



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA ADESIVA AO ESMALTE NA
ADESÃO DE BRACKETS: SISTEMAS AUTOPOLIMERIZÁVEIS
VERSUS SISTEMAS FOTOPOLIMERIZÁVEIS**

Trabalho submetido por
Sara Beatriz Marques Aniceto Santos
Para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Setembro de 2016



**INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE
EGAS MONIZ**

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**COMPARAÇÃO DA RESISTÊNCIA ADESIVA AO ESMALTE NA
ADESÃO DE BRACKETS: SISTEMAS AUTOPOLIMERIZÁVEIS
VERSUS SISTEMAS FOTOPOLIMERIZÁVEIS**

Trabalho submetido por
Sara Beatriz Marques Aniceto Santos
Para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutora Ana Delgado
E co-orientado por
Prof. Doutor Mário Polido

Setembro de 2016

AGRADECIMENTOS

Quero em primeiro lugar agradecer à Instituição que permitiu que este trabalho fosse desenvolvido, Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, e de seguida agradecer à minha orientadora Doutora Ana Delgado por ter aceite orientar o meu projecto e pela ajuda prestada, apoio e disponibilidade nesta fase final do curso.

Quero agradecer ao Doutor Mário Polido por ter aceite ser meu co-orientador e por ter disponibilizado o laboratório para a realização deste trabalho, bem como todo o apoio que ofereceu para ultrapassar quaisquer dificuldades nesta área.

Um agradecimento especial a quem me ajudou quando mais precisei, Doutor Bruno Veigas, sem ele não conseguiria ultrapassar algumas dificuldades que foram surgindo no decorrer da realização da tese.

Quero agradecer ao Professor Doutor Luís Proença, pela ajuda dada na análise estatística e tratamento de dados.

Quero agradecer à Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade Nova de Lisboa pela disponibilidade e acessibilidade.

Quero agradecer à *3M ESPE*, e em especial à Fernanda Neto, por me ter disponibilizado o material necessário para a realização deste estudo.

Quero agradecer à minha família, em especial à minha mãe e ao meu pai, por me terem dado a oportunidade de perseguir o meu sonho na Faculdade Egas Moniz e por todos os sacrifícios que fizeram para que eu pudesse alcançar os meus objectivos e ter sucesso na minha vida académica.

Quero ainda agradecer aos meus amigos mais próximos por todo o apoio e carinho que me dedicaram durante a minha vida e mais ainda nestes últimos cinco anos maravilhosos.

RESUMO

Objetivos: Avaliar a resistência adesiva ao esmalte, através de testes de microtracção, de dois sistemas adesivos distintos (autopolimerizável e fotopolimerizável) na cimentação de *brackets* ortodônticos,

Materiais e Métodos: Foram utilizados 30 dentes humanos íntegros, extraídos por motivos periodontais ou ortodônticos, garantindo uma amostra representativa com dentes anteriores e posteriores, sem cáries nem restaurações. Cada dente foi seccionado longitudinalmente, tendo sido usados 60 amostras.

As amostras foram sujeitas a um protocolo de desinfecção padronizado e posteriormente os *brackets* foram cimentados com diferentes sistemas adesivos.

Foram utilizados dois sistemas de polimerização distintos: *Transbond™ XT Light Cure* (fotopolimerizável) e o *Concise™ Orthodontic Chemical Cure* (autopolimerizável).

Os fragmentos foram distribuídos em 4 grupos (n= 15): Grupo 1 e 2: cimentados com *Concise™ Orthodontic Chemical Cure*. Grupo 3 e 4: cimentados com *Transbond™ XT Light Cure*. Os grupos 1 e 3 foram submetidos a um teste de *stress* térmico num termociclador durante 20.000 ciclos em banhos de 5°C e 55°C durante 30 segundos cada. Todos os grupos foram sujeitos a um teste de microtracção.

Os resultados obtidos foram validados com uma análise de variância (teste ANOVA)

Resultados: Comparando os resultados dos dois métodos de cimentação não houve diferenças significativas nas forças de adesão ao esmalte entre os dois sistemas: cimento autopolimerizável termociclado = $8,15 \pm 2,24$ MPa; cimento autopolimerizável não termociclado = $9,30 \pm 3,05$ MPa; cimento fotopolimerizável termociclado = $8,14 \pm 2,60$ MPa e cimento fotopolimerizável não termociclado = $7,94 \pm 1,63$ MPa

Conclusões: As forças de adesão não variam consoante o sistema de cimentação, seja fotopolimerizável ou autopolimerizável.

Palavras-chave: *Brackets*, Cimentação, Fotopolimerização, Autopolimerização

ABSTRACT

Objectives: It was evaluated, through shear bond tests, the difference in adhesive resistance to enamel of two different adhesives (self-cure and light-cure) in the cementation of orthodontic brackets

Materials and Methods: 30 intact human teeth were used, which were removed due to periodontal or orthodontic reasons, guaranteeing a representative sample of both posterior and anterior teeth, without decay or restorations. Each tooth was cut in half lengthwise, thus being used 60 samples.

Before bonding the brackets to the samples with the different bonding adhesives, the samples underwent a standardized disinfection protocol.

For polymerisation two distinct systems were used: *Transbond™ XT Light Cure* (light-cure) and *Concise™ Orthodontic Chemical Cure* (self-cure).

The samples were evenly distributed between 4 groups (n=15): Group 1&2: bonded with *Concise™ Orthodontic Chemical Cure*. Group 3&4: bonded with *Transbond™ XT Light Cure*. Groups 1&3 underwent a thermal *stress* test in a thermocycler, which consisted of a bath of 5°C followed by another of 55°C with the duration of 30 seconds each, for 20,000 cycles. All groups were then subjected to a tensile test.

The results obtained were validated by a parametric statistical analysis (ANOVA).

Results: Comparing both bonding methods there were no significant differences in the bonding strength to the enamel interface: thermocycled chemical cured bond = $8,15 \pm 2,24$ MPa; not thermocycled chemical cured bond = $9,30 \pm 3,05$ MPa; thermocycled light cured bond = $8,14 \pm 2,60$ MPa and not thermocycled light cured bond = $7,94 \pm 1,63$ MPa.

Conclusions: The bonding strengths do not vary; either be it light cure bonding or chemical cure bonding.

Keywords: Brackets, Bonding, Light Cure, Self Cure

ÍNDICE

I.	INTRODUÇÃO	9
1.	História e evolução da ortodontia.....	9
1.1.	Biomateriais ortodônticos - <i>Brackets</i>	12
2.	Esmalte	14
3.	Adesão	15
3.1.	Adesão ao esmalte.....	16
3.2.	Adesão dos <i>Brackets</i> ao esmalte	17
3.3.	Estudo da capacidade adesiva	17
3.3.1.	Métodos de envelhecimento	19
3.3.2.	Testes de microtracção.....	20
3.4.	Força adesiva.....	21
3.5.	Sistemas adesivos	22
3.5.1.	Sistemas Self-etch.....	23
3.5.2.	Sistemas Etch & Rinse.....	24
4.	Activação das resinas adesivas ortodônticas	24
4.1.	Activação Química - Autopolimerizáveis	26
4.1.1.	Vantagens e desvantagens dos adesivos autopolimerizáveis	27
4.2.	Activação Química - Fotopolimerizáveis.....	28
4.2.1.	Vantagens e Desvantagens dos adesivos fotopolimerizáveis	29
II.	OBJECTIVOS	31
III.	MATERIAIS E MÉTODOS.....	32
1.	Seleção, Preparação e Armazenamento das Amostras	32
2.	Distribuição da amostra	34
3.	Materiais e Procedimentos.....	37
4.	Colagem dos <i>brackets</i>	39
5.	Termociclagem	42
6.	Resistência adesiva à Microtracção.....	43
7.	Análise Estatística.....	44
IV.	RESULTADOS	46
V.	DISCUSSÃO	51
VI.	CONCLUSÕES	59

VII. BIBLIOGRAFIA	60
VIII. ANEXOS	

ÍNDICE FIGURAS

Figura 1 - <i>Ancient Etruscan appliance</i> (Posnick, J. C., 2013)	9
Figura 2 - <i>Ancient Grecian appliance</i> (Posnick, J. C., 2013).....	9
Figura 3 - <i>Bandelette</i> desenhado por Pierre Fauchard para expandir o arco dentário. (Phulari, B. S., 2013)	10
Figura 4 - Arco <i>Ribbon</i> introduzido por Angle em 1915 (Posnick, J. C., 2013)	10
Figura 5 - Micrótomio de tecidos duros <i>Accutom-50 (Struers)</i>	33
Figura 6 - Cera colante - <i>Sticky Wax, Kemdent®, Wiltshire</i>	33
Figura 7 - Amostra fixada no dispositivo de fixação com cera colante.....	33
Figura 8 - Lâmina da máquina de corte	33
Figura 9 - Fragmentos obtidos após corte	34
Figura 10 - Cola de Cianocrilato <i>Wurth®</i>	34
Figura 11 - Fragmento curetado e posteriormente preenchido com cola	34
Figura 12 - Esquema ilustrativo da distribuição das amostras	35
Figura 13 - Grupo 1 cimentado com resina autopolimerizável <i>Concise™ Orthodontic Chemical Cure - 3M Unitek</i> , submetido à máquina de envelhecimento (termociclador) e posteriormente à máquina de tracção	35
Figura 14 - Grupo 2 cimentado com resina autopolimerizável <i>Concise™ Orthodontic Chemical Cure - 3M Unitek</i> , submetido à máquina de tracção	36
Figura 15 - Grupo 3 cimentado com resina fotopolimerizável <i>Transbond™ XT Light Cure - 3M Unitek</i> , submetido à máquina de envelhecimento (termociclador) e posteriormente à máquina de tracção	36
Figura 16 - Grupo 4 cimentado com resina fotopolimerizável <i>Transbond™ XT Light Cure - 3M Unitek</i> , submetido à máquina de tracção	37
Figura 17 - Fotopolimerizador <i>Optilux 501®</i>	40
Figura 18 - Montagem de <i>bracket</i> com sistema <i>Transbond XT™</i>	40
Figura 19 - Montagem de <i>bracket</i> com sistema <i>Concise™</i>	41
Figura 20 - Termociclador (Refri 200 E, ARALAB, Parede, Portugal	42
Figura 21 - Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Tokyo, Japão) 43	
Figura 22 - Cola de cianocrilato (<i>Zapit®, Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA</i>)	43
Figura 23 - Fragmento colado no jig para ser submetido ao teste de microtração	44

Figura 24 - <i>Box-Plot</i> mostrando as diferenças nos valores de Microtração em MPa entre os diferentes grupos (N=15)	46
Figura 25 - <i>Box-Plot</i> mostrando as diferenças nos valores de Microtração em MPa entre os diferentes grupos	47
Figura 26 - Média de valores de Microtração em MPa entre os diferentes grupos	48
Figura 27 - Tipos de Fracturas ocorridos no sistema <i>Concise</i> TM termociclado	49
Figura 28 - Tipos de Fracturas ocorridos no Sistema <i>Concise</i> TM não termociclado	49
Figura 29 - Tipos de Fracturas ocorridos no Sistema <i>Transbond XT</i> TM termociclado ...	50
Figura 30 - Tipos de Fracturas ocorridos no Sistema <i>Transbond XT</i> TM não termociclado	50
Figura 31 - Tipos de Fracturas ocorridos nos 4 grupos	50

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 – Critérios de Inclusão e exclusão das amostras.....	32
Tabela 2 - Composição química, fabricante, lote e data de validade do gel de placebo, do <i>Concise™ Orthodontic Chemical Cure (3M ESPE)</i> , do <i>Transbond™ XT Light Cure (3M ESPE)</i> e do <i>Victory Series™ Metal Brackets (3M ESPE)</i>	37
Tabela 3 - Instruções de utilização do <i>Concise™ Orthodontic Chemical Cure (3M ESPE)</i>	38
Tabela 4 - Instruções de utilização do <i>Transbond™ XT Light Cure (3M ESPE)</i>	39
Tabela 5 - Classificação dos tipos de fratura.....	44
Tabela 6 – Média e Desvio Padrão das forças de adesão em MPa nas 60 amostras	46
Tabela 7 - Teste de Normalidade de distribuição entre os valores de força de adesão para as 60 amostras.....	46
Tabela 8 – Média, Valores Mínimos, Valores Máximos e Desvio Padrão das forças de adesão em MPa nas 56 amostras	47
Tabela 9 - Teste de Normalidade de distribuição entre os valores de força de adesão para as 56 amostras.....	47
Tabela 10 - Teste de homogeneidade de variância entre os valores de força de adesão para os diversos grupos de estudo	48
Tabela 11 – Teste ANOVA	48

LISTA DE SIGLAS

a.C.	Antes de Cristo
Bis-GMA	Bisfenol A Glicidil metacrilato
HEMA	2-hidroxietil metacrilato
ISCSEM	Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz
LED	Lâmpadas emissoras de diodo
MPa	Mega Pascals
PAC	Fotopolimerizadores de arco de plasma
QTH	Quartzo-tungsténio halogénio
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
TEGMA	Trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA	Uretano

I. INTRODUÇÃO

1. História e evolução da ortodontia

A evolução da ortodontia surgiu quando foi possível perceber que a posição dos dentes podia ser alterada através do emprego de um vector de forças devido à presença de ligamentos periodontais (Fleschamnn *et al.*, 2008; McLaughlina, R. P. e Bennettb, J. C., 2015). Desde então foram várias as tentativas de corrigir as desordens ortodônticas, que remontam pelo menos 1.000 anos a.C., tais como dentes apinhados, irregulares ou protruídos. Os primeiros aparelhos, surpreendentemente bem desenhados, foram encontrados juntamente com outros materiais gregos e etruscos (Angle, E. H., 1929; Proffit, W. R. *et al.*, 2008).



Figura 1 - Ancient Etruscan appliance. (Posnick, J. C., 2013)



Figura 2 - Ancient Grecian appliance. (Posnick, J. C., 2013)

À medida que a ortodontia foi evoluindo, têm sido desenvolvidos sistemas cada vez mais versáteis e de fácil utilização com o intuito de produzir essa movimentação dentária (Proffit, W. R. *et al.*, 2008). Em 1728, Pierra Fauchard desenvolveu o primeiro arco ortodôntico, ao qual entitulou de *Bandelette* (Figura 3). Este dispositivo em forma de U, levava à expansão dos arcos dentários para promover o alinhamento dentário através do recurso a amarras de prata ou latão que contornavam os dentes e trançavam-nos na bandelete. No entanto, era pobre em estabilidade e rapidamente foi abandonado o conceito (Feitosa, H. O., 2015; Phulari, B. S., 2013; Proffit, W. R. *et al.*, 2008).

