorado **Arthur Câmara Ehlers**, por todo o suporte emocional e encorajamento durante esta trajetória.

As minhas amigas **Ana Cláudia Maiato**, e **Vanessa Carlos Mendes**, vocês sempre me impulsionaram a seguir em frente.

Ao **Programa de Pós-Graduação em Odontologia**, por me proporcionar uma pós-graduação de excelência.

Agradeço à **Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS)** por proporcionar a infraestrutura, os recursos e o ambiente acadêmico necessário para a realização desta pesquisa. A excelência da instituição, o acesso a laboratórios bem equipados e a disponibilidade de uma biblioteca rica em recursos foram essenciais para o desenvolvimento deste trabalho. Sou grato também pelo suporte dos docentes e funcionários, cujo compromisso com a educação e a pesquisa foi fundamental para o meu crescimento acadêmico e profissional.

Gostaria de expressar minha sincera gratidão à **Solventum** pela oportunidade e pelo apoio concedidos ao longo do meu percurso acadêmico. A liberdade para estudar e a confiança depositada em mim foram fundamentais para a conclusão deste mestrado, um marco significativo em minha carreira. Sou profundamente grata pela compreensão e incentivo que recebi, os quais me permitiram conciliar as responsabilidades profissionais com as exigências acadêmicas. Este título de mestrado não apenas representa uma conquista pessoal, mas também um reflexo do

comprometimento da Solventum com o desenvolvimento contínuo de seus colaboradores.

Por fim, agradeço a todos que, direta ou indiretamente, contribuíram para a realização deste trabalho. Cada gesto de apoio, palavra de incentivo e conselho recebido foi fundamental para a conclusão desta tese.

A todos, meu sincero muito obrigada.

RESUMO

O objetivo do presente estudo foi avaliar as propriedades físico-químicas de resistência à flexão, grau de conversão por espectroscopia FTIR, sorção e solubilidade e radiopacidade de cinco resinas compostas ortodônticas utilizadas para a adesão de bráquetes. As resinas utilizadas foram: grupo XT – Transbond XT (3M), grupo FZ – Filtek Z100 (3M), grupo FM – Fill Magic Ortho (Vigodent), grupo OP – Orthobond Plus (Morelli), grupo OC – Orthocem (FGM). Os testes realizados seguiram a normatização preconizada pela ISO 4049. As amostras (n = 5) foram confeccionadas e o valor de resistência à flexão (RF) em três pontos foi calculada em MPa. O grau de conversão – GC (n = 5) foi avaliado por espectroscopia de Infravermelho por Transformada de Fourier. Para a avaliação de sorção e solubilidade (n = 5) as amostras foram confeccionadas com matriz de silicone por adição. A radiopacidade (n = 5) foi avaliada pela sobreposição em placas de fósforo ao lado de uma escala de alumínio, com o auxílio de sistema digital VistaScan. Os dados foram submetidos aos testes ANOVA *one way* e Tukey ($\alpha = 0,05$). A resina XT apresentou a maior resistência à flexão (97,75 MPa), este valor foi significativamente maior do que os valores apresentados pelas resinas dos grupos OC (62,35 Mpa), FZ (61,19 Mpa) e FM (60,34 Mpa) ($p < 0,05$). A resina OP apresentou o maior grau de conversão (57,27%). Este valor foi significativamente maior do que os valores apresentados pelas resinas dos grupos XT (44,75%), FZ (46,30%) e FM (49,56%) ($p < 0,05$). A resina OC apresentou a maior sorção (81,52 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), este valor foi significativamente maior que os valores apresentados pelas resinas dos grupos FM (29,29 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), OP (19,87 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), XT (9,70 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), e FZ (26,75 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), ($p < 0,05$). Nos valores de solubilidade não houve diferença estatística entre os grupos e variou de -0,76 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ a -4,58 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. Quanto aos resultados de radiopacidade, todas as resinas apresentaram valores

maiores que 1 mm AI. O grupo FZ apresentou valores significativamente maiores (5mm AI, $p < 0,05$). As demais resinas não apresentaram diferença estatística entre si ($p > 0,05$). Os resultados demonstram que a composição das resinas compostas ortodônticas influenciam significativamente suas propriedades físicas. Os resultados deste estudo indicam que a composição das resinas compostas ortodônticas tem uma influência significativa em suas propriedades físicas. Resinas com partículas de carga bem distribuídas em uma matriz resinosa de 75% de Bis-GMA como a XT apresentou maior resistência à flexão e menor sorção de água, o que se traduz em melhor desempenho clínico. A escolha da resina adequada deve considerar não apenas as propriedades físicas, mas também a aplicação clínica,

Palavras-chave: Ortodontia. Resina composta. Propriedades mecânicas. Grau de conversão.

ABSTRACT

The objective of the present study was to evaluate the physicochemical properties of flexural strength, degree of conversion by FTIR spectroscopy, sorption and solubility, and radiopacity of five orthodontic composite resins used for bracket bonding. The resins used were: group XT – Transbond XT (3M), group FZ – Filtek Z100 (3M), group FM – Fill Magic Ortho (Vigodent), group OP – Orthobond Plus (Morelli), group OC – Orthocem (FGM). The tests were conducted following the standards recommended by ISO 4049. The samples (n = 5) were prepared and the flexural strength (FS) value in three points was calculated in MPa. The degree of conversion – DC (n = 5) was evaluated by Fourier-transform infrared spectroscopy. For the evaluation of sorption and solubility (n = 5), the samples were prepared using an addition silicone matrix. Radiopacity (n = 5) was assessed by overlaying on phosphor plates alongside an aluminum scale, using the VistaScan digital system. The data were subjected to one-way ANOVA and Tukey's tests ($\alpha = 0.05$). The XT resin exhibited the highest flexural strength (97.75 MPa), which was significantly greater than the values presented by the OC (62.35 MPa), FZ (61.19 MPa), and FM (60.34 MPa) resins ($p < 0.05$). The OP resin had the highest degree of conversion (57.27%). This value was significantly higher than those of the XT (44.75%), FZ (46.30%), and FM (49.56%) resins ($p < 0.05$). The OC resin showed the highest sorption (81.52 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), which was significantly higher than the values presented by the FM (29.29 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), OP (19.87 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), XT (9.70 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$), and FZ (26.75 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$) resins ($p < 0.05$). There were no statistical differences in solubility values between the groups, which ranged from -0.76 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ to -4.58 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$. Regarding radiopacity results, all resins exhibited values greater than 1 mm Al. The FZ group showed significantly higher values (5 mm Al, $p < 0.05$). The other resins did not show statistical differences among

