



MONOGRAFIA DE INVESTIGAÇÃO

FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**Planos de mordida: análise da resistência adesiva a tensões de
corte em três tipos de materiais utilizados em Ortodontia**

Artigo de investigação médico dentário

Ricardo Jorge dos Santos Sá Rodrigues

Porto, 2017

Planos de mordida: análise da resistência adesiva a tensões de corte em três tipos de materiais utilizados em Ortodontia – Dissertação de Investigação

Unidade Curricular:

Monografia de Investigação ou Relatório de Atividade Clínica

Autor: Ricardo Jorge dos Santos Sá Rodrigues¹

¹Estudante do Mestrado Integrado em Medicina Dentária na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

E-mail: mimd12048@fmd.up.pt ou ricardodossantossarodrigues@gmail.com

Orientadora:

Prof.^a Doutora Maria João Feio Ponces Ramalhão

Professora Auxiliar da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Coorientador:

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira

Professor Catedrático da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

“You may never know what results come of your actions, but if you do nothing, there will be no results.”

Mahatma Gandhi

Agradecimentos

À minha orientadora, Prof^a. Doutora Maria João Ponces, pela disponibilidade e prontidão que sempre foi demonstrando ao longo deste projeto. Com a sua atitude dinâmica e lutadora, sempre conseguiu fazer com que as adversidades se tornassem acréscimos de energia para encararmos as dificuldades com um sorriso.

Ao meu coorientador, Prof. Doutor Afonso Pinhão Ferreira, pelas críticas e rigor pelo qual se rege, tornando-se isso uma motivação adicional para levar este projeto a bom porto.

Ao Mestre Américo Ferraz, por toda a amabilidade e simpatia que teve em proporcionar todas as condições, quer a nível de infraestruturas, quer a nível de materiais ou recursos humanos para a execução de todo este projeto.

Ao Departamento de Anatomia e Histologia Dentária da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, na pessoa do Prof. Doutor Pedro Mesquita, e à Sra. D. Ana Mota por terem proporcionado o laboratório numa fase inicial do projeto.

Ao Prof. Doutor Jaime Portugal, por ter auxiliado e apoiado a fase experimental da investigação nos laboratórios da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa e todo o seu conhecimento para os testes que foram necessários efetuar.

Aos meus pais pela paciência e compreensão que tiveram por todas as minhas ausências e pelo apoio que sempre foram demonstrando mesmo quando me sentia frustrado ou desanimado.

À Ana, por me ter ajudado sempre que possível, por não deixar de estar ao meu lado, nem que fosse a ver-me trabalhar e naqueles momentos de grande stress sempre conseguia ter as palavras certas, na hora certa.

Ao Lapa, meu amigo e companheiro de projeto que mesmo na aflição de conseguir concretizar o que tinha para fazer, não deixava de dar uma ajuda no que fosse necessário.

Ao Chico, ao Mieirol e ao Tó que, embora em conversa de café e nada percebendo concretamente do assunto, sempre davam ideias provindas das suas áreas de interesse.

A todos os professores, funcionários e colegas, que embora não mencionados, de forma direta ou indireta, tiveram importância na execução do projeto.

Índice

Índice de figuras.....	VI
Índice de tabelas.....	VII
Lista de siglas e abreviaturas.....	VIII
Resumo.....	1
Abstract.....	2
1. Introdução.....	3
2. Metodologia.....	5
2.1 <i>Preparação dos dentes.....</i>	6
2.2 <i>Aplicação dos materiais.....</i>	7
2.3 <i>Teste de cisalhamento.....</i>	10
2.4 <i>Análise estatística.....</i>	11
3. Resultados.....	11
3.1 <i>Resistência adesiva sob forças de corte.....</i>	11
4. Discussão.....	13
5. Conclusão.....	17
6. Bibliografia.....	18
ANEXOS.....	25
Análise Estatística Detalhada.....	26
Carta de aprovação pela Comissão de Ética da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto.....	43
Declaração de Autoria.....	45
Parecer Final da Orientadora.....	47

Índice de figuras

Figura 1 - Máquina em que se realizou a regularização do esmalte (Struers DAP-8, Struers, Copenhaga, Dinamarca).	6
Figura 2 - Espécime pronto a enclausurar em gesso.	8
Figura 3 - Espécimes já enclausurados em gesso e prontos a testar (à esquerda) e máquina de ensaios mecânicos universal, Instron, modelo 4502 (à direita).	10
Figura 4 - Potência do teste realizado, recorrendo a análises <i>post-hoc</i>	13

Índice de tabelas

Tabela I - Organização dos espécimes.	6
Tabela II - Tabela ilustrativa dos materiais utilizados e respetiva composição e fabricante.	9
Tabela III - Análise descritiva dos valores de resistência adesiva sob tensões de corte (MPa).	12
Tabela IV - Significância estatística para a comparação de valores de força de adesão média, entre grupos, recorrendo a análises post hoc segundo Tukey.	12

Lista de siglas e abreviaturas

CIVMR – cimento de ionómero de vidro modificado por resina

Mm/min – milímetros por minuto

Mpa – Megapascal

N – Newton

SBS – *Shear Bond Strength*

Resumo

INTRODUÇÃO: os planos de mordida constituem uma ferramenta clínica de utilidade no tratamento ortodôntico. Tradicionalmente, os planos de mordida são confeccionados em resina composta ou cimentos de ionómero de vidro modificado por resina, materiais que habitualmente já existem no gabinete do ortodontista. No entanto, a sua seleção é resultante da experiência individual e, muitas vezes, feita de forma circunstancial e aleatória, sem ser alicerçada em qualquer tipo de evidência.

OBJETIVOS: avaliar qual o melhor material, a nível de resistência a tensões de cisalhamento, a utilizar como plano de mordida, comparando dois cimentos de ionómero de vidro modificado por resina, uma resina composta e um compómero.

METODOLOGIA: foram utilizados 40 dentes posteriores humanos, íntegros, livres de cárie. As coroas foram seccionadas das raízes e seccionadas no sentido mesio-distal.

Nos grupos I e II o esmalte foi condicionado com ácido fosfórico a 37% (Total Etch). Aplicou-se uma camada fina de adesivo (Retensin[®] Plus) e, em seguida, no grupo I foi aplicada uma resina composta (SPECTRUM[®] TPH[®]3) sobre o adesivo e no grupo II um compómero (Twinky Star). Nos grupos III (OptiBand[™] Ultra) e IV (GC Fuji ORTHO[™] BAND LC Automix), aplicaram-se os materiais diretamente sobre o esmalte, procedendo-se de igual forma aos grupos I e II. Foi utilizado um fotopolimerizador LED (intensidade 1200 mW/cm²). Os espécimes foram armazenados em saliva artificial e submetidos a tensões de corte até à fratura. Os resultados foram analisados com o teste ANOVA e provas *post-hoc*, segundo o método de Tukey, com confiança de 95%.

RESULTADOS: os valores de resistência adesiva mais elevados foram registados nos grupos I e II, 16.43 ± 6.80 e 17.95 ± 7.38 ($p=0.895$), respetivamente. Os grupos III e IV registaram os valores médios mais baixos, 11.28 ± 6.27 Mpa e 10.64 ± 5.09 Mpa ($p=0.991$), respetivamente.

CONCLUSÕES: De acordo com o estudo realizado pode concluir-se que qualquer um dos materiais, nas condições testadas e no que respeita a resistência a tensões de corte, mostrou cumprir os requisitos clínicos dos planos de mordida que se situam entre os 5.9 e 7.8 Mpa.

PALAVRAS-CHAVE: “shear bond strength + enamel”; “resin modified glass ionomer cement”; “dental resin composites”; “compomer”; “posterior bite blocks”; “anterior open bite”; “posterior build ups”; “turbo bites”.

Abstract

INTRODUCTION: *build-up/turbo bite* is one useful clinical tool in orthodontic treatment. Traditionally, it is made of resin composite or resin modified glass ionomer cement, materials that usually exist in orthodontist's office. However, its selection results of individual experience and often done in a circumstantial and random way, without any scientific proof.

OBJECTIVES: to evaluate which would be the best material, respecting shear bond strength, with the objective of using it as *build-up/turbo bite*, comparing two resin modified glass ionomer cements, one resin composite and a compomer.

METHODOLOGY: a total of 40 posterior human teeth, intact, without caries. First, the roots of the teeth were removed, and secondly the crowns were cut in mesiodistal.

In groups I and II enamel was etched with phosphoric acid 37% (Total Etch). Then it was applied a thin layer of adhesive (Retensin[®] Plus). After that, in group I it was applied a resin composite (SPECTRUM[®] TPH[®]3) over the adhesive and in group II a compomer (Twinky Star). In groups III (OptiBand[™] Ultra) and IV (GC Fuji ORTHO[™] BAND LC Automix), the materials were applied directly over enamel, proceeding likewise groups I and II. It was used a LED photopolymerizer (intensity 1200 mW/cm²). The specimens were stored in artificial saliva and submitted to shear forces till fracture. The results were analyzed with ANOVA test and *post hoc* tests according to the Tukey method, with a significance level of 5%.

RESULTS: The highest mean shear bond strength values were scored in groups I e II, 16.43 ± 6.80 e 17.95 ± 7.38 ($p=0.895$), respectively. Groups III and IV scored the lowest mean values, 11.28 ± 6.27 Mpa e 10.64 ± 5.09 Mpa ($p=0.991$), respectively.

CONCLUSIONS: According to this study it can be concluded that all the materials, in the tested conditions and on what involves shear bond strength, showed to meet the clinical requirements of the *build-up/turbo bite*, that is between 5.9 e 7.8 Mpa.

KEYWORDS: “shear bond strength + enamel”; “resin modified glass ionomer cement”; “dental resin composites”; “compomer”; “posterior bite blocks”; “anterior open bite”; “posterior build-ups”; “turbo bites”.

1. Introdução

Os planos de mordida ou levantadores de mordida constituem uma ferramenta clínica de utilidade no tratamento ortodôntico. Estes dispositivos auxiliares, uma vez aplicados, provocam a inoclusão de segmentos ou da totalidade das arcadas dentárias, facilitando o movimento ortodôntico (1-5). Quando aplicados nas superfícies oclusais dos molares apresentam a denominação anglo-saxónica de *build-up*. Porém, quando apostos nas superfícies palatinas dos dentes anteriores maxilares denominam-se de *bite turbo* (4).