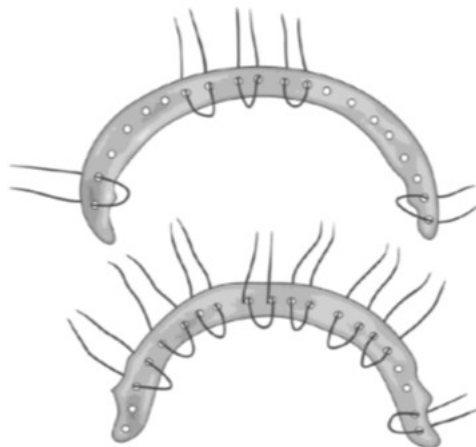


Figura 3 - Bandelette desenhado por Pierre Fauchard para expandir o arco dentário. (Phulari, B. S., 2013)

De forma a melhorar o protótipo de Fauchard, Angle realizou frequentes modificações nos seus aparelhos. Em 1912 desenhou um dispositivo ao qual chamou *Pin and Tube Appliance*, cujos pinos e tubos eram soldados a bandas (anéis que rodeavam os dentes de forma a criar retenção possível para que os arcos permanecessem estáveis), que por sua vez eram soldadas aos arcos. Mais tarde, em 1915 desenvolveu o *Ribbon Arch Appliance* (Figura 4), que foi o primeiro aparelho ortodôntico com a capacidade de controlar totalmente a movimentação dentária nos 3 eixos espaciais (Dewel B. F., 1981; Feitosa H. O., 2015; Graber, T. M. e Vanarsdall, R. L., 1996; Posnick, J. C., 2013).

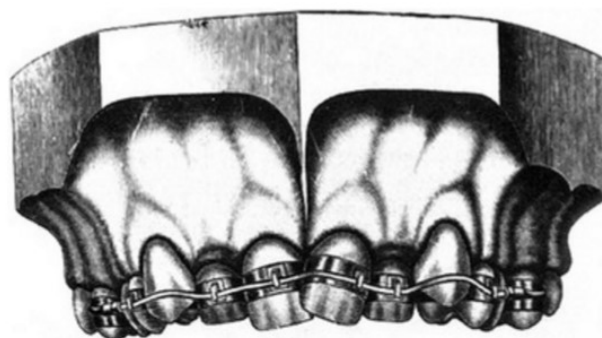


Figura 4 - Arco Ribbon introduzido por Angle em 1915 (Posnick, J. C., 2013)

Apesar das descobertas de Angle, existiam inúmeros inconvenientes relativamente ao uso de bandas. Ainda que se tratasse de um sistema revolucionário, este

não era isento de desvantagens. Para se poder colocar as bandas era necessário criar um espaço interproximal, inicialmente conseguido através da colocação de fios e posteriormente de elásticos espaçadores, o que consumia bastante tempo de consulta e era desconfortável para o paciente. Para além de que, no final do tratamento, esses espaços criados para as bandas tinham de ser corrigidos (Farina A. P. *et al.*, 2008; Gange P., 2015). Além de moroso, o sistema de bandas era também inestético e provocava agressão aos tecidos gengivais quando colocado e, posteriormente com o decorrer dos tratamentos, descalcificação do esmalte por baixo das mesmas. Assim sendo, a forma de contornar estes inconvenientes seria cimentar um acessório ortodôntico directamente ao esmalte dentário, excluindo desta forma a necessidade de bandas (Baratieri *et al.*, 1993; Savariz, A. R. e Mezomo, M. B., 2012). Neste sentido, as evoluções de Angle culminaram com a invenção do *Edgewise Appliance*, em 1925, o qual possibilitou a passagem do fio ortodôntico por uma canaleta que, em vez de ser posicionada verticalmente, passou a estar na horizontal de um *bracket* (acessório colocado numa só face do dente, como encontramos nos dias de hoje) em substituição da típica banda que rodeava a peça dentária por completo (Dewel B. F., 1981; Feitosa H. O., 2015; Graber, T. M. e Vanarsdall, R. L., 1996; Posnick, J. C., 2013).

Ainda assim, o passo decisivo para o aperfeiçoamento das técnicas de fixação direta dos acessórios ortodônticos, nomeadamente os *brackets* como hoje os conhecemos, foi possível apenas com o condicionamento ácido do esmalte dentário, através do *etching*, introduzido por Buonocore (1955), que permitiu a criação de retenção mecânica na superfície do esmalte, necessária para que fosse possível a colagem dos *brackets* ao dente através de um adesivo resinoso, que seria incorporado nas microporosidades criadas pelo *etching* (DeJean, 2012; Fonseca DDD *et al.*, 2010; Mondelli, A. L. e Feitas, M. R., 2007; Morais *et al.*, 2011; Romano *et al.*, 2007; Vinagre *et al.*, 2014).

O primeiro estudo que se tem menção acerca da colagem direta de *brackets* sobre a superfície dentária foi descrito por Sadler em 1958. Foi no entanto a partir da década de 70 que se começou a observar uma progressiva substituição do uso de bandas pelo uso de *brackets*, excepto em molares. Esta evolução tornou-se numa enorme vantagem, uma vez que, quando ocorre falha na colagem do *bracket*, esta é facilmente percebida por parte do paciente, dado que o *bracket* descimenta e cai, o que não ocorre com as bandas quando o meio oral dissolve o cimento e a mesma se solta. Este factor pode levar à acumulação de

alimentos entre a banda e o dente, conduzindo à desmineralização do esmalte dentário (Baratieri *et al.*, 1993; Santos, J. W., 2004; Savariz, A. R. e Mezomo, M. B., 2012).

1.1. Biomateriais ortodônticos - *Brackets*

Actualmente, os médicos dentistas ortodontistas têm acesso a uma vasta gama de dispositivos, tais como *brackets*, ganchos e tubos. Para fazer uso destes acessórios, é necessário um meio que os una ao esmalte dentário: materiais adesivos. Estes devem ter a capacidade de penetrar nas porosidades do esmalte, ser de fácil manipulação e ter uma boa estabilidade dimensional, de forma a manter uma força adesiva adequada para prevenir a falha adesiva e a consequente interrupção do tratamento aquando da aplicação de forças mastigatórias, *stresses* induzidos pelos arcos e de possíveis forças induzidas pelo incorrecto uso do aparelho por parte do paciente (Mirzakouchaki B. *et al.*, 2016).

O procedimento de colagem de *brackets* ao esmalte com esses materiais segue um protocolo cuidadoso e criterioso, a fim de evitar problemas de adesão e descolagens durante a acção mecânica ortodôntica, o que comprometeria o desenvolver do tratamento. Para tal, o sucesso da colagem directa e indirecta na Ortodontia dependerá de uma adequada profilaxia, isolamento satisfatório, condicionamento ácido prévio que possibilitará a união entre o esmalte e o adesivo, e por fim a correta manipulação do sistema adesivo (DeJean, 2012; Morais *et al.*, 2011).

O uso do sistema adesivo dentário (ataque ácido + adesivo + resina composta) para a colagem de *brackets* trouxe grandes vantagens em relação ao uso de bandas. Alguns exemplos passam pela maior facilidade na remoção da placa bacteriana, reduzindo a predisposição para gengivites e hiperplasias gengivais, bem como a eliminação de algumas fases do tratamento (nomeadamente colocação de espaçadores e posterior colocação das bandas), o que economiza tempo. Foi também possível a redução do surgimento de *White Spots* e, consequentemente, o aparecimento de lesões de cárie. Uma das vantagens mais importantes passa pela diminuição do comprometimento estético (DeJean, 2012; Fonseca D.D.D. *et al.*, 2010; Mondelli, A. L. e Feitas, M. R., 2007; Morais *et al.*, 2011; Santos, J. W., 2004).

A estética facial tem sido considerada como um factor determinante para a percepção do paciente, tanto a nível pessoal como social (Tung, A. W. e Kiyak, A., 1998). Essa percepção da auto-imagem, principalmente do sector facial, é capaz de afectar a saúde mental bem como o comportamento social do paciente, com implicações significativas a nível educacional e/ou profissional ou até mesmo na vida afectiva (Tung, A. W. e Kiyak, A., 1998). O tratamento ortodôntico tem trazido soluções a esses pacientes, permitindo uma melhoria na estética facial, melhoria a nível mastigatório, fonético e articular. Apesar de os problemas funcionais se encontrarem muitas vezes presentes, são as queixas estéticas que, na maioria das vezes, levam esses pacientes a procurar tratamento ortodôntico (Ambrizzi, D. R. *et al.*, 2007). No entanto, a auto-percepção da estética facial, que implica a saúde e estética dentárias, sofre alterações de acordo com a idade e com as condições socioculturais, havendo maior prevalência no sexo feminino. As mulheres manifestam maior exigência com a própria aparência, apresentando maior nível de insatisfação (Tung, A. W. e Kiyak, A., 1998). Desta forma, os pacientes procuram e exigem cada vez mais a estética quando recorrem ao médico dentista ortodontista (Ambrizzi, D. R. *et al.*, 2007) e como tal, a substituição do uso de bandas pela colagem direta de *brackets* permitiu um dos mais importantes avanços na montagem de aparelhos ortodônticos, dado a pobreza em estética que as bandas ofereciam (Baratieri *et al.*, 1993; Savariz A. R., Mezomo M. B., 2012).

Em meados de 1960, o Doutor George Newman e o Professor Fujio Miura (1971) exploraram a possibilidade de colagem de *brackets* ortodônticos ao esmalte, desenvolvendo um adesivo que fosse capaz de aderir directamente os *brackets* plásticos, com uma força suficientemente capaz de suportar as forças de oclusão durante o tratamento e permitisse a remoção dos *brackets* sem danificar o esmalte. Esse mesmo adesivo deveria possibilitar a colagem num ambiente húmido e impedir o movimento do *bracket* durante todo o tratamento. No entanto, Miura verificou que a força adesiva viria a diminuir ao longo do tratamento devido à exposição do adesivo aos fluidos orais (Gange, P., 2015).

Desde os anos 70 que a ortodontia tem vindo a progredir bastante relativamente às ferramentas utilizadas para a colagem de acessórios ortodônticos ao esmalte. Têm sido utilizados vários materiais, de entre os quais podemos destacar os compósitos, que têm boa resistência, dureza e estabilidade dimensional (Neves, M. G. *et al.*, 2013). Enquanto

Newman continuou o seu trabalho com resinas *epoxy* (adesivas) direccionadas para *brackets* plásticos, Retief *et al.* em 1969 desenvolveu um adesivo com o intuito de aderir *brackets* metálicos. Este adesivo apresentou inúmeras vantagens, tais como a ausência de contracção de polimerização, um coeficiente de expansão térmica idêntico ao do esmalte, e a força necessária para resistir às forças mecânicas e mastigatórias inerentes (Gange, P., 2015).

De facto, as cargas mastigatórias podem variar bastante, sendo muito frequente que certas zonas nas faces oclusais sejam expostas a um *stress* diferente e assimétrico que outras, durante o processo de mastigação. Apesar da assimetria encontrada entre as diversas superfícies dentárias não estar unicamente relacionada com contactos oclusais assimétricos, foi possível identificar, através da actividade electromiográfica, que durante o processo de mastigação, algumas zonas são sujeitas a maiores forças oclusais inter-arcadas que outras. É então possível prever que os aparelhos ortodônticos estejam constantemente sujeitos a cargas mastigatórias inconstantes, causando assim a descolagem indesejada dos *brackets* (Scribante A., 2013).

2. Esmalte

O esmalte dentário é um tecido mineralizado único, devido ao seu elevado conteúdo mineral. Enquanto os outros tecidos mineralizados, como o osso e a cartilagem, apresentam aproximadamente 20-30% de material orgânico, o esmalte maduro contém menos de 1% de matéria orgânica e 5% água, sendo os restantes 94% de matéria inorgânica constituído maioritariamente por hidroxiapatite (Perdigão, J. *et al.*, 2002). As suas propriedades físicas têm sido estudadas ao longo de várias décadas tais como a sua dureza, que varia entre 3 a 5 GPa (Park *et al.*, 2008), módulo de elasticidade, que varia entre 70 a 100 GPa (Park *et al.*, 2008), e resistência à fractura, que é a capacidade de um material absorver energia elástica e se deformar plasticamente antes da fractura (Anusavice, 2005).

Para além das suas propriedades físicas, as propriedades químicas e mecânicas de adesão ao esmalte também têm sido alvo de investigação (Van Meerbeek B. *et al.*, 2003; Garcia R. N. *et al.*, 2007).

3. Adesão

Segundo a Norma ISO/TS 11405 2015, que vem substituir a antiga norma ISO 11405 2003, o conceito de adesão é definido como um estado em que duas superfícies são conservadas unidas por forças químicas, físicas ou ambas, com a ajuda de um adesivo. Esta mesma norma define que o adesivo é uma substância capaz de manter os materiais unidos. Segundo Perdigão *et al.* em 2012, o adesivo é um material fluido viscoso, que junta dois substratos através da sua solidificação, transferindo uma carga energética de uma superfície para outra. Em medicina dentária, o substrato ou aderente é usualmente o esmalte ou a dentina e é sobre eles que será aplicado o adesivo (Perdigão, J., 2007).

O princípio fundamental de adesão ao substrato dentário é baseado num processo de permuta onde o material inorgânico dentário é substituído por uma resina sintética (Van Meerbeek *et al.*, 2001). Este processo implica duas fases: primeiro há remoção do fosfato de cálcio expondo-se microporosidades no esmalte, posteriormente ocorre a fase da hibridização, onde há infiltração e subsequente polimerização "*in situ*" da resina dentro das microporosidades criadas à superfície. Isto resulta numa ligação micromecânica que é baseada no mecanismo de difusão (Van Meerbeek B. *et al.*, 2003).

Segundo Perdigão *et al.* em 2002, a união dos materiais adesivos à estrutura dentária pode ser feita através de quatro mecanismos de adesão diferentes, sendo o quarto uma mistura dos três primeiros: Mecânica – Onde ocorre difusão da resina para os túbulos dentinários, formando "*resin tags*" na superfície do dente; Adsorção – Os componentes orgânicos da estrutura dentária (maioritariamente colagénio do tipo I) são quimicamente ligados aos inorgânicos (hidroxiapatite); Difusão – Ligação química ou mecânica entre os precipitados de substâncias na superfície do esmalte aos monómeros de resina.

De forma a criar uma excelente adesão, é necessário um contacto íntimo entre o adesivo e o aderente, que pode variar segundo vários factores (Perdigão J. *et al.*, 2014). O factor mais importante na adesão é a energia de superfície (forma de medir a força coesiva presente na interface existente entre o aderente e o adesivo sendo expressa em mJ/m^2): quanto maior for a energia de superfície, melhor a capacidade de ligação entre dois objectos, como por exemplo um adesivo ao substrato (Perdigão *et al.*, 2002). Assim, aumentando clinicamente a energia de superfície através de profilaxia com pasta de pedra-pomes, do condicionamento ácido ou da aplicação de solventes para a remoção de

contaminantes, conseguimos melhorar a adesão (Brechi, L. *et al.*, 2013). Para além da energia de superfície, existem outras variáveis que podem influenciar a adesão, tais como a rugosidade da superfície do substrato (auxilia no aumento da adesão ao aumentar a área de superfície do substrato), a presença ou ausência de contaminação (se a superfície do substrato estiver contaminada o contacto íntimo entre esta e o adesivo vai estar limitado), a viscosidade do adesivo (deve permitir um contacto íntimo ao longo de toda a superfície, não podendo ser nem muito viscoso nem muito fluido), a alteração dimensional do adesivo durante a polimerização (aquando da contracção de polimerização geram-se forças que puxam o adesivo do substrato e prejudicam a qualidade da adesão) e a durabilidade do adesivo e respectiva interface criada (Breschi, L. *et al.*, 2013).

