



**CESPU**

INSTITUTO UNIVERSITÁRIO  
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

# **Avaliação da influência do pH salivar na resistência à fratura de attachments com três tipos de resinas compostas - Estudo in Vitro**

**Ana Filipa Guedes de Freitas**

**Dissertação conducente ao Grau de Mestre em Ortodontia**

**Gandra, 2 Junho de 2023**

**Ana Filipa Guedes de Freitas**

**Dissertação** conducente ao **Grau de Mestre em Ortodontia.**

**Avaliação da influência do pH salivar na resistência à fratura de attachments com três tipos de resinas compostas - Estudo in Vitro**

Trabalho realizado sob a Orientação de  
**Professora Doutora Primavera Sousa Santos**

## **DECLARAÇÃO DE INTEGRIDADE**

Eu, acima identificado, declaro ter atuado com absoluta integridade na elaboração deste trabalho, confirmo que em todo o trabalho conducente à sua elaboração não recorri a qualquer forma de falsificação de resultados ou à prática de plágio (ato pelo qual um indivíduo, mesmo por omissão, assume a autoria do trabalho intelectual pertencente a outrem, na sua totalidade ou em partes dele). Mais declaro que todas as frases que retirei de trabalhos anteriores pertencentes a outros autores foram referenciadas ou redigidas com novas palavras, tendo neste caso colocado a citação da fonte bibliográfica.

## ACEITAÇÃO DO ORIENTADOR

Eu, Primavera Sousa Santos, com a categoria profissional de Professora Auxiliar Convidada do Instituto Universitário Ciências da Saúde, assumi o papel de orientadora da Dissertação do Mestrado de Ortodontia intitulado “Avaliação da influência do pH salivar na resistência à fratura de attachments com três tipos de resinas compostas - *Estudo in Vitro*”, da aluna do Mestrado de Ortodontia, Ana Filipa Guedes de Freitas, e declaro que sou favorável para que a Dissertação de Mestrado seja presente ao júri para provas de admissão à obtenção do grau de Mestre em Ortodontia.

Porto, 2 de Junho 2023

O Orientador

---

## **Avaliar influência do pH salivar na resistência à fratura de attachments comparando três tipos de resinas compostas - *Estudo in Vitro***

Ana Freitas<sup>1</sup>, Primavera Sousa-Santos<sup>2</sup>, Rui Pinto<sup>2</sup>, António Sérgio Silva<sup>2</sup>, José Manuel Mendes<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Departamento de Ciências Dentárias, Instituto Universitário Ciências da Saúde (IUCS), Cespu, 4585-116 Gandra, Portugal.

<sup>2</sup>UNIPRO- Unidade de Pesquisa de Patologia Oral e Reabilitação, Instituto Universitário Ciências da Saúde (IUCS), Cespu, 4585-116 Gandra, Portugal.

### **Resumo:**

**Introdução:** Com o decorrer dos anos, o uso de sistemas de alinhadores transparentes como tratamento ortodôntico, tornou-se cada vez mais frequente devido às suas vantagens quer estéticas, quer funcionais. Para melhorar a previsibilidade, a eficácia do movimento dentário e obter um maior controlo dos movimentos complexos, foram desenvolvidos attachments auxiliares em resina composta. **Objetivo:** Avaliar a influência do pH salivar na resistência à fratura de attachments comparando três tipos de resinas compostas: G1 o compósito Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA); G2 – o compósito Bulk Fill A3 (3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative, USA) e o G3 - o compósito Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 (Ivoclar Vivadent Inc, USA). **Material e métodos:** Foram utilizados 90 dentes incisivos inferiores permanentes bovinos. Os attachments foram aderidos à superfície dentária usando um template e o Protocolo de adesão: ácido ortofosfórico 37%, (DF Dentaflux, ES) e adesivo Scotchbond Universal (3M™ Scotchbond™ Universal Adhesive, GmbH, Alemanha). Aleatoriamente os 90 dentes foram divididos equitativamente pelos três grupos G1,G2,G3. Cada grupo foi dividido em 3 subgrupos; O G1a, G2a, G3a com 10 dentes cada em ambiente seco, grupo controle. Os G1b, G2b, G3b com 10 dentes cada foram imersos em saliva artificial a pH 4 em estufa a 37º. O G1c, G2c, G3c com 10 dentes cada foram imersos em saliva artificial a pH 7 em estufa a 37º. Todos os dentes foram sujeitos a um teste simples de carga à velocidade constante de 1mm/min na máquina universal Instron®. **Resultados:** O resultado mais baixo relativamente à resistência à fratura de todo o estudo foi detetado no G3c (M=137.11, DP=32.21). Por outro lado, o G1c apresentou o resultado mais elevado de resistência até à fratura de todo o estudo (M=234.11, DP=44.73). Os G1 e G2 apresentaram um desempenho superior no que se refere à resistência à fratura comparativamente ao G3. **Conclusão:** Os resultados sugerem que os compósitos Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA) e Bulk Fill A3 (3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative, USA) apresentaram um desempenho superior no que se refere à resistência à fratura comparativamente ao compósito Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 (Ivoclar Vivadent Inc, USA). O pH salivar de 4 e de 7 não influenciou na resistência à fratura nos três tipos de compósitos utilizados.

**Palavras-chave:** alinhadores invisíveis; compósitos; pH salivar; attchment.

**Abstract:**

**Introduction:** Over the past few years, clear aligner system as orthodontic treatment was more common due to their advantages: functional and aesthetic benefits. In order to improve predictability, the effectiveness of tooth movement and to obtain greater control of complex movements, auxiliary composite resin attachments have been developed. **Objective:** Evaluate the influence of pH on the fracture resistance of attachments by comparing three types of composite resins: the composite Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA) G1; Bulk Fill A3 (3M<sup>TM</sup> Filtek<sup>TM</sup> One Bulk Fill Restorative, USA) G2 and Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 (Ivoclar Vivadent Inc, USA)G3. **Material and methods:** 90 bovine permanent lower incisor teeth were used. The attachments were adhered to the tooth surface using a template and the Bonding Protocol: 37% orthophosphoric acid, (DF Dentaflux, ES) and Scotchbond Universal adhesive (3M<sup>TM</sup> Scotchbond<sup>TM</sup> Universal Adhesive, GmbH, Germany). **Material and methods:** 90 bovine permanent lower incisors were used. The attachments were adhered to the tooth surface using a template and the Adhesion Protocol: 37% orthophosphoric acid, (DF Dentaflux, ES) and Scotchbond Universal adhesive (3M<sup>TM</sup> Scotchbond<sup>TM</sup> Universal Adhesive, GmbH, Germany). Then, they were randomly divided into the groups (G1, G2 and G3). Each group was separated in 3 subgroups; G1a, G2a, G3a with 10 teeth each in a dry control environment; G1b, G2b and G3b with 10 teeth which were immersed in artificial saliva at pH 4 in an oven at 37<sup>o</sup>; G1c, G2c and G3c with 10 teeth which were immersed in artificial saliva at pH 7 in an incubator at 37<sup>o</sup>C. All teeth were subjected to a simple load test at a constant speed of 1 mm/min in a universal Instron<sup>®</sup> machine. **Results:** The fracture toughness of G3c was the lowest in the entire study (M=137.11, SD=32.21). On the other side, composite G1c achieved the highest resistance to fracture in the entire study (M=234.11, SD=44.73). Groups G1 and G2 showed superior performance in terms of fracture toughness compared to G3. **Conclusion** The results suggest that Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA) and Bulk Fill A3 (3M<sup>TM</sup> Filtek<sup>TM</sup> One Bulk Fill Restorative, USA) composites showed superior performance in terms of fracture toughness when compared to Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 composite (Ivoclar Vivadent The salivary pH of 4 and 7 did not influence the resistance to fracture in the three types of composites used.