Os *build-up* podem estar indicados em pacientes dolicofaciais cuja face longa se deve a um aumento do terço inferior da face (4). Estes exercem a sua função de forma similar à aos *bite blocks*, tidos como uma das poucas formas de conseguir fazer uma intrusão relativa e verdadeira dos molares (4, 6). Por isso, a sua aplicação é também indicada em pacientes com mordida aberta anterior (3, 6-10). A intrusão dos molares pelo contacto prematuro entre os molares e os planos de mordida vai, por si só, resultar numa melhoria estética e funcional (4). Em pacientes em crescimento a sua utilização vai provocar uma rotação mandibular anti-horária, contribuindo para a melhoria da relação vertical anterior (3).

Os *bite turbo* são utilizados para a correção da mordida profunda em pacientes com má oclusão de Classe I ou II, com *overjet* moderado (1, 2). São particularmente úteis numa fase inicial do tratamento, permitindo a abertura da mordida com o nivelamento da curva de Spee e prevenindo o contacto dos dentes superiores com os *brackets* aplicados nos dentes inferiores (1, 4). A utilização destes dispositivos vai permitir um aumento da dimensão vertical através da extrusão progressiva dos molares, a qual se torna possível pela inoclusão provocada nos segmentos posteriores (4). Além deste efeito, verifica-se a intrusão dos segmentos anteriores, quer na arcada maxilar, quer na mandibular (5). Em pacientes braquifaciais em crescimento, a rotação mandibular no sentido horário que resulta da utilização destes dispositivos constitui uma estratégia terapêutica (4). Nos adultos, as alterações no plano mandibular são insignificantes pelo que a extrusão dos dentes posteriores é irrelevante (2).

A correção da relação molar e a correção de mordidas cruzadas quer anteriores, quer posteriores, são outros motivos para a utilização destes dispositivos (4, 5).

Tradicionalmente, os planos de mordida são confeccionados em resina composta ou cimentos de ionómero de vidro modificado por resina (CIVMR), materiais que habitualmente já existem no gabinete do ortodontista. A sua seleção é resultante da

experiência individual e, muitas vezes, feita de forma circunstancial e aleatória, sem ser alicerçada em qualquer tipo de evidência (1, 5, 11, 12).

A força de ligação dos diversos materiais ao esmalte tem vindo a ser alvo de estudo ao longo dos anos (13-67).

Apesar das resinas compostas demonstrarem uma força de ligação satisfatória (13, 68) e serem fáceis de manusear (13, 69), a adesão ao esmalte dentário é obtida apenas por microretenção e, nesse âmbito, em muito contribuiu a técnica de condicionamento ácido, introduzida por *Buonocore* em 1955 (70). A descalcificação seletiva do esmalte induzida pelo ácido, criando uma superfície rugosa com milhões de micro-anfractuosidades, aumenta a área de interface e a tensão superficial. Isso permite que o agente de ligação se infiltre no substrato, possibilitando a união micromecânica entre o adesivo/materiais restauradores e a superfície do esmalte (14, 68). A aplicação de resinas necessita ser efetuada em campo seco, e a inerente libertação de flúor, não demonstrou ser suficiente para um efeito anticariogénico (13). Os cimentos de ionómero de vidro modificado por resina surgiram no final da década de 1980, de modo a melhorar as qualidades mecânicas e estéticas dos cimentos de ionómero de vidro já existentes, incorporando algumas das qualidades das resinas compostas (13, 15, 71). O facto de permitir uma libertação prolongada de flúor (13, 15, 72), assim como apresentar uma força de ligação satisfatória quando a adesão é realizada em meio húmido, torna este produto apetecível para fins ortodônticos (13).

O mecanismo de ligação do material ao esmalte e dentina parece envolver uma interação iónica entre os iões de cálcio e de fosfato da hidroxiapatite e iões carboxilato livres das cadeias dos poliácidos, bem como a incorporação destes na própria estrutura da hidroxiapatite (13, 68).

Os compómeros ou resinas compostas modificadas por poliácidos possuem propriedades estruturais e físicas similares às resinas compostas (73). Este material liberta flúor de forma similar aos CIVMR em quantidade suficiente para possuir um efeito anticariogénico. No entanto, esta libertação ocorre em menor quantidade (68, 71).

Além disto, os compómeros não readquirem, de forma tão eficaz, a capacidade de libertar flúor a partir de aplicações tópicas de flúor ou da escovagem com pastas fluoretadas como os CIVMR (68, 72).

O objetivo deste estudo passa por testar a resistência adesiva a tensões de corte de três tipos de materiais diferentes utilizados como planos de mordida (cimentos de ionómero de vidro modificados por resina, um compómero e uma resina composta). Deste

modo, procura estabelecer-se um critério mais científico para a seleção do material que mais se adequa a essa finalidade ortodôntica.

2. Metodologia

Para a realização desta investigação, realizou-se uma pesquisa na base de dados MEDLINE (PubMed), Serviço Descoberta da U. Porto e Repositório Aberto da Universidade do Porto. Utilizaram-se os termos: “shear bond strength + enamel”; “resin modified glass ionomer cement”; “dental resin composites”; “compomer”; “posterior bite blocks”; “anterior open bite”; “posterior build-ups”; “turbo bites”, limitando-se aos últimos 10 anos, “free full text” e aos idiomas de Espanhol, Inglês e Português, do qual resultaram 452 resultados. Removendo os artigos duplicados e aqueles cujo título e/ou resumo não tinham relevância, os resultados ficaram reduzidos a 47. Foram incluídos, à posteriori, 24 artigos e 3 livros por evidenciarem conteúdo relevante para a execução desta investigação, resultando num total de 74 referências.

Na realização desta investigação laboratorial, foi avaliada a resistência a tensões de corte de três tipos de materiais diferentes utilizados em Ortodontia como planos de mordida. Com tal propósito, foram utilizados quatro materiais diferentes: dois CIVMR, um compómero e uma resina composta.

Utilizaram-se 40 dentes posteriores humanos íntegros recolhidos numa clínica de medicina dentária, cuja extração havia decorrido por indicação periodontal. Todos os dentes selecionados estavam livres de cárie nas superfícies lingual e vestibular e nunca haviam sido sujeitos a qualquer tratamento químico. Após a exodontia, os dentes foram conservados em soro fisiológico num frigorífico a 4°C.

Os dentes foram atribuídos aleatoriamente aos grupos, de forma equitativa, de modo a testar as tensões de corte dos materiais referidos (Tabela I).

Tabela I - Organização dos espécimes.

Grupos	Nº Dentes	Nº Faces a Testar
I – Resina Composta	10	20
II - Compómero	10	20
III – CIVMR Foto-polimerizável	10	20
IV – CIVMR Polimerização dual	10	20

2.1 Preparação dos dentes

Após terem sido selecionados 40 dentes de acordo com as características atrás referidas, os espécimes foram submetidos a uma limpeza profissional. Esta preparação consistiu, numa primeira fase, em lavar os dentes sob água corrente e, numa segunda fase, na remoção de tártaro, tecido periodontal e sangue, com o auxílio de ultrassons.

Os dentes foram depois imersos numa solução desinfetante de cloramina a 0,5%, à temperatura de 4°C, durante 7 dias.

Em seguida, foram aplanadas as curvaturas das superfícies com discos de polimento de 1200 grit (Wetordry™ Tri-M-Ite™, Abrasive Sheet, 3M™, USA), a uma velocidade de 300 rpm, sob água corrente, de forma a obter superfícies o mais regulares possíveis para a aplicação dos materiais, sem ultrapassar a camada do esmalte (Figura 1).



Figura 1 - Máquina em que se realizou a regularização do esmalte (Struers DAP-8, Struers, Copenhaga, Dinamarca).

Logo depois, com um disco diamantado de dupla face montado em mandril para contra-ângulo com refrigeração, foram seccionadas as raízes da coroa e a coroa dividida em duas partes, no sentido mesio-distal.

Por último, as amostras, depois de imersas em água destilada, foram armazenados num frigorífico cuja temperatura era de 4°C.

No momento imediatamente antes dos procedimentos adesivos, os espécimes foram sujeitos a uma limpeza com pasta de polimento de pedra-pomes simples, sem flúor, aplicada com recurso a uma escova montada em contra-ângulo com refrigeração, de forma a descartar a possibilidade da existência de quaisquer resíduos de tártaro ou resultantes dos procedimentos anteriores.

2.2 Aplicação dos materiais

Antes de proceder à aplicação do material na superfície do esmalte, os espécimes dos grupos I e II foram sujeitos a condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37% (Total Etch, Etching Gel 37%, lote V20970, validade até 2018-10, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) por um período de 30 segundos. De imediato, lavaram-se as superfícies em que se aplicou o ácido, com jato de água/ar durante 15 segundos e desidratou-se a superfície do esmalte com um jato de ar isento de óleo, por 5 segundos. Em seguida, fez-se aplicar uma camada uniforme de adesivo (Retensin[®] Plus, One-component light curing adhesive, lote 6061231, validade até 2018-08, SpofaDental a.s., Jičín, República Checa), a qual foi fotopolimerizada durante 20 segundos com um aparelho de luz (Bluephase[®] 20i, polywave[®] LED, Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein), com uma intensidade de 1200 mW/cm² e comprimento de onda entre 385 - 515 nm.

Para a aplicação dos materiais dos diferentes grupos foram utilizados conjuntamente uma guia de silicone e uma película transparente impermeável, com um orifício central calibrado com 2.5 mm obtendo-se, assim, os espécimes prontos a testar (Figura 2).