themselves ($p > 0.05$). The results demonstrate that the composition of orthodontic composite resins significantly influences their physical properties. The findings of this study indicate that the composition of orthodontic composite resins has a significant influence on their physical properties. Resins with well-distributed filler particles in a resin matrix of 75% Bis-GMA, such as XT, exhibited higher flexural strength and lower water sorption, which translates into better clinical performance. The selection of the appropriate resin should consider not only the physical properties but also the clinical application.

Keywords: Orthodontics. Composite resin. Mechanical properties. Degree of conversion.

SUMÁRIO

Abstract	9
1 INTRODUÇÃO	12
2 OBJETIVO	3
3.2 Descrição dos Materiais Utilizados	4
3.4 Resistência à Flexão	6
3.5 Grau de Conversão por espectroscopia FTIR	7
3.6 Sorção e Solubilidade	7
3.7 Radiopacidade	9
3.8 Análise estatística	10
4. RESULTADOS	11
5 DISCUSSÃO	13
REFERÊNCIAS	21

1 INTRODUÇÃO

A Odontologia adesiva possibilitou o desenvolvimento de diversas áreas, tal como a Ortodontia. Os avanços foram possíveis devido às inovações dos materiais e das técnicas existentes e isto possibilitou a adesão adequada dos bráquetes e outros dispositivos ortodônticos[1,2]. Assim, também foi possível otimizar o processo de adesão dos bráquetes, componentes essenciais para o tratamento ortodôntico quando se trata de ortodontia convencional. A escolha da resina adequada para a finalidade de adesão deve desempenhar um papel importante na eficácia do tratamento ortodôntico, pois ela está diretamente relacionada às falhas que podem acontecer na adesão dos dispositivos [3] . O sucesso do tratamento com aparelho ortodôntico fixo depende substancialmente da precisão da adesão do bráquete à superfície do esmalte, esse bráquete tem que estar o mais justaposto na base vestibular do dente, sem que fique degraus de resina, que irão atrapalhar na movimentação desse dente. Portanto resinas que respondem escoando sobre pressão, tornam-se mais indicadas para colagem de bráquetes [1,2,4]

Em 1955, o condicionamento do esmalte por ácido fosfórico, proposto por Buonocore [5], junto ao desenvolvimento das resinas compostas, possibilitou o início da prática da adesão direta utilizando a técnica de condicionamento por ácido fosfórico nos tecidos mineralizados. Os sistemas adesivos existentes também passaram por desenvolvimento e isto possibilitou maior qualidade dos materiais, que junto às resinas fotopolimerizáveis, viabilizaram a eficaz adesão dos dispositivos ortodônticos[4]. O material escolhido para a adesão ortodôntica deve possuir uma resistência mecânica e de união suficientes para resistir às forças decorrentes da mastigação e às forças ortodônticas, e permitir que a remoção dos acessórios seja feita sem ocasionar danos

ao esmalte[3]. Estima-se que os bráquetes ortodônticos colados precisam de uma resistência de união de 5,9 a 7,8 MPa para serem retidos, muitos sistemas de colagem atendem ou excedem esse requisito.[6]

A correta polimerização é fundamental para a duração dos bráquetes em função. O grau de conversão, que é a porcentagem de monômeros que se convertem em polímeros é crucial para assegurar que o material tenha propriedades físicas adequadas para a restauração dentária[7,8]. Uma baixa conversão do compósito pode resultar em monômeros livres, não reagentes, que podem ser dissolvidos em ambientes úmidos, resultando assim na degradação do material e comprometendo a longevidade da adesão [8–10]. Além disso, o grau de conversão está intimamente relacionado ao desempenho mecânico da resina e à biocompatibilidade, pois esse processo está diretamente relacionado à resistência à fratura, à dureza e à solubilidade do material[9,11]. O valor percentual do GC quantifica a reação química, estudos apontam que um baixo valor do GC afeta o desempenho clínico aceitável [7,12]. Para as camadas de restaurações oclusais, valores abaixo de 55% não são aconselhados [8,13]. Portanto, espera-se que um material resinoso para adesão de bráquetes atinja valores similares.

As resinas de adesão de bráquetes estão expostas ao meio oral e ao contato com a saliva e sujeitas à interação entre ambos. A sorção e a solubilidade de água são parâmetros importantes para aferir a estabilidade dimensional e as propriedades mecânicas do material ao longo do tempo [12,14,15]. Materiais que absorvem água em excesso tendem a terem suas cadeias poliméricas aumentadas e quebradas levando a diminuição das propriedades mecânicas. Além disso, o alto grau de solubilidade pode levar a lixiviação de monômeros não reagidos o que pode ocasionar reações indesejadas nos tecidos moles[12,14,15]. No ambiente oral úmido, as resinas

compostas ortodônticas podem entrar em contato com a água ou com outras substâncias, e isto favorece a sorção e a solubilidade[15]. Esses efeitos podem incluir modificação volumétrica como expansão higroscópica, alterações físicas como plastificação e alterações químicas como a hidrólise[14]. Segundo a norma 4049 da ISO, para que as resinas compostas possam ser indicadas como materiais restauradores, devem apresentar sorção de água menor que $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ e solubilidade menor que $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ para um período de armazenamento de 7 dias[16].