3.1. Adesão ao esmalte

Inicialmente foi proposto por Buonocore em 1955, a utilização do ácido ortofosfórico a 85% como a matéria ideal para condicionar a superfície dentária e melhorar a adesão da resina ao esmalte. Após a aplicação do ácido e da sua lavagem, criam-se microporosidades na superfície do esmalte que serão preenchidas por monómeros resinosos, que envolvem os cristais de hidroxiapatite quando polimerizados (Cardoso *et al.*, 2011; Perdigão, J., 2007).

Contudo, após vários estudos foi concluído que a percentagem ideal do ácido ortofosfórico seria entre 30 e 40%, sendo a mais protagonizada de 37%. Não só a concentração inicialmente proposta por Buonocore se modificou como também o tempo e aplicação do ácido. Através de microscopia electrónica de varrimento foi possível perceber que um condicionamento de 15 segundos permite uma superfície tão rugosa quanto a que se obteria com o quadruplo do tempo inicialmente sugerido (Buonocore, 1955; Perdigão, J., Swift, E. J., & Walter, R., 2002). Após este passo, a resina irá penetrar nas microporosidades do esmalte, criando *microtags* que permitem a adesão (Perdigão J. *et al.*, 2014).

O condicionamento ácido forma três tipos de padrões morfológicos distintos na superfície do esmalte: (1) o tipo I, cuja dissolução ocorre nos núcleos dos prismas de hidroxiapatite; (2) o tipo II, cuja dissolução ocorre à periferia dos prismas de hidroxiapatite; (3) e o tipo III, cuja dissolução é amorfa (Breschi, L. *et al.*, 2013; Perdigão J. *et al.*, 2014).

3.2. Adesão dos *Brackets* ao esmalte

O fracasso da adesão dos *brackets* ortodônticos é um problema durante o tratamento ortodôntico com uma incidência de cerca de 17.6% (Toodehzaeim M. H., Khanpayeh E., 2015). Esta particularidade pode ser devida a inúmeros factores, tais como a habilidade e a técnica utilizada pelo operador, a atitude do paciente durante e após a consulta, as condições do meio em que é realizada a colagem, a morfologia e superfície do esmalte e as propriedades adesivas do material (Vinagre *et al.*, 2014). O fracasso da colagem dos *brackets* é frustrante para o médico dentista, afecta a eficiência do *bracket*, tem um impacto económico na prática ortodôntica e pode atrasar significativamente o progresso do tratamento (Scribante A., 2013).

Assim, o exercício da ortodontia está directamente relacionado com o aperfeiçoamento da qualidade dos sistemas adesivos (Farina A. P. *et al.*, 2008).

3.3. Estudo da capacidade adesiva

A resistência adesiva dos materiais adesivos para cimentações de *brackets* a longo prazo tem sido conjecturada até determinado ponto através da sua performance adesiva. Os ensaios clínicos *in vivo* são os últimos testes usados para avaliar essa performance. No entanto, devido à diversidade de factores e agressões na cavidade oral e ao impacto simultâneo de diversos *stresses* a que estão sujeitos, estes testes não conseguem identificar a razão exacta da fractura. Deste modo, o recurso aos testes laboratoriais torna-se válido uma vez que permitem a obtenção de informação de forma rápida e fácil sobre um parâmetro específico, desde que se mantenha as outras variáveis constantes, ajudando desta forma a definir *guidelines* para protocolos de utilização dos adesivos dentários. O objectivo final dos testes laboratoriais deve ser obter informação de forma a prever os eventuais resultados clínicos (Rambabu, T. *et al.*, 2014). A utilização de testes que se baseiam na aplicação de forças de forma a medir a resistência adesiva, não quantifica uma característica inerente ao sistema adesivo. A medição obtida vai depender de falhas que possam ocorrer entre ou dentro dos materiais, das particularidades dos vários constituintes do sistema adesivo, do tamanho e forma da amostra, e do método de aplicação da força (Armstrong, S. *et al.*, 2010; Van Meerbeek B. *et al.*, 2003).

Cada vez mais os clínicos têm escolhido os adesivos a usar na prática diária confiando nos progressos laboratoriais. No entanto, é questionável a possibilidade de extrapolar os testes de resistência adesiva para prever a performance clínica dos adesivos dentários (Braga, R. R. *et al.*, 2010). Para que se possa credenciar um teste de força adesiva laboratorial, este deve ser preciso, clinicamente confiável e deve fazer uso de protocolos relativamente simplificados, reprodutíveis e de baixo custo (Rambabu, T. *et al.*, 2014).

Uma revisão sistemática com meta-análise identificou vários factores significativos que poderiam influenciar a força adesiva, tais como o tipo de compósito usado, a área adesiva, o tipo de teste (cisalhamento, tracção ou microtracção), a velocidade de tracção, as condições de armazenamento da amostra e a termociclagem efectuada (Leloup G. *et al.*, 2001).

Segundo alguns autores, os resultados obtidos da força dos *brackets* podem ser alterados caso os mesmos sejam cimentados na face lingual ou vestibular dos dentes. No entanto, alguns estudos mostraram não haver diferenças significativas na força adesiva entre as superfícies, suportando assim a hipótese de uso de ambas as faces para realização de testes de colagem de *brackets* (Vinagre A. R. *et al.*, 2014; Wang W. N. *et al.*, 1993).

De forma a avaliar e testar a adesão dentária, têm sido usados vários métodos mecânicos convencionais, tais como o teste de cisalhamento, de tracção e de flexão. Os mais usualmente empregues são os testes de cisalhamento e de tracção (Sharma S. *et al.*, 2014). No entanto, começaram a surgir problemas relacionados com a validade dos valores obtidos uma vez que foram observadas falhas frequentes na adesão ao substrato nos novos adesivos, cujas forças de ligação alegadamente seriam melhoradas comparativamente aos anteriores. Segundo alguns investigadores, a explicação para este facto dever-se-ia às forças de *stress* que eram maioritariamente aplicadas no substrato, fazendo com que este falhasse prematuramente, antes da falha na própria interface (Andrade A. M. *et al.*, 2010; Gallusi *et al.*, 2009). Outro aspecto criticado tem sido a forma não uniforme de distribuição das cargas de *stress* ao longo das interfaces testadas (Sharma S. *et al.*, 2014).

3.3.1. Métodos de envelhecimento

Devido à sua complexidade e diversidade de condições intra orais, a cavidade oral deve ser o ambiente de teste final para prever o comportamento das restaurações. No entanto, são vários os métodos *in vitro* disponíveis de envelhecimento para testar as forças adesivas, sendo alguns deles alterações do pH, mudanças de temperatura (termociclagem), armazenamento em água destilada ou saliva durante vários períodos (desde os 3 meses a 4 anos), ataques enzimáticos e testes mecânicos (Amaral, F. L. B. *et al.*, 2007). Estes testes podem ajudar a obter informação sobre o mecanismo fundamental da degradação da adesão resina-esmalte. Desta forma, estudos futuros deverão determinar como ocorre a degradação dos adesivos e permitir a previsão da durabilidade clínica a longo-termo da adesão resina-esmalte (Amaral, F. L. B. *et al.*, 2007).

Tendo em conta que os adesivos ortodônticos são constantemente expostos a variações de temperatura na cavidade oral, é importante tentar perceber se essas mudanças são capazes de induzir *stresses* no adesivo e desta forma afectar a sua força adesiva. Assim, cada vez que se estuda um novo adesivo relativamente às suas propriedades, devem ser feitos inúmeros testes com o intuito de envelhecer a amostra e estudá-la a longo prazo (Amaral, F. L. B. *et al.*, 2007).

O teste de termociclagem consiste num processo *in vitro* em que a resina adesiva e o dente são sujeitos a extremos de temperaturas, num meio líquido que pode ser água ou saliva artificial, compatíveis com a cavidade oral (Elekdag-Turk S. *et al.*, 2008). Aquando deste teste, o adesivo deve ser testado em dois tempos: ao fim de 24 horas após armazenamento em água (o armazenamento às 24h é utilizado na grande maioria dos testes *in vitro* como grupo de controlo), e após um teste de termociclagem (Dantas *et al.*, 2008). De seguida devem ser comparados os valores obtidos da força adesiva.

Os compósitos restauradores, após a polimerização, apresentam baixos níveis de estabilidade, havendo uma constante interacção com o ambiente envolvente (Yap, A. U. e Wee, K. E., 2002). Essa interacção verifica-se tanto a nível oral como nos testes de termociclagem, onde as amostras estão sujeitas a uma exposição adicional à água, causando dois fenómenos opostos. Um deles passa pela difusão da água para a matriz da resina, reagindo com os monómeros ou iões, o que leva à sua solubilidade e perda de material. Outro caso passa pela absorção da água por parte do adesivo, produzindo um inchaço no material e conseqüente aumento do peso (Elekdag-Turk S. *et al.*, 2008). Estes dois fenómenos geram *stresses* de contracção/expansão higroscópica, que podem afectar

a adesão da resina ao *bracket* e ao dente. Pode originar numa pigmentação marginal, quebra dos contornos marginais e diminuição das propriedades mecânicas, resultando numa diminuição da força adesiva após a termociclagem e por fim a falha adesiva (Elekdag-Turk S. *et al.*, 2008; Gale M. S. e Darvell B. W., 1999; Yap, A. U. e Wee, K. E., 2002).

Para além de sujeitas a uma maior exposição à água, as amostras sofrem também mudanças de temperatura. Esse *stress* térmico pode ser prejudicial de duas formas. Primeiro, há alterações no coeficiente de expansão térmica entre o *bracket* metálico, o adesivo e o dente, o que pode induzir directamente propagação de fissuras ao longo das interfaces de união. Segundo, as mudanças de volume dos *gaps* criados no adesivo permitem que os fluidos orais patológicos passem livremente pelos *gaps* entre o adesivo e o dente ou *bracket*, criando infiltrações e a descimentação do *bracket* (Gale, M. S. e Darvell, B. W., 1999; Nelsen, R. J. *et al.*, 1952).

3.3.2. Testes de microtracção

Até meados dos anos 90, os testes de tracção e de cisalhamento eram executados unicamente em espécies com áreas aderidas relativamente grandes, normalmente entre 3 e 6mm de diâmetro (aproximadamente 7-28mm²). No entanto, a possibilidade de extrapolar a resistência adesiva em termos de *stress* médio para termos clínicos tem sido questionada, devido à heterogeneidade da distribuição de *stress* na interface adesiva na cavidade oral (Van Noort R. *et al.*, 1989). Além disso, falhas coesivas tanto do compósito como do substrato dentário são uma situação comum, impossibilitando uma avaliação precisa da força adesiva. A necessidade de novos métodos para ultrapassar estas limitações levou ao uso de espécies com áreas mais pequenas, isto é, abaixo de 2mm² (Braga, R. R. *et al.*, 2010).

Segundo a teoria do Defeito de Griffith, uma menor área adesiva disponível de um substrato está estatisticamente associada a valores de tracção maiores, enquanto áreas mais pequenas apresentam forças de tracção menores, isto porque sabendo que os defeitos internos das amostras são potenciais zonas de concentração de *stress*, amostras de menores dimensões irão conter menos defeitos e, conseqüentemente, obter-se-ão valores de resistência adesiva superiores uma vez que a distribuição do *stress* é mais homogénea (Gallusi G. *et al.*, 2009; Griffith, A. A., 1921; Neves, A. A. *et al.*, 2008).

De forma a alcançar os verdadeiros valores de força adesiva e a melhorar a distribuição do *stress*, os testes de tracção e cisalhamento têm sido totalmente substituídos pelos testes de microtracção (TBS) e micro-cisalhamento (SBS), introduzidos por Sano *et al.* em 1994, uma vez que o teste de microtracção possibilita uma melhor distribuição das forças de *stress* comparando com o teste de resistência ao microcisalhamento, sendo então o factor principal para avaliar a evolução dos materiais de adesão (Andrade A. M. *et al.*, 2010; Gallusi *et al.*, 2009; Scherrer *et al.*, 2010; Sharma S. *et al.*, 2014).

De forma a obter valores de resistência adesiva considerados como verdadeiros entre o substrato dentário e o material dentário, é necessário que a força aplicada seja uniforme e axial. Sabendo que a microtracção é calculada através da divisão entre a força em que ocorreu a fractura da amostra e a área da interface adesiva da mesma (Armstrong, S. *et al.*, 2010), a força nominal obtida pode ser usada como critério para prever o fracasso da interface adesiva (Neves, A. A. *et al.*, 2008).

3.4. Força adesiva

Durante o tratamento ortodôntico, a força adesiva entre o *bracket* e a superfície dentária deve ser altamente fiável e segura, sendo essa premissa a chave para o sucesso terapêutico. A força ideal que um adesivo ortodôntico deve ter para cimentar os *brackets* ortodônticos ainda não foi claramente quantificável. No entanto, sabe-se que não deve ser nem demasiado baixa para que seja capaz de suportar as forças aplicadas durante o tratamento ortodôntico, nem demasiado alta para que aquando da descolagem do *bracket* ou da banda, não haja fracturas na superfície do esmalte. De acordo com Bishara *et al.* em 1988, para que o tratamento ortodôntico tenha bons resultados é importante que após a remoção dos *brackets* ortodônticos a integridade do esmalte seja preservada. Para Grandhi *et al.* (2001), o ideal seria que no final do tratamento ortodôntico, após a descolagem dos *brackets* e da remoção do compósito residual, a perda de esmalte seja a menor possível, mantendo a superfície do dente com o mesmo grau de rugosidade que apresentava originalmente. De forma a garantir que os materiais usados na cimentação dos *brackets* são fiáveis e fidedignos, deve ser elaborado e utilizado um protocolo de teste padronizado com as menores variações possíveis (Neves M. G. *et al.*, 2013; Reimann S. *et al.*, 2012; Sharma S. *et al.*, 2014).

A superfície do esmalte pode ser avaliada após a descolagem dos acessórios ortodônticos, tais como os *brackets*, através do índice de remanescente de adesivo (ARI) (Neves M. G. *et al.*, 2013; Sharma S. *et al.*, 2014; Artun, J. e Bergland, S., 1984).

Segundo Vinagre e colaboradores, em 2014, para tratamentos ortodônticos, a colagem clínica de *brackets* ao esmalte dentário foi considerada bem-sucedida quando os testes de tracção variavam entre 5.9 e 7.8 MPa. No entanto, a força adesiva máxima nos testes de tracção deve ser inferior à força de tensão do esmalte, que varia entre 11 e 25 MPa, dependendo da orientação dos prismas de esmalte. Reynolds e Von Fraunhofer consideraram que a força adesiva dentro dos valores 6 e 8 MPa ($=\text{N}/\text{mm}^2$) são clinicamente suficientes para suportar as forças mastigatórias.

Uma vez que clinicamente, aquando da cimentação de *brackets*, existe contaminação intraoral, humidade e aumento de temperatura, pode haver alterações na força adesiva ao esmalte. Assim sendo, estudos realizados em condições laboratoriais ideais não descrevem realmente o comportamento dos materiais na cavidade oral. A termociclagem é então usada para simular as condições clínicas e aumentar a aplicabilidade humana dos agentes adesivos (Sokucu O. *et al.*, 2010).