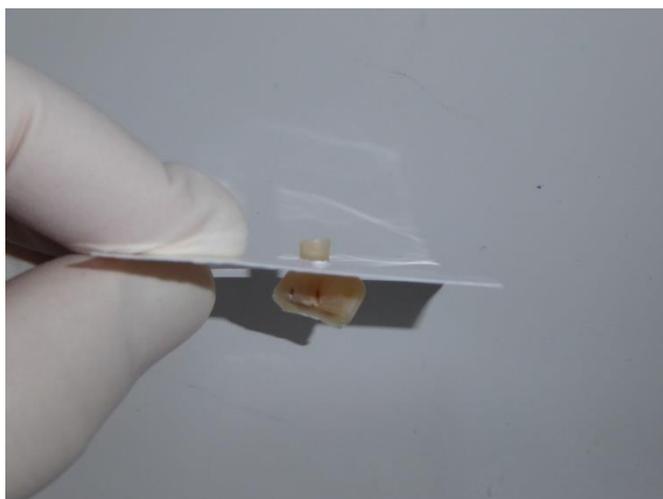


Figura 2 - Espécime pronto a enclausurar em gesso.

No grupo I utilizou-se uma resina composta (SPECTRUM[®] TPH[®]3, Submicron hybrid composite, lote 1407000294, validade até 2017-02, Dentsply DeTrey GmbH, Constança, Alemanha), no grupo II utilizou-se um compómero (Twinky Star, Coloured light-curing compomer with glitter effect, lote 1638292, validade até 2020-02, VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha). Nos grupos III e IV foram utilizados cimentos de ionómero de vidro modificado por resina fotopolimerizável (OptiBand[™] Ultra, Light Cure Band Cement, lote 5886296, validade até 2018-03-19,Ormco Corporation, Orange, EUA) e de polimerização dual (GC Fuji ORTHO[™] BAND LC Automix, Dual Cured Reinforced Glass Ionomer Orthodontic Band Cement, lote 1507082, validade até 2017-07, GC Corporation, Alsip, EUA), respetivamente (Tabela II).

Tabela II - Tabela ilustrativa dos materiais utilizados e respetiva composição e fabricante.

Material	Grupo	Tipo	Composição (%)	Fabricante
Spectrum®TPH®3 Lote: 1407000294 Validade: 2017-02	I	Resina composta híbrida submicrónica (fotopolimerizável)	UDMA-Bis-GMA (2.5-<10); Bis-EMA (2.5-<10); TEGDMA (2.5-<10)	Dentsply DeTrey GmbH, Constança, Alemanha
Twinky Star® Lote:1638292 Validade: 2020-02	II	Resina composta modificada por poliácidos (fotopolimerizável)	Bis-GMA (10-25); DUDMA (10-25); TEGDMA (≤2.5)	VOCO GmbH, Cuxhaven, Alemanha
OptiBand™ Ultra Lote: 6133053 Validade: 2018-10	III	Ionómero de vidro modificado por resina (fotopolimerizável)	Bis-EMA (10-30); TEGDMA (5-10); silano, diclorodimetil, produtos de reação com sílica (5-10); propilidinoetrimetanol, etoxilados, ésteres com ácido acrílico (1-5), DUDMA (1-5), TMSPMA (1-5); hexafluorosilicato de zinco (0.1-1)	Ormco Corporation, Orange, EUA
GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix Lote: 1507082 Validade: 2017-07	IV	Ionómero de vidro reforçado por resina (polimerização dual)	HEMA (20-25); UDMA (1-5); dimetacrilato (1-5); BHT (<0,5); ácido carboxílico polibásico (5-10)	GC America Inc., Alsip, EUA
Retensin® Plus Lote: 6061231 Validade: 2018-08	-	Sistema <i>Etch-and-Rinse</i> de 2 passos utilizado	2-hidroxietil metacrilato (15-20); etanol (20-25); hexafluorosilicato de sódio (0.8-1.2)	SpofaDental a.s., Jičín, República Checa
Total Etch Lote: V20970 Validade: 2018-10	-	Ácido fosfórico a 37%	Ácido fosfórico	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Entre cada camada de material aplicada (nunca excedendo 2 mm por camada e 6 mm no total) procedeu-se à fotopolimerização da mesma, utilizando o mesmo aparelho, com a mesma configuração utilizada para polimerizar o adesivo dos grupos I e II.

À medida que cada um dos espécimes foi ficando pronto a testar, foram imersos em saliva artificial, armazenados em recipientes devidamente identificados conforme os grupos e colocados em banho-maria a 37 °C.

2.3 Teste de cisalhamento

Os espécimes, devidamente acondicionados por grupo, foram incorporados em estruturas próprias de modo a realizar-se o teste de cisalhamento. Utilizou-se, para o efeito, uma máquina de ensaios mecânicos universal, Instron, modelo 4502, nº de série: H3307 (Instron Ltd., High Wycombe, Reino Unido). Desse modo, com o objetivo de estabilizar os espécimes dentro dessas estruturas, aplicou-se gesso tipo IV (Elite® Rock, Type 4 Extra Hard Dental Die Stone For Fixed Prosthesis, lote 193157, 2017-05, © Zhermack SpA, Roma, Itália) na concavidade de maior diâmetro, tal como mostra a figura 3.



Figura 3 - Espécimes já enclausurados em gesso e prontos a testar (à esquerda) e máquina de ensaios mecânicos universal, Instron, modelo 4502 (à direita).

Depois do gesso ter endurecido, aplicou-se o gesso na concavidade de menor diâmetro. Os espécimes foram então testados à velocidade de 1 mm/min (milímetro por minuto), utilizando uma célula de carga de 1 kiloNewton (kN).

Durante o procedimento, no momento da falha de interface entre o material testado e o espécime, as forças máximas foram registadas em Newton (N). Em seguida, através do quociente entre a força registada no momento da falha e a área de interface existente material/esmalte, o computador associado à máquina de ensaios mecânicos calculou automaticamente os valores de resistência adesiva a tensões de corte, expressos em megapascal (Mpa).

2.4 Análise estatística

Os dados obtidos foram numa primeira fase registados com o programa informático Microsoft Excel, versão 2016 e analisados à posteriori utilizando o programa informático IBM SPSS Statistics for Windows®, versão 24.0 (Statistical Package for Social Sciences).

Para a análise estatística, os valores de resistência adesiva obtidos foram submetidos a uma análise de distribuição, a uma análise de homogeneidade de variância e a um teste ANOVA de uma dimensão, com uma confiança de 95%.

Neste teste, a resistência adesiva foi considerada a variável dependente, sendo o grupo experimental utilizado como variável independente. De seguida, realizou-se a comparação dos quatro grupos experimentais com provas *post-hoc*, segundo o método de Tukey HSD, com uma confiança de 95%.

A potência do teste foi verificada à posteriori, utilizando o *software* G*Power: Statistical Power Analyses for Windows®, versão 3.1.9.2.

3. Resultados

3.1 Resistência adesiva sob forças de corte

Na tabela III encontra-se a estatística descritiva (média, desvio padrão, máximo e mínimo) referente ao estudo realizado.

Tabela III - Análise descritiva dos valores de resistência adesiva sob tensões de corte (MPa).

Grupos	N	Média	Desvio Padrão	Mínimo	Máximo
I	18	16,4300	6,88002	3,68	32,49
II	19	17,9542	7,38149	5,37	31,86
III	15	11,2769	6,26856	1,50	25,42
IV	20	10,6420	5,09391	0,91	17,53

Os valores de resistência adesiva mais elevados foram registados no grupo II, grupo em que foi utilizado Retensin[®] Plus + Twinky Star.

De forma a determinar diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,05$) entre os diversos grupos em estudo foi utilizado o teste *One-Way ANOVA* (para informações detalhadas consultar anexo I).

Tabela IV - Significância estatística para a comparação de valores de força de adesão média, entre grupos, recorrendo a análises *post hoc* segundo Tukey.

Grupo	N	1	2	3
IV	20	10,6420		
III	15	11,2769	11,2769	
I	18		16,4300	16,4300
II	19			17,9542
Sig.		0,991	0,090	0,895

De acordo com as análises à posteriori (*post hoc*) segundo Tukey (tabela IV), não existiram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos I e II ($p=0,895$), grupos que apresentaram maiores valores de resistência adesiva a tensões de corte. Entre os grupos que apresentaram menores valores de resistência a tensões de corte, grupos III e IV, também não se encontraram diferenças estatisticamente significativas ($p=0,991$). Entre os grupos I e III não se encontraram diferenças estatisticamente significativas ($p=0,090$).

Verificou-se também à posteriori que, para a dimensão da amostra obtida (72 espécimes), estando definidos 4 grupos, um fator de correção da amostra de 0,40 e um erro α de 0,05, a potência do teste ($1-\beta$) foi de 0,799.

The screenshot shows a statistical software interface with the following sections:

- Test family:** F tests
- Statistical test:** ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way
- Type of power analysis:** Post hoc: Compute achieved power - given α , sample size, and effect size
- Input Parameters:**
 - Determine =>
 - Effect size f: 0.4
 - α err prob: 0.05
 - Total sample size: 72
 - Number of groups: 4
- Output Parameters:**
 - Noncentrality parameter λ : 11.5200000
 - Critical F: 2.7395023
 - Numerator df: 3
 - Denominator df: 68
 - Power ($1-\beta$ err prob): 0.7989022

Figura 4 - Potência do teste realizado, recorrendo a análises *post-hoc*.

4. Discussão

Muitos são os fatores condicionantes que influem na força de ligação dos planos de mordida ao esmalte (13, 14).

A força de ligação destas ferramentas terapêuticas é influenciada pelos mais diversos fatores entre os quais: condições de armazenamento dos espécimes, tempo e forma de condicionamento ácido, sistema adesivo utilizado, morfologia do esmalte e técnica do executante (13, 16-18, 32).

Os testes realizados *in vitro* são incapazes de simular, de forma exata, as condições que se observam na cavidade oral. Fatores como a força de mastigação produzida, parafunções, pH da saliva, tipo de alimentação durante o tratamento e a higiene oral são o exemplo de alguns dos fatores que os testes *in vitro* não têm em conta (13, 19).

Na boca, para além das forças de tensão de cisalhamento, também as forças de tensão e de torção terão certamente a sua influência (74) sob os levantadores de mordida, algo que a máquina de ensaios mecânicos universal utilizada é incapaz de testar em simultâneo.

