



CESPU
INSTITUTO UNIVERSITÁRIO
DE CIÊNCIAS DA SAÚDE

Avaliação da influência do pH salivar na
resistência à fratura de três tamanhos de
attachments – Estudo in Vitro

Catarina Costa Abreu

Tese conducente ao Grau de Mestre em Ortodontia

Gandra, junho de 2023

Catarina Costa Abreu

Dissertação conducente ao Grau de Mestre em Ortodontia

Avaliação da influência do pH salivar na
resistência à fratura de três tamanhos de
attachments – 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 Associada do Instituto Universitário de Ciências da Saúde, tendo assumido o papel de Orientadora da Dissertação intitulada "**Avaliação da influência do pH salivar na resistência à fratura de três tamanhos de *attachments* – Estudo in vitro**", da aluna do Mestrado em Ortodontia, **Catarina Costa Abreu**, declaro que sou de parecer favorável para que a Dissertação possa ser presente ao Júri para Admissão a provas conducentes à obtenção do Grau de Mestre em Ortodontia.

Gandra, 6 de junho de 2023

A Orientadora,

(Professora Doutora Primavera Sousa Santos)

Avaliação da influência do pH salivar na resistência à fratura de três tamanhos de *attachments* – Estudo in vitro

Catarina Abreu¹, Primavera Sousa-Santos², António Sérgio Silva², Rui Pinto²,
José Manuel Mendes²

¹ Departamento de Ciências da Saúde, Instituto Universitário Ciências da Saúde (IUCS), Cespu, 4585-116 Gandra, Portugal

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

Resumo

Introdução: Os *attachments* são essenciais para o sucesso do tratamento ortodôntico com alinhadores. A fratura ou perda destes acessórios pode desencadear problemas clínicos significativos, que podem prolongar o tempo e o prognóstico do tratamento.

Objetivo: Avaliar a influência do pH salivar na resistência à fratura de três tamanhos de *attachments*.

Materiais e métodos: Foram confeccionados 90 *attachments* convencionais horizontais em dentes inferiores permanentes de origem bovina e estes foram distribuídos em 3 grupos: o Grupo 1 (G1) com 30 *attachments* de 3mm, o Grupo 2 (G2) com 30 *attachments* de 4mm e o Grupo 3 (G3) com 30 *attachments* de 5mm. Cada grupo foi dividido em três subgrupos: G1a, grupo controlo, com 10 *attachments* em ambiente seco; G1b com 10 *attachments* submetidos em saliva artificial com pH 4; G1c com 10 *attachments* submetidos em saliva artificial com pH 7. Para o G2 e G3 procedeu-se à divisão em subgrupos da mesma forma que o G1. Os grupos G1b, G1c, G2b, G2c, G3b e G3c foram colocados durante 7 dias, na incubadora IPP55 a 37°C, para simular o ambiente intraoral. Após esta exposição, a resistência mecânica à fratura dos *attachments* foi testada usando a máquina de teste Instron[®].

Resultados: O G2 (M=198.74, DP=73.86) e o G3 (M=207.74, DP=87.17) apresentaram maior resistência à fratura comparativamente ao G1 (M=138.68, DP=54.30). O valor mais alto de resistência à fratura no presente estudo foi no G2a (M=244.85, DP=76.64) e o mais baixo foi no G1c (M=122.96, DP=71.74).

Conclusão: Os *attachments* de 5mm e 4mm apresentam maior resistência à fratura, quando comparados com os de 3mm. O pH salivar não influenciou a resistência à fratura dos diferentes tamanhos de *attachments*.

Palavras-chave: alinhadores invisíveis; *attachments*; pH salivar

Abstract

Introduction: The attachments are essential for the success of the orthodontic treatment with aligners. The fracture or loss of aligners can lead to significant clinical issues, which can make the duration and prognosis of the treatment longer.