3.5. Sistemas adesivos

Os sistemas adesivos são, por norma, constituídos por três elementos, aplicados por uma ordem específica: ácido, *primer* e *bond*. O ácido tem a capacidade de remover a *smear layer*, uma camada fina e amorfa de resíduos, composta maioritariamente por colagénio degradado, bactérias e inúmeros detritos inorgânicos de dentina e esmalte, que se formam na superfície do dente após a instrumentação rotatória com brocas de diamante (Gary A., 2012; Van Meerbeek, B. *et al.*, 2011). A remoção desta *smear layer* pretende preparar os substratos dentários para a adesão, desmineralizando tanto o esmalte como a dentina. Devido à sua reduzida compatibilidade com a camada subjacente de dentina, a *smear layer* pode ser removida através do uso de ácido ortofosfórico, ou simplesmente alterado com recurso a soluções acídicas tais como os sistemas adesivos *self-etching* (Gary A., 2012). O *primer* é uma solução constituída por monómeros anfipáticos, isto é, com propriedades hidrofílicas e hidrofóbicas, dissolvidos em solventes orgânicos que, devido às suas características voláteis, afastam a água da superfície do esmalte e/ou

dentina exposta pelo ácido e mantêm a rede de colagénio hidratada permitindo a incorporação do *bond* na mesma. Alguns exemplos dos monómeros encontrados no *primer* são o 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), o trietilenoglicol dimetacrilato (TEGMA), o bisfenol A glicidil metacrilado (Bis-GMA) e o uretano dimetacrilato (UDMA) (Breschi, L. *et al.*, 2013; Van Meerbeek, B. *et al.*, 1998). O *bond* tem como função a estabilização da recém-formada camada híbrida e a formação de *resin-tags* nos túbulos dentinários (material resinoso que penetra nos túbulos dentinários expostos pelo ácido) (Van Meerbeek, B. *et al.*, 1998).

A qualificação dos sistemas adesivos é feita segundo o número de etapas clínicas que apresentam e a incorporação ou não da camada de *smear layer* (Gary A., 2012; Van Meerbeek, B. *et al.*, 2011). Assim, os sistemas adesivos podem ser divididos em adesivos *etch-and-rinse*, de dois ou três passos, ou *self-etch*, de um ou dois passos. No primeiro, a *smear layer* é removida através do condicionamento ácido. No segundo, a *smear layer* é parcialmente mantida, fazendo uso de *primers* acídicos em substituição do ácido ortofosfórico (Silva e Sousa M. H. *et al.*, 2010).

3.5.1. Sistemas Self-etch

Este grupo de adesivos é considerado auto-condicionante uma vez que apresenta um *primer* ácido, dispensando assim a aplicação de um ácido individualizado. Esse *primer* contém monómeros acídicos que se encontram dissolvidos numa solução aquosa, e não requerem lavagem após a sua aplicação, uma vez que apresentam a capacidade de penetrar na camada de *smear layer*, criando uma camada híbrida constituída por colagénio, cristais de hidroxiapatite e água (Cardoso *et al.*, 2011). A não existência da lavagem nem secagem após a aplicação de ácido permite um menor grau de sensibilidade pós-operatória em comparação com os adesivos *etch-and-rinse* (Silva e Sousa M. H. *et al.*, 2010; Van Meerbeek B. *et al.*, 2003; Van Meerbeek B. *et al.*, 2011). Os Sistemas *Self-etch* podem ser usados em 1 ou 2 etapas, o que vai depender na junção ou não do *primer* com o adesivo (Van Meerbeek B. *et al.*, 2003).

Sabendo que o condicionamento do esmalte é feito através de *primer* ácido em vez de um ácido ortofosfórico, este *primer* pode ser classificado segundo o seu grau de acidez: ligeiro ($\text{pH} > 2$); moderado ($1 < \text{pH} < 2$) e agressivo ($\text{pH} < 1$) (Perdigão, J., 2007). Apenas os *primers* agressivos têm a capacidade de formar *resin tags* (importantes para a

micro-retenção mecânica). Os restantes apenas conseguem desmineralizar parcialmente o esmalte, sendo desta forma a infiltração do adesivo limitada (Breschi, L. *et al.*, 2013; Van Meerbeek B. *et al.*, 2011).

Comparando os sistemas *self-etch* com os *etch-and-rinse*, os primeiros apresentam uma menor adesão ao esmalte, principalmente quando a acidez é classificada como ligeira ou moderada (Van Meerbeek, B. *et al.*, 2011). Vários estudos concluíram que a resistência adesiva ao esmalte dos sistemas adesivos *self-etch* de um ou dois passos é bastante baixa, principalmente quando o esmalte não é preparado mecânicamente (Perdigão, J., 2007). De forma a combater este problema, surgiu a modalidade de *selective enamel etching*, na qual se faz aplicação de ácido ortofosfórico apenas no esmalte antes da aplicação do adesivo (Perdigão, J., 2007; Van Meerbeek, B. *et al.*, 2011).

3.5.2. Sistemas Etch & Rinse

Os sistemas *etch and rinse* distinguem-se pela necessidade de um passo isolado onde ocorre o condicionamento do esmalte com ácido ortofosfórico entre 30-40% durante cerca de 15 a 20 segundos. Este condicionamento vai permitir a dissolução selectiva dos cristais de hidroxiapatite e remoção total da *smear layer*. Posteriormente esse ácido é removido através de um jacto de água, sendo por este motivo denominado *etch and rinse* (Breschi, L. *et al.*, 2013; Perdigão *et al.*, 2001; Van Meerbeek *et al.*, 2003).

A técnica *Etch & Rinse* é ainda considerada a abordagem mais eficaz para alcançar uma adesão ao esmalte eficiente e estável, uma vez que é seguida pela polimerização "*in situ*" da resina que é imediatamente absorvida para dentro dos poros criados pelo *etching*, envolvendo assim os cristais de hidroxiapatite expostos (Van Meerbeek B. *et al.*, 2003).

4. Activação das resinas adesivas ortodônticas

As resinas compostas actualmente disponíveis oferecem diferentes tipos de activação (luminosa, química física-química) e preparação (sistema de pastas, pasta líquida ou sistema da pasta-líquido) (Wendl, B. e Droschl, H., 2004).

As primeiras resinas adesivas faziam parte dos sistemas adesivos autopolimerizáveis, onde ocorria uma activação química. A maior desvantagem dos sistemas adesivos autopolimerizáveis passava pela impossibilidade de controlar o tempo de activação da resina composta (Sharma, S. *et al.*, 2014).

Assim, de forma a contornar esta limitação, Tavas e Watts foram os primeiros, em 1979, a descrever o uso *in vitro* de materiais fotopolimerizáveis, onde a activação é maioritariamente luminosa, para fins de adesão ortodôntica (Sharma, S. *et al.*, 2014).

Resinas compostas como o Concise™ (autopolimerizável) e o Transbond XT™ (fotopolimerizável) contêm partículas de quartzo e sílica com tamanhos variados, desde 3 a 20 µm, o que confere melhorias nas propriedades mecânicas bem como na transmissão de luz (Vinagre A. R. *et al.*, 2014).

Uma das características inerentes à activação das resinas passa pela contracção de polimerização das mesmas, que é incontornável. A contracção de polimerização das resinas compostas ocorre devido à conversão dos monómeros das matrizes orgânicas das resinas em polímeros, conseguido através da substituição das ligações Van der Waals por ligações covalentes. Quando os monómeros mais próximos reagem para estabelecer as ligações covalentes, a distância entre os dois grupos de átomos é reduzida e há uma redução de volume livre, o que se traduz numa contracção volumétrica (Braga, R. R. *et al.*, 2005; Sunbul, H. A. *et al.*, 2016).

A extensão da contracção de polimerização ocorrida num compósito é determinada pela composição da sua matriz, nomeadamente pelo seu conteúdo em partículas de carga inorgânica e pelo seu grau de convertibilidade de monómeros em polímeros. Os valores de contracção reportados pelo Bis-GMA (5.2%), presente no sistema Concise™ e Transbond XT™, e pelo TEGDMA (12.5%) são substancialmente mais altos que os mostrados pelos compósitos típicos híbridos, cuja média é entre 2 e 3%, uma vez que estes últimos apresentam 60% do seu volume preenchido por partículas de carga inorgânica, que não sofrem contracção (Braga, R. R. *et al.*, 2005). Os compósitos microparticulados, como é o caso do Concise™ e do Transbond XT™, para além de apresentarem 40% do seu volume preenchido com conteúdo inorgânico, contêm também partículas de compósito pré-polimerizadas, referidas como "*clusters*", promovendo valores de contracção idênticos aos híbridos, devido à redução do verdadeiro volume de fracção que é polimerizável (Braga, R. R. *et al.*, 2005).

Nos compósitos fotopolimerizáveis, a rápida reacção de polimerização praticamente elimina a fase viscosa da resina, tornando a matriz orgânica rígida em segundos após um baixo grau de conversão, começando o *stress* de contracção que perdura com o aumentar do tempo até a matriz orgânica atingir um nível de rigidez elevado (Kannurpatti, A. R. *et al.*, 1997). No entanto, é sabido que o tipo de irradiação de luz e o tempo de exposição à mesma determina o grau de conversão dos monómeros em polímeros. Sendo a taxa de polimerização proporcional à raiz quadrada da intensidade da luz aplicada ao compósito, tem sido proposto que o método pelo qual a luz é transmitida ao compósito é capaz de atrasar a fase rígida do mesmo, permitindo que as cadeias poliméricas se reorganizem e, microscopicamente e macroscopicamente, se acomodem de forma mais organizada de forma a permitir uma redução da contracção volumétrica total responsável pelo desenvolvimento de *stress* (Braga, R. R. *et al.*, 2005; Feilzer, A. J. *et al.*, 1990).

Os compósitos autopolimerizáveis, por outro lado, apresentam valores de contracção de polimerização mais baixos quando comparados com os materiais fotopolimerizáveis uma vez que não existe activação por luz (Gange, P., 2015). Devido à taxa de reacção de polimerização (que é mais lenta), e ao menor número de radicais livres formado durante a reacção de auto-iniciação, muitas vezes obtém-se um baixo grau de conversão dos monómeros a polímeros (Braga, R. R. *et al.*, 2005; Feilzer, A. J. *et al.*, 1990).

4.1. Activação Química - Autopolimerizáveis

No início dos anos 70, dos vários compósitos disponíveis, podemos referir o compósito Concise™ (3M Dental Products, St. Paul, USA), que é constituído por duas pastas, sendo uma activadora e outra catalizadora, que quando misturadas são quimicamente activadas. A pasta activadora é constituída por uma amina terciária e a catalisadora por peróxido benzóico. O dimetacrilato é o principal constituinte da resina composta, sendo o resultado da reacção entre o bisfenol-A e o glicidil metacrilato (Bis-GMa). Apesar de este material ter sido originalmente desenhado para procedimentos restauradores tradicionais, o seu uso tem sido estendido para a área de ortodontia para colagem de *brackets* (Gange, P., 2015; Romano *et al.*, 2007).

4.1.1. Vantagens e desvantagens dos adesivos autopolimerizáveis

A adesão de *brackets* ao esmalte dentário através de sistemas adesivos autopolimerizáveis apresenta algumas condicionantes. Um dos inconvenientes passa pelo tempo de trabalho limitado que estes sistemas permitem. Uma vez misturado o elemento A com o elemento B, inicia-se a reação de polimerização. Assim sendo torna-se mais limitado o ajuste dos *brackets* na posição ideal após a sua colocação na superfície dentária e a remoção dos excessos (Fonseca D. D. D. *et al.*, 2010; Savariz, A. R. e Mezomo, M. B., 2012). Por outro lado os sistemas autopolimerizáveis otimizam o tempo clínico, uma vez que não necessitam de tempo de fotopolimerização (Neves M. G. *et al.*, 2013).

O compósito Concise™ inicialmente utilizado para restaurações dentárias tem uma elevada viscosidade e baixa humidade, isto é, constituído por pasta-pasta (não contém um solvente em forma líquida). Essas características são as ideais quando se pretende a colagem de *brackets*, uma vez que permite a remoção dos excessos de material à volta dos mesmos. Por outro lado, a viscosidade e secura dificultam a penetração do material e o preenchimento completo na base do *brackets* o que conseqüentemente diminui a retenção mecânica. De forma a colmatar essa falha, o Concise™ Orthodontic desenvolveu um compósito restaurador que apresentava maior diluição e menor viscosidade, isto é, maior fluidez. No entanto, esta menor viscosidade faz com que a remoção do material em excesso seja dificultada e pode deslocar o *bracket* já colocado no esmalte, interferindo assim com o seu posicionamento (Romano *et al.*, 2007).

Em 1982 Artun e Zachrisson conseguiram obter uma diluição ideal do compósito restaurador Concise™ para cimentação de *brackets* através do aumento da resina fluida existente em cada pasta, passando de 62% para 125% de resina fluida. De acordo com os autores, esta diluição permitiu que o compósito Concise™ pudesse ser considerado um dos materiais ideais para a colagem de *brackets* ortodônticos ao esmalte, uma vez que não interfere com o seu posicionamento e facilita a remoção dos excessos de material. (Romano *et al.*, 2007).

No entanto, o Concise™ apresenta ainda como desvantagem a necessidade de manipulação do material (mistura de *bond A + bond B* e pasta A + pasta B), o que pode levar à incorporação de bolhas durante esse procedimento, tempo de trabalho limitado e dificuldade da posterior descolagem dos acessórios do sistema autopolimerizável (Zachrisson, B. U. e Brobaklen, B. O., 1978).

4.2. Activação Química - Fotopolimerizáveis

A utilização *in vitro* de materiais fotopolimerizáveis para colagem ortodôntica foi primeiramente descrita em 1979, por Tavas e Watts, tendo sido desenvolvida e posteriormente utilizada na colagem de *brackets* ortodônticos.

Na técnica de colagem directa, o material é polimerizado por baixo dos *brackets* metálicos através da iluminação directa e pela transiluminação por parte da superfície dentária. A rápida polimerização ocorre quando a luz visível é aplicada, levando a um conjunto de reacções que conferem uma grande vantagem, nomeadamente um tempo de trabalho quase ilimitado, permitindo um posicionamento do *bracket* mais preciso (Sharma, S. *et al.*, 2014).

Segundo Sobrinho *et al.* em 2002, cada aparelho fotopolimerizador emite luz azul visível com uma determinada intensidade, que varia de aparelho para aparelho. Assim sendo, a intensidade da luz que é emitida pelo aparelho utilizado durante o procedimento clínico deve ser levada em consideração.

As primeiras luzes usadas em medicina dentária eram lâmpadas de halogénio de filamento de tungsténio, que emitiam luz visível e incorporavam um filtro azul para produzir luz no comprimento de onda de 400-500 nm. No entanto, essas lâmpadas traziam inúmeras desvantagens, tais como a degradação da luz, a necessidade de filtro (que pode descolorar e levar à formação de bolhas), tempo de vida limitado (100 horas) e tempo de polimerização prolongado, tornando-se desconfortável para o paciente e inconveniente para o clínico, bem como insuficiente para cumprir as necessidades clínicas (Sokucu O. *et al.*, 2010).

Nos anos 90, em ortodontia, foi introduzida a fotopolimerização rápida como alternativa às unidades de halogénio convencionais, através de lâmpadas de quartzo-tungsténio halogénio (QTH), fotopolimerizadores de arco de plasma (PAC), e lâmpadas emissoras de diódo (LED) (Oyama, N. *et al.*, 2004). As lâmpadas convencionais de halogénio emitem luz branca, que é filtrada para produzir luz azul com um comprimento de onda entre os 400-500nm a um nível de energia aproximadamente de 300mW. As lâmpadas de PAC tem um pico de energia muito mais elevado, de 900mW com um espectro mais estreito de 430-490nm (Pettemerides, A. P. *et al.*, 2001). Essa nova

geração de polimerização em tempo reduzido usada na colagem dos *brackets* ortodônticos é vantajoso tanto para o paciente como para o clínico (Sokucu O. *et al.*, 2010).