**Keywords:** clear aligners; pH saliva, attachment orthodontics; composite.

## Introdução

Nas últimas décadas, a estética na Ortodontia tem vindo assumir um papel fundamental quer para os adultos, quer para os adolescentes, na procura de tratamentos ortodônticos mais estéticos, confortáveis, consistentes, compatíveis com o estilo de vida social e do trabalho moderno, não comprometendo assim, a qualidade de vida <sup>(12,17,18, 31,34)</sup>.

Foi a partir da introdução do aparelho de alinhamento dentário invisível com o Dr. H.D. Kesling em 1945 utilizado para pequenos movimentos dentários e fabricados em vácuo, até à introdução da tecnologia do sistema Invisalign® envolvendo uma série de alinhadores de poliuretano removíveis criados digitalmente por Zia Chishti e Kelsey Wirth, graduados em Stanford, em 1998 (Align Technology, Santa Clara, CA; USA) <sup>(12,14,15,32)</sup>. Desenvolveram assim, uma técnica que combinava o tratamento com alinhadores termoplásticos, a tecnologia CAD-CAM e um Software de simulação do movimento dentário, em que a correção da má-oclusão é visualizada através de uma série de movimentos dentários, assim como, a oclusão final que será projetada no final do tratamento. Desde então, as opções de tratamento com alinhadores foi amplamente desenvolvida <sup>(6,14,15,16,19,25,26,28,32,33,35,36,37)</sup>. Inúmeras são as marcas capazes de comercializar sistemas de alinhadores invisíveis desenvolvidos no mundo inteiro, acreditando-se mesmo que, esta técnica seja o futuro da ortodontia <sup>(12,16,17,19,25,32,)</sup>.

Atualmente, materiais termoplásticos são vastamente utilizados para a fabricação de alinhadores devido às suas excelentes características: propriedades mecânicas em que o material termoplástico fornece forças contínuas capazes de produzir os resultados desejados. Como também, pelas suas propriedades ópticas e estéticas, muito superior à ortodontia convencional <sup>(32,34,35)</sup>. Sendo removíveis não prejudicam a manutenção da higiene oral, reduzem o risco de manchas brancas, cárie, gengivite e doença periodontal <sup>(34)</sup>. Possuem elasticidade, elevada energia armazenada, tolerância ao ambiente oral, biocompatibilidade e baixa rugosidade da superfície são as características ideais do material para um alinhador transparente <sup>(32)</sup>. A temperatura, humidade, enzimas salivares e a deformação elástica podem influenciar a mudança progressiva das propriedades mecânicas e consequentemente afetar a eficácia do movimento dentário <sup>(34)</sup>.

Podem-se usar alinhadores invisíveis para tratamentos ortodônticos de má – oclusão de classe II, classe III, mordida aberta, mordida profunda, casos de extração, distalização molar, intrusão de dentes anteriores, correção de rotações, inclinações com alta previsibilidade, associados a ancoragem esquelética e cirurgia ortognática (3,4,17,25,32). Todavia, certos movimentos dentários, como extrusão de dentes anteriores, correção de rotações severas, inclinação de dentes posteriores, formação de torque e fecho de espaços maiores que cinco milímetros são dificilmente alcançados somente com alinhadores (25,27). Para superar as limitações do movimento dentário, foram desenvolvidos recursos auxiliares, acessórios de resina composta, os attachments (25,27,31). Melhoram a retenção de alinhadores, aumentam a previsibilidade e o controle dos movimentos complexos (3,4,6,13, 15,17,18,24,25,31,33,35,36,37). A perda de inserção pode provocar problemas clínicos significativos, o prognóstico do tratamento, prolongar o tempo do tratamento, aumentar o número de consultas e de refinamentos (33).

Os attachments criam o momento-força para guiar os movimentos ortodônticos, dependem das propriedades do material, da quantidade de movimento programado em cada alinhador, da anatomia dentária e do uso de acessórios auxiliares. Os attachments permitem localizar a força ortodôntica que atua sobre um dente. A posição de fixação, mais do que a forma, determina a eficácia do movimento (30). Portanto, pode ser equivalente ao bracket na ortodontia fixa (30,33).

O tipo de resina composta usada para criar os attachments é relevante e deve atender a requisitos específicos estéticos e mecânicos para garantir a viabilidade destes auxiliares. A resina composta dentária ideal deve preservar as suas características ao longo do tratamento ortodôntico, como ser resistente à mancha, mimetizar a cor natural dos dentes, ser estética, reproduzir fielmente a superfície ativa de fixação, pois está fortemente relacionada ao sistema de força e a resistência ao desgaste e à fratura (4,11,18,20).

O objetivo deste trabalho pretende analisar a influência do pH salivar na resistência à fratura de attachments com três resinas compostas de viscosidades e volume de carga diferentes (Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA); Bulk Fill 3<sup>M</sup> A3 (3M<sup>TM</sup> Filtek<sup>TM</sup> One Bulk Fill Restorative, USA); Tetric EvoFlow<sup>R</sup> (Ivoclar Vivadent Inc, USA).

## 2. Material e Métodos

### 2.1 Materiais

Todos os materiais e produtos químicos foram utilizados de acordo com as normas dos fabricantes. Este estudo utilizou três marcas de compósitos nano-híbridos com viscosidades diferentes. Foram utilizados 90 dentes incisivos inferiores permanentes bovinos.

### 2.2. Métodos

Um protocolo laboratorial padrão foi elaborado e aplicado para testar todas as amostras selecionadas na Unidade de Investigação em Patologia Oral e Reabilitação, Instituto Universitário de Ciências da Saúde (IUCS), CESPU, Gandra, Portugal.

**2.2.1 Preparação da amostra** – Recolha e extração de 90 dentes incisivos inferiores permanentes bovinos.

Iniciou-se este estudo pela recolha por uma transportadora certificada de várias hemi-seções de mandíbulas bovinas, através da colaboração do Matadouro PEC Nordeste em Penafiel. Cada hemi-seção mandibular com 8 incisivos permanentes, figura 1a e 1b, dos quais apenas foram seleccionados e extraídos os dentes hígidos com a superfície vestibular e lingual intactas, ausência de desgaste do esmalte, ausência de cáries, ausência de anomalias de volume, forma e estrutura e ausência de lesões traumáticas, figura 2.