Objective: Assess the influence of the pH of the saliva on the resistance of three different sizes of attachments to fracture

Materials and Methods: 90 horizontal conventional attachments were placed in 90 bovine teeth and these were randomly distributed in 3 groups: Group 1 (G1) with 30 attachments of 3mm width, Group 2 (G2) with 30 attachments of 4mm and Group 3 (G3) with 30 attachments of 5mm. Each group was subsequently divided in three subgroups: G1a with 10 attachments in a dry environment (control group); G1c with 10 attachments under artificial saliva of pH 4; G1c with 10 attachments under artificial of pH 7. The groups 2 and 3 were divided in the exact same way as group 1. The groups G1b, G1c, G2b, G2c, G3b and G3c were placed in an IPP55 incubator at 37°C, to simulate the oral cavity environment, during 7 days. After this exposition, the mechanical resistance to fracture of the attachment was tested using the Instron® tensile testing machine.

Results: The G2 (M=198.74, DP=73.86) and G3 (M=207.74, DP=87.17) showed a greater resistance to fracture when compared to G1 (M=138.68, DP=54.30). The highest value of resistance was found in G2a (M=244.85, DP=76.64) and the lowest in G1c (M=122.96, DP=71.74).

Conclusion: The attachments of 5 and 4mm width presented the greatest resistance to fracture, when compared to the 3mm attachments. The salivary pH didn't seem to influence the resistance to fracture of attachments of different sizes.

Keywords: clear aligners; orthodontic attachments; salivary pH

1. Introdução

A ortodontia tem evoluído muito ao longo dos anos e caminha em direção a um aparelho ortodôntico mais estético, higiênico, confortável, ocupando menos área na superfície dos dentes e que seja capaz de movê-los para uma posição anatômica desejada, através de forças adequadas.^{1,2}

Os alinhadores transparentes foram mencionados pela primeira vez, em 1945, pelo Dr. Kesling e estão em constante evolução desde que foram lançados no mercado, em 1999.¹

Atualmente, com o avançar da tecnologia, houve uma evolução significativa nos *attachments*, os quais permitem realizar movimentos dentários mais complexos.² Existem dois grandes grupos de *attachments*: os *attachments* convencionais e os *attachments* otimizados.

Os *attachments* convencionais apresentam várias formas (elipsoides, retangulares e retangulares biselados, com orientação vertical ou horizontal) e tamanhos, são passivos e aumentam a retenção do alinhador. Estes podem ser colocados nos dentes por padrão, solicitados por escrito ao técnico ou utilizando o recurso “arrastar e soltar” nos controles 3D.^{3,4}

Os *attachments* otimizados são colocados automaticamente pelo software e apresentam uma superfície ativa personalizada para cada dente.¹

A seleção dos *attachments* é baseada no tipo de movimento, na quantidade de força biológica necessária para realizá-lo, tendo em conta a forma, a morfologia da raiz e a elasticidade do alinhador.¹

Os *attachments* são essenciais para o sucesso do tratamento ortodôntico com alinhadores.^{2,3,5} A fratura ou perda destes acessórios pode desencadear problemas clínicos significativos que podem prolongar o tempo e o prognóstico do tratamento.⁶ Quando o alinhador não está devidamente ajustado ao *attachment*, pode haver uma diminuição da força e do momento e, na pior das hipóteses, pode originar movimento na direção oposta.⁵

A colocação de um aparelho ortodôntico na cavidade oral vai aumentar o fluxo salivar⁷ e influenciar a microflora oral, provocando alterações na quantidade de *Streptococcus mutans* e *Lactocacillus spp.*, afetando o processo de

desmineralização do esmalte e as propriedades adesivas dos dentes, devido à produção de ácido.⁸

Estas alterações têm menos impacto em pacientes tratados com alinhadores, comparativamente com os pacientes tratados com aparelhos convencionais, uma vez que estes aparelhos são removíveis e permitem realizar uma higiene oral mais adequada.⁸

Uma das complicações associadas ao uso de alinhadores é a perda ou fratura dos *attachments*, que pode estar associada a diversos fatores.

Este estudo tem como objetivo avaliar a influência do pH salivar na resistência à fratura de *attachments* de 3, 4 e 5 mm de largura, 2 mm de altura e 1 mm de espessura.