Um material fotopolimerizável especialmente desenvolvido para a colagem de *brackets* ortodônticos ao esmalte é o compósito Transbond XT (3M Unitek, Monrovia, USA). Este compósito é constituído por 14% de Bis-GMA, 9% de Bis-EMA, e 77% de partículas de carga. O Transbond XT tem sido correntemente usado em diversos estudos de controlo devido aos seus valores de adesividade ao esmalte (Romano *et al.*, 2007).

4.2.1. Vantagens e Desvantagens dos adesivos fotopolimerizáveis

As vantagens dos sistemas fotopolimerizáveis em procedimentos ortodônticos são várias e passam por permitir ao clínico o tempo de trabalho ideal para posicionar o *bracket*, propriedades estéticas e mecânicas, diminuição do risco de contaminação pelo aumento da precisão no posicionamento do *bracket* e facilitismo na remoção dos excessos de material após a colagem, quando comparado com o uso das resinas autopolimerizáveis. Assim sendo, tornou-se o material de eleição universal como sistema de cimentação pela grande maioria dos médicos. No entanto, a utilização das resinas autopolimerizáveis optimiza o tempo clínico uma vez que não necessita de tempo de fotopolimerização (Fonseca D.D.D. *et al.*, 2010; Neves M. G. *et al.*, 2013; Sokucu O. *et al.*, 2010).

Tavas & Watts em 1979 e O'Brien *et al.* mostraram que o sistema fotopolimerizável podia proporcionar níveis de resistência adesiva comparáveis aos promovidos pelos sistemas autopolimerizáveis. No entanto, a união *bracket*-resina-esmalte depende de diversos outros factores, os quais podem influenciar directamente na taxa de polimerização da resina fotopolimerizável sob o *bracket*, reduzida cerca de 30% quando comparada com a autopolimerização (Santos, J. W., 2004).

Quanto maior for a quantidade de luz fornecida aos compósitos fotopolimerizáveis, maior a força adesiva do *bracket*, uma vez que a quantidade de energia luminosa influencia o grau de polimerização dos mesmos, podendo esta ser variada através da sua intensidade da luz, da duração de exposição e da distância a que o compósito fica da fonte luminosa (Tavas, M. A. e Watts, D. C., 1979). Foi nesta linha de pensamento que Jacoby H., em 1989, sugeriu aumentar o tempo de aplicação de luz e fazer uso de luzes polimerizadoras mais potentes. No entanto não foi possível aplicar estas teorias devido a problemas associados, nomeadamente a transmissão de calor para

a polpa dentária e os tecidos periodontais, adicional à já existente pela reacção de polimerização exotérmica do compósito (Oesterle, L. J. e Shellhart, W. C., 2001).

Na técnica de colagem directa através de adesivos fotopolimerizáveis, o material é polimerizado por baixo da base metálica por iluminação directa, com a luz perpendicular à base do *bracket* e por transluminação, uma vez que a estrutura dentária reflecte parte da luz visível que lhe é incidida (Pakshir H. 2015; Sharma S. *et al.*, 2014). De estudos anteriores pode ser concluído que a transluminação é uma técnica aplicável para melhorar a força adesiva. No entanto, a selagem marginal é um factor a ter em conta de forma a prevenir a corrosão marginal e a consequente invasão bacteriana, uma vez que um selamento marginal inapropriado pode levar a lesões de *white spot* ou à falha da adesão dos *brackets* durante o decorrer do tratamento (Pakshir H. 2015).

Em 2013, Kumar *et al.* mostraram que 90% da intensidade da luz incidida na superfície dentária se perdia quando usada a técnica de transluminação para a colagem de *brackets*, e percebeu-se que esta perda de intensidade estava directamente relacionada com a dimensão vestibulo-lingual do dente. Quando a luz visível é aplicada ocorre uma rápida polimerização, produzindo um conjunto de reacções. Essas reacções químicas vão resultar num tempo de trabalho quase ilimitado, permitindo uma maior precisão na colocação e posicionamento do *bracket*, o que contrasta com os sistemas autopolimerizáveis, cuja maior desvantagem é a incapacidade de manipular o tempo de ajustes e posicionamento do *bracket* após a colocação da resina (Pakshir H. 2015; Sharma S. *et al.*, 2014).

Nos adesivos fotopolimerizáveis, a rápida polimerização inicial resulta num *stress* de contracção significativo que pode ser o suficiente para romper o selamento entre o material e as estruturas ao qual este é aderido. Os efeitos clínicos da contracção podem ser minimizados através de colocação de incrementos, fotopolimerização por múltiplas localizações e com baixa intensidade (Davidson, C. L. & Feilzer, A. J., 1997; Yap, A. U. e Wee, K. E., 2002)

II. OBJECTIVOS

Com este trabalho pretende-se:

- 1) Avaliar *in vitro* a resistência adesiva ao esmalte na cimentação dos *brackets* ortodônticos, através de testes de microtracção.
- 2) Verificar se há diferenças significativas na resistência adesiva ao esmalte entre *brackets* cimentados com sistema adesivo autopolimerizável e *brackets* cimentados com sistema adesivo fotopolimerizável.
- 3) Verificar se há diferenças significativas na resistência adesiva ao esmalte entre sistemas adesivos sujeitos a termociclagem e sistemas não sujeitos a termociclagem
- 4) Avaliar a correlação entre o tipo de fratura e as forças de adesão.

Hipóteses de Estudo

Hipóteses Nulas

- 1 - Não há diferença na resistência adesiva ao esmalte de *brackets* ortodônticos cimentados em dentes, com resina autopolimerizável e resina fotopolimerizável.
- 2 - Não há diferença na resistência adesiva ao esmalte entre sistemas adesivos sujeitos a termociclagem e não sujeitos a termociclagem.

Hipóteses alternativas

- 1 - Há diferença na resistência adesiva ao esmalte de *brackets* ortodônticos cimentados em dentes, com resina autopolimerizável e resina fotopolimerizável.
- 2 - Há diferença na resistência adesiva ao esmalte entre sistemas adesivos sujeitos a termociclagem e não sujeitos a termociclagem.

III. MATERIAIS E MÉTODOS

O presente projeto obteve aprovação pela Comissão de Ética do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz (ISCSEM) (Anexo 1). Os doentes da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz assinaram um consentimento autorizando a doação dos dentes para o Banco de Dentes Humanos da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz.

1. Selecção, Preparação e Armazenamento das Amostras

Foram utilizados 30 dentes humanos íntegros (anteriores e posteriores), sem cáries nem restaurações, extraídos num intervalo de tempo entre um mês e seis meses por motivos periodontais ou ortodônticos, cedidos pelo Banco de Dentes Humanos da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz.

Tabela 1 – Critérios de Inclusão e exclusão das amostras

Critérios de inclusão:	Critérios de exclusão:
<ul style="list-style-type: none">• Dentes íntegros;	<ul style="list-style-type: none">• Presença de cáries;
<ul style="list-style-type: none">• Ausência de cáries;	<ul style="list-style-type: none">• Presença de restaurações nas zonas de adesão;
<ul style="list-style-type: none">• Ausência de restaurações nas zonas de adesão;	<ul style="list-style-type: none">• Defeitos de esmalte;
<ul style="list-style-type: none">• Restaurações pequenas e superficiais fora das zonas de adesão;	<ul style="list-style-type: none">• Dentes endodunciados;
<ul style="list-style-type: none">• Não ter recebido nenhum tipo de pré-tratamento com agentes químicos (peróxido de hidrogênio, álcool, formol ou timol)	

Após a extracção, os dentes foram colocados em água destilada num frasco de recolha e colocados no banco de dentes da faculdade (refrigerados a 4°C), a partir do qual foram distribuídos pelos alunos que obtiveram autorização para levantamento dos dentes

pertencentes ao banco. Depois do levantamento das amostras, estas foram lavadas em água corrente e removidos todos os vestígios de sangue e restos de tecido orgânico, através do recurso a curetas periodontais *Gracey 5/6*. Foram posteriormente conservados numa solução bacteriostática de Cloramina-T Trihidratada a 1%, não excedendo o tempo de uma semana (Norma ISO/TS 11405: 2015).

Ao fim de 7 dias os dentes foram fixados com cera colante (*Sticky Wax, Kemdent®*, *Wiltshire, Inglaterra*) ao dispositivo de fixação e colocados no micrótomo de tecidos duros *Accutom-50 (Struers, Ballerup, Dinamarca)* (Figuras 5, 6, 7 e 8). O micrótomo foi programado para efetuar um corte único a uma velocidade de 0,125 mm/min de forma a seccionar os dentes no sentido mesio-distal em metades idênticas, preservando as suas faces vestibular e palatina, obtendo-se desta forma 60 fragmentos (Figura 9).



Figura 5 - Micrótomo de tecidos duros *Accutom-50 (Struers)*



Figura 6 - Cera colante - *Sticky Wax, Kemdent®, Wiltshire*



Figura 7 - Amostra fixada no dispositivo de fixação com cera colante



Figura 8 - Lâmina da máquina de corte



Figura 9 - Fragmentos obtidos após corte

Procedeu-se posteriormente à preparação cavitária retirando-se os restos pulpares com uma colher de dentina e o espaço anteriormente ocupado pela polpa foi substituído por cola de cianocrilato Wurth® e de seguida activada com o respectivo activador Wurth® (Figuras 10 e 11).



Figura 10 - Cola de Cianocrilato Wurth®



Figura 11 - Fragmento curetado e posteriormente preenchido com cola

2. Distribuição da amostra

Higienizou-se a coroa dentária de cada fragmento com uma escova profilática e pedra-pomes a baixa velocidade durante cerca de 15 segundos. De seguida, os 60 fragmentos foram aleatoriamente distribuídos em 4 grupos de estudo (n= 15) e os *brackets* foram cimentados ao esmalte dos fragmentos, segundo o protocolo de cada fabricante (Figura 12).

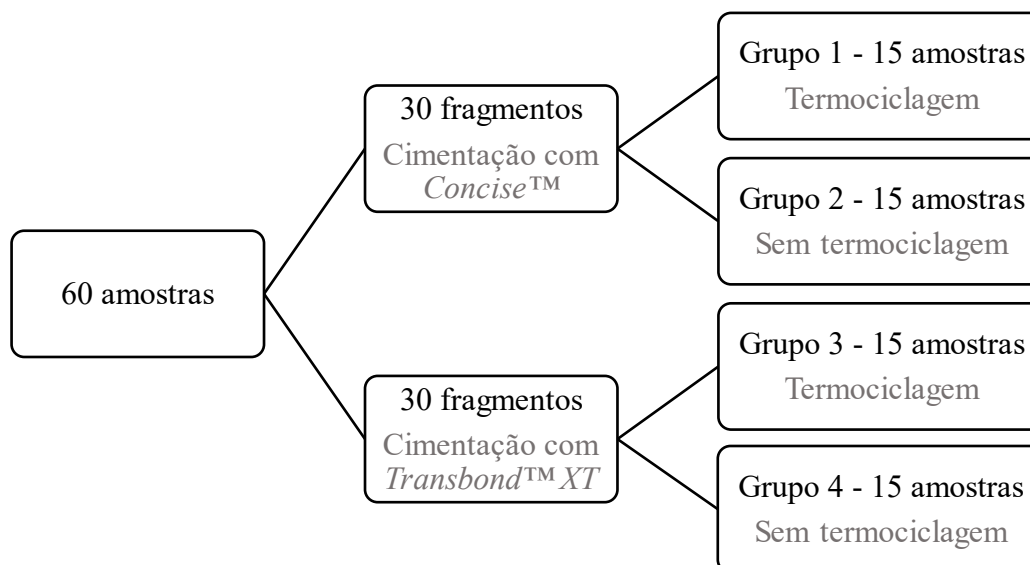


Figura 12 - Esquema ilustrativo da distribuição das amostras

Grupo 1 e 2: cimentados com *Concise™ Orthodontic Chemical Cure*. Grupo 3 e 4: cimentados com *Transbond XT™ Light Cure*. Os grupos 1 e 3 foram submetidos a um teste de *stress* térmico num termociclador durante 20.000 ciclos em banhos de 5°C e 55°C durante 30 segundos cada. Todos os grupos foram sujeitos a um teste de microtracção (Figura 13, 14, 15 e 16).



Figura 13 - Grupo 1 cimentado com resina autopolimerizável *Concise™ Orthodontic Chemical Cure* - 3M Unitek. submetido à máquina de envelhecimento (termociclador) e posteriormente à máquina de tracção

Comparação da Resistência Adesiva ao Esmalte na Adesão de Brackets: Sistemas Autopolimerizáveis Versus Sistemas Fotopolimerizáveis



Figura 14 - Grupo 2 cimentado com resina autopolimerizável Concise™ Orthodontic Chemical Cure - 3M Unitek, submetido à máquina de tracção



Figura 15 - Grupo 3 cimentado com resina fotopolimerizável Transbond XT™ Light Cure - 3M Unitek, submetido à máquina de envelhecimento (termociclador) e posteriormente à máquina de tracção



Figura 16 - Grupo 4 cimentado com resina fotopolimerizável Transbond™ XT Light Cure - 3M Unitek, submetido à máquina de tracção

3. Materiais e Procedimentos

Nas Tabelas 2 e 3 são descritos os materiais usados, o fabricante e a constituição dos mesmos.

Tabela 2 - Composição química, fabricante, lote e data de validade do gel de placebo, do Concise™ Orthodontic Chemical Cure (3M ESPE), do Transbond XT™ Light Cure (3M ESPE) e do Victory Series™ Metal Brackets (3M ESPE).

Produto	Fabricante	Constituintes	Lote	Validade
<i>Concise™ Orthodontic Chemical Cure</i>	<i>3M Unitek</i>	*6ml resina bond de esmalte A *6ml resina bond de esmalte B *18g pasta adesiva ortodôntica A *18g pasta adesiva ortodôntica B *9ml <i>etching</i>	N678294	2017-06
<i>Transbond™ XT Light Cure</i>	<i>3M Unitek</i>	*2 seringas (4g cada) *6ml Primer Transbond XT™ *1 Suporte de pincel *60 Pinceis	GY9NJ	2018-08
<i>Victory Series™ Metal Brackets</i>	<i>3M Unitek</i>	*1 Kit de 20 <i>brackets</i>	GN7QP	_____

Tabela 3 - Instruções de utilização do Concise™ Orthodontic Chemical Cure (3M ESPE)

Produto	Instruções do Fabricante
<p><i>Concise™ Orthodontic Chemical Cure</i></p>	<ol style="list-style-type: none">1. Profilaxia do dente com pasta pedra pomes e escova de polimento;2. Lavar com água;3. Secar com ar;4. Colocar o <i>etching</i> do sistema Concise™ no godê;5. Molhar uma das mini-esponjas descartáveis com uma pinça no <i>etching</i>;6. Passar a mini-esponja na superfície dentária por 15 segundos;7. Lavar com água;8. Secar com ar;9. Misturar iguais porções de resina A e resina B no godê com uma mini-esponja descartável e uma pinça durante 5-10 segundos;10. Aplicar no dente uma fina camada;11. Misturar vigorosamente iguais porções de pasta A e pasta B no bloco de mistura durante 20 segundos. Utilizar os dois extremos da espátula descartável a fim e evitar contaminação cruzada dos frascos;12. Aplicar o adesivo misturado na base do <i>bracket</i> com a espátula fornecida no kit;13. Posicionar o <i>bracket</i> na superfície do dente preparada;14. Remover os excessos.