Em situações clínicas adversas, alguns materiais apresentam dificuldade técnica de serem aplicados ou quando são aplicados há dificuldade para a remoção dos excessos. Em alguns casos, estes excessos podem se acumular dentro do sulco gengival e isto não é facilmente observado. Assim, o excesso pode ser visto apenas por meio de radiografias. Portanto, a radiopacidade destes materiais deve ser suficiente para estes materiais serem distinguidos do tecido dental e dos tecidos moles [17–19].

Diante do exposto e considerando as características desejáveis em resinas para adesão de bráquetes ortodônticos, o presente trabalho avaliou as propriedades de resistência à flexão, grau de conversão, sorção e solubilidade e radiopacidade de diferentes materiais comerciais disponíveis no Brasil para adesão de bráquetes.

2 OBJETIVO

Avaliar as propriedades físico-químicas de cinco resinas compostas ortodônticas utilizadas para adesão de bráquetes ortodônticos.

3. MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Local de Realização

O projeto foi realizado no Laboratório de Materiais Dentários (LAMAD) da Faculdade de Odontologia da Universidade Federal do Rio Grande do Sul (UFRGS) para confecção das amostras e para as avaliações das propriedades físico-químicas.

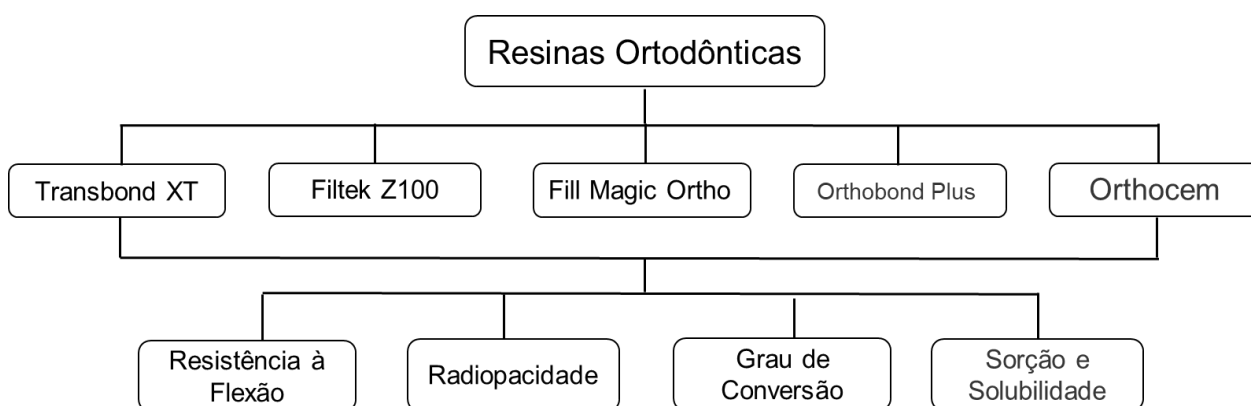
3.2 Descrição dos Materiais Utilizados

Foram utilizadas cinco resinas de diferentes marcas comerciais sendo elas: [TX] Transbond XT (3M Unitek), [FZ] Filtek Z100 (3M Unitek), [FM] Fill Magic Ortho (Vigodent), [OP] Orthobond Plus (Morelli), [OC] Orthocem (FGM). No Quadro 1, encontram-se a composição destes materiais. A fotoativação dos materiais foi realizada com o aparelho fotopolimerizador Elipar™ DeepCure-L (3M Unitek, Saint Paul, Minnesota, EUA), com irradiância de 1.470 mW/cm².

3.3. Desenho do Estudo

O fluxograma 1 demonstra os grupos e as avaliações de propriedades das cinco resinas compostas ortodôntica.

Figura 1: Fluxograma da avaliação das propriedades.



Quadro 1: Composição das resinas compostas ortodônticas avaliadas de acordo com o fabricante.

Material	Lote	Composição	Fabricante
Transbond XT	2224500861	Quartzo de 8 µm com silano, Bis-GMA 75%, TEGDMA 25% diclorodimetilsilano, hexafluorofosfato de difeniliodônio, canforquinona.	3M Unitek, Monrovia, CA, USA
Filtek Z100	2228000464	Zircônia/sílica, tamanho médio da partícula de carga é de 6 µm. TEGDMA, BisGMA, cerâmica silanizada tratada, 2-Benzotriazolil-4-metilfenol. Fotoiniciador canforquinona.	3M ESPE, Sumaré, SP
Fill Magic Ortho	2203419	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGMA, fotoiniciador, 80% de carga de vidro de bário com tamanho médio de 5 µm	Vigodent Indústria e Comércio LTDA Bonsucesso, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
Orthobond Plus	2859866	BIS-GMA (Dimetacrilato Glicerolato de Bisfenol A), TEG-DMA (Dimetacrilato de Trietileno Glicol), carga inorgânica (Quartzo), fotoiniciadores e estabilizantes. Tamanho médio das partículas da resina 45 µm	Dental Morelli Ltda, Sorocaba SP

Orthocem	221122	Monômeros metacrílicos como BisGMA, TEGDMA e monômeros metacrílicos fosfatados, estabilizante, canforquinona, co-iniciador e 70% de carga nanométrica de dióxido de silício com tamanho médio de 12,5 µm	FGM, Joinville SC
-----------------	--------	--	-------------------

