

UNIVERSIDADE DE BRASÍLIA
Faculdade de Ciências da Saúde
Departamento de Odontologia



TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

**RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO DE RESINAS COMPOSTAS UTILIZADAS NA CONFECÇÃO DE
ATTACHMENTS EM SISTEMAS DE ALINHADORES ORTODÔNTICOS**

PRISCILA DE CARVALHO NÓBREGA

BRASÍLIA, 20 DE DEZEMBRO DE 2024

PRISCILA DE CARVALHO NÓBREGA

**RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO DE RESINAS COMPOSTAS UTILIZADAS NA CONFEÇÃO DE
ATTACHMENTS EM SISTEMAS DE ALINHADORES ORTODÔNTICOS REMOVÍVEIS**

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: Profa. Dra. Janine Araki

Coorientadora: Prof. Dr. Lucas Fernando Tabata

Brasília, 2024

RESUMO

Introdução: As resinas compostas utilizadas para a confecção de *attachments* devem apresentar resistência suficiente para mantê-los em sua posição original durante todo o tratamento ortodôntico mesmo diante da incidência de forças causadas pela remoção dos *attachments* e mastigatórias. Dessa forma, este estudo objetivou avaliar a resistência ao cisalhamento de diversos sistemas adesivos e compósitos utilizados para a confecção de *attachments* em esmalte dentário. **Materiais e Métodos:** Vinte coroas de incisivos bovinos foram separadas e polidas para obtenção de superfícies de esmalte planas, que foram condicionadas com ácido fosfórico a 37% por 30s. Após lavagem e secagem, um adesivo universal foi aplicado. Quarenta pinos de resina composta foram confeccionados com o auxílio de uma matriz de polivinilsiloxano, utilizando 8 resinas compostas [n=5], que foram fotopolimerizadas de acordo com as especificações de cada fabricante. Os corpos de prova foram armazenados em água destilada a 37% por 24 horas antes da realização do teste de cisalhamento. O teste ANOVA a um critério e o teste de Tukey foram aplicados [p<0.05]. **Resultados:** Não houve diferença estatisticamente significativa entre os 8 grupos no resultado do teste de cisalhamento. **Conclusão:** A resistência ao cisalhamento foi semelhante entre as resinas avaliadas.

Palavras-chave: Aparelhos ortodônticos removíveis; *Attachments*; Resinas compostas; Resistência ao cisalhamento.

ABSTRACT

Introduction: The composite used in the *attachments* should be sufficiently resistant to keep them in their original position during the period of hole treatment instead of the forces suffered during aligner removal and mastication. Therefore, the aim of this study was to evaluate, through the application of different composite resins systems used in the production of clear aligner *attachments* on shear bond strength in enamel. **Methods:** Twenty bovine incisors were sectioned and polished to obtain flat enamel surfaces, which were etched with 37% phosphoric acid for 30 seconds. After rinsing and drying, a universal adhesive was applied. Forty composite resin rods were built with the aid of a polyvinylsiloxane template, from eight different composite resins [n=5], and light-cured following the manufacturer's instructions. The specimens were stored in water at 37°C for 24 hours prior to shear bond testing. Data was analyzed by using one-way ANOVA and Tukey's test [$p < 0.05$]. **Results:** There were no statistically significant differences between the groups in the shear test. **Conclusion:** The bond strength behaved similar independent of the composite resin tested.

Keywords: *Attachments*. Composite composites. Removable orthodontic appliances. Shear Strength.

SUMÁRIO

RESUMO	4
ABSTRACT	5
1 INTRODUÇÃO	7
2 MATERIAIS E MÉTODOS	10
2.1 PREPARAÇÃO DA AMOSTRA	11
2.2 TESTE DE RESISTÊNCIA AO CISLHAMENTO	13
2.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA	14
3 RESULTADOS	15
4 DISCUSSÃO	17
5 CONCLUSÃO	21
6 REFERÊNCIAS	22

1 INTRODUÇÃO

Em 1999, a empresa americana Align Technology [San Rose, CA, EUA] introduziu alinhadores transparentes removíveis como uma nova forma de promover a movimentação dentária [1]. Esses alinhadores, amplamente utilizados desde então, integram o Sistema Invisalign®, em que a movimentação dentária é planejada em 3D por um software denominado Clincheck®. Os alinhadores são confeccionados com um plástico fino que abraça os dentes e a prescrição ideal de uso é de 20 horas por dia [1]. A cada 1 a 2 semanas os alinhadores são trocados para avançarem a movimentação dentária que, idealmente, deve seguir a movimentação dentária planejada no software de planejamento [1].

Devido aos alinhadores ortodônticos serem menos incômodos e mais discretos quando comparados aos bráquetes dos aparelhos convencionais, a sua adesão e a sua procura tem aumentado mundialmente [1–3]. Segundo Malik, em 2017 havia mais de 55.000 dentistas no mundo certificados para uso de Invisalign® e cerca de um milhão de pacientes tratados. Isto motivou outras empresas a desenvolver seus alinhadores, dando visibilidade para este tipo de aparelhos [4]

Os alinhadores possuem a particularidade biomecânica de apenas empurrarem os dentes, sendo que eles não conseguem promover forças que tracionem os dentes, dessa forma, os *attachments*, são recursos que auxiliam a movimentação dentária, pois aumentam a retenção do alinhadores, direcionam as forças favorecendo a realização de movimentos de maior complexidade como os radiculares e translacionais[1,5,6]. Segundo estudos anteriores, alguns tratamentos são mais previsíveis com o uso desses sistemas como casos de mordida aberta anterior leve a moderada, fechamento de espaços, distalização de dentes superiores e inferiores de pequena magnitude, expansão dentoalveolar e outros. Por outro lado, a previsibilidade diminui quanto maior a magnitude das más oclusões, quando requer correção de rotações dentárias superiores a 20 graus, sobremordidas profundas, dentes com coroas clínicas curvas e arcos sem múltiplos dentes. Dentre os benefícios dos alinhadores destacam-se a maior facilidade na higiene, maior rapidez no tratamento e a prevenção do desgaste oclusal em pacientes portadores de bruxismo. [4–7].