Apesar de terem sido preparados 20 espécimes por grupo, parte deles acabaram por não ser testados, devido a falhas pré-teste. O acondicionamento e transporte do material de teste e o manuseamento dos espécimes aquando da sua incorporação nos dispositivos

a utilizar na máquina de ensaios mecânicos universal, afiguram-se como as causas mais prováveis dessas falhas.

Ainda que não exista um teste ideal para testar a resistência a tensões de cisalhamento (20, 21), a termociclagem constitui um método de envelhecimento adequado e necessário pelas normas ISO/TS 11405:2003 “Dental materials - Testing of adhesion to tooth structure” (67) e utilizado por alguns estudos (14, 22, 25, 26, 33, 35, 38, 41, 50, 54). No entanto, de acordo com Costa *et al.* (22), a termociclagem não produz diferenças estatisticamente significativas na força de ligação e na maioria dos estudos consultados não foi realizada (15, 21, 23, 24, 27-31, 34, 36, 37, 39, 40, 42, 43, 46, 47, 51, 52, 55-57), pelo que neste estudo também não se executou termociclagem.

Uma das considerações a fazer neste tipo de testes relaciona-se com a velocidade a que o teste de *Shear Bond Strength* (SBS) foi realizado. No estudo de Klocke e Kahl-Nieke (65), fazendo variar a velocidade do teste entre 0,1 mm/min e 5 mm/min, não se verificaram diferenças estatisticamente significativas nos valores de resistência adesiva de *brackets* metálicos ao esmalte. Mais recentemente, Farret *et al.* (64) referiu a não existência de diferenças estatisticamente significativas na força de ligação quando a cimentação de *brackets* é realizada sobre esmalte. Apesar destes estudos serem concordantes, a verdade é que não existe um valor uniforme entre os diversos estudos. Desse modo, optou-se por utilizar o valor que mais frequentemente se encontra em estudos deste tipo, ou seja, 1 mm/min (13, 21, 23, 25-29, 33-36, 38-40, 43, 46, 48, 50, 51, 54, 56, 57).

De acordo com Tedesco *et al.* (21), que compararam dois métodos utilizados para a obtenção dos valores de SBS (*Bisco Shear Bond Tester* e o *Kratos*), o método utilizado não parece também ter influência nos resultados obtidos.

Os valores da resistência entre o esmalte e o material utilizado deverão ser suficientes para resistir a todas estas forças e evitar fraturas e desgarramento do esmalte aquando da remoção destes dispositivos (13, 19).

Apesar de não existir um valor mínimo, clinicamente aceitável, para resistência a tensões de cisalhamento (18), desde 1975 que Reynolds (58) preconizou que estes valores deverão variar entre 5.9 e 7.8 MPa. Em 1980, Lopez (59) recomendou que a resistência a tensões de cisalhamento deveria ser de 7 MPa de forma a obter sucesso clínico. Segundo Wheeler e Ackerman (60), clinicamente, a carga máxima exercida por dente, nunca excede os 17.8 N. O estabelecimento destes valores foi realizado tendo em conta valores que se têm como adequados para a maioria das finalidades ortodônticas (18, 19, 58-60).

Contudo, em 1974, Retief (61) propôs que o limite máximo não deveria exceder os 9.7 MPa, valor a partir do qual se poderiam verificar fraturas no esmalte. Mais tarde, verificou-se que para valores compreendidos entre 9 e 11 MPa já se verificavam fraturas no esmalte (62, 63).

Nos quatro grupos estudados (Retensin® Plus + SPECTRUM® TPH®3, Retensin® Plus + Twinky Star, OptiBand™ Ultra e GC Fuji ORTHO™ BAND LC Automix) foram registados valores médios variando entre [10.64±5.09 e 17.95±7.38] MPa. Não existindo estudos relativos a dois dos sistemas adesivos utilizados (Retensin® Plus e OptiBand™ Ultra), os valores de referência utilizados correspondem a sistemas adesivos semelhantes, do ponto de vista tecnológico, ao utilizado no estudo: um sistema *Etch-and-rinse* ou *Total-Etch* de dois passos e CIVMR. De acordo com o fabricante (VOCO GmbH), a aplicação da resina Twinky Star deveria ser precedida da utilização do sistema adesivo *Self-Etch* Futurabond® M. No entanto, neste estudo optou por utilizar-se a mesma interface adesiva, quer com a resina composta, quer com o compómero, algo que iria de encontro ao preconizado inicialmente: “a escolha dos materiais é feita de forma circunstancial” e tirar ilações partindo desse pressuposto. Como se previa (14, 53, 68), as diferenças encontradas entre os grupos não foram estatisticamente significativas.

De acordo com a pesquisa bibliográfica efetuada, para condições de teste similares às que foram executadas, os valores de resistência a tensões de cisalhamento para os sistemas adesivos *Etch-and-Rinse* de dois passos variam entre 8.62 MPa e 34.10 MPa (14, 15, 21, 23, 25-31, 33-37, 39, 40, 42-47, 50-52, 54, 56) e os CIVMR entre 6.01 MPa e 22.75 MPa (24, 35, 40, 41, 50, 55, 57), pelo que os valores obtidos neste estudo estão de acordo com a bibliografia. À exceção de um estudo realizado por Vicente *et al.* (50), em que o CIVMR mostrou possuir uma maior resistência a tensões de cisalhamento que o sistema *Etch-and-Rinse* ($p>0.05$), todos os outros que comparam os dois sistemas adesivos evidenciaram a inferioridade dos CIVMR (35, 40). Desse modo, de forma a diminuir a discrepância de valores, alguns autores preconizam o condicionamento do esmalte com ácido poliacrílico antes da aplicação de um CIVMR (24, 41).

Se porventura se poderia pensar que estes valores poderiam corresponder a um intervalo em que se verificariam fraturas no esmalte, em boa verdade, não se verificaram fraturas macroscópicas em qualquer um dos espécimes estudados. Além disso, a nível clínico, a menos que se faça aplicar o material com isolamento absoluto, a água, o sangue e a saliva terão a sua preponderância (24, 26, 35, 39, 43, 50, 52).

De acordo Feizbakhsh *et al.* (24), a saliva não produziu diferenças estatisticamente significativas na força de ligação de um CIVMR ao esmalte ($p > 0.05$). Por sua vez, Khanehmasjedi *et al.* (26) verificaram que a presença de saliva fez com que a força de ligação de ambos os sistemas adesivos *Etch-and-rinse* testados diminuísse consideravelmente ($p < 0.001$). Shimazu *et al.* (35), verificou que apesar da saliva fazer com que exista uma diminuição da força de ligação quer do CIVMR, quer do sistema *Etch-and-rinse* testados, esta não era estatisticamente significativa ($p > 0.05$). Os resultados obtidos por Shimazu *et al.* foram semelhantes aos previamente obtidos por Vicente *et al.* (50). Prasad *et al.* (39) comparando dois sistemas adesivos distintos, um *Self-Etch* e outro *Etch-and-Rinse*, verificou que, para o segundo elemento, a força de ligação ao esmalte diminuiu consideravelmente ($p < 0.001$) quer na presença de água, quer de saliva, quer de sangue. Sfondrini *et al.* (43) estudando o efeito da saliva e da água na força de ligação de *brackets* e de botões de desinclusão, utilizando um sistema *Etch-and-Rinse*, verificaram que, quer a saliva, quer a água, produziam um efeito negativo na força de ligação ($p < 0.001$). Iijima *et al.* (52) comparando três sistemas adesivos, dois *Self-Etch* e outro *Etch-and-Rinse*, verificaram que a saliva diminuiu consideravelmente a força de ligação no sistema *Etch-and-Rinse* ($p < 0.001$).

Apesar dos testes *in vitro* serem incapazes de fornecer informações combinando todos os fatores supracitados, estes constituem um guia prático para os clínicos, por forma a estabelecerem um protocolo de atuação (66). A escolha do material não deverá assim limitar-se aos valores de resistência a tensões de corte, mas sim ter em conta todas as características intrínsecas e propriedades mecânicas dos materiais em questão.

Contudo, existem inúmeras questões e críticas que se podem levantar a partir deste estudo:

- Será que a contaminação dos espécimes com saliva ou sangue teve influência nos resultados obtidos?
- Será que condicionando o esmalte com ácido poliacrílico resultaria em diferenças estatisticamente significativas para os valores do CIVMR?
- A utilização de um sistema adesivo *Self-Etch* de um passo teria influência nos valores obtidos? Então e um sistema adesivo *Self-Etch* de dois passos?
- Será que a termociclagem teria influência sob os valores obtidos? Então e o modo em que foi realizado o teste de SBS?

- Será que, apesar de se ter obtido uma potência de teste *post-hoc* de 79%, aumentando o *n* por cada grupo, as diferenças entre os sistemas adesivos Retensin® Plus + SPECTRUM® TPH®3 e OptiBand™ Ultra se tornariam estatisticamente significativas?

5. Conclusão

De acordo com o estudo realizado pode concluir-se que qualquer um dos materiais, nas condições testadas, e no que respeita a resistência a tensões de corte, mostrou cumprir os requisitos clínicos dos planos de mordida que se situam entre os 5.9 e 7.8 Mpa. No entanto, há que referir que nos materiais em que foi utilizado um sistema *Etch-and-Rinse* de dois passos se obtiveram valores de resistência adesiva mais elevados.