2. Materiais e Métodos

2.1. Materiais

Todos os materiais foram utilizados em conformidade com as normas dos fabricantes. Neste estudo, utilizou-se um *template* Spark™, ácido fosfórico 37%, adesivo 3M™ Scotchbond™ Universal, compósito Synergy® D6 e 90 incisivos inferiores permanentes de origem bovina.

2.2. Métodos

Foi estabelecido e aplicado um protocolo para testar todas as amostras na Unidade de Investigação em Patologia Oral e Reabilitação do Instituto Universitário de Ciências da Saúde (IUCS), Cespu, Gandra, Portugal.

2.2.1. Preparação dos dentes bovinos

Foram selecionados e extraídos 90 dentes incisivos inferiores bovinos que apresentavam a superfície vestibular e lingual intacta, ausência de desgaste do esmalte, ausência de cáries, ausência de anomalias de volume, forma e estrutura e ausência de lesões traumáticas (Figura 1). Imediatamente após a extração, os dentes foram lavados em água corrente e, posteriormente, foram colocados em água destilada grau III a 4º (Norma ISO 3696). Esta água foi mudada semanalmente para não deteriorar os dentes (Norma ISSO 11405:2003).



Figura 1 - Dentes bovinos (incisivos inferiores permanentes) após extração.

2.2.2. Elaboração dos *attachments*

Antes de iniciar o protocolo de confecção dos *attachments* convencionais horizontais, a face vestibular dos dentes foi limpa com uma mistura de água e pedra pomes (sem óleo) e uma taça de polimento de borracha a baixa rotação, durante 10 segundos. Posteriormente, a face vestibular foi lavada com água e secada com ar. Em seguida, foi aplicado ácido fosfórico 37% na face vestibular de cada dente, durante 30 segundos (Figura 2A). O ácido foi removido com água e o dente seco com ar até apresentar a superfície completamente branca. Em seguida, o adesivo, 3M™ Scotchbond™ Universal, foi aplicado com microbrush durante 20 segundos (Figura 2B). Este foi seco durante 5 segundos e fotopolimerizado durante 10 segundos (Figura 2C), seguindo as instruções do fabricante.

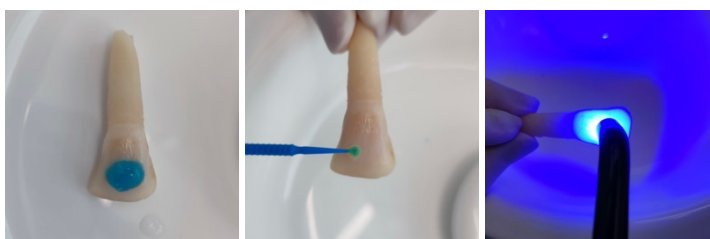


Figura 2 - Preparação dos dentes: (A) aplicação do ácido fosfórico 37%; (B) aplicação do adesivo; (C) fotopolimerização.

O *template* Spark™ (Figura 3A) contém os moldes dos futuros *attachments* de 3mm, 4mm e 5mm. Para que houvesse uma boa adaptação aos dentes bovinos, a parte vestibular do *template* foi recortada. O compósito foi colocado no *template*, pressionado na face vestibular do dente e foi fotopolimerizado durante 10 segundos. Após a remoção do *template*, os excessos de compósito foram removidos com uma broca a baixa rotação.

Este processo foi repetido nos 90 dentes, 30 dentes com o molde de 3mm, 30 dentes com o molde de 4mm e 30 dentes com o molde de 5mm. Depois de todos os *attachments* terem sido confeccionados, os dentes foram acrilizados, com a coroa e o respetivo *attachment* exposto, num cilindro adaptado à máquina de testes (Figura 3B).