Djeu e colaboradores observaram que o tratamento convencional com bráquetes apresentou melhores resultados que o grupo tratado com Invisalign® [7]. No entanto, a depender do movimento desejado, o aparelho Invisalign® pode apresentar resultados semelhantes ao tratamento tradicional e se for utilizada uma técnica combinada ou se o tempo de tratamento for maior o aparelho Invisalign® é capaz de obter melhores resultados que o tratamento tradicional [7]

Pacientes tratados com alinhadores possuem melhor saúde periodontal em relação a pacientes de tratamento fixo convencional, pois há mais facilidade de

higiene oral e menor o acúmulo de placa, porém sem vantagem biomecânica [8]. Yosen e colaboradores, demonstraram que pacientes tratados com alinhadores tem menor chance de sofrer reabsorção radicular e possuem menor risco de desenvolver lesões de mancha branca em comparação aos pacientes com aparelhos fixos tradicionais [9]. Para alguns tratamentos, o tratamento pode ser realizado de forma híbrida, combinando ortodontia convencional com os alinhadores [9].

Para facilitar a movimentação dentária, alguns sistemas de alinhadores utilizam os *attachments*, que são botões de resina composta colados aos dentes antes ou durante o tratamento[9]. Eles são pontos para o alinhador exercer pressão e para facilitar o controle das forças[9].

O desenho dos *attachments* pode variar em forma, tamanho e superfície ativa e se tornam mais ativos à medida que os alinhadores são trocados [10]. Os *attachments* idealmente devem ser translúcidos, resistentes ao manchamento e ao desgaste [11]. Visando transferir as forças do alinhador para raiz e coroa do dente, o seu local de confecção é calculado pelo software que automaticamente lança esse recurso, de acordo com a intensidade e direção da força a ser aplicada, podendo ser alterados pelos profissionais no software[9]. Esses acessórios são confeccionados de resina composta e são colados à superfície do dente e a perda da inserção do acessório pode prolongar e prejudicar o tratamento [9]

Ingerir alimentos e os mastigar com o alinhador diminui os índices de perda do acessório durante a alimentação, no entanto, os fabricantes desaconselham a prática[9]. Quando o alinhador é retirado, uma força contrária à aplicação do *attachment* é feita, quando essa força supera a da resistência da colagem, o acessório perde sua inserção[9]. Quanto mais frequentemente os alinhadores são retirados, maior a aplicação da força contrária e a remoção de mais que cinco vezes ao dia foi citada como um fator de risco para a colagem [9]. Neste estudo, todos os *attachments* perdidos descolaram durante a retirada do alinhador [9] .

Em um estudo prévio, foram comparados *attachments* elipsoide e biselados, com um grupo controle sem *attachments* [12]. O estudo mostrou, que a presença de *attachments* tornava heterogênea a movimentação do dente feita por diferentes materiais de alinhadores [12]. Ele não encontrou diferenças na retenção do alinhador ao molde bucal quando havia *attachments* elipsoides em relação ao grupo controle sem *attachments*, mas foi observada maior retenção do alinhador quando os *attachements* são retangulares em relação aos elipsóides [12].

Fatores como tamanho clínico da coroa, material do alinhador e recorte marginal do alinhador podem influenciar na retenção do *attachments*. [12]Os *attachments* idealmente devem ser translúcidos, resistentes ao manchamento e ao desgaste [11].

Sendo assim, considerando-se: 1] a importância dos *attachments* para a adequada movimentação dentária com alinhadores e a necessidade deles

permanecerem inalterados tanto em forma quanto em adesão durante todo o tratamento; 2] que os *attachments* são submetidos à força de cisalhamento quando o paciente coloca e remove os alinhadores e provenientes das forças mastigatórias que incidem sobre eles quando o paciente se alimenta sem os alinhadores e; 3] a grande variedade de resinas compostas disponíveis no mercado para confecção dos *attachments*, esta pesquisa visa avaliar a resistência ao teste de cisalhamento de oito resinas utilizadas para confecção de *attachments* empregados na movimentação dentária com alinhadores ortodônticos.

2 MATERIAIS E MÉTODOS

Oito resinas compostas foram testadas neste estudo (Tabela 1) Os grupos foram divididos conforme as resinas utilizadas sendo elas Amaris - Voco (G1), Flow Shofu - Shofu (G2), Vitrea - FGM (G3), Luna 2 - SDI (G4), Herculite Précis - Kerr (G5), Orthocem - FGM (G6), X-Base, Voco (G7), Transbond, 3M (G8). O software G Power foi utilizado para calcular o tamanho da amostra, com duas amostras para cada grupo. Os valores médios obtidos foram: G1 = 215,265; G2 = 278,265; G3 = 229,555; G4 = 244,56; G5 = 248,56; G6 = 240,84; G7 = 250,97; G8 = 116,335 com Teste F a priori e ANOVA one-way. Os parâmetros de entrada considerados foram: *effect size* f 45,46137, *alfa error probability* 0,05, e *power (1-B probability)* 0,95. O resultado do cálculo amostral apontou o tamanho mínimo de 16 amostras. Neste estudo, foram confeccionadas 40 amostras, em vinte dentes bovinos, sendo 5 pinos de resina para cada grupo.