3.4 Resistência à Flexão

A resistência à flexão foi mensurada de acordo com a ISO 4049. As amostras (n = 5) em formato de barras com dimensões (25 mm x 2 mm x 2 mm) foram confeccionados para cada grupo experimental e foram testados após 24h em água destilada a 37 °C. A fotoativação foi realizada com cinco fotoativações sobrepostas de 10 segundos em ambos os lados do espécime. A resistência à flexão foi determinada com ensaio de três pontos na velocidade de 0,75 mm/min em máquina Universal de ensaios mecânicos (EZ-SX - Shimadzu, Kyoto, Japão) até a fratura das amostras. A resistência à flexão (RF) de cada amostra foi calculada em MegaPascal (MPa) a partir da seguinte equação:

$$RF = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Onde F é a força máxima aplicada até a fratura da amostra (N), l é a distância entre os suportes (mm), b é a largura da amostra e h é a altura da amostra (mm).

3.5 Grau de Conversão por espectroscopia FTIR

O grau conversão (n = 5) das resinas adesivas foi avaliado por espectroscopia no infravermelho por transformada de Fourier em tempo real equipado com ATR (reflectância total atenuada) e um cristal horizontal de diamante, formando um ângulo de 45° com o espelho. As resinas foram dispensadas diretamente sobre o cristal e foi utilizada uma matriz de polivinilsiloxano (ADSIL, VIGODENT; Rio de Janeiro, Brasil) com 1mm de espessura por 6mm de diâmetro para a contenção do material e padronização da espessura das amostras. As amostras (n = 5) foram fotoativadas durante 20 segundos. O software Opus 6.5 (Bruker Optics, Ettlingen, Alemanha) foi utilizado para o processamento dos espectros no modo Rapid Scan Time Resolved Measurement, espectro de 4000 a 800 cm⁻¹, resolução de 4 cm⁻¹ e velocidade de espelho de 2,8 mm/s, gerando duas varreduras por segundo. A porcentagem de ligações duplas carbono-carbono não reagidas (%C=C) foi determinada por meio do quociente das intensidades de absorbâncias entre as ligações duplas de carbono alifáticas (pico em 1640 cm⁻¹) e o padrão interno, antes e após a fotoativação das amostras. A absorbância da ligação aromática carbono-carbono (pico em 1610 cm⁻¹) foi usada como padrão interno. Para a obtenção do GC foi utilizada a equação:

$$CG = 1 - \frac{\text{absorbância (1640cm}^{-1}\text{) /absorbância (1610cm}^{-1}\text{) polímero}}{\text{absorbância (1640cm}^{-1}\text{) / absorbância (1610 cm}^{-1}\text{) monômero}} \times 100$$

3.6 Sorção e Solubilidade

As amostras (n = 5) foram confeccionadas para o teste de sorção e solubilidade com uma matriz de silicone por adição com dimensões de 10 mm de diâmetro por 1 mm de espessura. A matriz foi posicionada sobre uma placa de vidro, sendo interposta

entre elas uma película matriz de poliéster. A resina composta foi manipulada de acordo com as recomendações do fabricante e inserida em um único incremento na matriz, sendo, então, recoberta por outra tira de poliéster e por outra placa de vidro de 2 mm de espessura, com a finalidade de obter superfícies lisas. Para a fotoativação de cada amostra, a exposição à luz foi 1 janela de 40 segundos com o auxílio de placa de vidro e tira de poliéster.

As amostras foram identificadas e acondicionadas em dessecador contendo sílica gel e levados à estufa na temperatura de 37 °C. Após 24 horas, foram pesados em balança analítica de precisão $\pm 0,0001\text{g}$ ($\pm 0,1\text{mg}$) (Shimadzu AUW220D, São Paulo, Brasil). A pesagem foi repetida a cada 24 horas, até que a perda de massa de cada amostra não fosse superior a 0,0001g (ou seja, até a perda de massa de cada amostra não ultrapasse 0,1 mg em um período de 24 horas). obtendo-se, assim, a massa constante (m_1) para cada disco de resina. Após a obtenção de (m_1), foi calculado o volume (V) para cada amostra. Para esse cálculo, foi utilizado um paquímetro de 0,0001mm (0,1mg), o qual mensurou seu diâmetro e o raio de cada disco.

Após a obtenção de m_1 e V , as amostras foram armazenadas em água destilada a 37 °C por 7 dias. Os discos foram removidos da água e secos com papel absorvente, até não apresentassem umidade visível, e após isto foram pesados diariamente para obtenção do peso constante (m_2). As amostras foram novamente condicionadas no dessecador, contendo sílica gel desidratada e levados em estufa à 37°C. As mensurações durante a desidratação foram novamente realizadas seguindo a mesma metodologia descrita, em ciclos de 24 horas, até se obter a massa constante recondicionada. Um valor constante de massa, denominada (m_3). Sorção de água

(SR) e solubilidade (SL) em microgramas por milímetro cúbico ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$) foram calculadas usando as seguintes fórmulas:

$$WSL = \frac{m1-m3}{V}$$

Onde: WSL corresponde à solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$); m1 à massa inicial, em microgramas, antes da imersão em água; m3 à massa, em microgramas, após a segunda dessecação e V, ao volume da amostra, em milímetros cúbicos.

$$WSR = \frac{m2-m3}{V}$$

Onde: WSR corresponde à sorção ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$); m2 à massa, em microgramas, das amostras após imersão em água; m3 à massa, em microgramas, após a segunda dessecação e V, ao volume da amostra, em milímetros cúbicos.