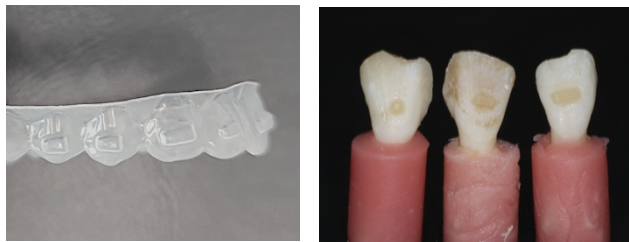


Figura 3 - (A) Template SparkTM;
(B) dentes bovinos acrilizados com attachments de 3, 4 e 5mm

Os *attachments* confeccionados foram distribuídos aleatoriamente em 3 grupos: o Grupo 1 (G1) com 30 *attachments* de 3mm, o Grupo 2 (G2) com 30 *attachments* de 4mm e o Grupo 3 (G3) com 30 *attachments* de 5mm.

Cada grupo foi dividido em três subgrupos: G1a, grupo controlo, com 10 *attachments* em ambiente seco; G1b com 10 *attachments* submetidos em saliva artificial com pH 4; G1c com 10 *attachments* submetidos em saliva artificial com pH 7. Para o G2 e G3 procedeu-se à divisão em subgrupos da mesma forma que o G1. (Figura 4)



Figura 4 - Divisão em subgrupos

Antes de iniciar os testes de fadiga mecânica, os subgrupos: G1b, G1c, G2b, G2c, G3b e G3c foram colocados durante 7 dias, na incubadora IPP55 (Memmert®, Schwabach, Germany) a 37°C, para simular o ambiente intraoral (Figura 5).⁹



Figura 5 - Incubadora de laboratório IPP55

A saliva artificial utilizada tem como base a fórmula de Fusayama Meyer: uma solução aquosa contendo (0,4 g/L NaCl, 0,4 g/L KCl, 0,795 g/L CaCl₂.2H₂O, 0,005 g/L

Na₂S.9H₂O, 0,69 g/L NaH₂PO₄.2H₂O e 1 g/L de ureia) a 37° ± 2°C. Para obter valores diferentes de pH (4 e 7) foi incorporado HCl na fórmula base.¹⁰ Após esta exposição, a resistência mecânica à fratura dos *attachments* foi testada usando a máquina de teste Instron®, Electropuls E10000 Linear-Torsion (Norwood, MA, USA) (Figura 6).

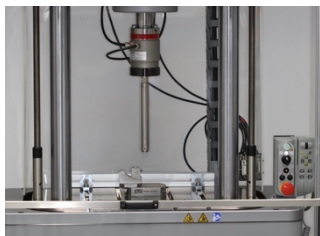


Figura 6 - Máquina de teste universal Instron®

2.3. Testes para medir a resistência à fratura de diferentes tamanhos de *attachments* (3mm, 4mm e 5mm)

Os grupos G1, G2 e G3 foram sujeitos a um ensaio de carga simples a uma velocidade constante de 1mm/min, na máquina de testes universal Instron®, Electropuls E10000 Linear-Torsion.

Esta máquina de teste de fadiga dinâmica tem uma capacidade dinâmica linear de 10 KN, uma capacidade estática linear de 7 KN, traço linear de 60 mm e uma capacidade de torque de 100 Nm, que permite ensaios estáticos, dinâmicos axiais e de torção, de acordo com o padrão ISSO 7500-1. Possui uma força de calibração acreditada até 5 meganewtons de acordo com ISO 7500-1 e ASTM E4.

O acrílico com o dente e o respetivo *attachment* foi colocado no compartimento inferior da máquina de testes e, posteriormente, a posição da peça foi ajustada para se realizar o teste (Figura 7). O teste de fratura foi realizado por meio de carga compressiva aplicada à superfície do *attachment*, através de uma haste de metal retangular (3,6mm de diâmetro e 30mm de comprimento) acoplada à célula e a carga da máquina de teste a uma velocidade de 1mm/min. Esta haste apresenta uma distribuição homogênea de tensão nos *attachments*.



Figura 7 - Pronto para iniciar o teste.

A fratura dos *attachments* era audível e confirmada com a queda acentuada na curva carga-deflexão. Os resultados dos testes foram registados usando o software Bluehill® Lite versão 2.0 (Instron®, Norwood, MA, USA), o que facilitou a definição e execução de testes e obtenção de dados. Em seguida, todos os dados foram transferidos para o Microsoft Office Excel®, versão 16.0 (Redmond, WA, EUA), que foi utilizado para realizar a análise estatística dos dados. As cargas utilizadas para a fratura foram registadas em Newton (N).