Tabela 1: Composição das resinas compostas

Grupo	Material	Composição
1	Amaris(Voco, Cuxhaven, Alemanhay)	Vidro de aluminoborosilicato de bário, pré-polímero, UDMA, BisGMA, TEGDMA, sílica metacrílica, dióxido de silício pirogênico, iniciadores, estabilizadores, pigmentos de cor (ordem decrescente)
2	Flow Shofu 100 (Shofu, Kyoto, Japan)	Resina base: Bis-GMA (15% em peso)/TEGDMA (13% em peso]; enchimento de resina: enchimento de vidro multifuncional e enchimento S-PRG com base em vidro de aluminofluoro-borosilicato Carga de enchimento: 67,3% em peso (47,0% em volume); faixa de tamanho de partícula: 0,01–4,0 µm; tamanho médio de partícula: 0,8 µm DL-Canforoquinona
3	Vittra APS (FGM, Joinville, Brasil)	UDMA, TEGDMA, APS, estabilizadores, pigmentos, silano, sílica, partículas de vidro, 72-82 p/p% de enchimento
4	Luna 2 (SDI, Bayswater, Australia)	24% de peso (44% de volume) Éster metacrílico multifuncional 76% de peso (56% de volume) Carga inorgânica (40 nm – 1,5 micron).
5	Herculite Précis (Kerr, Orage, EUA)	BISGMA, TEGDMA, EBPADMA, 78% de carga, sílica, vidro de silicato de bário, vidro de borosilicato.

6	Orthocem (FGM, Joinville, Brasil)	Monômeros de metacrilato [BisGMA, TEGDMA] e monômeros de fosfato metacrilato, estabilizadores, canforoquinona, co-iniciadores e carga de dióxido de silício.
7	X-Base (Voco Cuxhaven, Alemanha)	Vidro de aluminoborosilicato de ário, BisEMA, TCDDMA, trifluoreto de itérbio, dióxido de silício pirogênico, iniciadores, estabilizadores, Pigmentos de cor (Ordem decrescente)
8	Transbond (3M ESPE, St. Paul, USA)	Quartzo silano tratado, dimetacrilato de éter diglicídico de bisfenol A (BisGMA), dimetacrilato de bisfenol A bis (2-hidroxil éter), sílica tratada com silano, hexafluorofosfato de difenil iodônio.

2.1 PREPARAÇÃO DA AMOSTRA

Com o objetivo de separar as coroas das raízes, 20 incisivos bovinos armazenados em água filtrada, limpos e livres de aparentes falhas no esmalte foram seccionados com disco diamantado (American Burns, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil) e peça reta acoplada a micromotor (Kavo 2NS, Kavo, Alemanha), ao nível do terço cervical. Sobre uma placa de vidro, previamente vaselinada, as coroas foram incluídas em resina acrílica autopolimerizável transparente (JET, Brasil) dentro de um cilindro de policloreto de vinila (PVC) de 20 x 25mm (PVC 25x20mm, Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil), com a face vestibular voltada para a placa e expondo a porção mais plana da face.

Com o objetivo de proporcionar uma superfície de esmalte com um único plano, lisa e regular, as superfícies vestibulares dos dentes incluídos foram previamente lixadas com lixas abrasivas de papel de carboneto de silício (Tigre, Joinville, Santa Catarina, Brasil) sob refrigeração em dispositivo de polimento Politriz metalográfica de velocidade variável PVV (Teclago, Vargem Grande Paulista, São Paulo, Brasil. Teclago, Vargem Grande Paulista, SP, Brasil.) e seguindo uma sequência gradualmente crescente (180, 230, 300, 600 e 1200). O desgaste foi feito com cautela para não ocorrer exposição de dentina. Logo após, as superfícies de esmalte foram condicionadas com gel de ácido fosfórico 37% (Condac 37%, FGM, Joinville, Brasil) por 30s, lavadas com água por 30s, e secadas com jato de ar até não se observar umidade na superfície. O condicionamento adesivo foi realizado em toda a face da amostra com adesivo universal (Adesivo Universal Zipbond, SDI, Victoria, Melbourne, Austrália). Um molde de silicone de adição (Exaflex, GC, Leuven, Belgium) de 2mm de altura com dois furos foi confeccionado com auxílio de uma broca de 2mm de diâmetro (Jota do Brasil, Florianópolis, Santa Catarina, Brasil) e uma furadeira de bancada (SDS Pro Plus, Arrowmax, Hong-Kong, China). O molde foi fixado à amostra

com fita adesiva perfurada com auxílio de alicate de Ainsworf (Golgran, São Caetano do Sul, São Paulo, Brasil). Somente após a fixação do molde de silicone com auxílio de uma fita adesiva (Scotch magic tape, 3M, Sumaré, São Paulo, Brasil), o adesivo foi fotopolimerizado com Valo Cordless Grand 322 – Ultradent, para que somente o adesivo que estivesse na região do furo e que fosse receber o pilar de resina composta fosse polimerizado, evitando assim, que a união do adesivo polimerizado em outras regiões da superfície influenciasse no resultado do teste.