Tabela 4 - Instruções de utilização do Transbond XT™ Light Cure (3M ESPE).

<i>Transbond XT™ Light Cure</i>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Profilaxia do dente com pasta pedra-pomes e escova de polimento; 2. Enxaguar com água; 3. Secar cuidadosamente com um jacto de ar isento de óleo e de humidade; 4. Condicionamento da superfície dentária com ácido ortofosfórico durante 20 segundos; 5. Enxaguar com água; 6. Secar cuidadosamente com jacto de ar isento de óleo e de humidade; 7. Aplicar uma camada uniforme de <i>primer</i> na superfície do dente a receber o aparelho; 8. Com a seringa, aplicar uma pequena quantidade de Transbond XT™ na base do <i>bracket</i>; 9. Logo após a aplicação do adesivo, colocar o <i>bracket</i> suavemente sobre a superfície do dente, apertando-o firmemente para assentá-lo; 10. Retirar cuidadosamente os excessos de adesivo ao redor da base do <i>bracket</i> sem mudá-lo de posição; <p>Posicionar a lâmpada de polimerização a uma distância de 2-3mm acima do contacto interproximal em <i>brackets</i> metálicos.</p>
-------------------------------------	---

4. Colagem dos *brackets*

Como material de fixação dos *brackets* foi utilizado o sistema de colagem de resina composta fotopolimerizável *Transbond XT™ Light Cure* (adesivo e resina) e como resina autopolimerizável *Concise™ Orthodontic Chemical Cure* (adesivo e resina), segundo o protocolo dos respectivos fabricantes. Para o sistema fotopolimerizável foi utilizado o fotopolimerizador *Optilux 501®* (Figura 17) com luz emitida por diodo (LED, DX) em modo contínuo previamente calibrado com intensidade de luz de 600 mW/cm².



Figura 19 - Montagem de bracket com sistema Concise™

Todo procedimento de colagem foi realizado pelo mesmo operador e dente a dente, ou seja, somente após a conclusão da colagem de um dente foi iniciada a colagem de outro dente e assim sucessivamente até à conclusão da cimentação dos *brackets* em todos os dentes de cada grupo. Para o posicionamento dos *brackets* na superfície vestibular/lingual dos dentes foi utilizada uma pinça de apreensão para colagem. Após a colagem dos *brackets* nas superfícies dentárias, todas as amostras foram armazenadas em água destilada num refrigerador, a 4°C, segundo a Norma ISO/TS 11405: 2015 (E), durante 7 dias.

5. Termociclagem

Ao fim de 7 dias o grupo 1 foi sujeito a um envelhecimento no termociclador (*Refri 200 E, ARALAB, Parede, Portugal*) (Figura 20). O processo de envelhecimento no termociclador consistiu em banhos frios e quentes, de 5°C e 55°C, respectivamente, durante 30 segundos cada. Foram realizados 20.000 ciclos, o que corresponde a um envelhecimento de cerca de 2 anos de tratamento em boca. Ao fim do procedimento, as amostras foram armazenadas em água destilada no refrigerador.



Figura 20 - Termociclador (Refri 200 E, ARALAB, Parede, Portugal)

Terminada a termociclagem do grupo 1 foi possível iniciar a termociclagem do grupo 3. Este teve início um dia após o fim do primeiro. Durante a termociclagem do grupo 3, as amostras dos restantes grupos foram recolhidas e armazenadas em água destilada no refrigerador. De forma a minimizar a deterioração dos fragmentos dentários, substituiu-se a solução armazenadora (água destilada) semanalmente até à data de tracção das amostras.

6. Resistência adesiva à Microtração

Após a termociclagem dos grupos 1 e 3, os fragmentos pertencentes a todos os grupos (grupo 1,2, 3 e 4) foram submetidos ao teste de microtração, na máquina de testes universal (*Shimadzu Autograph AG-IS, Tokyo, Japão*) (Figura 21). Foram colados num *jig* de aço inoxidável (Figura 23), especialmente confeccionado para a tracção de *brackets* ortodônticos, com cola de cianocrilato (*Zapit®*, *Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA*) (Figura 22). O *jig* foi introduzido na máquina previamente programada para submeter os dentes a uma carga de tracção a uma velocidade de 0,5mm/min.

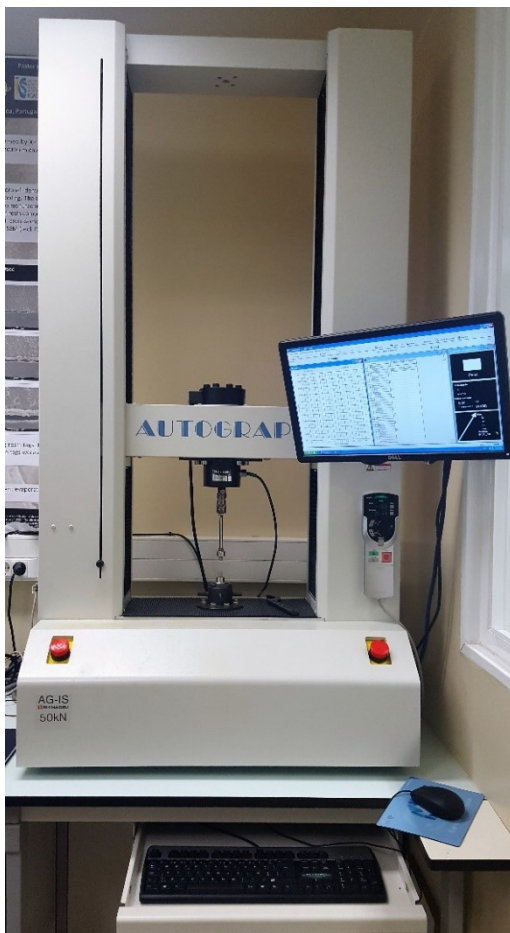


Figura 21 - Máquina de testes universal (*Shimadzu Autograph AG-IS, Tokyo, Japão*)



Figura 22 - Cola de cianocrilato (*Zapit®*, *Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA*)

Após a quebra da adesão do *bracket* ao esmalte, foram avaliados os valores aos quais a mesma se deu e comparados entre os quatro grupos (comparação entre o grupo autopolimerizável e o grupo fotopolimerizável).

Para além dos valores de força adesiva obtidos, foi também estudada a interface em que ocorreu a quebra (esmalte-resina, resina-*bracket* ou mista) (Tabela 4).

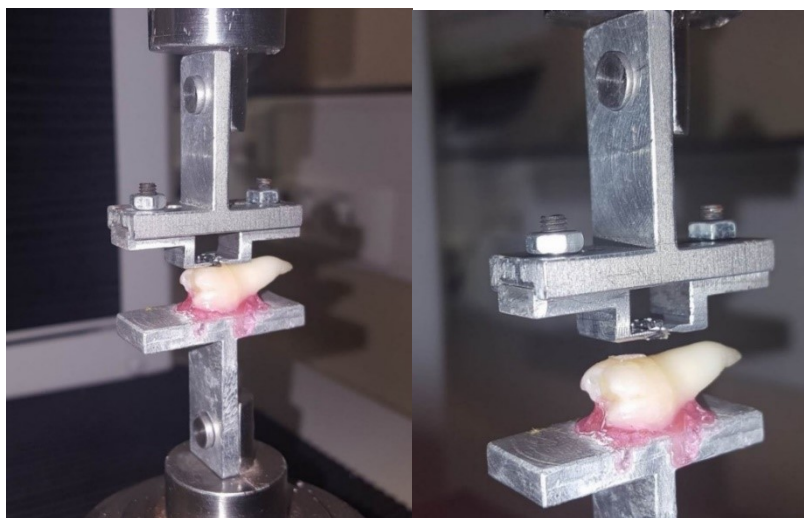





Figura 23 - Fragmento colado no jig para ser submetido ao teste de microtração

Tabela 5 - Classificação dos tipos de fratura

Fratura Adesiva		Fratura Mista
Fratura entre a interface Esmalte-Resina	Fratura entre a interface Resina- <i>Bracket</i>	Fratura tanto na interface Esmalte-Resina como na Interface Resina- <i>Bracket</i>
		

7. Análise Estatística

A principal variável quantitativa testada neste estudo foi a “força adesiva”. Para além desta variável testou-se também a variável qualitativa “tipo de fratura”. A análise estatística foi efetuada com o programa *SPSS (Statistical Package for the Social Sciences)* versão 23.0 para *Windows (SPSS 23.0, IBM SPSS)* e o programa *Excel 2010* para *Windows 7*.

Estipulou-se como referência para aceitar ou rejeitar a hipótese nula um nível de significância ($p \leq 0.05$). Para testar as diferenças entre as forças de adesão nos diferentes grupos recorreu-se à Análise de Variância (teste *ANOVA One-Way*), uma vez que a comparação é entre mais de dois grupos e a variável dependente é de tipo quantitativo.

De forma a confirmar a validade deste teste, é necessário o cumprimento de alguns pressupostos, nomeadamente:

- Obtenção aleatória e independentemente dos dados;
- Homogeneidade de variâncias entre os grupos experimentais, isso é, que as variâncias ou desvios-padrões das medidas de resistência sejam equivalentes entre os quatro grupos experimentais.
- Normalidade dos resíduos, os quais são estimativas dos erros experimentais, determinadas pela diferença entre cada medida de resistência e a média do grupo ao qual a medida pertence.

O teste de *Shapiro-Wilk* e o teste de *Levene* foram utilizados de forma a analisar o pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias, respectivamente.

Relativamente à normalidade, apenas se verificaram violações esporádicas do pressuposto nos grupos 1 ($p = 0.014$), 2 ($p = 0.002$) e 4 ($p = 0.005$). Foram então rejeitados alguns valores (por impedirem uma distribuição normal das amostras, invalidando a posterior análise através do teste ANOVA), e de seguida foi feito novo teste de *Shapiro-Wilk*. Por outro lado, o pressuposto da homogeneidade de variância da variável dependente do modelo foi validado pelo teste de *Levene* ($p = 0.182$).

IV. RESULTADOS

Tabela 6 – Média e Desvio Padrão das forças de adesão em MPa nas 60 amostras

	Média	Desvio Padrão	N
Grupo 1	8,8343387	3,41991160	15
Grupo 2	10,3144120	4,91117029	15
Grupo 3	8,1422887	2,59885266	15
Grupo 4	9,0991047	3,58796043	15

Testes de Normalidade

Tabela 7 - Teste de Normalidade de distribuição entre os valores de força de adesão para as 60 amostras

Grupo	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
1	0,160	15	0,200	0,844	15	0,014
2	0,246	15	0,015	0,786	15	0,002
3	0,134	15	0,200	0,918	15	0,179
4	0,217	15	0,056	0,812	15	0,005

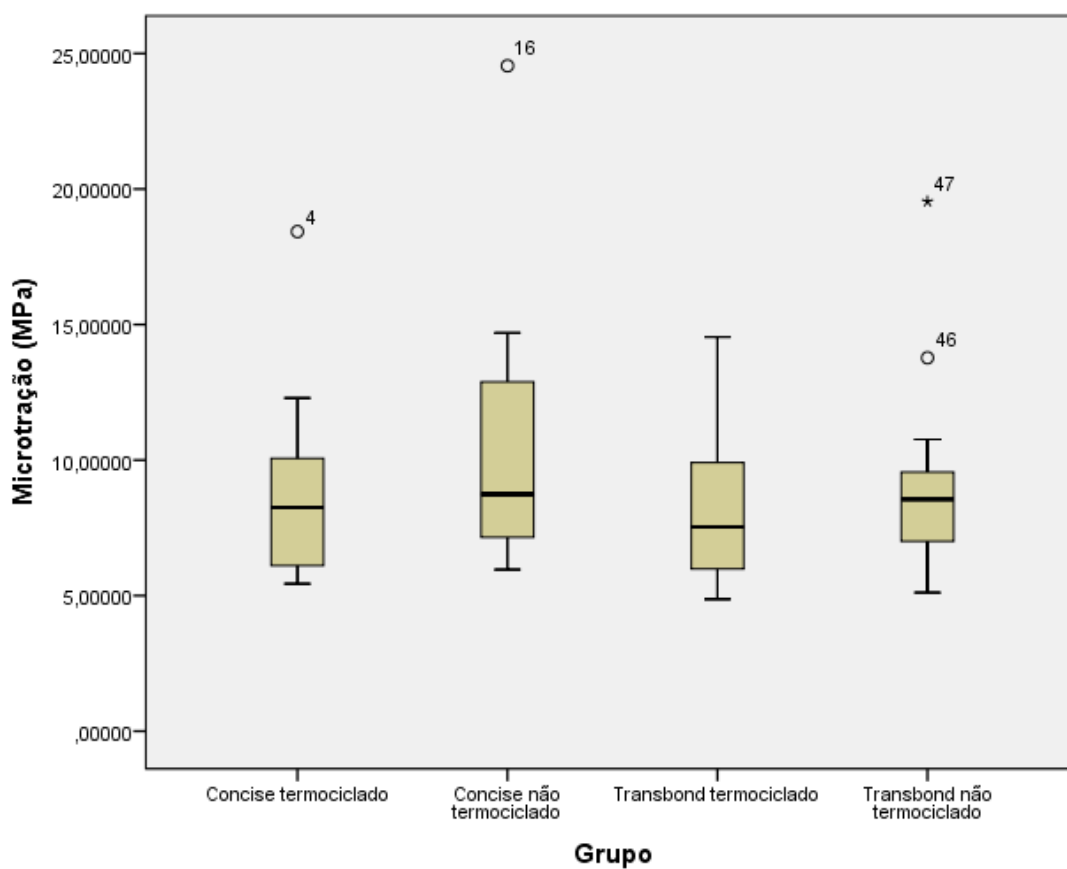


Figura 24 - Box-Plot mostrando as diferenças nos valores de Microtração em MPa entre os diferentes grupos (N=15)

Foram rejeitados alguns valores por impedirem uma distribuição normal das amostras, invalidando a posterior análise através do teste ANOVA.