3.7 Radiopacidade

A radiopacidade foi testada de acordo com a ISO 4049. As amostras (n = 5) foram confeccionadas em formato de discos (10 mm x 1 mm) para cada grupo experimental e foram expostas a raios X (Dabi Atlante modelo Spectro 70X), com 70 kV e 8 mA, durante 0.8 s a uma distância padronizada de 400 mm. A fotoativação de cada amostra foi realizada em 1 janela pela exposição à luz por 40 segundos.

As amostras foram colocadas em placas de fósforo ao lado de uma escala de Alumínio. Um sistema digital (VistaScan-Durr Dental; Bissingen, Alemanha) foi usado para obter as imagens. A densidade de pixels das imagens foi medida em uma área padronizada em um software de imagem (ImageJ, NIH, Maryland, EUA) nas amostras e na escala de Alumínio. Os valores de densidade de pixels foram convertidos em milímetros de Alumínio (mmAl) de acordo com a densidade de pixels de cada imagem.

3.8 Análise estatística

O número amostral para cada ensaio foi estabelecido através da norma ISO 4049/2019, à exceção do Grau de conversão que foi calculado baseado em estudos prévios[7,13,20,21]. As propriedades físicas das resinas ortodônticas foram analisadas estatisticamente usando o software SigmaPlot (versão 12.0, Systat Software, San Jose, CA, EUA). O teste de Shapiro-Wilk foi usado para analisar a distribuição dos dados. Os dados de resistência a flexão, grau de conversão, radiopacidade, foram submetidos à análise de variância de ANOVA de uma via. As médias foram comparadas pelo teste de Tukey com nível de significância fixado em 5% ($\alpha=0,05$). Os testes de sorção e solubilidade, que não seguiram uma distribuição normal, foi utilizado teste estatístico não paramétrico de Kruskal-Wallis, pois não assumem que os dados têm uma distribuição específica.

4. RESULTADOS

A Tabela 1 estão expostos os resultados obtidos após os testes realizados com as cinco resinas para adesão de bráquetes ortodônticos.

Tabela 1. Média e desvio-padrão do Grau de conversão, Resistência à flexão, Radiopacidade, Sorção e Solubilidade das resinas compostas ortodônticas de cinco marcas diferentes.

Grupos	GC%	Resistência à flexão (MPa)	Sorção ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Solubilidade ($\mu\text{g}/\text{mm}^3$)	Radiopacidade (mmAl)
Transbond XT (XT)	44,75 ($\pm 2,42$) ^B	97,75 ($\pm 19,85$) ^A	9,70 ($\pm 2,62$) ^C	- 1,59 ($\pm 1,45$) ^A	1,74 ($\pm 0,65$) ^{AB}
Z100 (FZ)	46,30 ($\pm 4,44$) ^B	61,19 ($\pm 14,47$) ^B	26,75 ($\pm 1,56$) ^{ABC}	- 4,58 ($\pm 1,13$) ^A	5,08 ($\pm 0,53$) ^A
FillMagic (FM)	49,56 ($\pm 0,48$) ^B	60,34 ($\pm 8,08$) ^B	29,29 ($\pm 2,38$) ^{AB}	- 3,56 ($\pm 2,09$) ^A	1,29 ($\pm 0,20$) ^B
OrthobondPlus (OP)	57,27 ($\pm 2,22$) ^A	35,77 ($\pm 2,80$) ^C	19,87 ($\pm 2,31$) ^{BC}	- 2,03 ($\pm 1,72$) ^A	1,74 ($\pm 1,35$) ^{AB}
OrthoCem (OC)	37,75 ($\pm 2,32$) ^C	62,35 ($\pm 9,02$) ^B	81,52 ($\pm 7,37$) ^A	- 0,76 ($\pm 11,93$) ^A	1,34($\pm 0,69$) ^B

Medidas seguidas da mesma letra maiúscula na coluna não são estatisticamente diferentes.

A resina XT apresentou a maior resistência à flexão (97,75 MPa). Este valor foi significativamente maior do que os valores apresentados pelas resinas dos grupos OC, FZ e FM ($p < 0,05$). Já o grupo OP apresentou os menores valores de resistência a flexão (35,77 MPa) quando comparado às demais resinas ($p < 0,05$).

A resina OP apresentou o maior grau de conversão (57,27%). Este valor foi significativamente maior do que os valores apresentados pelas resinas dos grupos

XT, FZ e FM ($p < 0,05$). Já o grupo OC apresentou os menores valores de GC (37,75%) quando comparado às demais resinas ($p < 0,05$).

A resina OC apresentou a maior sorção ($81,52 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) este valor foi significativamente maior do que os valores apresentados pelas resinas dos grupos, FZ, FM e OP ($p < 0,05$). Já o grupo XT apresentou os menores valores de sorção $9,70 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ quando comparado às demais resinas ($p < 0,05$). Na solubilidade não houve diferença estatística entre os grupos e variou de $-0,76 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ a $-4,58 \mu\text{g}/\text{mm}^3$.

Todas as resinas apresentaram valores acima de 1mmAl. O grupo FZ apresentou os maiores valores de radiopacidade ($5,08 \pm 0,53$, $p < 0,05$) de radiopacidade. As demais resinas não apresentaram diferença estatística entre elas ($p > 0,05$).

5 DISCUSSÃO

No presente estudo, as características físicas de diferentes resinas compostas utilizadas para adesão de bráquetes ortodônticos foram avaliadas. A previsibilidade de propriedades mecânicas de um material resinoso permite explicar o seu comportamento mecânico adequado ou não para a adesão de dispositivos utilizados na Ortodontia. Dentre as propriedades avaliadas, o GC é um fator crucial, pois influencia várias características do compósito, tais como propriedades mecânicas, contração e tensão de polimerização, biocompatibilidade, solubilidade, estabilidade de cor, degradação e sorção de água[22].