Em sequência, cada amostra, selecionada aleatoriamente, recebeu duas resinas diferentes de modo que, no final, cada amostra continha dois tipos de resinas compostas diferentes e cada resina tinha sido usada cinco vezes para construir cinco pilares diferentes em cinco amostras diferentes. Assim, cada espaço do molde de silicone foi preenchido de resina composta com seringa Centrix (Precision Applicator, Maquira) em incremento único com as resinas correspondentes ao grupo selecionado para cada amostra. A cada preenchimento, as resinas foram fotopolimerizadas (VALO, Ultradent, Salt Lake City, Utah, EUA), individualmente de acordo com o protocolo de cada uma (Orthocem -20s, Transbond – 20 s, Herculite – 20 ou 40 s, Amaris – 10 s, Vitra – 20 s, Luna 2 – 20 s, X-Base – 10 s, Flow Shofu – 20 s). Na etapa seguinte, o molde de silicone foi removido da superfície com lâmina de bisturi 15c (Maxicor, Brasil). Ao final, cada corpo de prova continha dois cilindros de resinas compostas diferentes, de acordo com o grupo de resinas selecionado, que foram pintados com cores de canetas diferentes para facilitar a identificação durante o teste. O diâmetro de cada cilindro das amostras foi medido com paquímetro digital (Paquímetro digital de fibra de carbono, MFL). Posteriormente, os corpos foram armazenados em água destilada a 37 graus C por 24hrs, em uma estufa.

A Figura 1 ilustra os materiais e métodos descritos acima.

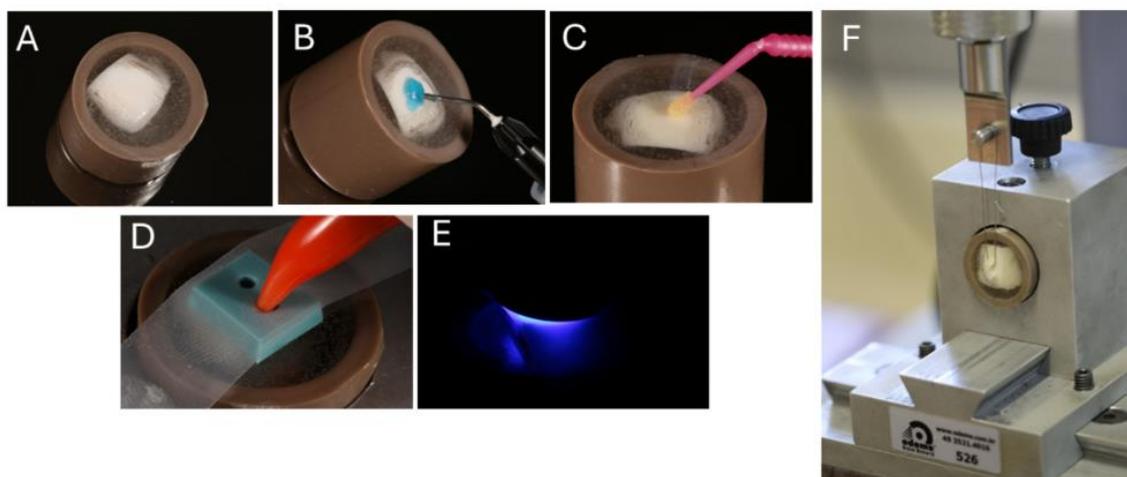


Figura 1: Fases de amostragem.

A: Os fragmentos de dentes foram incluídos em cilindros de PVC com resina acrílica. Uma máquina de polimento com lixa sob resfriamento a água foi usada para expor superfícies planas de esmalte.

B: As superfícies dos dentes foram atacadas com ácido fosfórico a 37%.

C: Um sistema adesivo universal foi aplicado de acordo com as recomendações do fabricante e seco ao ar para permitir a evaporação do solvente.

D: Modelo de polivinilsiloxano de 2mm usado para obter cilindros de resina composta de 2 x 2mm. O excesso de resina foi removido para cada cilindro antes do processo de fotopolimerização.

E: Cilindros de resina composta fotopolimerizados individualmente com um dispositivo de fotopolimerização LED.

F: Os testes de resistência ao cisalhamento foram realizados com uma máquina de teste universal até a fratura.

2.2 TESTE DE RESISTÊNCIA AO CISALHAMENTO

Os corpos de prova com as amostras foram transferidos para a haste inferior da máquina universal de testes com célula de carga de 5 KN (Máquina de ensaios universal EZ-Test. Shimadzu, Japão) com os pilares posicionados segundo o longo eixo vertical da máquina. Um fio de aço inoxidável de 0,3mm (Morelli, Sorocaba, São Paulo, Brasil) foi posicionado com uma extremidade em torno da base do cilindro de resina, mantendo contato com o semicírculo inferior da base do cilindro mais próximo ao dente, alinhado em linha reta com o centro da célula de carga na parte móvel superior da máquina e perpendicular ao longo eixo do pilar de resina composta. Em

seguida, a cabeça de carregamento da máquina se moveu a uma taxa constante de 0,5 mm/min até ocorrer o deslocamento do pilar da superfície. A força necessária para o deslocamento foi registrada em Newtons (N) e por meio de um gráfico, o valor foi dividido pela área de superfície das amostras (2), para determinar a resistência de ligação em Mega Pascal [Mpa].

Foi utilizada a fórmula:

Resistência ao cisalhamento (Mpa) = Força (N) / Área de superfície (mm²).