Figura 1a e 1b - Hemi-seção mandibular com 8 incisivos inferiores permanentes bovinos.



Figura 2 - Incisivos inferiores permanentes bovinos hígidos.

Após a extracção, os dentes foram cuidadosamente lavados e colocados em água destilada grau 3 a 4°C (ISO 3696). Alterando a solução armazenadora (água destilada) semanalmente, a fim de evitar a deterioração dos dentes. NORMA ISO 11405:2003.

### **2.2.2 Preparação dos attachments**

Antes de iniciar o processo de colocação dos attachments, a face vestibular dos dentes foram limpas durante 10 segundos com uma mistura de água e pedra-pomes (sem óleo) e uma taça de polimento de borracha a baixa rotação. A superfície de esmalte foi limpa com água e secou-se com ar;

Os dentes foram submetidos ao protocolo de adesão: condicionamento ácido ortofosfórico 37%, DF Dentaflux ES, durante 30s, seguidamente lavados com água abundante e secos com o ar. Depois foi aplicado o adesivo Scotchbond Universal (3M™ Scotchbond™ Universal Adhesive, GmbH, Alemanha) durante 20 segundos, secou-se por 5 segundos e fotopolimerizou-se durante 10 segundos (light intensity off 1,000 mW/cm<sup>2</sup>), seguindo as orientações do fabricante.

A face vestibular do *template Spark™* que continha o attachment horizontal de 4 milímetros foi cortado, para que fosse devidamente adaptado aos dentes incisivos inferiores bovinos, figura 3.



Figura 3 - Template Spark™.

Aleatoriamente os dentes foram divididos em três grupos: Grupo 1 (G1) 30 dentes para o procedimento de colagem dos attachments com o compósito Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA; Grupo 2 (G2) 30 dentes para o compósito Bulk Fill A3 (3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative, USA e o Grupo 3 (G3) 30 dentes para o compósito Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 (Ivoclar Vivadent Inc, USA).

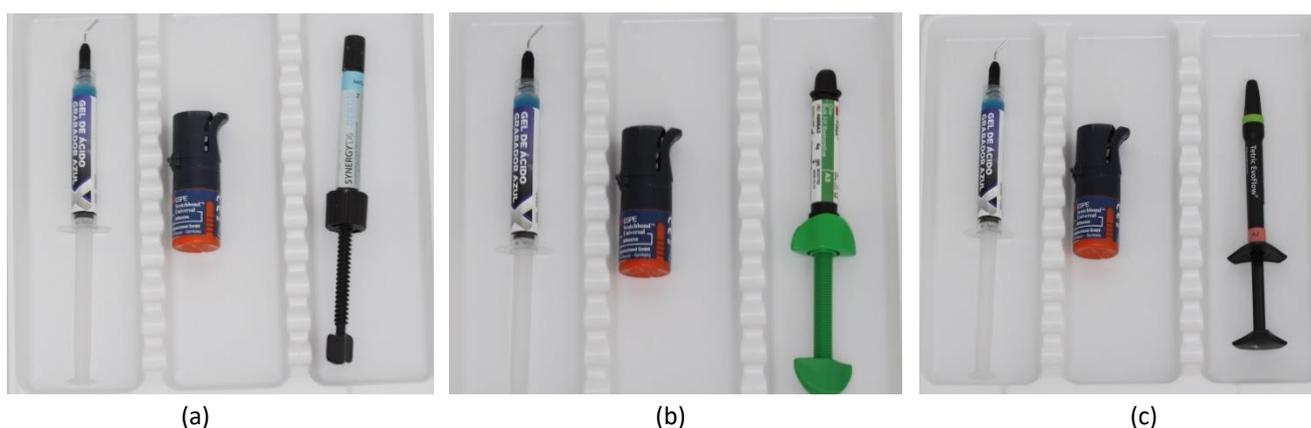


Figura 4- Protocolo de adesão: (a) ácido ortofosfórico 37%, DF Dentaflux ES, adesivo Scotchbond Universal (3M™ Scotchbond™ Universal Adhesive, GmbH, Alemanha) e Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA); (b) ácido ortofosfórico 37%, DF Dentaflux ES, adesivo Scotchbond Universal (3M™ Scotchbond™ Universal Adhesive, GmbH, Alemanha), Bulk Fill A3 (3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative, USA); (c) ácido ortofosfórico 37%, DF Dentaflux ES, adesivo Scotchbond Universal (3M™ Scotchbond™ Universal Adhesive, GmbH, Alemanha) e Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 (Ivoclar Vivadent Inc, USA).

No G1 o compósito foi colocado no template e pressionado contra a face vestibular do dente. Os excessos de compósito foram removidos com uma sonda da periferia do template e os attachments polimerizados durante 10 segundos. Os excessos de compósito que permaneceram à volta do attachment, após remoção do template foram removidos usando uma broca a baixa rotação. O mesmo

procedimento foi efetuado para os dentes do G2 e do G3. Todos os procedimentos foram realizados pelo mesmo profissional de acordo com as instruções de fabrico.

Posteriormente os dentes do G1, G2 e G3 foram acrilizados com a coroa e o respetivo attachment de 4 milímetros exposto, utilizando uma forma cilíndrica de metal, figura 5.



Figura 5 - Acrilização de dente incisivo inferior permanente bovino com a coroa e o respetivo attachment de 4 milímetros.

Cada grupo foi dividido em três subgrupos. No G1, o Grupo 1a (G1a) em que os 10 dentes foram colocados em ambiente seco, controle; o Grupo 1b (G1b) 10 dentes foram imersos em saliva artificial a pH 4 em estufa a 37º; no Grupo 1c (G1c) 10 dentes foram imersos em saliva artificial a pH 7 em estufa a 37º. O mesmo ocorreu para o G2 e para o G3.

Os dentes em saliva artificial - G1b; G1c; G2b; G2c; G3b; G3c, foram colocados, durante 7 dias, na incubadora IPP110 plus (Memmert®, Schwabach, Germany) a 37ºC, para simular o ambiente intraoral <sup>(38)</sup>, figura 6. A saliva artificial utilizada foi baseada fórmula Fusayama Meyer (0.4 g/L NaCl, 0.4 g/L KCl, 0.795 g/L CaCl<sub>2</sub>·2H<sub>2</sub>O, 0.005 g/L Na<sub>2</sub>S·9H<sub>2</sub>O, 0.69 g/L NaH<sub>2</sub>PO<sub>4</sub>·2H<sub>2</sub>O e 1 g/L ureia) a 37 ± 2 °C. Foi incorporado HCl na fórmula base para obter os valores de pH 4 e 7 <sup>(39)</sup>. Todos os dentes foram testados, ao fim dos 7 dias nestas condições, usando a máquina Instron® (Eletropuls E10000 Linear-Torsion; Norwood, MA, USA) com o objetivo de registar a força necessária da perda de cada attachment, figura 7.