6. Bibliografia

1. Camardella LT, Camardella EG, Janson G. Use of a Bite Ramp in Orthodontic Treatment. Scientific Posterboards Exhibit N° 41; American Association of Orthodontists; 07/2006.
2. Shih YH, Lin JJ, Roberts WE. Interdisciplinary Management of Deep Bite Malocclusion with Excessive Curve of Spee and Severely Abraded Lower Incisors International Journal of Orthodontics & Implantology. 2015;37.
3. Vela-Hernandez A, Lopez-Garcia R, Garcia-Sanz V, Paredes-Gallardo V, Lasagabaster-Latorre F. Nonsurgical treatment of skeletal anterior open bite in adult patients: Posterior build-ups. Angle Orthod. 2017;87(1):33-40.
4. Villela HM, Itaborahy W, Pádua MLM, Itaborahy R. A aplicabilidade clínica e a importância dos levantamentos de mordida na mecânica dos aparelhos autoligados. Revista Clínica de Ortodontia Dental Press. 2015;14(6).
5. Wu EJ. Abrasion of composite materials used for orthodontic bite turbos: COLLEGE OF MEDICINE-MAYO CLINIC; 2016.
6. Pisani L, Bonaccorso L, Fastuca R, Spina R, Lombardo L, Caprioglio A. Systematic review for orthodontic and orthopedic treatments for anterior open bite in the mixed dentition. Progress in Orthodontics. 2016;17(1):28.
7. Alsafadi AS, Alabdullah MM, Saltaji H, Abdo A, Youssef M. Effect of molar intrusion with temporary anchorage devices in patients with anterior open bite: a systematic review. Progress in orthodontics. 2016;17(1):9.
8. Foot R, Dalci O, Gonzales C, Tarraf NE, Darendeliler MA. The short-term skeletal-dental effects of a new spring for the intrusion of maxillary posterior teeth in open bite patients. Progress in orthodontics. 2014;15(1):56.
9. Salehi P, Pakshir HR, Hoseini SAR. Evaluating the Stability of Open Bite Treatments and Its Predictive Factors in the Retention Phase during Permanent Dentition. Journal of Dentistry. 2015;16(1):22.
10. Scheffler NR, Proffit WR, Phillips C. Outcomes and stability in patients with anterior open bite and long anterior face height treated with temporary anchorage devices and a maxillary intrusion splint. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 2014;146(5):594-602.
11. Kozlowski J. Honing Damon system mechanics for the ultimate in efficiency and excellence. Clin Impressions. 2008;16:23-8.

12. Mishra S. Composite bite blocks: Unraveling the mystery. *Journal of Indian Orthodontic Society*. 2015;49(2):117.
13. Marković E, Glišić B, Šćepan I, Marković D, Jokanović V. Bond strength of orthodontic adhesives. *Metalurgija*. 2008;14(2):79-88.
14. Mendes M, Portugal J, Arantes-Oliveira S, Mesquita P. Shear bond strength of orthodontic brackets to fluorosed enamel. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*. 2014;55(2):73-7.
15. Jurišić S, Jurišić G, Jurić H. Influence of Adhesives and Methods of Enamel Pretreatment on the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Acta Stomatologica Croatica*. 2015;49(4):269.
16. Adebayo OA, Burrow MF, Tyas MJ. Bond strength test: role of operator skill. *Aust Dent J*. 2008;53(2):145-50.
17. Ateyah N, Akpata E. Factors affecting shear bond strength of composite resin to fluorosed human enamel. *Operative dentistry*. 2000;25(3):216-22.
18. Isci D, Sahin Saglam AM, Alkis H, Elekdag-Turk S, Turk T. Effects of fluorosis on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a self-etching primer. *European journal of orthodontics*. 2011;33(2):161-6.
19. Adanir N, Türkkahraman H, Güngör AY. Effects of adhesion promoters on the shear bond strengths of orthodontic brackets to fluorosed enamel. *The European Journal of Orthodontics*. 2009;31(3):276-80.
20. Van Noort R, Noroozi S, Howard IC, Cardew G. A critique of bond strength measurements. *J Dent*. 1989;17(2):61-7.
21. Tedesco TK, Garcia EJ, Soares FZ, Rocha Rde O, Grande RH. Effect of two microshear test devices on bond strength and fracture pattern in primary teeth. *Brazilian dental journal*. 2013;24(6):605-9.
22. Costa AR, Correr AB, Puppini-Rontani RM, Vedovello SA, Valdrighi HC, Correr-Sobrinho L, et al. Effects of thermocycling and light source on the bond strength of metallic brackets to bovine teeth. *Brazilian dental journal*. 2011;22(6):486-9.
23. Hammad SM, El-Wassefy N, Maher A, Fawakerji SM. Effect of nanotechnology in self-etch bonding systems on the shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2017;22(1):47-56.
24. Feizbakhsh M, Aslani F, Gharizadeh N, Heidarizadeh M. Comparison of bracket bond strength to etched and unetched enamel under dry and wet conditions using

Fuji Ortho LC glass-ionomer. *Journal of dental research, dental clinics, dental prospects.* 2017;11(1):30-5.

25. Cossellu G, Lanteri V, Butera A, Laffi N, Merlini A, Farronato G. Timing considerations on the shear bond strength of orthodontic brackets after topical fluoride varnish applications. *Journal of orthodontic science.* 2017;6(1):11-5.

26. Khanehmasjedi M, Naseri MA, Khanehmasjedi S, Basir L. Comparative evaluation of shear bond strength of metallic brackets bonded with two different bonding agents under dry conditions and with saliva contamination. *Journal of the Chinese Medical Association : JCMA.* 2017;80(2):103-8.

27. Hellak A, Ebeling J, Schauseil M, Stein S, Roggendorf M, Korbmacher-Steiner H. Shear Bond Strength of Three Orthodontic Bonding Systems on Enamel and Restorative Materials. *BioMed Research International.* 2016;2016.

28. Schauseil M, Blöcher S, Hellak A, Roggendorf MJ, Stein S, Korbmacher-Steiner H. Shear bond strength and debonding characteristics of a new premixed self-etching with a reference total-etch adhesive. *Head & Face Medicine.* 2016;12.

29. Khan S, Verma SK, Maheshwari S. Effect of acid etching on bond strength of nanoionomer as an orthodontic bonding adhesive. *Journal of orthodontic science.* 2015;4(4):113-7.

30. Heravi F, Shafae H, Abdollahi M, Rashed R. How Is the Enamel Affected by Different Orthodontic Bonding Agents and Polishing Techniques? *Journal of Dentistry (Tehran, Iran).* 2015;12(3):188-94.

31. Boruziniat A, Khazaei Y, Motaghi S, Moghaddas M. Evaluation of bond strength of orthodontic brackets without enamel etching. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry.* 2015;7(4):e519-23.

32. Bakhadher W, Halawany H, Talic N, Abraham N, Jacob V. Factors Affecting the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets - a Review of In Vitro Studies. *Acta medica (Hradec Kralove).* 2015;58(2):43-8.

33. Sharafeddin F, Farhadpour H. Evaluation of Shear Bond Strength of Total- and Self-etching Adhesive Systems after Application of Chlorhexidine to Dentin Contaminated with a Hemostatic Agent. *Journal of dentistry (Shiraz, Iran).* 2015;16(3):175-81.

34. Zhang QF, Yao H, Li ZY, Jin L, Wang HM. Optimal enamel conditioning strategy for rebonding orthodontic brackets: a laboratory study. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine.* 2014;7(9):2705-11.

35. Shimazu K, Karibe H, Ogata K. Effect of artificial saliva contamination on adhesion of dental restorative materials. *Dental materials journal*. 2014;33(4):545-50.
36. Sharma S, Tandon P, Nagar A, Singh GP, Singh A, Chugh VK. A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *Journal of orthodontic science*. 2014;3(2):29-33.
37. Buyuk SK, Cantekin K, Demirbuga S, Ozturk MA. Are the low-shrinking composites suitable for orthodontic bracket bonding? *European Journal of Dentistry*. 2013;7(3):284-8.
38. Chalipa J, Akhondi MSA, Arab S, Kharrazifard MJ, Ahmadyar M. Evaluation of Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Bonded with Nano-Filled Composites. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 2013;10(5):461-5.
39. Prasad M, Mohamed S, Nayak K, Shetty SK, Talapaneni AK. Effect of moisture, saliva, and blood contamination on the shear bond strength of brackets bonded with a conventional bonding system and self-etched bonding system. *Journal of Natural Science, Biology, and Medicine*. 2014;5(1):123-9.
40. D KR, V KMS, Safeena S. Shear Bond Strength of Acidic Primer, Light-Cure Glass Ionomer, Light-Cure and Self Cure Composite Adhesive Systems - An In Vitro Study. *Journal of International Oral Health : JIOH*. 2013;5(3):73-8.
41. Khoroushi M, Hosseini-Shirazi M, Soleimani H. Effect of acid pre-conditioning and/or delayed light irradiation on enamel bond strength of three resin-modified glass ionomers. *Dent Res J (Isfahan)*. 2013;10(3):328-36.
42. Gama AC, Moraes AG, Yamasaki LC, Loguercio AD, Carvalho CN, Bauer J. Properties of composite materials used for bracket bonding. *Brazilian dental journal*. 2013;24(3):279-83.
43. Sfondrini MF, Fraticelli D, Gandini P, Scribante A. Shear bond strength of orthodontic brackets and disinclusion buttons: effect of water and saliva contamination. *Biomed Res Int*. 2013;2013:180137.
44. Bavbek AB, Demir E, Goktas B, Ozcopur B, Behram B, Eskitascioglu G, et al. Micro-shear bond strength of adhesive resins to enamel at different relative humidity conditions. *Dental materials journal*. 2013;32(3):468-75.
45. Scribante A, Sfondrini MF, Gatti S, Gandini P. Disinclusion of unerupted teeth by mean of self-ligating brackets. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2013;18(1):e162-7.