Todas as interfaces de ligação foram avaliadas sob um estereomicroscópio (Zeiss Stemi 2000, Zeiss Axiovision, versão 2.2, Alemanha) com uma ampliação de (2,0x e 2,5x) para caracterizar a falha de ligação em cada espécime. Imagens digitais foram adquiridas e analisadas com um programa de software de análise de imagem (ImageJ/FIJI, Laboratory for Optical and Computational Instrumentation), e os tipos de falhas foram classificados como adesivas, entre a resina e o esmalte; coesivas, quando a fratura ocorreu dentro da resina; e fratura mista, quando a fratura ocorreu na interface adesiva, mas ainda havia material restaurador remanescente em mais de 25%.

2.3 ANÁLISE ESTATÍSTICA

O teste One-way ANOVA, seguido do Tukey, foi realizado a comparação intergrupos de resinas dos valores de resistência ao cisalhamento. Todas as análises estatísticas foram realizadas utilizando o software estatístico (Jamovi version 2.3). O valor de p menor que 0,05 foi considerado estatisticamente significativo.

3 RESULTADOS

Não houve diferença estatisticamente significativa na resistência ao cisalhamento entre as oito resinas testadas (Tabela 2). Na tabela 3 estão apresentados os valores médios e desvio padrão do resultado do teste de cisalhamento.

Tabela 2: Resultado do teste One-Way ANOVA para comparação intergrupos dos resultados do teste de cisalhamento (Mpa).

ANOVA	gl 1	gl 2	F	P
Mpa	7	13,6	0,627	0,726

Tabela 3: Valores médios e desvio padrão da resistência ao cisalhamento (Mpa)

Grupo	Média	Desvio Padrão
Amaris	1,70	0,393
Flow Shofu	2,05	0,485
Herculite	1,88	0,480
Luna 2	1,73	0,342
Orthocem	1,55	0,670
Transbond	1,71	0,320
Vitra	1,92	0,212
X-Base	1,69	0,241

O resultado da análise do padrão de fratura mostrou que 97,5% das fraturas eram do tipo adesiva e 2,5% eram do tipo mista. Não houve fratura coesiva (Figura 2).

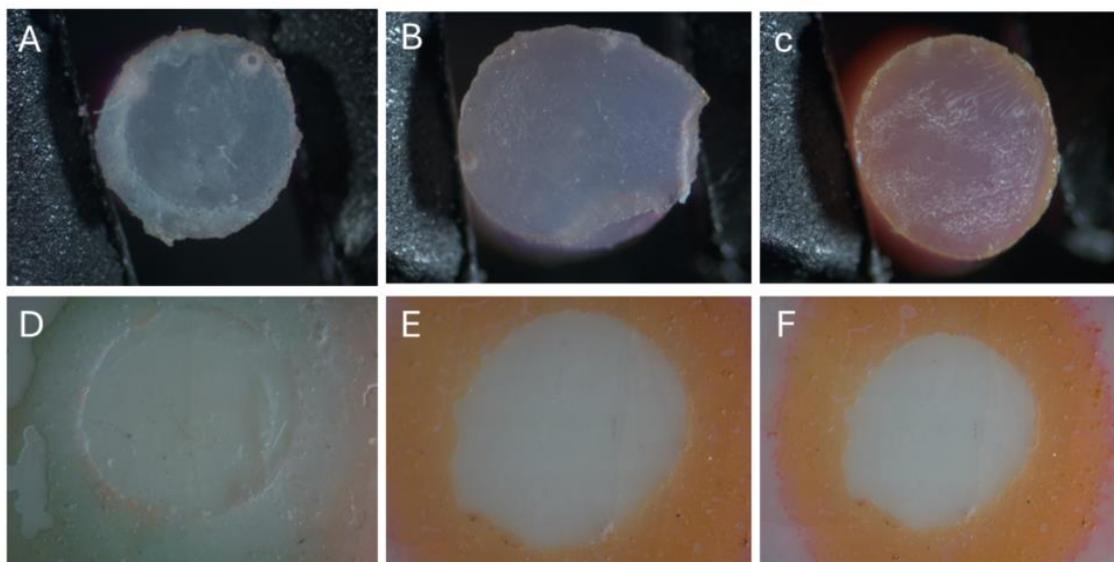


Figura 2: Imagens microscópicas das superfícies de adesão das amostras

A: Exemplo de falha mista encontrado na amostra de Luna 2.

B: Falha adesiva no grupo Transbond.

C: Falha adesiva no grupo Flow Shofu.

D: Exemplo de falha mista encontrado na amostra de Luna 2.

E: Falha adesiva no grupo Transbond.

F: Falha adesiva no grupo Flow Shofu.

4 DISCUSSÃO

A utilização dos sistemas de alinhadores tem aumentado devido às suas características estéticas, vantagens periodontais e melhorias na biomecânica [2,3].

Diversos sistemas de alinhadores ortodônticos tem a movimentação dentária facilitada pelos *attachments* com o objetivo de promover mais previsibilidade no movimento dentário e melhorar a eficácia clínica do tratamento[13]. Em um estudo in vitro realizado por Simon e colaboradores, foi demonstrado que a transferência de carga dos alinhadores para os dentes sem o uso de *attachments* é limitada [14]. Eles atuam como dispositivos de ancoragem que evitam a movimentação dentária indesejada enquanto facilitam a movimentação desejada [13]. A movimentação dentária ortodôntica é o resultado da perturbação mecânica induzida pela interação entre as forças do alinhador, o dente e os acessórios [13]. Por isso, a fim de reduzir as limitações dos alinhadores, o desenvolvimento de novos *attachments* tem sido constante, tanto para o manejo da ancoragem quanto para um melhor controle radicular e de movimentos menos previsíveis.[13].