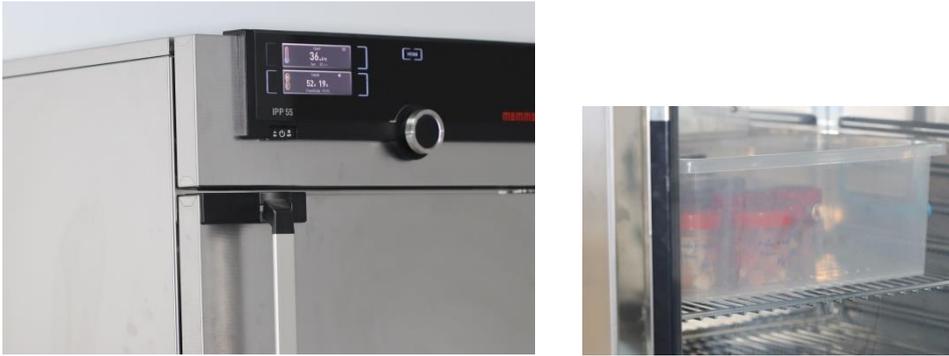
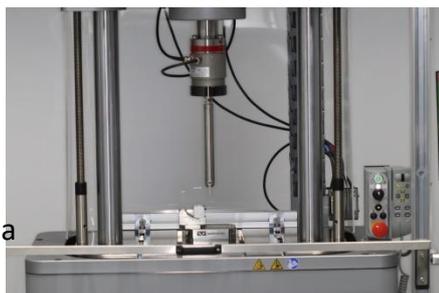


Figura 6 - Os dentes dos grupos: G1b; G1c; G2b; G2c; G3b; G3c colocados na Incubadora IPP110 plus (Mettler®, Schwabach, Germany) a 37°C durante 7 dias.

### **2.2.3 Testes para medir a resistência à fratura (desinserção) da amostra**

Dos 90 dentes, 60 dentes foram imersos em saliva artificial - G1b; G1c; G2b; G2c; G3b; G3c e 30 dentes do grupo controle - G1a; G2a; G3a, todos foram sujeitos a um teste simples de carga à velocidade constante de 1mm/min na máquina universal Instron®-Eletropuls E10000LT, figura 7a e 7b. Esta máquina de teste de fadiga é usada principalmente para testes de propriedades mecânicas dinâmicas. Teste de fadiga dinâmica com 10KN de capacidade linear dinâmica, 7KN de capacidade linear estática, 60mm linear stroke e 100Nm de capacidade de torque, permitindo testes de torção, axiais estáticos e dinâmicos, de acordo com a norma ISO 7500-1 Standard. Tem uma força calibrada até 5 megaNewtons de acordo com a norma ISO 7500-1 e ASTM E4.



(a)



(b)

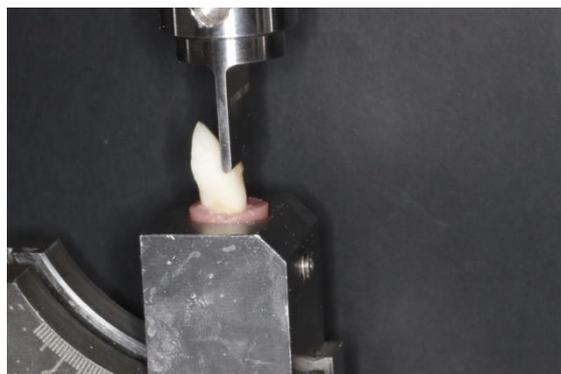
Figuras 7a e 7b - Máquina universal Instron®-Eletropuls E10000LT.

As amostras foram colocadas no compartimento fixo da máquina Instron®. O teste da capacidade do attachment foi realizado de modo compressivo sendo a carga aplicada na face incisal do mesmo, através de uma haste metálica retangular (3.6mm de diâmetro e 30mm de comprimento) acoplada às células de carga da máquina de

teste, figura 8. Máquina de teste universal Instron® 6 velocidade de 1mm/min. A haste metálica retangular obteve uma distribuição de carga homogênea nos attachments. A perda do attachment foi detetada ouvindo-se um crack nítido e constatado pela fratura repentina. Os resultados dos testes foram registados pelo software Bluehill® Lite versão 2.0 (Instron®, Norwood, MA, USA), o que facilitou a definição e execução dos testes e a aquisição de dados. De seguida, todos os valores e dados foram transferidos para o Microsoft Office Excel®, versão 16.0 (Redmond, WA, USA), tendo sido utilizado, para realizar a análise estatística dos dados. As cargas necessárias para a perda de adesão foram registadas em Newtons (N).



(a)



(b)

Figuras 8a e 8b - Amostra colocada no compartimento fixo da máquina Instron® para a realização do teste compressivo.

#### **2.2.4 Análise Estatística**

A análise de dados foi realizada com o programa R 4.2.2 (R Core Team, 2022). A variável dependente considerada no estudo foi a força até à fratura, expressa em Newton (N). Os variáveis independentes foram os compósitos - Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA), Bulk Fill A3 (3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative, USA) e o Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 (Ivoclar Vivadent Inc, USA); e o pH (seco, pH4 e pH7). Para sumarizar a força até à fratura foram calculadas médias e desvios padrão. A opção por estas estatísticas deveu-se aos resultados da avaliação preliminar da simetria e normalidade das distribuições da força até fratura nos nove grupos de dados formatos a partir do cruzamento entre as variáveis compósito e pH. O teste Shapiro-Wilks foi utilizado para

avaliar a normalidade das distribuições, considerando o critério  $p > 0.05$ . O histograma foi avaliado como meio complementar de decisão. A comparação da resistência até à fratura pelos três tipos de compósito e pelo pH foi feita por meio da análise de variância bifatorial com inclusão de um termo de interação (compósito x pH). O teste de Levéne foi utilizado para avaliar a homogeneidade de variâncias, tendo-se obtido  $p > 0.05$ , confirmando-se este pressuposto. Os testes de múltiplas comparações Tukey foram utilizados para complementar esta análise, apresentando-se as diferenças entre os três tipos de compósito, três tipos de pH e interação entre compósito e pH. A significância estatística considerada para rejeição da hipótese nula foi de 5%. O tamanho do efeito foi avaliado com o  $\eta^2$  parcial ( $\eta^2_p$ ) considerando os pontos de corte 0.01 (efeito pequeno), 0.06 (efeito médio) e 0.14 (efeito grande) (Cohen, 1988).