A qualidade da polimerização é de grande importância, pois é um dos fatores que possibilita o ótimo desempenho clínico do material resinoso. O GC é uma característica crítica na avaliação do desempenho da polimerização, uma vez que é determinada pela proporção das ligações duplas de carbono em um material polimerizado, em relação ao número total de ligações duplas de carbono na amostra não curada. Existem vários métodos para determinar o GC de materiais fotopolimerizáveis, o FT-IR é um desses métodos e mostrou-se confiável[20]. No presente estudo, a dupla ligação alifática insaturada C=C relacionada ao grupo metacrilato em 1640 cm^{-1} e a da dupla ligação aromática C=C em 1610 cm^{-1} foi utilizada para determinar o grau de conversão (GC%) conforme descrito anteriormente na literatura [10]. O GC% mínimo para a restauração composta clinicamente aceitável não é estabelecido com precisão, no entanto, a literatura sugere que compósitos colocados em as áreas de esforço mastigatório requerem um GC% de pelo menos 55% [20]. De acordo com o parâmetro utilizado neste estudo para calcular o grau de conversão, da resina OP atingiu valor de 57,27% e as demais resinas TX (44,45%),

ZF (46,30%), FM (49,56%) e OC (37,75%) tiveram um grau de conversão menor de 55%. Apesar de algumas resinas terem apresentado resultado abaixo de 55%, não necessariamente apresentarão desfechos clínicos desfavoráveis, como descolamento de bráquetes. Provavelmente, uma resina com menor grau de conversão pode apresentar maior susceptibilidade a degradação hidrolítica podendo levar a alteração de cor e diminuição de propriedades mecânicas[8,10]. Um baixo grau de conversão significa que nem todos os monômeros foram polimerizados, resultando em uma menor densidade de ligações cruzadas dentro da matriz polimérica. Isso cria espaços intermoleculares maiores, permitindo que a água penetre mais facilmente no material [8,20,23]. Em resinas com baixo GC, há uma quantidade maior de monômeros não polimerizados. Esses monômeros residuais são mais suscetíveis à lixiviação e degradação hidrolítica, comprometendo a integridade do material[7,13,20,23]

O teste de resistência flexural detecta alterações estruturais tênues das resinas compostas, a resistência flexural é uma condição mecânica conceituada como a resistência a uma falha provocada pela tensão do material resinoso, medida pela sua curvatura[24]. Fratura é uma das mais frequentes causas de falhas clínicas de resina composta e decorre de trincas preexistentes que se propagam durante os esforços de tração oriundos da mastigação [24] ou pela incorporação de bolhas na sua manipulação[25]. A Resistência à flexão dos materiais testados foram avaliados de acordo com a ISO 4049, a resina XT apresentou a maior resistência à flexão (97,75 MPa). Este valor foi significativamente maior do que os valores apresentados pelas resinas dos grupos OC, FZ e FM ($p < 0,05$). Já o grupo OP apresentou os menores valores de resistência a flexão (35,77 MPa) quando comparado às demais resinas. A norma ISO 4049 em relação à resistência à flexão, estabelece um valor mínimo de 80 MPa para as resinas fotopolimerizáveis, isso significa que as resinas devem ter uma

resistência à flexão de igual ou superior a 80 MPa para atender aos requisitos da norma [23]. Estudos sugerem que resinas com maior grau de conversão tendem a exibir melhores propriedades mecânicas devido à menor presença de monômeros residuais e maior densidade de rede polimérica [10,26]. As resinas FZ (61,19 Mpa) e FM (60,34 Mpa) mostraram valores de resistência à flexão semelhantes, sem diferença estatística significativa entre elas (letra B). Embora inferiores à XT que apresentou um valor de (97,75 Mpa) de resistência a flexão, esses valores ainda indicam uma performance mecânica aceitável para aplicações dentárias, possivelmente devido a uma combinação equilibrada de monômeros e carga que proporcionam boas propriedades de flexão sem comprometer as características das resinas[27] .

A análise dos resultados de resistência à flexão das resinas compostas ortodônticas revela importantes diferenças que podem ser atribuídas às suas composições específicas. A resina XT em relação a resistência à flexão, apresentou resultado significativamente superior às demais resinas estudadas. Esse desempenho pode ser atribuído à alta concentração de Bis-GMA (75%), pois ocorre a vitrificação do meio, por não ter monômero diferente na composição. A combinação de uma matriz resinosa rígida com uma carga de partículas bem distribuída confere à resina XT uma excelente resistência mecânica, fundamental para suportar as forças mastigatórias durante o tratamento ortodôntico. Resinas compostas com partículas de carga maiores, como o quartzo, tendem a melhorar a resistência mecânica devido à sua capacidade de distribuir tensões de maneira mais eficiente[28,29]. Por outro lado, as resinas FZ e FM apresentaram resistências à flexão intermediárias, com valores de 61,19MPa e 60,34 MPa, respectivamente. A Filtek Z100 se beneficia da presença de partículas de zircônia/sílica com tamanho médio de 0,6 μm , que proporcionam uma

matriz mais homogênea e resistente ao desgaste [29] . No entanto, a sorção de água relativamente alta pode comprometer sua resistência a longo prazo. Já a FM, com 80% de carga de vidro de bário e uma matriz resinosa de Bis-GMA, Bis-EMA e UDMA, oferece uma boa combinação de rigidez e flexibilidade. Estudos indicam que a combinação de diferentes monômeros pode otimizar as propriedades mecânicas e a estabilidade dimensional das resinas compostas, e as diferenças de desempenho entre estas resinas sublinham a importância de considerar não apenas a composição química, mas também a morfologia e a distribuição das partículas de carga na formulação de resinas compostas para aplicações ortodônticas [28–30]