2.4. Análise estatística

A análise de dados foi realizada com o programa R 4.2.2, programa estatístico R Core Team 2022, disponível para download na internet. A força exercida para ocorrer a fratura traduziu a resistência até à fratura expressa em Newton (N). A resistência até à fratura foi sumariada por meio de médias (M) e desvios padrão (DP) após avaliação da normalidade da distribuição total por meio do teste Kolmogorov-Smirnov e pela avaliação do histograma. O valor de prova do teste Kolmogorov-Smirnov foi > 0.05 . Considerando a combinação entre as variáveis independentes incluídas como variáveis independentes foram formadas nove distribuições, assumindo-se distribuições paramétricas pelo teorema do limite central. Para comparar a resistência até à fratura dos três tamanhos de *attachments* incluídos no estudo (3 mm, 4 mm e 5 mm) e o meio ambiente (seco, pH 4 e pH 7) foi utilizada a análise de variância a duas vias acrescido de um efeito de interação (*attachment* 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 tamanhos de *attachment*, os três tipos de ambiente e a interação entre estas duas variáveis. A significância estatística

considerada para rejeição da hipótese nula foi de 5%. O tamanho do efeito foi avaliado com η^2 parcial (η^2_p) considerando os pontos de corte 0.01 (efeito pequeno), 0.06 (efeito médio) e 0.14 (efeito grande).

3. Resultados

Na tabela 1 e figura 8 são apresentadas as estatísticas descritivas no formato M (DP) para as resistências à fratura, expressas em N dos *attachments* de 3 mm, 4 mm e 5 mm em meio seco, pH 4 e pH 7. São ainda apresentados os subtotais pelo tamanho do *attachment* e pelo meio ambiente. O teste ANOVA bifatorial foi utilizado para comparar a resistência à fratura de três tamanhos de *attachments*, em três tipos de meio ambiente. Foram observadas diferenças estatisticamente significativas na comparação do tamanho do *attachment*, $F_{(2,81)}=8.28$, $p<0.001$, com tamanho de efeito grande $\eta^2_p=0.17$.

Tabela 1 - ANOVA bifatorial para a comparação da resistência até à fratura por *attachment* e pH salivar

| Attachment | M | DP | ANOVA |
|-------------------------------------|---------------|--------------|--|
| G1 - Attachment 3 mm (total) | 138.68 | 54.30 | |
| G1a - Seco | 132.17 | 40.00 | |
| G1b - pH4 - 37º | 160.91 | 43.40 | |
| G1c - pH7 - 37º | 122.96 | 71.74 | |
| G2 - Attachment 4 mm (total) | 198.74 | 73.86 | |
| G2a - Seco | 244.85 | 79.64 | |
| G2b - pH4 - 37º | 161.67 | 47.71 | Attachment: $F_{(2,81)}=8.28$, $p<0.001$, $\eta^2_p=0.17$ |
| G2c - pH7 - 37º | 189.72 | 70.57 | |
| G3 - Attachment 5 mm (total) | 207.74 | 87.17 | pH: $F_{(2,81)}=0.17$, $p=0.843$, $\eta^2_p=0.00$ |
| G3a - Seco | 186.65 | 62.73 | Attachment x pH: $F_{(4,81)}=2.38$, $p=0.058$, $\eta^2_p=0.06$ |
| G3b - pH4 - 37º | 215.73 | 84.77 | |
| G3c - pH7 - 37º | 220.83 | 112.30 | |
| pH (total) | | | |
| G1a, G2a, G3a - Seco | 187.89 | 76.66 | |
| G1b, G2b, G3b - pH4 - 37º | 179.43 | 64.83 | |
| G1c, G2c, G3c - pH7 - 37º | 177.83 | 93.71 | |