Tabela 8 – Média, Valores Mínimos, Valores Máximos e Desvio Padrão das forças de adesão em MPa nas 56 amostras

	Média	Mínimo	Máximo	Desvio Padrão	N
Grupo 1	8,1490557	5,43666	12,29000	2,23817341	14
Grupo 2	9,2979414	5,96351	14,69500	3,04706292	14
Grupo 3	8,1422887	4,87160	14,53800	2,59885266	15
Grupo 4	7,9366900	5,11356	10,76442	1,62941683	13

Testes de Normalidade

Tabela 9 - Teste de Normalidade de distribuição entre os valores de força de adesão para as 56 amostras

Grupo	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estatística	gl	Sig.	Estatística	gl	Sig.
1	0,167	14	0,200	0,923	14	0,242
2	0,210	14	0,095	0,857	14	0,028
3	0,134	15	0,200	0,918	15	0,179
4	0,138	13	0,200	0,982	13	0,987

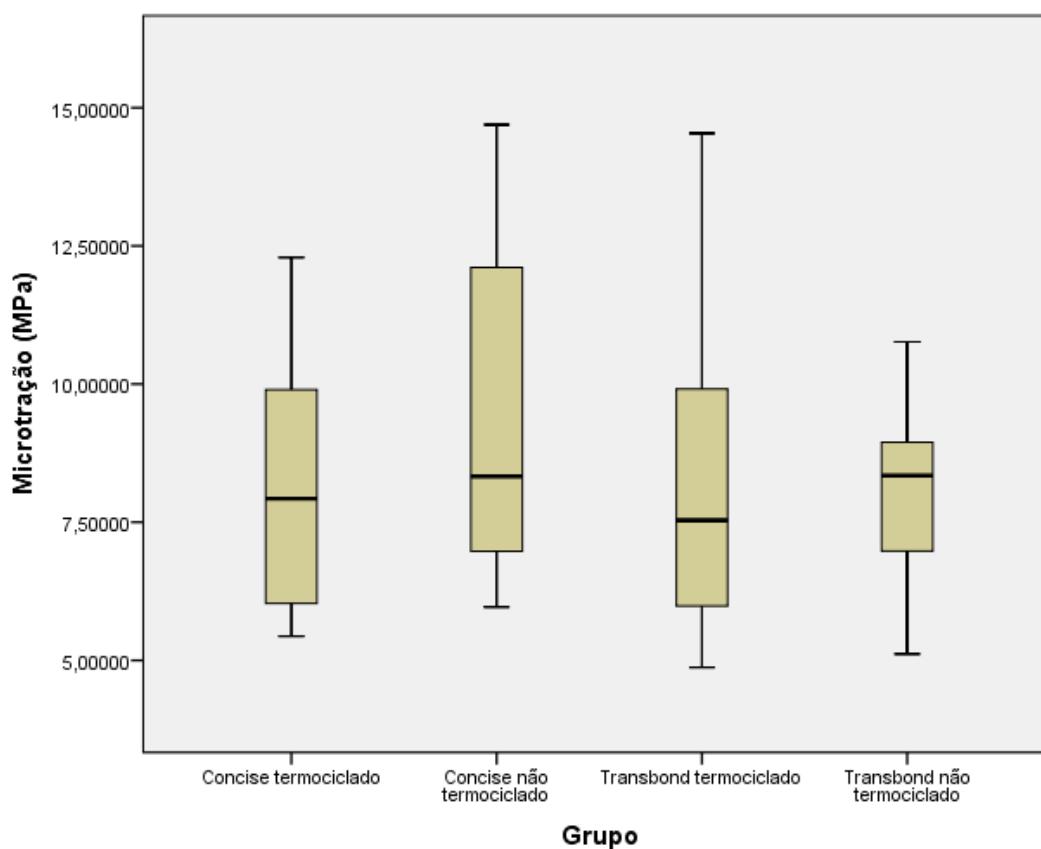


Figura 25 - Box-Plot mostrando as diferenças nos valores de Microtração em MPa entre os diferentes grupos

Teste de Homogeneidade de Variâncias

Tabela 10 - Teste de homogeneidade de variância entre os valores de força de adesão para os diversos grupos de estudo

Estadística de Levene	gl1	gl2	Sig.
1,683	3	52	0,182

Teste ANOVA

Tabela 11 – Teste ANOVA

	F	Sig.
Entre Grupos	0,885	0,455

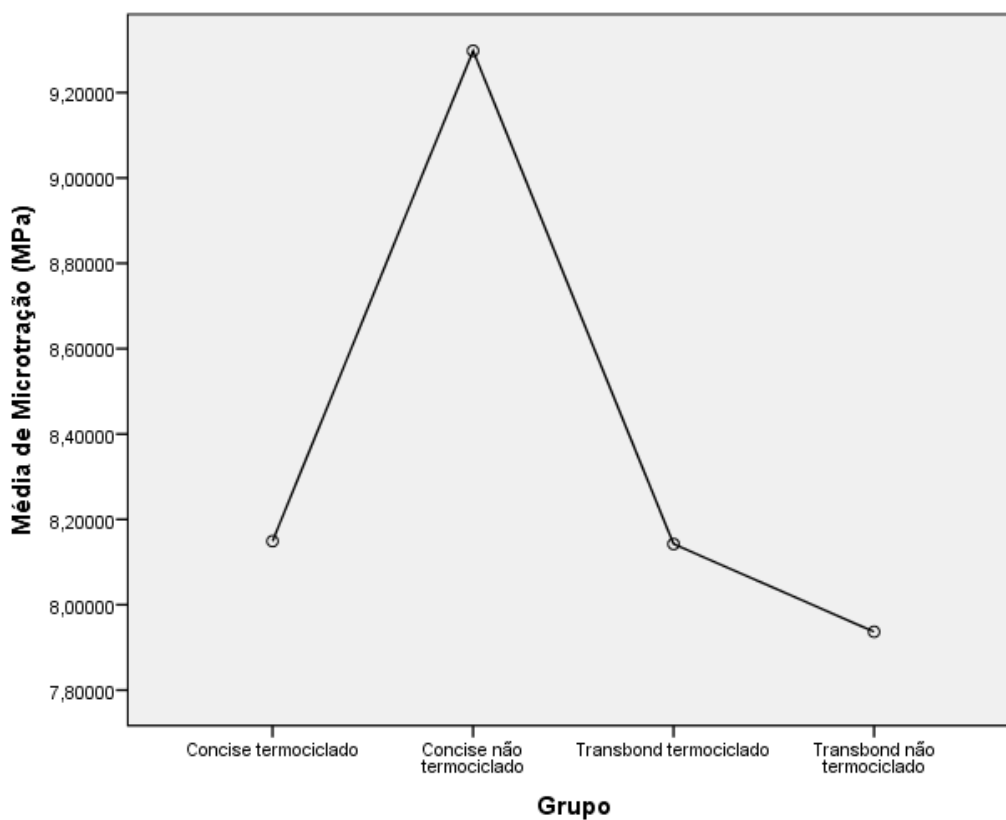


Figura 26 - Média de valores de Microtração em MPa entre os diferentes grupos

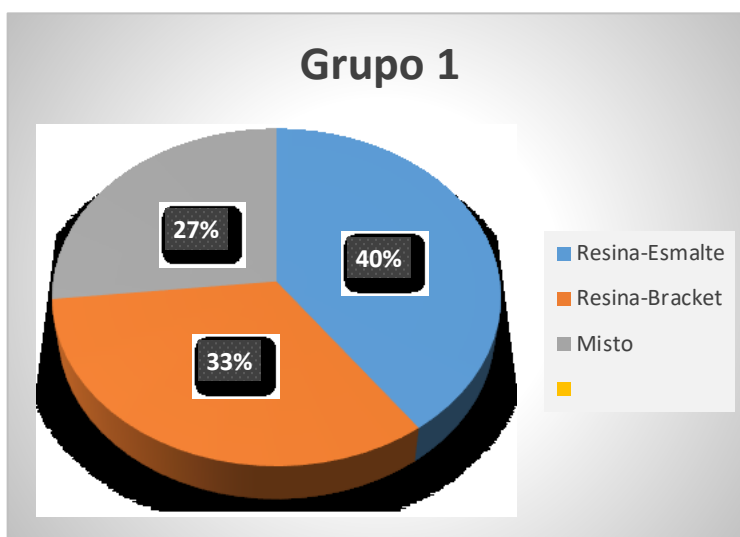


Figura 27 - Tipos de Fracturas ocorridos no sistema Concise™ termociclado

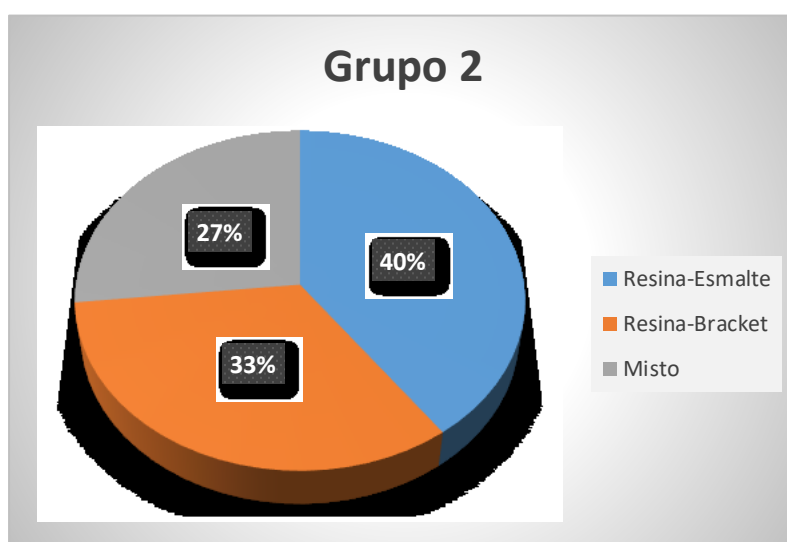


Figura 28 - Tipos de Fracturas ocorridos no Sistema Concise™ não termociclado

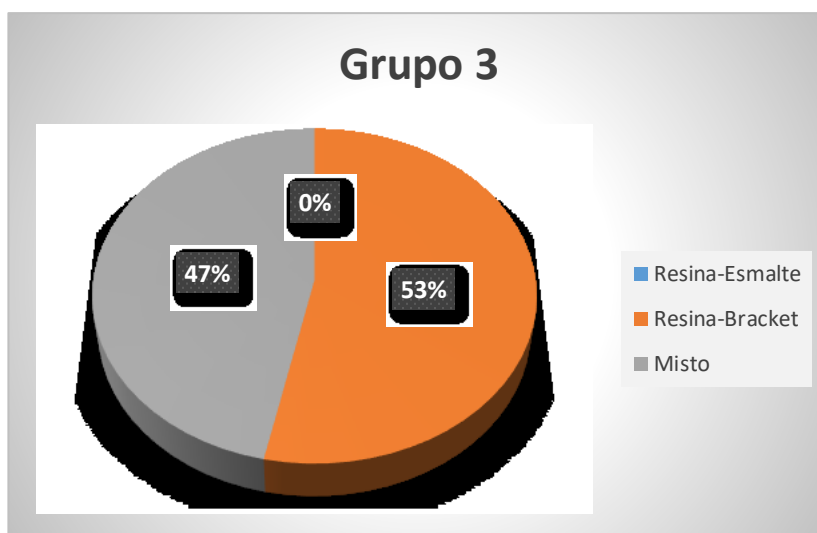


Figura 29 - Tipos de Fraturas ocorridos no Sistema Transbond XT™ termociclado

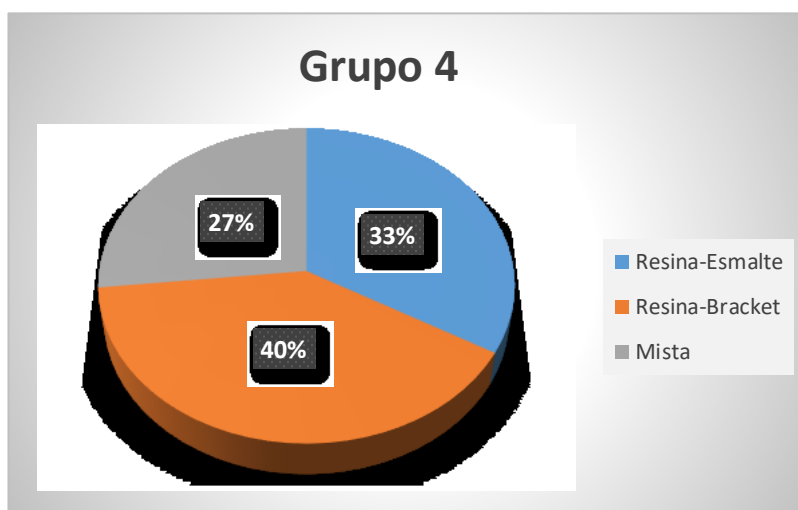


Figura 30 - Tipos de Fraturas ocorridos no Sistema Transbond XT™ não termociclado

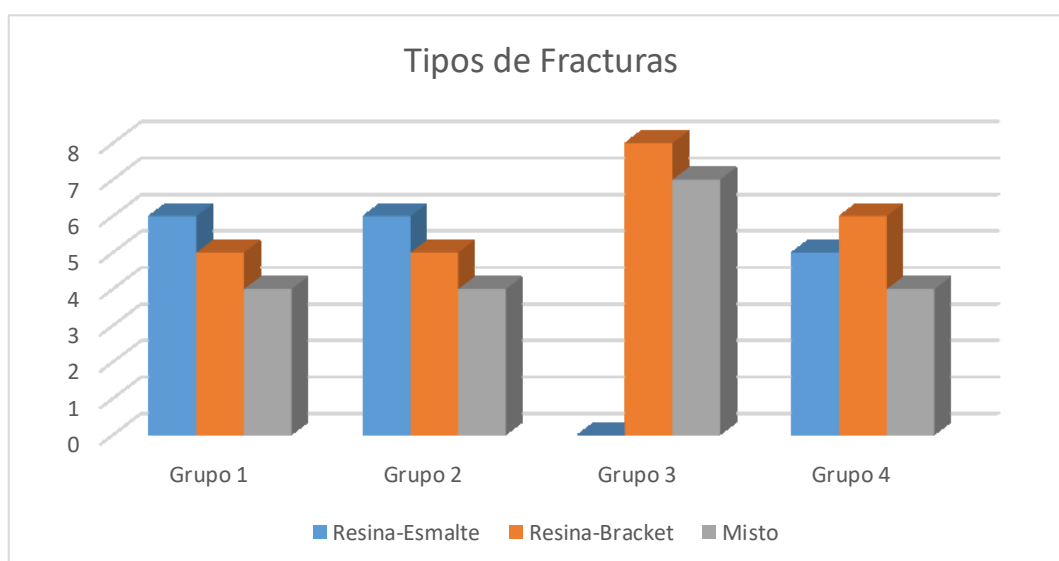


Figura 31 - Tipos de Fraturas ocorridos nos 4 grupos

V. DISCUSSÃO

Os trabalhos desenvolvidos por Buonocore M. G. em 1955, bem como por Tavas M. A. e Watts D. C. em 1979, no estudo da técnica adesiva ao esmalte, levou ao desenvolvimento de protocolos que conduziram aos métodos aplicados em ortodontia usados nos dias de hoje. Em 1965 foi introduzida a adesão de elementos ortodônticos ao esmalte, através de Newman G. V., o que permitiu uma grande e significativa evolução nos tratamentos, nomeadamente a eliminação de alguns problemas associados às bandas dentárias, tais como a separação interdentária, estética e lesões de cáries causadas pela descimentação despercebida das mesmas.

No caso da ortodontia, a busca pela melhoria na eficácia da qualidade adesiva entre o *bracket* e o esmalte dentário, tem levado a uma constante evolução dos adesivos, de forma a melhorar a eficácia clínica, dividindo-os em duas grandes classes: autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis (Ianni Filho *et al.*, 2004; Sharma S. *et al.*, 2014).