Os *attachments* são, comumente, confeccionados em resina composta, pois são o material de escolha da odontologia restauradora pela propriedade adesiva, pela sua estética superior aos outros materiais, e pela sua modelagem, pois no seu uso há o controle do tempo de trabalho devido a sua característica de fotopolimerização [2,13]. No entanto, o tempo de exposição, o modo, a densidade de energia e de exposição podem ter impacto nas propriedades mecânicas das resinas compostas [2].

Os *attachments* podem sofrer alteração de suas formas originais, bem como descolarem totalmente durante o tratamento, devido às forças mastigatórias ou devido às constantes inserção e remoção do alinhador [13]. As desvantagens das avarias nos *attachments* são atrasos na movimentação dentária, haja vista que ocorre desencaixe entre o alinhador e o *attachment*, gerando aumento do tempo de tratamento e custos adicionais ao profissional que precisa refazê-lo. Isto também influencia negativamente na relação profissional-paciente. Diante disso, é conveniente que as resinas empregadas na confecção destes recursos sejam suficientemente resistentes e com alta adesão ao esmalte dentário.

Neste estudo, verificou-se que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência ao cisalhamento das oito resinas testadas. Reynolds e Fraunhofer sugeriram valores entre 5,9 e 7,8 Mpa ou acima em condições clínicas e 4.9 Mpa em estudos laboratoriais como adequados para colagem de bráquetes em Ortodontia[15]. Sendo assim, os valores encontrados foram compatíveis com as necessidades clínicas.

O estudo feito por Mantovani e colaboradores demonstrou que *attachments* confeccionados com resina bulkfill possuem maior precisão para confecção de *attachments* [13]. Barreda e colaboradores analisou a superfície de *attachments* construídos pelas resinas Filtek Z350XT e Amelogen Plus TW por seis meses e definiu que a resina Amelogen Plus TW possuiu menor desgaste, no entanto, essas resinas

não foram testadas nessa pesquisa [11]. Recentemente, foi desenvolvido o sistema SonicFill, que é uma peça de mão específica para uso de resina composta bulk fill, essa resina possui baixo índice de contração, alto teor de carga e menor tempo de atendimento devido a mais rápida polimerização, devido a essas propriedades, esse sistema podem ser considerado como mais vantajoso para confecção de *attachments*, além de que, segundo pesquisas, as resinas de baixa viscosidade são o padrão ouro para confecção de *attachments*. [2,11,13]. De acordo com outros estudos, a resina composta utilizada para fabricar *attachments* deve ter uma quantidade significativa de carga [2,16], com baixa viscosidade para reduzir o tempo operatório [3,17].

No presente estudo, a diferença de carga entre as resinas compostas testadas não influenciou no resultado de resistência ao cisalhamento. No entanto, segundo Jedliński e colaboradores e Chen e colaboradores, resinas de maior carga possuem maior resistência ao cisalhamento e melhor precisão de transferência. No entanto, não há aumento da resistência quando a quantidade de carga inorgânica das resinas compostas ultrapassa 72% [2,16]. No presente estudo, as resinas de baixa viscosidade não obtiveram diferença estatística no resultado de resistência em relação as resinas compostas de alta viscosidade.

O desenvolvimento de resinas de baixa viscosidade e alta quantidade de carga podem ser utilizadas para confecção de *attachments* em lugar das resinas convencionais, pois apresentam mesmo perfil biomecânico [3]. Em concordância com o presente estudo, Shaalan e colaboradores, demonstraram que compósitos com resinas de baixa e alta viscosidade apresentaram semelhanças clínicas [18]. As resinas fluidas possuem menor tempo de cadeira em relação às resinas compostas [16]. Além disso, as resinas compostas de baixa viscosidade possuem menos bolhas do que as de alta viscosidade, apesar de gerarem mais excessos [3]. Dessa forma, concluíram que o uso das resinas compostas fluidas é preferível às condensáveis, pois há manutenção da capacidade mecânica e diminuição do tempo operatório [3,16], contudo, a seleção do material dependerá da preferência do operador, pois os resultados sugeriram que todos os materiais possuem o mesmo potencial como adesivos para alinhadores ortodônticos [3].

Duas pesquisas foram realizadas testando a resistência ao cisalhamento de outras resinas para confecção de *attachments* não testadas no presente estudo. Na pesquisa conduzida por Kircelli, em concordância com o presente estudo, todas as resinas testadas atingiram o valor clinicamente suficiente para serem utilizadas na confecção de *attachments*, além disso, consideraram que as resinas fluidas exigiram menor tempo de trabalho em comparação com os compósitos de alta viscosidade [27]. A pesquisa conduzida por Chen concluiu que uma resina de baixa viscosidade era a ideal para confecção de *attachments* em relação a uma de alta viscosidade, pois ambas alcançaram o perfil mecânico necessário, mas fluida possui tempo de operação mais curto [2].

A pesquisa conduzida por Al Saud avaliou a resistência ao cisalhamento de resinas utilizadas para confecção de *attachments* em próteses fixas com cerâmicas. O resultado dessa pesquisa evidenciou que no caso de cerâmicas, a utilização de uma resina de alta viscosidade apresentou maior resistência ao cisalhamento do que a de baixa viscosidade [28]. Considerando a alta prevalência de dentes com próteses fixas em cerâmicas, vê-se a necessidade de pesquisas semelhantes no futuro para conclusões mais precisas [28].