### **3. Resultados**

Na Tabela 1 e figura 9 são apresentados os resultados para a comparação da resistência até à fratura por compósito e pH salivar. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas na comparação da resistência até à fratura pelo tipo de compósito,  $F_{(2,81)}=11.69$ ,  $p < 0.001$ , com tamanho de efeito grande,  $\eta^2_p=0.22$ . A figura 10 mostra que foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ( $p < 0.05$ ) entre o G3 e os G1 e G2. O G1 com ( $M=221.89$ ,  $DP=57.49$ ) e o G2 com ( $M=208.45$ ,  $DP=74.90$ ) apresentaram resistências até à fratura significativamente mais elevadas que os dentes do G3 ( $M=152.25$ ,  $DP=38.65$ ).

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os tipos de pH,  $F_{(2,81)}=0.32$ ,  $p=0.729$ ,  $\eta^2_p=0.01$ . Também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na interação entre o tipo de attachment e o pH,  $F_{(4,81)}=1.14$   $p=0.343$ ,  $\eta^2_p=0.05$ . A resistência até à fratura do G3c foi o resultado mais baixo de todo o estudo ( $M=137.11$ ,  $DP=32.21$ ). Por outro lado, o compósito G1c obteve o resultado de resistência até à fratura mais elevado de todo o estudo ( $M=234.11$ ,  $DP=44.73$ ).

Os resultados sugerem que o G1 e G2 apresentaram um desempenho superior no que se refere à resistência até à fratura comparativamente ao G3. O pH não se associou com a resistência até à fratura, nem se destacou de forma evidente por

modelar desempenhos inferiores ou superiores na resistência até à fratura em cada um dos compósitos.

Tabela 1. ANOVA Bifatorial para a comparação da resistência até fratura por compósito e pH salivar.

Compósito	M	DP	ANOVA
<b>G1 - Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA) (total)</b>	<b>221.89</b>	<b>57.49</b>	
G1a - Seco	203.20	67.05	
G1b - pH4 - 37 <sup>o</sup>	228.37	59.62	
G1c - pH7 - 37 <sup>o</sup>	234.11	44.73	
<b>G2 - Bulk Fill 3<sup>M</sup> A3 (3M<sup>TM</sup> Filtek<sup>TM</sup> One Bulk Fill Restorative, USA) (total)</b>	<b>208.45</b>	<b>74.90</b>	Compósito:
G2a - Seco	231.73	63.51	$F_{(2,81)}=11.69,$
G2b - pH4 - 37 <sup>o</sup>	203.02	89.05	$p<0.001,$
G2c - pH7 - 37 <sup>o</sup>	190.60	71.57	$\eta^2_p=0.22$
<b>G3 - Tetric EvoFlow<sup>R</sup> (Ivoclar Vivadent Inc, USA) (total)</b>	<b>152.25</b>	<b>38.65</b>	pH: $F_{(2,81)}=0.32,$
G3a - Seco	155.01	38.11	$p=0.729,$
G3b - pH4 - 37 <sup>o</sup>	164.62	43.49	$\eta^2_p=0.01$
G3c - pH7 - 37 <sup>o</sup>	137.11	32.21	Compósito x
			pH: $F_{(4,81)}=1.14,$
			$p=0.343,$
			$\eta^2_p=0.05$
<b>pH (total)</b>			
<b>G1a; G2a; G3a - Seco</b>	<b>196.65</b>	<b>64.30</b>	
<b>G1b; G2b; G3b - pH4 - 37<sup>o</sup></b>	<b>198.67</b>	<b>69.73</b>	
<b>G1c; G2c; G3c - pH7 - 37<sup>o</sup></b>	<b>187.27</b>	<b>64.50</b>	

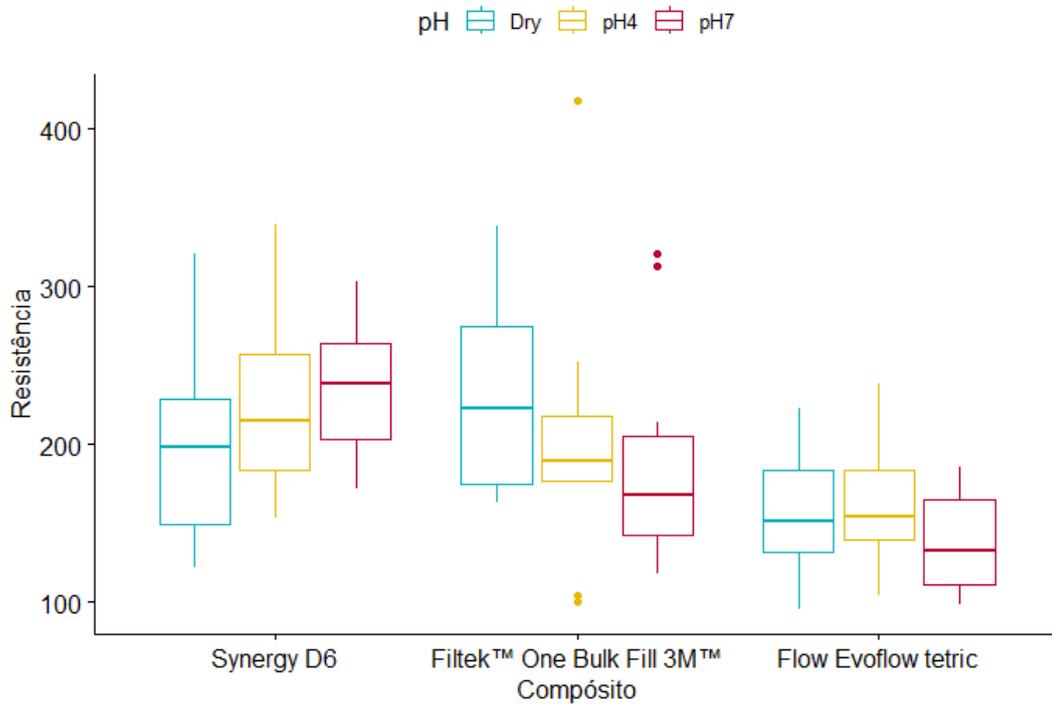


Figura 9 - Diagramas de caixa e linha para a distribuição da resistência até fratura por compósito e pH salivar