46. Mortazavi V, Fathi M, Ataei E, Khodaeian N, Askari N. Shear bond strengths and morphological evaluation of filled and unfilled adhesive interfaces to enamel and dentine. *International journal of dentistry*. 2012;2012:858459.
47. Cunha TdMAd, Behrens BA, Nascimento D, Retamoso LB, Lon LFS, Tanaka O, et al. Blood contamination effect on shear bond strength of an orthodontic hydrophilic resin. *Journal of Applied Oral Science*. 2012;20(1):89-93.
48. Mazaheri H, Khoroushi M, Shafiei E, Ghorbanipour R, Majdzade F. Bond strength of composite-resin and resin-modified glass ionomer to bleached enamel: delay bonding versus an antioxidant agent. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2011;22(3):432-5.
49. Andrade AMd, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RHM. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *Journal of Applied Oral Science*. 2010;18(6):591-8.
50. Vicente A, Toledano M, Bravo LA, Romeo A, de la Higuera B, Osorio R. Effect of water contamination on the shear bond strength of five orthodontic adhesives. *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*. 2010;15(5):e820-6.
51. Retamoso LB, Collares FM, Ferreira ES, Samuel SM. Shear bond strength of metallic brackets: influence of saliva contamination. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2009;17(3):190-4.
52. Iijima M, Ito S, Yuasa T, Muguruma T, Saito T, Mizoguchi I. Bond strength comparison and scanning electron microscopic evaluation of three orthodontic bonding systems. *Dental materials journal*. 2008;27(3):392-9.
53. Rosa BT, Perdigao J. Bond strengths of nonrinsing adhesives. *Quintessence international (Berlin, Germany : 1985)*. 2000;31(5):353-8.
54. Yassaei S, Davari A, Goldani Moghadam M, Kamaei A. Comparison of Shear Bond Strength of RMGI and Composite Resin for Orthodontic Bracket Bonding. *Journal of Dentistry (Tehran, Iran)*. 2014;11(3):282-9.
55. Banerjee S, Banerjee R. A comparative evaluation of the shear bond strength of five different orthodontic bonding agents polymerized using halogen and light-emitting diode curing lights: an in vitro investigation. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2011;22(5):731-2.
56. Lugato IC, Pignatta LM, Arantes Fde M, Santos EC. Comparison of the shear bond strengths of conventional mesh bases and sandblasted orthodontic bracket bases. *Brazilian oral research*. 2009;23(4):407-14.

57. Movahhed HZ, Ogaard B, Syverud M. An in vitro comparison of the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer cement and a composite adhesive for bonding orthodontic brackets. *European journal of orthodontics*. 2005;27(5):477-83.
58. Reynolds I. A review of direct orthodontic bonding. *British journal of orthodontics*. 1975;2(3):171-8.
59. Lopez JI. Retentive shear strengths of various bonding attachment bases. *American journal of orthodontics*. 1980;77(6):669-78.
60. Wheeler JJ, Ackerman RJ. Bond strength of thermally recycled metal brackets. *American journal of orthodontics*. 1983;83(3):181-6.
61. Retief D. Failure at the dental adhesive—etched enamel interface. *Journal of oral rehabilitation*. 1974;1(3):265-84.
62. Chun K, Choi H, Lee J. Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *Journal of dental biomechanics*. 2014;5:1758736014520809.
63. Diedrich P. Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. *American journal of orthodontics*. 1981;79(5):500-22.
64. Farret MM, Gonçalves TS, Lima EMSd, Menezes LMd, Oshima HMS, Kochenborger R, et al. The influence of the methodological variables on the shear bond strength. *Dental Press Journal of Orthodontics*. 2010;15(1):80-8.
65. Klocke A, Kahl-Nieke B. Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing. *Dental Materials*. 2005;21(2):139-44.
66. Pickett KL, Lionel Sadowsky P, Jacobson A, Lacefield W. Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results. *The Angle orthodontist*. 2001;71(2):141-8.
67. ISO/TS 11405:2003 Dental materials - Testing of adhesion to tooth structure.
68. Sakaguchi RL, Powers JM. *Craig's Restorative Dental Materials*: Elsevier Health Sciences; 2012.
69. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Australian dental journal*. 2011;56(s1):59-66.
70. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of dental research*. 1955;34(6):849-53.

71. Aggarwal M, Foley TF, Rix D. A comparison of shear-peel band strengths of 5 orthodontic cements. *The Angle Orthodontist*. 2000;70(4):308-16.
72. Sidhu SK, Nicholson JW. A review of glass-ionomer cements for clinical dentistry. *Journal of Functional Biomaterials*. 2016;7(3):16.
73. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. *Phillips' Science of Dental Materials*: Elsevier Health Sciences; 2014.
74. Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KWL, Huang GJ. *Orthodontics: Current Principles and Techniques*. 1 ed: Mosby - Year Book, Inc.; 1994.

ANEXOS

Análise Estatística Detalhada

```

GET
FILE='C:\Users\Ricardo\Documents\Tese\Tese.sav'.
DATASET NAME ConjuntodeDados1 WINDOW=FRONT.
EXAMINEVARIABLES=MPa BY GRUPO
/PLOT BOXPLOT NPLOT
/COMPARE GROUPS
/STATISTICS DESCRIPTIVES
/CINTERVAL95
/MISSING LISTWISE
/NOTOTAL.

```

Explorar

Observações		
Saída criada		13-FEB-2017 23:58:52
Comentários		
Entrada	Dados	C: \Users\Ricardo\Documents\Tese\Tese.sav
	Conjunto de dados ativo	ConjuntodeDados1
	Filtro	<none>
	Ponderação	<none>
	Arquivo Dividido	<none>
	N de linhas em arquivo de dados de trabalho	72
Tratamento de valor omisso	Definição de omisso	Os valores omisos definidos pelo usuário para variáveis dependentes são tratados como omisos.
	Casos utilizados	As estatísticas são baseadas em casos sem valores omisos para qualquer variável dependente ou fator usado.
Sintaxe		EXAMINE VARIABLES=MPa BY GRUPO /PLOT BOXPLOT NPLOT /COMPARE GROUPS /STATISTICS DESCRIPTIVES /CINTERVAL 95 /MISSING LISTWISE /NOTOTAL.

Observações

Recursos	Tempo do processador	00:00:04,58
	Tempo decorrido	00:00:01,79

[ConjuntodeDados1] C:\Users\Ricardo\Documents\Tese\Tese.sav

GRUPO

Resumo de processamento de casos

	GRUPO	Casos				Total N
		N	Válido Porcentagem	N	Omisso Porcentagem	
MPa	Spectrum	18	100,0%	0	0,0%	18
	Twinky	19	100,0%	0	0,0%	19
	Optiband	15	100,0%	0	0,0%	15
	Fuji	20	100,0%	0	0,0%	20

Resumo de processamento de casos

	GRUPO	Casos
		Total Porcentagem
MPa	Spectrum	100,0%
	Twinky	100,0%
	Optiband	100,0%
	Fuji	100,0%

Descritivas

GRUPO			Estadística	Erro Padrão		
MPa	Spectrum	Média	16,4300	1,62164		
		95% Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	13,0086		
			Limite superior	19,8514		
		5% da média aparada	16,2461			
		Mediana	16,4400			
		Variância	47,335			
		Desvio Padrão	6,88002			
		Mínimo	3,68			
		Máximo	32,49			
		Amplitude	28,81			
		Amplitude interquartil	9,23			
		Assimetria	,411	,536		
		Curtose	,574	1,038		
		Twinky	Twinky	Média	17,9542	1,69343
				95% Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	14,3964
Limite superior	21,5120					
5% da média aparada	17,8808					
Mediana	16,8900					
Variância	54,486					
Desvio Padrão	7,38149					
Mínimo	5,37					
Máximo	31,86					
Amplitude	26,49					
Amplitude interquartil	12,48					
Assimetria	,142			,524		
Curtose	-,839			1,014		
Optiband	Optiband			Média	11,2769	1,61853
				95% Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	7,8055
		Limite superior	14,7483			
		5% da média aparada	11,0346			
		Mediana	10,8800			
		Variância	39,295			
		Desvio Padrão	6,26856			
		Mínimo	1,50			
		Máximo	25,42			
		Amplitude	23,93			
		Amplitude interquartil	7,64			
		Assimetria	,656	,580		

Descritivas

GRUPO		Estatística	Erro Padrão	
	Curtose	,769	1,121	
Fuji	Média	10,6420	1,13903	
	95% Intervalo de Confiança para Média	Limite inferior	8,2580	
		Limite superior	13,0260	
	5% da média aparada	10,8000		
	Mediana	12,7600		
	Variância	25,948		
	Desvio Padrão	5,09391		
	Mínimo	,91		
	Máximo	17,53		
	Amplitude	16,62		
	Amplitude interquartil	9,05		
	Assimetria	-,514	,512	
	Curtose	-,986	,992	

Testes de Normalidade

	GRUPO	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
MPa	Spectrum	,083	18	,200*	,985	18	,987
	Twinky	,104	19	,200*	,977	19	,900
	Optiband	,181	15	,199	,949	15	,506
	Fuji	,209	20	,023	,903	20	,046

*. Este é um limite inferior da significância verdadeira.