Em concordância com o presente estudo, Ribeiro e colaboradores observaram que a resina Herculite possui mesma resistência ao cisalhamento quando comparada a outras resinas [26]. A resina Flow Shofu pode ser considerada para confecção dos *attachments*, haja vista que libera flúor com semelhante resistência ao cisalhamento das demais. Isso favoreceria a prevenção de manchas brancas cariosas em pacientes de alto risco, favorecendo a remineralização do esmalte durante todo o tempo que o paciente permanecesse com os *attachments*.

O uso de dentes bovinos para pesquisas *in vitro* tem sido amplamente aceito haja vista que eles são morfológica e histologicamente semelhantes aos dentes humanos [19]. Nakamichi e colaboradores verificaram que a força de adesão ao esmalte bovino é 35% mais fraca quando comparada ao esmalte humano, mas para pesquisas laboratoriais sobre força de tração e adesividades eles mostraram-se satisfatórios [20–24]. Dentre as vantagens dos estudos *in vitro* destaca-se a utilização de protocolos mais padronizados e controlados [25]. A realização de um estudo piloto previamente à realização da pesquisa em si permitiu melhorias na metodologia ao praticar etapas do método e ajustar a polimerização para atingir apenas a área onde o pino seria feito, sem afetar os resultados da adesão. A realização do estudo piloto permitiu a melhoria da metodologia ao se verificar a necessidade de fotopolimerização unicamente do adesivo na região que seria construído o pilar de resina composta evitando que a força de união do adesivo alterasse os resultados do teste.

O formato e a posição do *attachment* influencia na capacidade, na retenção e na direção da movimentação dentária [13,16]. Considerando que os diferentes formatos dos *attachments* podem influenciar na sua resistência e que esse aspecto não foi considerado nesse estudo nem nos estudos usados como base, sugere-se que estudos futuros considerem esse aspecto.

Não há um protocolo padrão para utilização e colagem dos *attachments* apesar da capacidade de maior controle e precisão dos movimentos proporcionada pelo uso desses recursos auxiliares [2,3,13]. Com base nisso, sugere-se o desenvolvimento de um protocolo padrão com base nas pesquisas já realizadas. O presente estudo simulou os *attachments* em dentes bovinos inclusos em resina acrílica, ou seja, não foi realizada a colagem tradicional de *attachments* usando os “templates” ou moldérias de transferência oferecidos pelos fabricantes de alinhadores. Segundo Jeilnski e colaboradores, o uso de moldeiras proporciona maior precisão na transferência dos *attachments* para as estruturas dentárias. Considerando isso, sugere-se que em

estudos futuros, a construção dos *attachments* envolvam o uso de moldeiras de transferência para uma análise mais precisa [3,16].

Considerando-se que os *attachments* são recursos auxiliares provisórios no tratamento ortodôntico com alinhadores, ou seja, são removidos por desgaste ao final do tratamento, a adesão deve ser satisfatória, mas apresentar facilidade de remoção após a conclusão do tratamento, sem danificar o esmalte remanescente [2]. Sugere-se que estes aspectos sejam avaliados em estudos futuros. Como as resinas compostas apresentam resistência ao cisalhamento adequada, principalmente em relação a fraturas adesivas, elas parecem adequadas para confecção dos *attachments*. O sistema de colagem impacta significativamente na adesão, por isso é importante garantir sua alta qualidade e padronização do protocolo[29]. Atualmente, as pesquisas sobre dos benefícios, técnica e tecnologia dos alinhadores tem avançado significativamente, no entanto há deficiência quando ao estudo dos materiais de adesão que favoreçam o desempenho dos alinhadores [2].

As limitações deste estudo foram: i] todas as amostras receberam o mesmo tratamento de superfície, sendo variadas apenas as resinas compostas; ii] as resinas foram escolhidas de acordo com o conhecimento dos autores sobre as resinas mais utilizadas na confecção de *attachments* e de acordo a disponibilidade de resinas para serem testadas e; iii] não houve análise da superfície das amostras, após o polimento, para avaliar criteriosamente a possibilidade de exposição dentinária. iv] os pinos simulam *attachments*, mas eram diferentes em forma e tamanho e nenhum modelo foi usado para orientar sua fabricação. Essas limitações devem ser consideradas para o desenvolvimento de estudos futuros.

5 CONCLUSÃO

As oito resinas compostas testadas apresentaram semelhantes resistência ao cisalhamento, podendo ser utilizadas na confecção de *attachments* para o sistema de alinhadores ortodônticos com o mesmo desempenho biomecânico.

Deve-se dar preferência a resinas de maior quantidade de carga e fluidas pela maior resistência e menor tempo operatório.