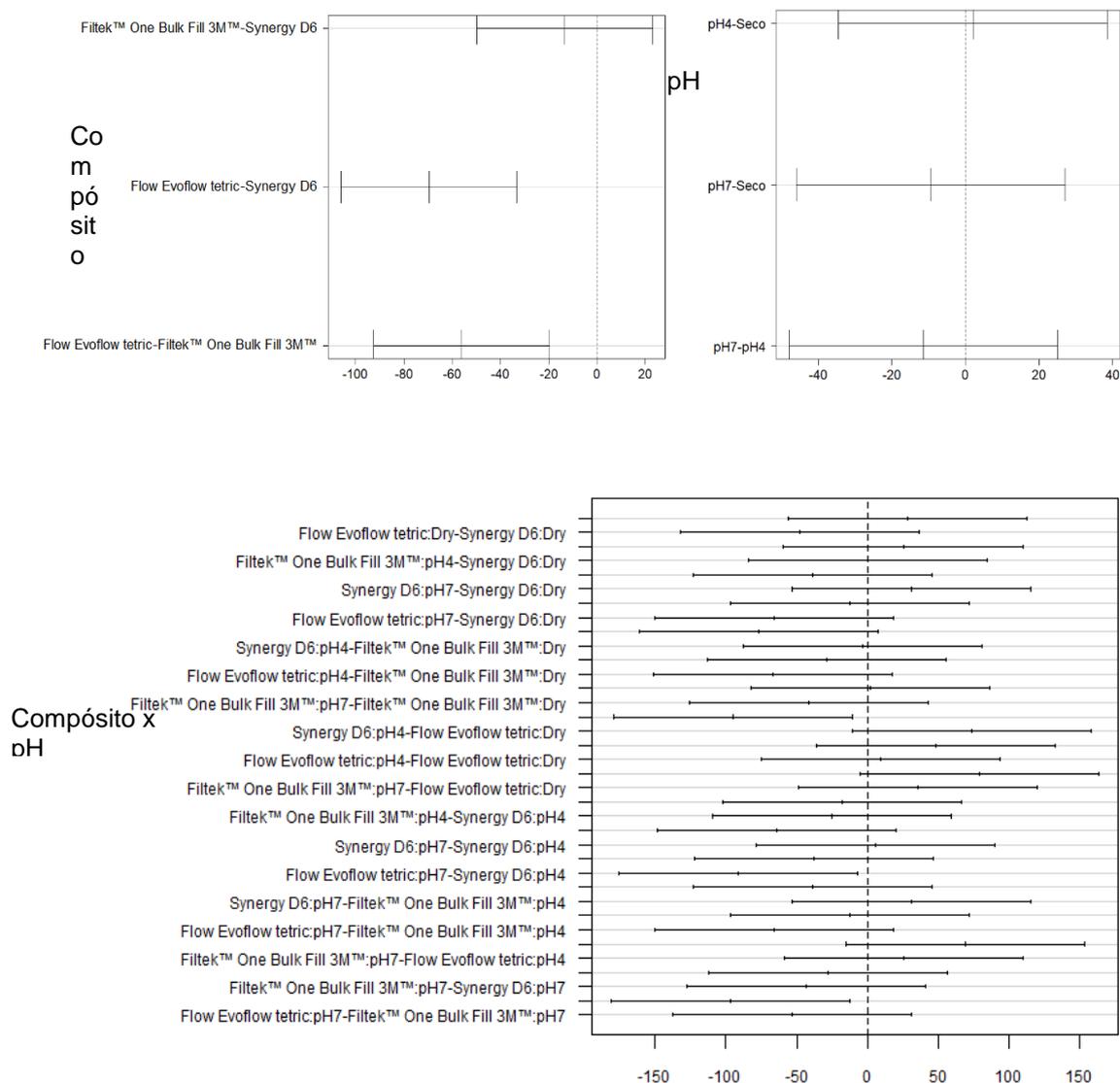


Figura 10 - Testes de múltiplas comparações Tukey considerando um intervalo de confiança a 95% Cohen, J. (1988). Statistical power analysis for the behavioral sciences (2nd ed.). Lawrence Erlbaum Associates.

## 4. Discussão

O uso de sistemas de alinhadores transparentes como tratamento ortodôntico, tornou-se cada vez mais frequente devido às suas vantagens quer estéticas, quer funcionais como também, por apresentarem um maior conforto para o paciente e uma facilidade na manutenção da higiene oral.

Os vários materiais utilizados por diferentes fabricantes para a fabricação de alinhadores ortodônticos transparentes são poliuretano, cloreto de polivinila (PVC), polietileno tereftalato glicol (PET - G). Grande elasticidade, elevada energia armazenada, tolerância ao ambiente oral, biocompatibilidade e baixa rugosidade da superfície são as características ideais do material para um alinhador transparente <sup>(32)</sup>.

Têm diversos componentes virtualmente planejados, os attachments, que são transferidos passivamente para as superfícies dentárias usando um template e resina composta, não sendo completamente encaixados após a inserção do primeiro alinhador, mas é a constante utilização do alinhador pelo paciente que leva avanço do movimento dentário e encaixe perfeito no slot do alinhador <sup>(25)</sup>. Os attachments são uma protrusão de material de resina composta polimerizado sobre na superfície do dente, aplicados com o objetivo de melhorar a retenção do alinhador, promover a biomecânica e a eficiência de controlo dos movimentos dentários mais complexos e melhorar a sua previsibilidade <sup>(1, 2, 3, 24,29)</sup>. Os attachments usados na técnica de alinhadores apresentam diferenças configurações na forma, tamanho, número e/ou posição <sup>(24)</sup>.

O procedimento de colagem sobre o dente é relativamente rápido, pois os attachments ao serem pré-formados, apenas precisam que esse espaço no template seja preenchido com a resina composta; além disso, graças ao template, todos os attachments da arcada dentária podem ser posicionados simultaneamente. No entanto, se durante a remoção do molde ocorrer alguma descolagem de attachment, o profissional deve repetir o procedimento <sup>(1,5)</sup>. Existe um risco de fratura, abrasão ou mesmo descolamento dos attachments devido à oclusão, à mastigação unilateral dos alimentos e à própria inserção, sobretudo ao nível dos molares, e desinserção dos alinhadores, assim como o uso de menos 18 horas por dia <sup>(13,25)</sup>.

Além disso, o tipo de resina composta usada para recriar os attachments deve ser relevante e deve atender a requisitos específicos para garantir a validade desses elementos auxiliares. A resina composta dentária ideal é capaz de mimetizar as características dos elementos dentários, preservar as suas características ao longo do tempo, uma vez que, deve permanecer na cavidade oral do paciente durante todo o período de tratamento ortodôntico. Deve reproduzir fielmente a superfície ativa de fixação, pois está fortemente relacionada ao sistema de força entregue pelo alinhador, outras propriedades, como dureza, reprodução de detalhes, resistência à aderência, facilidade de uso e custo também devem ser consideradas <sup>(1,33,34)</sup>. Neste estudo, foram avaliados 90 dentes incisivos inferiores permanentes bovinos com três tipos de compósitos, todos com o mesmo protocolo etch-and-rinse (ácido + ScotchBond Universal). O G1 um nano-híbrido universal média viscosidade o Compósito Synergy<sup>R</sup>

D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA); o G2 Bulk Fill A3 (3M™ Filtek™ One Bulk Fill Restorative, USA) e o G3 - baixa viscosidade (fluido) o Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 (Ivoclar Vivadent Inc, USA). Os dentes, dos subgrupos G1b, G2b, G3b foram submetidos em saliva artificial de pH 4; os G1c, G2c, G3c foram submetidos a saliva artificial de pH7 e o grupo controlo em meio seco os G1a, G2a, G3a. Os G1b, G2b, G3b, G1c, G2c, G3c foram colocados em saliva artificial durante 7 dias a 37°C. Portanto, o objectivo do presente estudo foi avaliar o uso de diferente tipos de compósitos submetidos a diferentes tipos de pH usando forças de descolamento.