Os resultados indicam que a escolha da resina deve ser cuidadosamente considerada com base nas necessidades clínicas específicas. Resinas com alta resistência à flexão, são preferíveis para situações que exigem maior durabilidade mecânica, enquanto resinas com menor resistência pode ser usadas em aplicações onde outras propriedades são priorizadas [24,25]

A sorção e solubilidade dos materiais testados também foram avaliadas e este fator é importante para os compósitos resinosos fotoativados, considerando que eles podem absorver água e liberar monômeros. Quando os monômeros não reagidos são expostos a um ambiente aquoso como a cavidade oral, a absorção de água pelos compósitos resinosos pode resultar em degradação, causando uma quebra hidrolítica da interface carga-matriz acompanhada de amolecimento e plastificação da rede polimérica[10], com conseqüente diminuição de suas propriedades mecânicas. No que diz respeito à solubilidade de água, todos os materiais testados apresentaram valores estatisticamente semelhantes (Tabela 1).

Uma radiopacidade adequada é uma necessidade importante para as resinas compostas porque são indicadores de qualidade como penetração de luz e grau de reflexão. Portanto, os compósitos devem ter radiopacidade ideal, o que torna a interface dente-restauração mais fácil de distinguir da estrutura dentária[18]. Materiais com baixas radiopacidades podem causar erros de diagnóstico dos defeitos na radiografia, por esse motivo, a radiopacidade de nível médio é preferível para avaliar a radiografia[18,19]. De acordo com a ISO 4049, as resinas compostas devem ter radiopacidade semelhante ou superior à espessura do alumínio puro. A adição de alguns elementos químicos com alto número atômico, como zinco, estrôncio, zircônio, bário e lantânio, aos materiais restauradores oferece a oportunidade de produzir mais materiais radiopacos[17,31]. No presente estudo, a análise de radiopacidade dos materiais restauradores foi feita utilizando um método de análise digital de imagens, o grupo FZ apresentou valores significativamente maiores de radiopacidade. Provavelmente a composição das partículas da resina FZ, de zircônia, expliquem este resultado, A adição de zircônia às resinas compostas pode melhorar significativamente a resistência mecânica, a opacidade e a durabilidade do material.[24]

6 CONCLUSÃO

Os resultados deste estudo indicam que a composição das resinas compostas ortodônticas tem uma influência significativa em suas propriedades físicas. Resinas com partículas de carga bem distribuídas em uma matriz resinosa de 75% de Bis-GMA como a XT apresentou maior resistência à flexão e menor sorção de água, o que se traduz em melhor desempenho clínico.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

Nas minhas atividades como Clínico Especialista atuando na indústria e realizando visitas frequentes aos colegas ortodontistas, tenho recebido feedback constante sobre as dificuldades enfrentadas na colagem de bráquetes. Uma das principais questões levantadas está relacionada à consistência das resinas utilizadas nesse processo. Resinas excessivamente fluídas podem causar a movimentação do bráquete após o posicionamento do mesmo na face vestibular do dente, o que muitas vezes não é perceptível de imediato. Esse deslocamento pode resultar em uma movimentação dentária que não corresponde ao planejamento ortodôntico original, comprometendo o tratamento.

Por outro lado, resinas com uma consistência mais dura, que não escoam facilmente apresentam outro tipo de desafio. A espessura inadequada de resina sob o bráquete pode interferir na movimentação dentária, novamente afetando os resultados planejados. Esses desafios evidenciam a importância de se desenvolver resinas com propriedades adequadas, que equilibrem fluidez e rigidez para garantir uma colagem eficiente e precisa dos bráquetes, contribuindo para o sucesso dos tratamentos ortodônticos.

Esses insights práticos reforçam a relevância dos estudos sobre materiais dentários e a necessidade de contínua pesquisa e inovação nesta área, visando aprimorar as técnicas e os materiais utilizados na ortodontia, beneficiando tanto os profissionais quanto os pacientes.

O presente estudo apresenta algumas limitações. O número de amostras pode não ser representativo de todas as situações clínicas, e a análise foi restrita a testes

laboratoriais que podem não refletir completamente as condições orais reais. Além disso, a influência de fatores externos, como a técnica de aplicação e as variações individuais entre pacientes, não foi considerada.

Futuros estudos poderiam explorar a longevidade clínica das resinas em condições reais, incluindo ensaios clínicos de longo prazo, para confirmar a durabilidade e a eficácia das diferentes composições. A investigação de novas formulações de resinas que combinam os benefícios de diferentes tipos de partículas de carga também poderia ser um caminho promissor para aprimorar ainda mais as propriedades dos materiais dentários.

Esses próximos passos permitirão um entendimento mais abrangente do desempenho das resinas compostas e contribuirão para o desenvolvimento de materiais com melhor desempenho e durabilidade em aplicações ortodônticas.