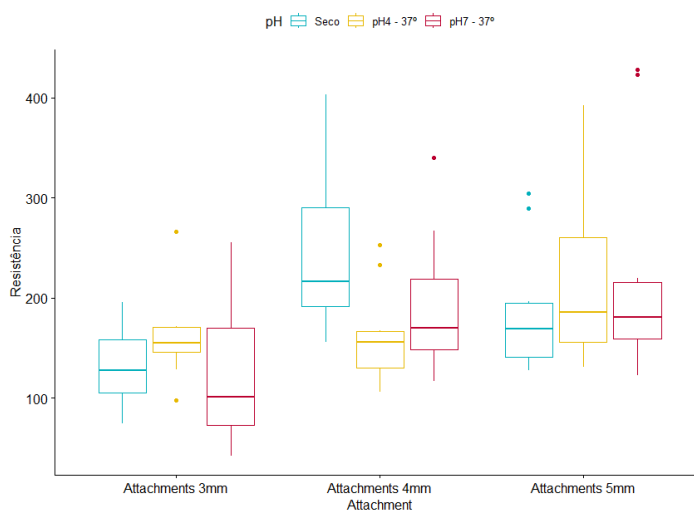


Figura 8 - Diagramas de caixa e linha para a distribuição da resistência até à fratura por *attachment* e pH salivar

Na figura 9 são apresentadas as comparações efetuadas com testes Tukey onde foram encontradas diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$) entre o G1, G2 e G3. O G2 ($M=198.74$, $DP=73.86$) e G3 ($M=207.74$, $DP=87.17$) apresentam resistência à fratura significativamente mais elevada do que o G1 ($M=138.68$, $DP=54.30$). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o meio ambiente, $F_{(2,81)}=0.17$, $p=0.843$, $\eta^2_p \approx 0.00$. Foram encontrados resultados próximos da significância estatística na interação entre o tamanho do *attachment* e o meio ambiente, $F_{(4,81)}=2.38$, $p=0.058$, $\eta^2_p=0.06$. Estas diferenças marginais traduziram-se na presença de significado estatístico na interação entre o tamanho do *attachment* e o meio ambiente, no G1a, G1c, G2a e G2c. A resistência à fratura do G2a foi a mais elevada de todo o estudo ($M=244.85$, $DP=76.64$). Por outro lado, a resistência à fratura do G1a ($M=132.17$, $DP=40.00$) foi a segunda mais baixa do estudo, a mais baixa foi a do G1c ($M=122.96$, $DP=71.74$), cuja variância foi mais elevada.

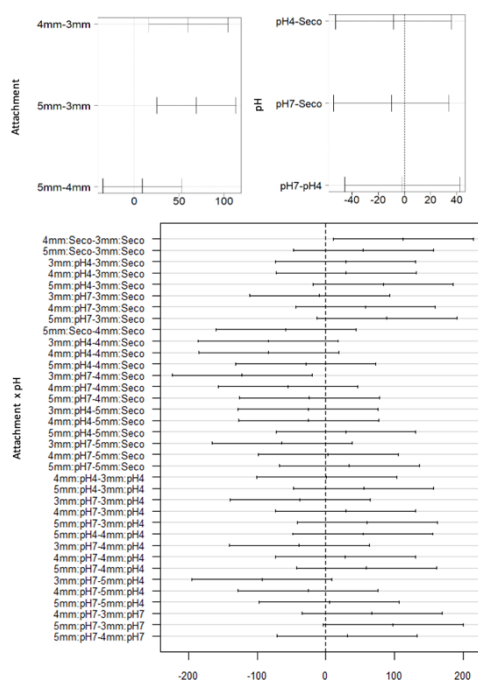


Figura 9 - Testes de múltiplas comparações Tukey considerando um intervalo de confiança a 95%.

4. Discussão

Na análise de resultados, houve dificuldades em comparar os resultados obtidos nesta investigação com dados encontrados na literatura. Não existem estudos que avaliem a resistência à fratura de diferentes tamanhos de *attachments*.

Os *attachments* existem em diversas formas e tamanhos, ajudam na retenção dos alinhadores e proporcionam um melhor controlo dos movimentos dentários. Por isso, apresentam um papel fundamental no tratamento de pacientes com alinhadores. A sua perda/fratura pode aumentar o tempo de tratamento, o número de consultas, pode comprometer o prognóstico de tratamento e aumentar a necessidade de refinamento.