A máquina de testes universal, Instron®, usada nos testes *in vitro* apenas consegue reproduzir forças puras de descolamento, não reproduzindo desta forma, todas as condicionantes da cavidade oral durante o tratamento ortodôntico. A complexidade do ambiente intra-oral não pode ser reproduzida em ambientes experimentais *in vitro*, uma vez que, não reproduz hábitos e variabilidade da actividade muscular mastigatória, comportamentos parafuncionais, hábitos de higiene oral, diferentes tipos de comida e bebida, e a inserção e desinserção dos alinhadores<sup>(30,33,34)</sup>. Não obstante, *in vitro* a máquina de teste, a força para o deslocamento dos attachments permanece sempre constante e estandardizada o que claramente não acontece *in vivo*.

No nosso estudo, podemos observar que foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o G3 e os G2 e G1. O G1 e o G2 apresentaram resistências até à fratura significativamente mais elevadas que o G3. Estes resultados podem ser explicados pela consistência de viscosidade, quando colocamos um compósito fluido G3 no template devemos preencher todo o espaço vazio usando para isso uma agulha ultrafina enquanto, a solidez do compósito viscoso G2 e G1 permite a modelagem através de instrumentos metálicos, podendo mesmo apresentar a vantagem de melhor estabilidade<sup>(4)</sup>. O uso de um compósito fluido G3 pode ser associado à incorporação de bolhas de ar no processo de colagem<sup>(30)</sup>, como também, pelas suas características: quanto menor a viscosidade, menor será o módulo de elasticidade e mais baixa será a resistência à compressão<sup>(5)</sup>.

As resinas compostas fazem parte dos biomateriais com algumas restrições de biocompatibilidade, polimerização, fragilidade, possibilidade de pigmentação superficial, microinfiltração e sensibilidade da técnica restauradora<sup>(9)</sup>. Para colmatar

algumas das suas desvantagens e minimizar as tensões geradas pela polimerização durante a técnica incremental, foi diminuído assim, a espessura de compósito inserido no template. Com o avançar da tecnologia progressiva e a evolução deste material proporciona atualmente uma enorme variedade de produtos existente no mercado <sup>(5,6)</sup> afim de, promover procedimentos clínicos mais rápidos, mais simples como as resinas bulk fill <sup>(6,7,10,21)</sup>.

A técnica monobloco, incrementos de quatro ou cinco milímetros, usada nas resinas bulk fill em G2 permite uma redução do tempo de trabalho ao diminuir o número de incrementos inseridos no preenchimento do attachment, permitindo uma efectiva polimerização até uma profundidade de quatro milímetros por toda a largura <sup>(8)</sup>, comparativamente aos compósitos convencionais que continuam a usar a técnica de incrementos com o máximo de dois milímetros - G1 <sup>(7)</sup>. Os compósitos que exibem maior stress de contração da polimerização geram maior descolamento interfacial dente-compósito.

Os resultados sugerem que o G1 e G2 apresentaram um desempenho superior no que se refere à resistência até à fratura comparativamente ao G3. Não havendo diferenças estatisticamente significativas entre o G1 e o G2. O pH não se associou com a resistência até à fratura.

A saliva tem um pH de 6,8 e é um composto biológico altamente complexo, sendo que, a sua principal propriedade é ter efeito tampão, que consiste na regulação dos níveis de pH salivar. Dentro dos seus componentes existe a presença de fosfato e de proteínas contudo, é o bicarbonato de sódio o principal componente tampão da saliva. A sua concentração muda de acordo com o fluxo salivar.

Algumas patologias médicas podem interferir na alteração do pH salivar tais como, xerostomia, a Síndrome de Sjögren em que existe uma diminuição do pH salivar na ordem de 5,4 a 5,5 <sup>(22,23)</sup>. Esta diminuição pode produzir uma desmineralização do esmalte, e uma redução da resistência ao cisalhamento, causando falha na junção compósito -dente. O pH ácido de algumas bebidas, não tem efeitos significativos na resistência ao descolamento, mas afeta o esmalte dentário produzindo erosão e microfiltração <sup>(22)</sup>. Contrariamente, pacientes com gengivite generalizada crónica ou periodontite generalizada crónica têm pH salivar elevado sensivelmente de 7,43 a

11,65. Pacientes com diabetes mellitus têm um aumento significativo na incidência de periodontite <sup>(22)</sup>.

## 5. Conclusão

A busca incessante por materiais com propriedades físico-químicas cada vez melhores, fez com que atualmente exista um grande número de resinas compostas no mercado da medicina dentária, dificultando a seleção do material por parte do profissional para as diversas situações clínicas nomeadamente a preparação de attachments para os alinhadores transparentes.

Com base nos resultados obtidos e de acordo com a metodologia descrita neste estudo, formulamos as seguintes conclusões:

- Os resultados sugerem que os compósitos Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA) e Bulk Fill A3 (3M<sup>TM</sup> Filtek<sup>TM</sup> One Bulk Fill Restorative, USA) apresentaram um desempenho superior no que se refere à resistência à fratura comparativamente ao compósito Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 (Ivoclar Vivadent Inc, USA).

- O pH não se associou com a resistência à fratura, nem se destacou de forma evidente.

Todavia, estudos *in vivo* serão necessários para evidenciar os nossos resultados avaliando outras variáveis da cavidade oral.

## Limitações

Os resultados encontrados neste estudo podem ser limitados pelo fato de este estudo ter sido realizado em um único espaço e por um único operador. Embora os parâmetros dependentes do operador tenham sido controlados, os resultados podem não ser amplamente aplicáveis a todos os outros operadores. Apenas os compósitos Tetric EvoFlow<sup>R</sup> A2 (Ivoclar Vivadent Inc, USA), Synergy<sup>R</sup> D6 Dentin A4/C4 (Coltene, USA) e Bulk Fill A3 (3M<sup>TM</sup> Filtek<sup>TM</sup> One Bulk Fill Restorative, USA) foram testados sendo certo que os resultados não podem ser generalizados a todos as resinas compostas.

## **Agradecimentos**

Agradecemos a disponibilidade e colaboração do Departamento de Ciências Dentárias, da Cooperativa de Ensino Politécnico e Universitário (Cooperativa de Ensino Superior Politécnico e Universitário - CESPU).

### **Financiamento**

Os autores declararam que não foi recebido qualquer financiamento para este estudo.

## **Conflitos de Interesse**

Os autores declaram que não têm interesses concorrentes.