REFERÊNCIAS

- [1] Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. *Br J Orthod* 1975;2:171–8. <https://doi.org/10.1080/0301228x.1975.11743666>.
- [2] Rafael Martins Savariz A, Barbieri Mezomo M. Brackets Bonding in Orthodontics: A Review. *Disc Scientia* 2011;12:147–58.
- [3] Banerjee A, Paolinelis G, Socker M, McDonald F, Watson TF. An in vitro investigation of the effectiveness of bioactive glass airabrasion in the selective removal of orthodontic resin adhesive. *Eur J Oral Sci* 2008;116:488–92. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2008.00561.x>.
- [4] Newman G V. Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *J Orthodontist*, 1965:901–12. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(65\)90203-4](https://doi.org/10.1016/0002-9416(65)90203-4).
- [5] Buonocore MG. A Simple Method of Increasing the adhesion of Acrylic Filling Materials to enamel surfaces. *J D Res* 1955:849–53.
- [6] Regalado Galvão M, Godeiro Fernandes Rabelo Caldas S, Salvador Bagnato V, Nara de Souza Rastelli A, Ferrarezi de Andrade M. Evaluation of degree of conversion and hardness of dental composites photo-activated with different light guide tips. *Eur J Dent* 2013;7:86–93.
- [7] De Lima ALX, De Souza PH, Amorim DMG, Caldas SGFR, Galvão MR. Avaliação do grau de conversão de resinas compostas fotoativadas em diferentes tempos e potências. *Revista Da Faculdade de Odontologia - UPF* 2016;21. <https://doi.org/10.5335/rfo.v21i2.6132>.
- [8] Jandt KD, Mills RW, Blackwell GB, Ashworth SH. Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dental Materials* 2000;16:41–7. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(99\)00083-4](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(99)00083-4).
- [9] Ferracane JL, Hilton TJ, Stansbury JW, Watts DC, Silikas N, Ilie N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part II—Technique sensitivity (handling, polymerization, dimensional changes). *Dental Materials* 2017;33:1171–91. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2017.08.188>.

- [10] Goyal A, Hurkadle J, Magegowda S, Bhatia P. Use of light-curing units in orthodontics. *J Investig Clin Dent* 2013;4:137–41. <https://doi.org/10.1111/j.2041-1626.2013.00151.x>.
- [11] Moreira Da Silva E, Soares Almeida G, Poskus LT, Guilherme J, Guimarães 1 1-Dds A. Relationship Between the Degree of Conversion, Solubility and Salivary Sorption of a Hybrid and a Nanofilled Resin Composite: Influence of the Light-Activation Mode. *J Appl Oral Sci* 2007:161–6. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572008000200015>.
- [12] Alshali RZ, Silikas N, Satterthwaite JD. Degree of conversion of bulk-fill compared to conventional resin-composites at two time intervals. *Dental Materials* 2013;29. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.05.011>.
- [13] Anfe TEDA, Agra CM, Vieira GF. Evaluation of the possibility of removing staining by repolishing composite resins submitted to artificial aging. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2011;23:260–7. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00435.x>.
- [14] Arregui M, Giner L, Ferrari M, Vallés M, Mercadé M. Six-month color change and water sorption of 9 new-generation flowable composites in 6 staining solutions. *Braz Oral Res* 2016;30:1–12. <https://doi.org/10.1590/1807-3107BOR-2016.VOL30.0123>.
- [15] Dentistry-Polymer-based restorative materials Art dentaire-Produits de restauration à base de polymères. 2009.
- [16] Hosney S, Abouelseoud HK, El-Mowafy O. Radiopacity of Resin Cements Using Digital Radiography. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2017;29:215–21. <https://doi.org/10.1111/jerd.12288>.
- [17] Gündoğdu C, Akgül S. Radiopacity evaluation of different types of resin restorative materials using a digital radiography system. *Oral Radiol* 2023;39:646–53. <https://doi.org/10.1007/s11282-023-00679-6>.
- [18] Takeo HARA A, Campos SERRA M, Luiz RODRIGUES Jr A. Radiopacity of restorative materials 85. *Braz Dent J* 2001;12:85–9.

- [19] Imazato S, McCabe JF, Tarumi H, Ehara A, Ebisu S. Degree of conversion of composites measured by DTA and FTIR. *Dental Materials* 2001;17:178–83. [https://doi.org/10.1016/s0109-5641\(00\)00066-x](https://doi.org/10.1016/s0109-5641(00)00066-x).
- [20] Wang WJ, Grymak A, Waddell JN, Choi JJE. The effect of light curing intensity on bulk-fill composite resins: heat generation and chemomechanical properties. *Biomater Investig Dent* 2021;8:137–51. <https://doi.org/10.1080/26415275.2021.1979981>.
- [21] Dentistry-Polymer-based restorative materials Art dentaire-Produits de restauration à base de polymères. 2009.
- [22] Lohbauer U, Von der Horst T, Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A. Flexural fatigue behavior of resin composite dental restoratives. *Dental Materials* 2003;19:435–40. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00088-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00088-X).
- [23] Bona A Della, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dental Materials* 2003;19:662–9. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00010-1](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00010-1).
- [24] Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24:655–65. [https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(02\)00380-0](https://doi.org/https://doi.org/10.1016/S0142-9612(02)00380-0).
- [25] Cho K, Rajan G, Farrar P, Prentice L, Prusty BG. Dental resin composites: A review on materials to product realizations. *Compos B Eng* 2022;230. <https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2021.109495>.
- [26] Toledano M, Osorio E, Aguilera FS, Muñoz-Soto E, Toledano-Osorio M, López-López MT, et al. Polymeric nanoparticles for endodontic therapy. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020;103. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103606>.
- [27] Ilie N, Hickel R. Erratum: Investigations on mechanical behaviour of dental composites (Clinical Oral Investigations DOI 10.007/s00784-009-0258-4). *Clin Oral Investig* 2009;13:485–7. <https://doi.org/10.1007/s00784-009-0274-4>.

- [28] Habib E, Wang R, Zhu XX. Correlation of resin viscosity and monomer conversion to filler particle size in dental composites. *Dental Materials* 2018;34:1501–8. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.06.008>.
- [29] Carracho HG, da Silveira ID, Soares CG, Paula Paranhos MG, Henrique Burnett Júnior L, Maria Spohr A. Optical X-Ray Density of Composite Resin Luting Agents. *Acta Odontol Latinoam* 2011;24:156–62.