a. Correlação de Significância de Lilliefors

MPa

Gráfico Q-Q normais

Gráfico Q-Q Normal de MPa
para GRUPO= Spectrum

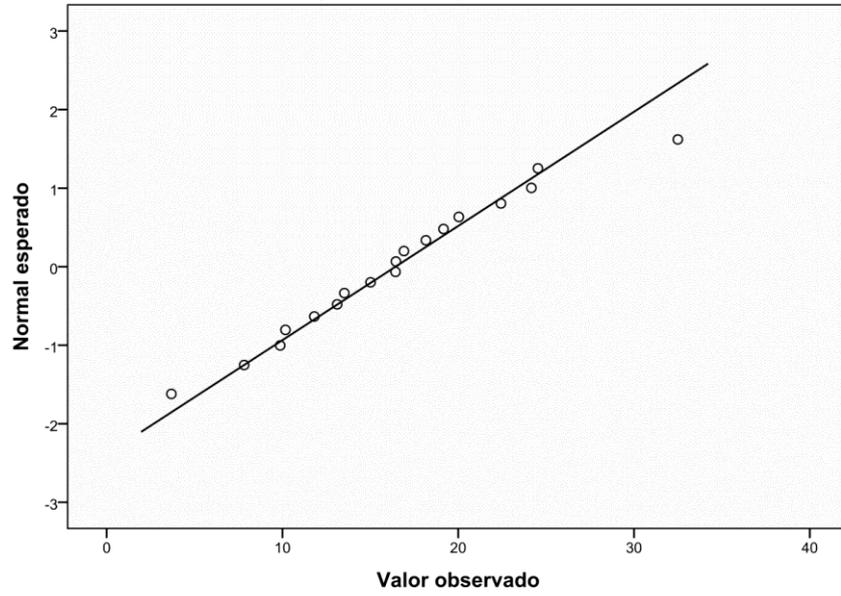


Gráfico Q-Q Normal de MPa
para GRUPO= Twinky

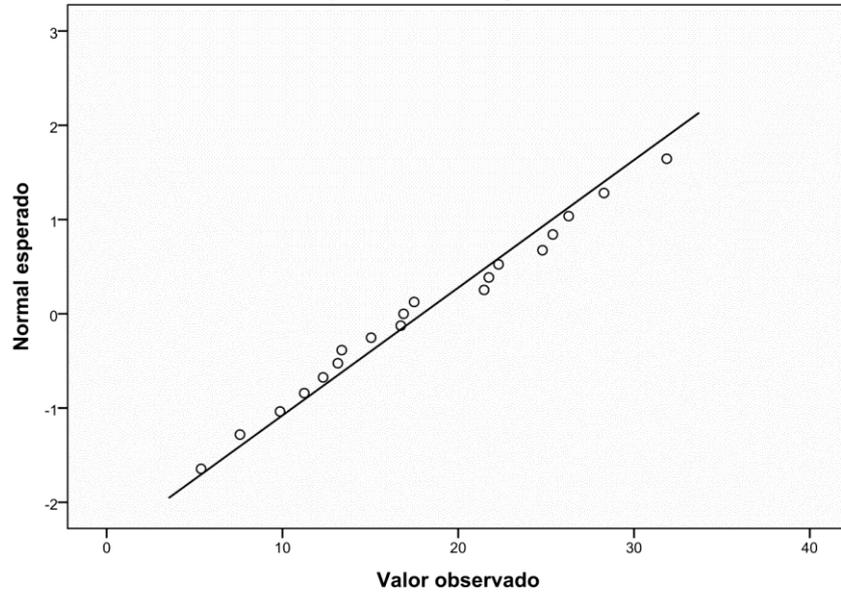


Gráfico Q-Q Normal de MPa
para GRUPO= Optiband

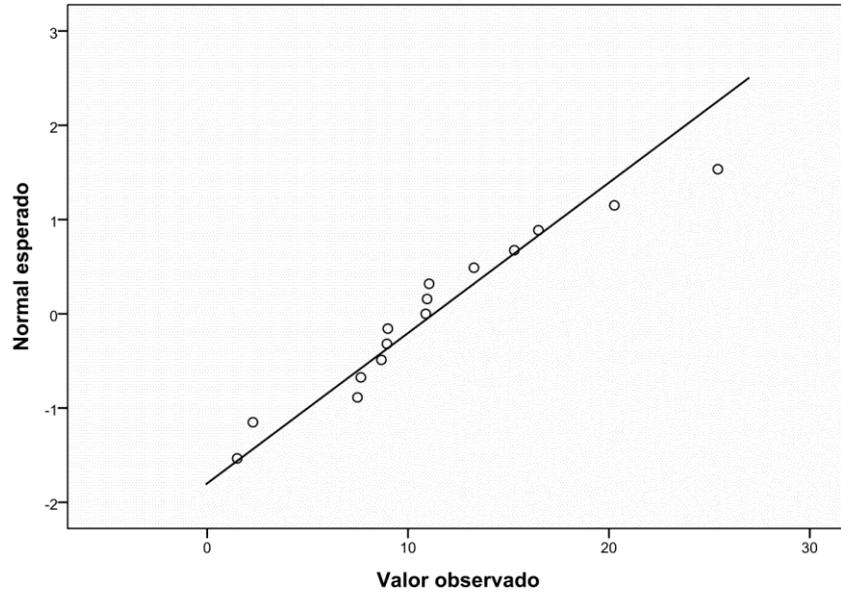


Gráfico Q-Q Normal de MPa
para GRUPO= Fuji

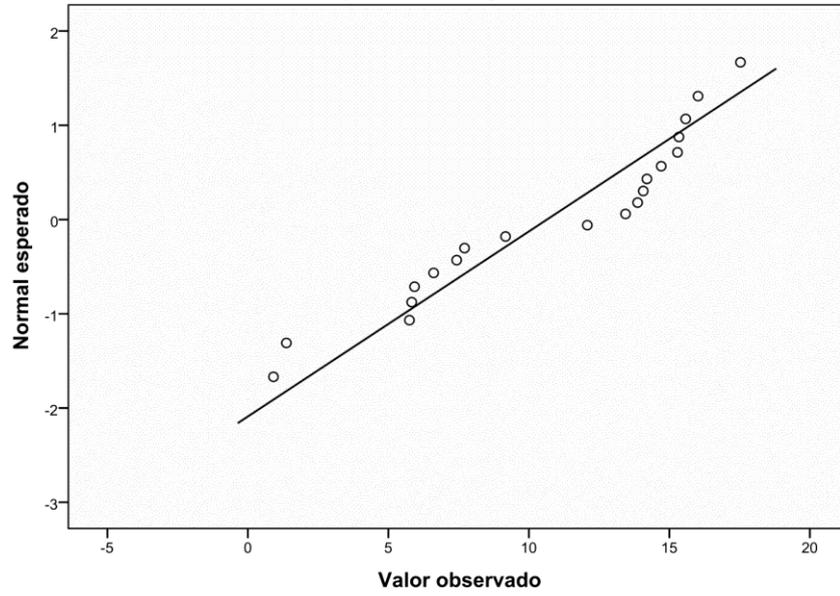


Gráfico Q-Q normais sem tendência

Gráfico Q-Q Normal sem Tendência de MPa

para GRUPO= Spectrum

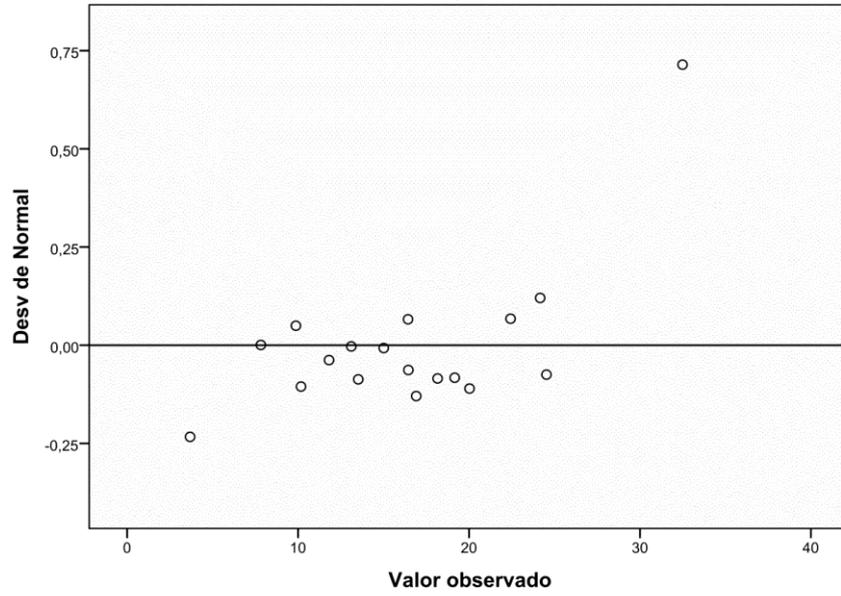


Gráfico Q-Q Normal sem Tendência de MPa
para GRUPO= Twinky

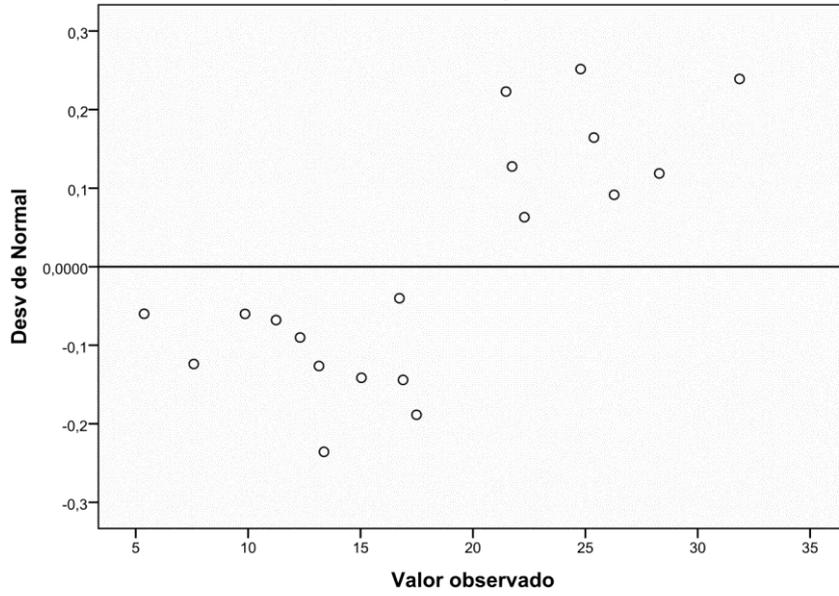


Gráfico Q-Q Normal sem Tendência de MPa
para GRUPO= Optiband

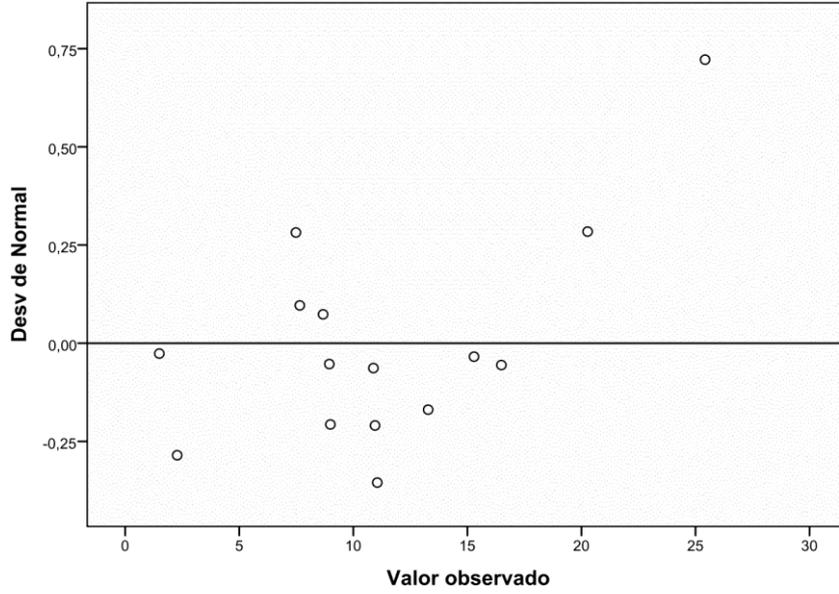
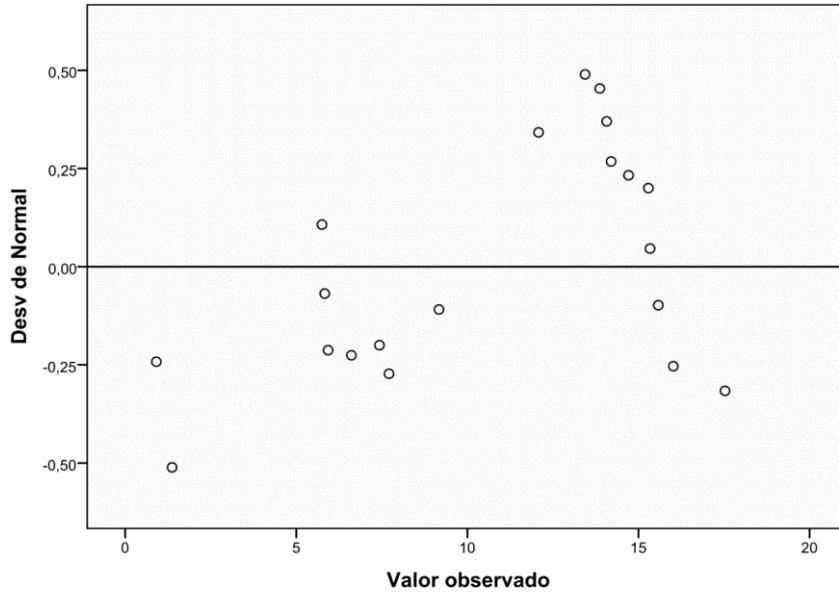
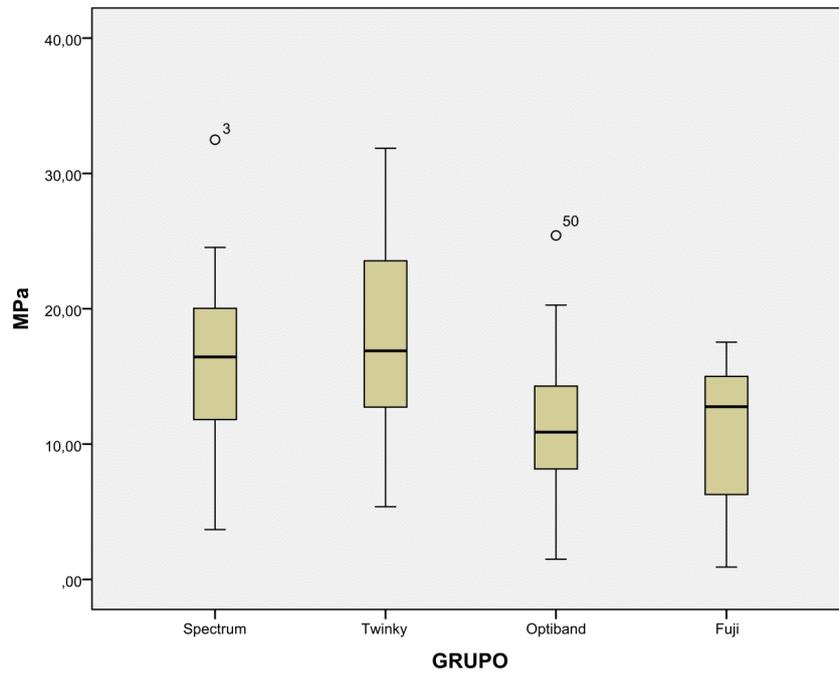


Gráfico Q-Q Normal sem Tendência de MPa
para GRUPO= Fuji





```

ONEWAY MPa BY GRUPO
/STATISTICS DESCRIPTIVES HOMOGENEITY
/MISSING ANALYSIS
/POSTHOC= TUKEY ALPHA(0.05).

```

Unidireccional

Observações

Saída criada		14-FEB-2017 00:00:08
Comentários		
Entrada	Dados	C: \\Users\Ricardo\Documents\Tese\Tese.sav
	Conjunto de dados ativo	ConjuntodeDados1
	Filtro	<none>
	Ponderação	<none>
	Arquivo Dividido	<none>
	N de linhas em arquivo de dados de trabalho	72
Tratamento de valor omisso	Definição de omisso	Os valores omissos definidos pelo usuário são tratados como omissos.
	Casos utilizados	As estatísticas para cada análise têm como base os casos sem dados omissos para qualquer variável na análise.
Sintaxe	ONEWAY MPa BY GRUPO /STATISTICS DESCRIPTIVES HOMOGENEITY /MISSING ANALYSIS /POSTHOC=TUKEY ...	
Recursos	Tempo do processador	00:00:00,02
	Tempo decorrido	00:00:00,01

Descritivas

MPa

	N	Média	Desvio Padrão	Erro Padrão	Intervalo de confiança de 95% para média	
					Limite inferior	Limite superior
Spectrum	18	16,4300	6,88002	1,62164	13,0086	19,8514
Twinky	19	17,9542	7,38149	1,69343	14,3964	21,5120
Optiband	15	11,2769	6,26856	1,61853	7,8055	14,7483
Fuji	20	10,6420	5,09391	1,13903	8,2580	13,0260
Total	72	14,1509	7,08805	,83533	12,4853	15,8165

Descritivas

MPa

	Mínimo	Máximo
Spectrum	3,68	32,49
Twinky	5,37	31,86
Optiband	1,50	25,42
Fuji	,91	17,53
Total	,91	32,49

Teste de Homogeneidade de Variâncias

MPa

Estatística de Levene	gl1	gl2	Sig.
,804	3	68	,496

ANOVA

MPa

	Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Entre Grupos	738,484	3	246,161	5,918	,001
Nos grupos	2828,585	68	41,597		
Total	3567,069	71			

Testes Posteriores

Comparações múltiplas

Variável dependente: MPa

Tukey HSD

(I) GRUPO	(J) GRUPO	Diferença média (I-J)	Erro Padrão	Sig.	Intervalo de Confiança 95%	
					Limite inferior	Limite superior
Spectrum	Twinky	-1,52421	2,12138	,889	-7,1113	4,0629
	Optiband	5,15313	2,25479	,112	-,7853	11,0916
	Fuji	5,78800*	2,09542	,036	,2693	11,3067
Twinky	Spectrum	1,52421	2,12138	,889	-4,0629	7,1113