## **6. Referências bibliográficas**

1. Bruno G, Gracco A, Barone M, Mutinelli S. Invisalign® vs. Spark™ template: Which is the most effective in the attachment bonding procedure? a randomized controlled trial. *Appl. Sci.* 2021, 11, 6716.
2. Putrino A, Abed M-R, Lilli C. Clear aligners with differentiated thickness and without attachments – a case report. *J Clin Exp Dent.* 2022;14(6):e514-9.
3. Barreda G, Dzierewianko E, Muñoz K, Piccoli G. Surface wear of resin composites used for Invisalign® attachments. *Acta Odontol. Latinoam.* 2017; Vol. 30(2):90-95.
4. D'Antò V, Muraglie S, Castellano B, Candida E. Influence of dental composite viscosity in attachment reproduction: an experimental in vitro study. *Materials* 2019; 12: 4001.
5. CHARAMBA C, MEIRELES S , Viégas R. Microtensile bond strenght of Bulk Fill resin composites: in vitro analysis. *Rev Odontol UNESP.* 2017; 46(2): 77-81.
6. Rossini G, Parrini S, Castroflorio T, Deregibus A. Efficacy of clear aligners in controlling orthodontic tooth movement: a systematic review. *The Angle Orthod.* 2015; 85 (5): 881–889.

7. Bellinaso M, Soares F, Rocha R. Do bulk-fill resins decrease the restorative time in posterior teeth? a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Journal of Investigative and Clinical Dentistry* . 2019; 10(4)12463.
8. Kim R, Kim Yu-Jin, Choi Nak-Sam. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent*. 2015;43(4):430-9.
9. Melo P, Cardoso R, Beatrice L. Selecting correctly the composite resins. *Int J Dent*. 2011; 10(2); 91-96.
10. Núñez C, Patricio, Grez V. Literature review of the current state of bulk-fill composite resins. *Journal of Dentistry* 2014; 27(1).
11. Ferracane J. Resin composite—state of the art. *Science Direct*. 2011; 27(1):29-38.
12. Bichu Y, Alwafi A, Lui X. Advances in orthodontic clear aligner material. *Bioactive Materials* 2023; 22: 384-403.
13. Lina S, Huangb L, Lia J, Wen J. Assessment of preparation time and 1-year invisalign aligner attachment survival using flowable and packable composites: a split-mouth clinical study. *Angle Orthodontist*. 2021; 91(5).
14. Weir T. Clear aligners in orthodontic treatment. *Australian Dental Journal* 2017; 62(1):58–62.
15. Alsaud B, Hajjaj M, Masoud A. Bonding of Clear Aligner Composite Attachments to Ceramic Materials: An In Vitro Study. *Materials* 2022; 15:4145.
16. Chao Chien-Wei, Ho Chun-Te, Kao Chia-Tze. Clinical use of contemporary clear aligner therapy. *Taiwanese Journal of Orthodontics*. 2018; Vol. 30(3): 4.
17. Aminoroaya A, Neisiany R, Khorasani, S, Panahi, P. A review of dental composites: challenges, chemistry aspects, filler influences, and future insights. *Elsevier*. 2021; 216.
18. Chami VO, Gebert F, Assaf DC, Centeno ACT, Ferrazzo VA. Color stability of resin composites for orthodontic attachments: an in vitro study. *Dental Press J Orthod*. 2022; 27(1).
19. Chen W, Qian L, Qian Y. Comparative study of three composite materials in bonding attachments for clear aligners. *Orthod Craniofac Res*. 2021; 00:1–8.

20. Gazzani F, Bellisario D, Quadrini F. Comparison between different composite resins used for clear aligner attachments: an in-vitro study. *Sec. Biomaterials*. 2021;8.
21. Montavani E, Castroflorio E, Rossini G. Scanning electron microscopy analysis of aligner fitting on anchorage attachments. *Journal of Orofacial Orthopedics* 2019;80:79–87.
22. Contreras A, , López A, Arriola-Guillén L. Effect of different levels of salivary pH on the shear bond strength of two orthodontic adhesive systems for bracket placement: an in-vitro study. *Journal of Orofacial Sciences* .2022.
23. Toodehzaeim M , Khanpayeh E. Effect of saliva pH on shear bond strength of orthodontic brackets. *Journal of Dentistry, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran*. 2015;12(4).
24. Nucera R , Dolci C , Bellocchio A. effects of composite attachments on orthodontic clear aligners therapy: a systematic review. *Materials* 2022;15 (533).
25. Dalaie K , Ghaffari S. Importance of attachments in treatment with clear aligners: a narrative review. *Journal Dental School*. 2020;38(1):41-47.
26. Weckmann J, Scharf S, Graf I, Schwarze J. Influence of attachment bonding protocol on precision of the attachment in aligner treatments. *J Orofac Orthop*.2019.
27. Takara Y, ,Haga S , Kimura H. Mechanical analysis of factors affecting clear aligner removability. *Dental Materials Journal*. 2022; 41(4): 534–544.
28. Condo R, Luca Pazzini L, , Loredana Cerroni L, Pasquantonio G. mechanical properties of “two generations” of teeth aligners: change analysis during oral permanence, *Dental Materials Journal* 2018; 37(5):835–842.
29. Jedliński M, Mazur M, Greco M. attachments for the orthodontic aligner treatment—state of the art—a comprehensive systematic review. *Int. J. Environ. Res. Public Health*.2023; 20.
30. Valeri C, Aloisio A, Mummolo S. Performance of rigid and soft transfer templates using viscous and fluid resin-based composites in the attachment bonding process of clear aligners. *International Journal of Dentistry*.2022.

31. Castroforio T, Sedran A, Parrini S. Predictability of orthodontic tooth movement with aligners: effect of treatment design. Castroforio et al. Progress in Orthodontics.2023; 24:2
32. Punnoose B, Suvetha G, Duraisamy S, Idaayath A, Kannan R. Properties of orthodontic clear aligner materials - a review. J Evolution Med Dent Sci 2021;10(37).
33. Yaosen C ,Mohamed A, Jinbo W, Ziwei Z.Risk factors of composite attachment loss in orthodontic patients during orthodontic clear aligner therapy: a prospective study BioMed Research International.2022.
34. Bucci R, Rongo R , Levatè C. Thickness of orthodontic clear aligners after thermoforming and after 10 days of intraoral exposure: a prospective clinical study Progress in Orthodontics. 2019; 20:36.
35. *Werner S, Haubrich J.Les aligneurs en Orthodontie-Diagnostic, biomécanique, planification et traitements.Quintessence.2016*
36. *Sandra Tai. Clear Aligner Technique. Quintessence Publishing.2019.*
37. *Proffit W, Larson B, Fields H. Contemporary orthodontics.Elsevier.2019.*
38. Muley BY, Shaikh SR, Tagore MM, Khalikar AN. effect of dietary simulating solvents on the mechanical properties of provisional restorative materials-an in vitro study. Journal of Indian Prosthodontic Society. 2014;14(Suppl 1):98-105.
39. Kürklü Arpaçay D, Yanikoğlu N, Bayindir F, Besir B. Flexural strength of temporary restorative materials stored in different solutions. Open Journal of Stomatology. 2014;4:291-8.