Segundo o estudo de *Yaosen et al*⁶, que incluiu 94 pacientes, 54 pacientes perderam pelo menos um *attachment* e a maior taxa de perda ocorreu nos molares, durante a remoção do alinhador. Vários fatores de risco estão associados a estas perdas, tais como: o tempo de uso do alinhador, os hábitos de mastigação e a utilização de *chewies*.

No presente estudo, testamos a resistência à fratura de 3 tamanhos de *attachments* convencionais horizontais em diferentes condições de pH. Os três tamanhos de *attachments* foram divididos em três grupos, tendo em conta o seu tamanho. Cada grupo contém 30 dentes com o respetivo tamanho de *attachment*. O G1 corresponde aos *attachments* de 3mm, o G2 aos de 4mm e o G3 aos de 5mm. Estes grupos foram distribuídos por subgrupos, cada um com 10 *attachments*. Os subgrupos: G1a, G2a e G3a correspondem ao grupo controlo, em ambiente seco; G1b, G2b e G3b foram submetidos em saliva artificial com pH 4; G1c, G2c e G3c foram submetidos em saliva artificial com pH 7. Com este estudo, pretendemos avaliar a influência do pH salivar na resistência à fratura de três tamanhos de *attachments*.

Após a obtenção dos valores de força média até à fratura, verificamos que o G3 (M=207.74) apresenta maior resistência à fratura, quando comparado com o G2 (M=198.74) e o G1 (M=138.68). Tendo em conta estes valores, podemos concluir que um *attachment* de maiores dimensões é mais resistente à fratura, uma vez que precisa de mais força para o fraturar, quando comparado com um *attachment* de menor dimensão.

Não havendo estudos a comparar a resistência à fratura de diferentes tamanhos de *attachments*, recorri a estudos que comparam diferentes tamanhos de bases de *brackets*. Segundo *Wang et al*¹¹, um *bracket* com maior área de base apresenta maior resistência à desinserção.

*Ahmad et al*² teve como objetivo entender o impacto biomecânico de diferentes tamanhos de *attachments* retangulares. Concluíram que quanto maior o *attachment*, maior é o momento e a força gerada.

Posto isto, estes resultados levam-nos a formular que devemos optar por um *attachment* com dimensões maiores, uma vez que é mais resistente e, ao mesmo tempo, permite realizar o movimento dentário de forma mais previsível.

Neste estudo, comparando os três tamanhos de *attachments* nas diferentes condições de pH e ambiente seco, verificou-se que a resistência à fratura em meio seco (M=187.89) apresenta valores ligeiramente superiores em relação aos valores de resistência à fratura em pH 4 (M=179.43) e em pH 7 (M=177.83). No entanto, os resultados indicam que as diferenças a este nível não são estatisticamente significativas. Estes resultados não vão de encontro aos resultados encontrados no estudo de *Toodehzaeim et al*¹² realizado em *brackets*. *Toodehzaeim et al*¹², concluiu que o pH salivar influenciou a resistência de união dos *brackets* à superfície do dente. Um pH menor, ou seja, mais ácido, pode ser responsável pela falha de adesão. O pH salivar em pacientes saudáveis encontra-se entre 6 e 7, sendo ligeiramente ácido. O fluxo médio diário de saliva total é de 1 a 1.5L.¹³ No entanto, com a introdução de um aparelho ortodôntico na cavidade oral, este fluxo tende a aumentar e a microflora oral sofre alterações.⁷ O impacto na microflora oral é menor em pacientes tratados com alinhadores, comparativamente aos pacientes tratados com aparelhos convencionais, uma vez que estes são removíveis e permitem uma higiene oral mais eficaz.¹⁴