	Optiband	6,67734*	2,22765	,019	,8103	12,5443
	Fuji	7,31221*	2,06619	,004	1,8704	12,7540
Optiband	Spectrum	-5,15313	2,25479	,112	-11,0916	,7853
	Twinky	-6,67734*	2,22765	,019	-12,5443	-,8103
	Fuji	,63487	2,20294	,992	-5,1671	6,4368
Fuji	Spectrum	-5,78800*	2,09542	,036	-11,3067	-,2693
	Twinky	-7,31221*	2,06619	,004	-12,7540	-1,8704
	Optiband	-,63487	2,20294	,992	-6,4368	5,1671

*. A diferença média é significativa no nível 0.05.

Subconjuntos homogêneos

MPa

Tukey HSD^{a,b}

GRUPO	N	Subconjunto para alfa = 0.05		
		1	2	3
Fuji	20	10,6420		
Optiband	15	11,2769	11,2769	
Spectrum	18		16,4300	16,4300
Twinky	19			17,9542
Sig.		,991	,090	,895

São exibidas as médias para os grupos em subconjuntos homogêneos.

a. Usa o Tamanho da Amostra de Média Harmônica = 17,789.

b. Os tamanhos de grupos são desiguais. A média harmônica dos tamanhos de grupos é usada. Os níveis de erro de Tipo I não são garantidos.

**Carta de aprovação pela Comissão de Ética da Faculdade de Medicina
Dentária da Universidade do Porto**

Exmº Senhor

Estudante **Ricardo Jorge dos Santos Sá Rodrigues**

Curso de Mestrado Integrado em Medicina Dentária da

Faculdade de Medicina Dentária da U. Porto

000029

10 -01- 2017

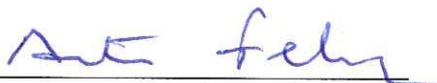
(CC à Orientadora Prof. Doutora Maria João Ponces)

Assunto: - Análise do **Projeto de Investigação**, do Estudante Ricardo Jorge dos Santos Sá Rodrigues, intitulado: "Planos de mordida: análise da resistência adesiva a tensões de corte em três tipos de materiais utilizados em ortodontia", a realizar no âmbito da UC "Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica" do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da Faculdade de Medicina Dentária da U. Porto, orientado pela Senhora Professora Doutora Maria João Ponces.

Informo V. Exa. que o projeto supra citado foi:

- **Aprovado**, na reunião da Comissão de Ética do dia 9 de janeiro de 2017.

Com os melhores cumprimentos,
O Presidente da Comissão de Ética



António Felino
(Professor Catedrático)

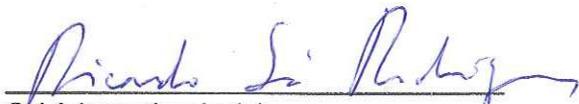
Declaração de Autoria

DECLARAÇÃO

Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica

Declaro que o presente trabalho, no âmbito da Monografia de Investigação/Relatório de Atividade Clínica, integrado no MIMD, da FMDUP, é da minha autoria e todas as fontes foram devidamente referenciadas.

22/05/2017


O / A investigador(a)

Parecer Final da Orientadora

PARECER
(Entrega do trabalho final de Monografia)

Informo que o Trabalho de Monografia desenvolvido pelo(a)
Estudante Ricardo Jorge da Santos Sá Rodrigues
com o título: Planos de mordido: análise da resistência adesiva a tensões de corte em três tipos de materiais utilizados em Ortodontia,
está de acordo com as regras estipuladas na FMDUP, foi por mim conferido e encontra-se em condições de ser apresentado em provas públicas.

22/05/2017

O(A) Orientador(a)

Mauro J. R. B.