6 REFERÊNCIAS

1. Disponível em: <https://www.aligntech.com/>. Acesso em: 23.dez.2024
2. Chen W, Qian L, Qian Y, Zhang Z, Wen X. Comparative study of three composite materials in bonding attachments for clear aligners. *Orthod Craniofac Res.* 2021 Nov 15;24[4]:520–7.
3. Weckmann J, Scharf S, Graf I, Schwarze J, Keilig L, Bourauel C, et al. Influence of attachment bonding protocol on precision of the attachment in aligner treatments. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie.* 2020 Jan 13;81[1]:30–40.
4. Malik OH, McMullin A, Waring DT. Invisible orthodontics part 1: invisalign. *Dent Update.* 2013 Apr 2;40[3]:203–15.
5. LAGRAVÈRE MO, FLORES-MIR C. The treatment effects of Invisalign orthodontic aligners. *The Journal of the American Dental Association.* 2005 Dec;136[12]:1724–9.
6. Phan X, Ling PH. Clinical limitations of Invisalign. *J Can Dent Assoc.* 2007 Apr;73[3]:263–6.
7. Djeu G, Shelton C, Maganzini A. Outcome assessment of Invisalign and traditional orthodontic treatment compared with the American Board of Orthodontics objective grading system. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics.* 2005 Sep;128[3]:292–8.
8. Lu H, Tang H, Zhou T, Kang N. Assessment of the periodontal health status in patients undergoing orthodontic treatment with fixed appliances and Invisalign system. *Medicine.* 2018 Mar;97[13]:e0248.
9. Yaosen C, Mohamed AM, Jinbo W, Ziwei Z, Al-balaa M, Yan Y. Risk Factors of Composite Attachment Loss in Orthodontic Patients during Orthodontic Clear Aligner Therapy: A Prospective Study. *Biomed Res Int.* 2021 Jan 23;2021:1–6.
10. Hennessy J, Al-Awadhi EA. Clear aligners generations and orthodontic tooth movement. *J Orthod.* 2016 Jan 8;1–9.
11. Barreda GJ, Dzierewianko EA, Muñoz KA, Piccoli GI. Surface wear of resin composites used for Invisalign® attachments. *Acta Odontol Latinoam.* 2017 Aug;30[2]:90–5.
12. Dasy H, Dasy A, Asatrian G, Rózsa N, Lee HF, Kwak JH. Effects of variable attachment shapes and aligner material on aligner retention. *Angle Orthod.* 2015 Nov 1;85[6]:934–40.
13. Mantovani E, Castroflorio E, Rossini G, Garino F, Cugliari G, Deregibus A, et al. Scanning electron microscopy analysis of aligner fitting on anchorage

attachments. *Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie*. 2019 Mar 23;80[2]:79–87.

14. Simon M, Keilig L, Schwarze J, Jung BA, Bourauel C. Forces and moments generated by removable thermoplastic aligners: Incisor torque, premolar derotation, and molar distalization. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*. 2014 Jun;145[6]:728–36.

15. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct Bonding in Orthodontics: A Comparison of Attachments. *Br J Orthod*. 1977 Apr 1;4[2]:65–9.

16. Jedliński M, Mazur M, Greco M, Belfus J, Grocholewicz K, Janiszewska-Olszowska J. Attachments for the Orthodontic Aligner Treatment—State of the Art—A Comprehensive Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2023 Mar 2;20[5]:4481.

17. Mazur M, Jedliński M, Janiszewska-Olszowska J, Ndokaj A, Ardan R, Nardi GM, et al. Knowledge of Emergency Management of Avulsed Teeth among Italian Dentists-Questionnaire Study and Next Future Perspectives. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Jan 15;18[2]:706.

18. Shaalan O, Abou-Auf E, El Zoghby A. Clinical evaluation of flowable resin composite versus conventional resin composite in carious and noncarious lesions: Systematic review and meta-analysis. *Journal of Conservative Dentistry*. 2017;20[6]:380.

19. Hitt JC, Feigal RJ. Use of a bonding agent to reduce sealant sensitivity to moisture contamination: an in vitro study. *Pediatr Dent*. 1992;14[1]:41–6.

20. Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T. Bovine Teeth as Possible Substitutes in the Adhesion Test. *J Dent Res*. 1983 Oct 1;62[10]:1076–81.

21. HIBINO Y, KURAMOCHI K ichi, HARASHIMA A, HONDA M, YAMAZAKI A, NAGASAWA Y, et al. Correlation between the Strength of Glass Ionomer Cements and Their Bond Strength to Bovine Teeth. *Dent Mater J*. 2004;23[4]:656–60.

22. Dias WRL, Pereira PNR, Swift EJ. Effect of surface preparation on microtensile bond strength of three adhesive systems to bovine enamel. *J Adhes Dent*. 2004;6[4]:279–85.

23. Lloret PR, Rode KM, Turbino ML. Dentine bond strength of a composite resin polymerized with conventional light and argon laser. *Braz Oral Res*. 2004 Sep;18[3]:271–5.

24. Saleh F, Taymour N. Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests. *East Mediterr Health J*. 2003;9[1–2]:201–7.

25. Hoppe J, Lehmann T, Hennig CL, Schulze-Späte U, Jacobs C. Shear bond strength after using sealant before bonding: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Clin Oral Investig*. 2022 Jan 3;26[1]:1–11.
26. Ribeiro JCR, Gomes PN, Moysés MR, Dias SC, Pereira LJ, Ribeiro JGR. Shear strength evaluation of composite–composite resin associations. *J Dent*. 2008 May;36[5]:326–30.
27. Kircelli BH, Kilinc DD, Karaman A, Sadry S, Gonul EY, Gögen H. Comparison of the bond strength of five different composites used in the production of clear aligner attachments. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg*. 2023 Dec;124[6]:101481.
28. Alsaud BA, Hajjaj MS, Masoud AI, Abou Neel EA, Abuelenain DA, Linjawi AI. Bonding of Clear Aligner Composite Attachments to Ceramic Materials: An In Vitro Study. *Materials*. 2022 Jun 10;15[12]:4145.
29. Fonseca D, Costa D, Cimões R, Beatrice L, Araújo A. Adhesives for orthodontic bracket bonding. *Revista Gaucha de Odontologia* [online]. 2010;58[1].