5. Conclusão

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

- Existe diferença na resistência à fratura entre os diferentes tamanhos de *attachments*.
- Os *attachments* de 5mm apresentam maior resistência à fratura, seguido dos *attachments* de 4mm e de 3mm. *Attachments* com dimensões superiores, apresentam uma maior área de adesão e, por isso, torna-os mais resistentes. Devemos então optar por um *attachment* maior, porque para além de ser mais resistente sabemos que produz melhor o movimento e ao mesmo tempo torna-o mais previsível.
- Os *attachments* em meio seco apresentam valores de maior resistência à fratura, quando comparados aos *attachments* submetidos em saliva artificial com pH 4 e pH 7, mas sem significado estatístico. Da mesma forma, os *attachments* submetidos em saliva com pH 4 apresentam valores de maior resistência à fratura quando comparado com o meio salivar em pH 7, mas sem significado estatístico.
- O pH salivar pode não influenciar a resistência à fratura dos diferentes tamanhos de *attachments*.

Limitações e perspetivas futuras

O tamanho da amostra deve ser aumentado para ver se há uma redução da variância intra-grupo na comparação entre as diferentes condições de pH e na interação do tamanho dos *attachments* e o meio envolvente.

Agradecimentos

Agradecemos a disponibilidade e colaboração do Departamento de Ciências Dentárias da Cooperativa de Ensino Superior Politécnico e Universitário – CESPU.

Financiamento

Este estudo não recebeu financiamento externo.

Conflitos de interesse

Os autores declaram que não há conflitos de interesse.

Referências bibliográficas

1. Sandra Tai, BDS, M. *Clear Aligner Technique*.
2. Ahmad, W., Jiang, F., Xiong, J. & Xia, Z. The mechanical effect of geometric design of *attachments* in invisible orthodontics. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 1–11 (2023) doi:10.1016/j.ajodo.2022.11.019.
3. Guanabara, E., Ltda, K., Guanabara, E. & Ltda, K. *The Insider's Guide to Invisalign Treatment*.
4. Kotuby, J. SmartForce Features and Optimized *Attachments*. *Dsod2* (2018).
5. Dalaie, K. & Ghaffari, S. Importance of *Attachments* in Treatment with Clear Aligners: A Narrative Review. *J. Dent. Sch. Shahid Beheshti Univ. Med. Sci.* 38, 41–47 (2020).
6. Yaosen, C. *et al.* Risk Factors of Composite *Attachment* Loss in Orthodontic Patients during Orthodontic Clear Aligner Therapy: A Prospective Study. *Biomed Res. Int.* 2021, (2021).
7. Dallel, I. *et al.* Influence of orthodontic appliance type on salivary parameters during treatment. *Angle Orthod.* 90, 532–538 (2020).
8. Mummolo, S. *et al.* Salivary levels of *Streptococcus mutans* and *Lactobacilli* and other salivary indices in patients wearing clear aligners versus fixed orthodontic appliances: An observational study. *PLoS One* 15, 1–10 (2020).
9. Muley, B. Y., Shaikh, S. R., Tagore, M. M. & Khalikar, A. N. Effect of Dietary Simulating Solvents on the Mechanical Properties of Provisional Restorative Materials-An In Vitro Study. *J. Indian Prosthodont. Soc.* 14, 98–105 (2014).
10. Yanikoğlu, N. D., Bayindir, F., Kürklü, D. & Beşir, B. Flexural Strength of Temporary Restorative Materials Stored in Different Solutions. *Open J. Stomatol.* 04, 291–298 (2014).
11. Wang, W. N. *et al.* Bond strength of various *bracket* base designs. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 125, 65–70 (2004).
12. Toodehzaeim, M. H. & Khanpayeh, E. Effect of Saliva pH on Shear Bond Strength of Orthodontic *Brackets*. *J. Dent. (Tehran)*. 12, 257–62 (2015).
13. Humphrey & Williamson, R. T. A review of saliva Normal composition, flow, and function. Humphrey, Williamson. 2001. Journal of Prosthetic Dentistry.pdf. *J. Prosthet. Dent.* 85, 162–169 (2001).

14. Contaldo, M. *et al.* The oral microbiota changes in orthodontic patients and effects on oral health: An overview. *J. Clin. Med.* 10, 1–13 (2021).