São inúmeros os artigos que referem os diversos materiais utilizados na colagem de *brackets*, nos quais salientam as suas vantagens e desvantagens, resistência à tracção e ao cisalhamento, comprometimento da estrutura dentária, entre outras propriedades que justifiquem seu uso na prática clínica diária (Fonseca, D. D. D. *et al.*, 2010). Dentro destes, a adesividade das resinas compostas tem sido comprovada em vários estudos, tendo-se tornado o material mais utilizado por todos os ortodontistas para a cimentação de *brackets*. Para além das suas propriedades estéticas, apresentam boa capacidade de resistência às forças aplicadas durante a movimentação ortodôntica, constituindo uma escolha viável para cimentação de *brackets* metálicos (Fonseca, D. D. D. *et al.*, 2010).

Embora os sistemas adesivos usados terem sido avaliados em inúmeros estudos, ainda permanecem diferenças nas conclusões obtidas. Apesar dos resultados obtidos *in vitro*, deve-se ter cuidado ao extrapolar para situações clínicas *in vivo*, uma vez que há vários parâmetros que podem ser variáveis e condicionantes nos resultados (Hajrassie, M. K. A. e Khier, S. E., 2007; Pickett K. L. *et al.*, 2001). Na literatura, vários mecanismos são sugeridos como sendo a causa da diminuição das forças de adesão utilizando sistemas autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis. No que toca ao procedimento clínico, são inúmeros os erros que podem ocorrer aquando dos diversos passos realizados pelo operador, tais como o tempo decorrido entre a extracção do dente e a colagem de *brackets*, eficácia da profilaxia em cada amostra, isolamento devido, tempo de exposição da

superfície dentária ao ácido ortofosfórico, pressão efectuada no *bracket* contra a parede de esmalte após a colocação da resina, direcção de incidência da luz polimerizadora e a quantidade de adesivo remanescente após a colagem dos *brackets* (DeJean, 2012; Fonseca DDD *et al.*, 2010; Morais, E. *et al.*, 2011; Norma ISO/TS 11405: 2015; Sobrinho, L. C. *et al.*, 2002; Vinagre, A. R. *et al.*, 2014; Zachrisson, B. U. e Brobaklen, B. O., 1978). É ainda importante considerar o tempo de exposição dos *brackets* na cavidade oral, nomeadamente aos ácidos e saliva, uso incorrecto dos *brackets* por parte dos pacientes e o papel incontornável das forças mastigatórias (Mirzakouchaki, B. *et al.*, 2016; Vinagre, A. R. *et al.*, 2014). No que diz respeito às amostras utilizadas, estas foram todas previamente higienizadas com pasta de pedra-pomes, tal como recomendado pelos fabricantes, de forma a permitir eliminar um factor de possível falha da adesão ao esmalte. Esta higienização das peças dentárias levou a uma padronização da superfície dentária, livre de detritos e placa bacteriana.

Neste estudo foi elaborada uma abordagem que permite comparar a resistência adesiva ao esmalte na adesão de *brackets* através de sistemas autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis, recorrendo a um termociclador (para induzir um envelhecimento precoce das amostras através da alteração estrutural das mesmas, comparável com a que se obtém com a sua utilização a longo termo), e uma máquina de tracção para avaliar os valores aos quais os *brackets* cedem e descolam da superfície dentária.

Uma variação rápida de temperatura de um meio leva ao aceleração da deterioração da estrutura das resinas, conduzindo a absorção de água, conseqüente expansão higroscópica e degradação química dos materiais causando a solubilidade do compósito (Arıcı S., Arıcı N., 2003; Sokucu, O. *et al.*, 2010; Yap, A. U. e Wee, K. E., 2002). A inclusão de um processo de envelhecimento/degradação da amostra de resina adesiva permite adicionar uma nova dimensão aos resultados dos testes de microtracção, possibilitando não só obter dados da força adesiva inicial, mas também avaliar a durabilidade adesiva dos cimentos (Arıcı, S. e Arıcı, N., 2003; Sokucu, O. *et al.*, 2010).

Apesar de o protocolo de termociclagem estipulado pela norma ISO TR 11405 definir 500 ciclos de termociclagem em água entre 5 e 55°C, alguns estudos indicam que esse número é provavelmente insuficiente para estimular o efeito de envelhecimento que ocorre a longo termo durante o tratamento ortodôntico, podendo não afectar a força adesiva (Gale M. S. e Darvell B. W., 1999; ISO, 1994; Leloup G. *et al.*, 2001; Vinagre A. R. *et al.*, 2014). No entanto, noutros estudos realizados foi comprovado um efeito

significativo da termociclagem quando avaliados os valores de força de adesão, após aplicados cerca de 15.000 a 30.000 ciclos (Elekdag-Turk, S. *et al.*, 2008; Vinagre, A. R. *et al.*, 2014). Tendo em conta a revisão elaborada por Gale e Darvel em 1999, na qual definiram uma proporção directa entre 10.000 ciclos de termociclagem como sendo um período de 1 ano, foram estipulados 20.000 ciclos de forma a simular 2 anos de tratamento.

Estudos anteriores mostraram que o procedimento de termociclagem e o armazenamento em água afecta a força adesiva dos *brackets* (Artun, J. e Bergland, S., 1984; Cehreli, Z. *et al.*, 2005). Heintze S. D. (2013) explica que o armazenamento em água destilada provoca a deterioração hidrolítica dos constituintes da resina. Essa hidrólise é um processo químico no qual ocorre adição de água nas ligações covalentes que unem os polímeros, sendo estas quebradas resultando na perda de massa da resina. É considerada uma das principais razões para a falha da ligação entre o adesivo e o aderente ao longo do tempo (Ali *et al.*, 2013).

Os testes de resistência adesiva por microtração foram feitos através de uma máquina de testes universal, *Shimadzu Autograph AG-IS, Tokyo, Japão*, a uma velocidade de tração de 0,5mm/min, protagonizada de forma a obter um valor de força de fractura mais preciso (Andrade A. M. *et al.*, 2010; Perdigão J. *et al.*, 2014; Scherrer S. S. *et al.*, 2010). Contudo, a velocidade de 1mm/min também é equitativamente utilizada por diversos autores (Kumari R. V. *et al.*, 2015).

Aquando da preparação das amostras para a microtração é frequente ocorrerem "falhas pré-teste", que irão influenciar os valores de resistência adesiva e a análise estatística (Breschi, L. *et al.*, 2013). No entanto ainda não é consensual o procedimento a adoptar quando estas situações ocorrem, sendo válido a exclusão destas amostras da análise estatística (que pode levar a uma superestimação da resistência adesiva), a sua inclusão como valores de MPa (que pode conduzir a uma subestimação) ou atribuir a cada uma destas amostras o valor mais baixo obtido dentro do grupo em que se incluía (Breschi, L. *et al.*, 2013).

Segundo Vinagre e colaboradores em 2014, a colagem directa de *brackets* ao esmalte através dos compósitos usados para no tratamento ortodôntico é considerada bem-sucedida quando permite uma força mínima entre 5.9 e 7.8 MPa. Valores abaixo desta média são indício de falha. Já Diedrich considera entre os valores 5 e 10 MPa.

Contudo, é necessário medir a força adesiva de acordo com um método standardizado de forma a obter resultados comparáveis (Reimann S. *et al.*, 2012).

O Transbond XT™ é um produto *standard* na ortodontia corrente. Tem sido um componente de numerosos estudos comparativos de adesão (Bishara S. E. *et al.*, 2007; Vicente, A. e Bravo, L. A., 2008). Neste estudo, os valores médios de força adesiva rondaram entre os 4,87160 MPa e 14,53800 MPa no grupo termociclado e 5,11356 MPa e 10,76442 MPa no grupo não termociclado. Relativamente ao sistema Concise™, os valores médios de força adesiva apresentaram-se entre 5,43666 MPa e 12,29000 no grupo termociclado e 5,96351 e 14,69500 no grupo não termociclado (tabela 7)

Através da análise dos resultados obtidos pelo teste *ANOVA* (tabela 10) concluiu-se que não existiam diferenças estatisticamente significativas entre os grupos estudados relativamente aos valores de tracção ($p=0,455$). Estes resultados são suportados pelas conclusões de Kumari R. V. *et al.* em 2015 e Mondelli A. L. e Feitas M. R. em 2007, mas contraditórios quando comparados com as conclusões de Giannini C. e Francisconi P. A. S. em 2008, que relevaram que o compósito Concise™ era mais forte que o compósito Transbond XT™ (Greenlaw, R. *et al.*, 1989; Wendl, B. e Droschl, H., 2004). Outros estudos têm mostrado uma tendência reversa, onde os materiais fotopolimerizáveis apresentaram uma força adesiva maior (Vinagre A. R. *et al.*, 2014) possivelmente devendo-se ao facto de a maioria desses estudos fazerem testes às amostras apenas após 24 horas de armazenamento (Bishara S. E. *et al.*, 2002; Elekdag-Turk S. *et al.*, 2008; Neves A. *et al.*, 2011; Turk T. *et al.*, 2007).

Segundo um estudo elaborado em 1999 por Gale M. S. e Darvell B. W., existe pouca concordância e standardização entre os vários estudos *in vitro* de termociclagem hoje em dia utilizados para avaliar a eficácia dos diversos sistemas adesivos, uma vez que utilizam diferentes regimes de aplicação do teste. A grande diferença entre esses estudos passa pelo número de ciclos térmicos utilizados, que variam entre 500, 750, 1500 e 2500, bem como pelos extremos de temperatura, sendo os valores mais baixos utilizados 5°C e 10°C e os pontos mais elevados 45°C, 50°C ou 55°C. Outro problema verificado nestes estudos passa por as amostras termocicladas não serem comparadas com as amostras não-termocicladas, como recomendado por Bishara *et al.* em 2003, impossibilitando assim tirar qualquer tipo de conclusões relativamente à influência da termociclagem na força adesiva (Elekdag-Turk S. *et al.*, 2008).

Deve ser tido em consideração que, ao contrário da polimerização química, a fotopolimerização tem uma força de adesão consideravelmente menor em *brackets* mais largos, isto é, incisivos superiores, especialmente quando aplicado pouco tempo de polimerização (Wendl, B. e Droschl, H., 2004).

Um dos factores a ter em conta nos testes de tracção é o somatório da distribuição das forças nas diversas partes da amostra (nomeadamente: jig-amostra, amostra-adesivo, adesivo-*bracket*, *bracket*-jig). Uma vez que a adesão da amostra ao jig inferior influencia ambos os sistemas, foi possível analisar os valores de adesão obtidos (força necessária para o adesivo do *bracket* ceder) como resultado apenas da variação do sistema adesivo utilizado.

Em muitos estudos realizados, os resultados obtidos *in vitro* da força adesiva foram generalizados para as condições *in vivo*. No entanto, em 2001 Pickett K. L. *et al.* e em 2007 Hajrassie M. K. A. e Khier S. E. mostraram que os valores obtidos da força adesiva testada *in vivo* na cavidade oral eram significativamente mais baixos do que os valores testados em condições *in vitro*, sugerindo que a performance dos diferentes sistemas adesivos determinada por experiências laboratoriais nem sempre pode ser extrapolada para situações clínicas e deve ser devidamente interpretada com o devido cuidado (Beech D. R. e Jalaly T., 1981; Mirzakouchaki, B. *et al.*, 2016).

É clinicamente importante avaliar a quantidade de adesivo remanescente depois da descolagem dos *brackets*, uma vez que quanto menor a quantidade de adesivo remanescente, ou quando ocorre uma falha entre o esmalte e o adesivo devido ao bond, maior terá sido o *stress* na superfície do esmalte (Mirzakouchaki, B. *et al.*, 2016). Após o teste de tracção foi possível estudar as zonas de fractura, quer seja na interface esmalte-compósito ou compósito-*bracket*.

Mondelli A. L. e Feitas M. R. afirmam em 2007 que a ligação mais fraca dos sistemas fotopolimerizáveis na colagem ortodôntica é na interface compósito-*bracket*, reforçando que esta interface adesiva é crítica em termos de resistência, o que vai ao encontro dos resultados obtidos no ensaio clínico elaborado no presente estudo: a maioria das falhas da adesão nos adesivos fotopolimerizáveis deu-se na interface compósito-*bracket*, tanto no grupo termociclado como no grupo não sujeito a termociclagem (Figuras 18 e 19). Estes resultados podem ser explicados pelo facto de a luz ser incapaz de polimerizar adequadamente a resina por baixo dos *brackets* (Turk T. *et al.*, 2007). A

fotopolimerização por baixo dos *brackets* metálicos, para além de ser possível graças a aparelhos fotopolimerizadores, ocorre também por transiluminação, uma vez que a estrutura dentária transmite luz (Oesterle, L. J. e Shellhart, W. C., 2001). No entanto os materiais fotopolimerizáveis são incapazes de polimerizar completamente devido à presença de estruturas (*brackets* metálicos) que podem reduzir a intensidade da luz da fonte emissora, bem como devido a um tempo insuficiente de exposição à mesma, o que pode resultar numa força adesiva reduzida (Vinagre, A. R. *et al.*, 2014).

O facto de a velocidade de polimerização das resinas fotopolimerizáveis depender de vários factores externos pode afectar o seu grau de polimerização, principalmente nas etapas iniciais das colagens. Segundo Sokucu *et al.* (2010)., devido à rápida polimerização da resina, não há tempo suficiente para que a fase pré-gel do material absorva os *stresses* de polimerização/contracção intrínsecos ao compósito. Assim, esta polimerização parcial permite uma maior degradação, seja por absorção de água, seja por criação de microfissuras que permitem infiltração da resina, o que pode afectar a longevidade da cimentação. No entanto, é importante um alto grau de conversão dos monómeros para assegurar uma polimerização máxima e uma força adesiva adequada de forma a sustentar as forças iniciais ortodônticas, que podem ser mais facilmente obtidas nos primeiros minutos por colagem com resinas autopolimerizáveis (Vinagre A. R. *et al.*, 2014).

Em vários artigos foi referido que nas resinas adesivas fotopolimerizáveis, o processo de polimerização (a cadeia de reacção onde os monómeros de metacrilato são interligados através da divisão das ligações duplas) continua após a exposição à luz terminar (Wendl, B. e Droschl, H., 2004). Através de estudos anteriores, concluiu-se que a formação primária dos radicais, pela fotoactivação do foto-iniciador, parece ser decisivo para a reacção de polimerização tardia subsequente (Wendl, B. e Droschl, H., 2004). Nos estudos de Vinagre A. R. *et al.* em 2014, os resultados de força adesiva obtidos nos cimentos autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis, demonstraram duplicar nas 24 horas após a aplicação quando comparados com os obtidos ao fim de 15 minutos. Este aumento pode ser explicado pela contínua polimerização dos materiais para lá do período de radiação inicial de 15 minutos, o que é suportado por Greenlaw R. *et al.* em 1989, que sugere que há uma produção inicial de radicais livres na periferia da resina, onde toda a área exposta à luz é alcançada, e posteriormente uma difusão interna destes radicais ao

longo do tempo. Isto permite a polimerização da resina por baixo da base do *bracket*, o que resulta num aumento de força de adesão.

Relativamente ao adesivo autopolimerizável, a falha adesiva ocorreu maioritariamente na interface esmalte-compósito, quer no grupo termociclado como no grupo que não sofreu termociclagem o que pode ser explicado pela conversão dos monómeros em polímeros ao longo do tempo, originando uma polimerização mais uniforme e homogénea (Figuras 16 e 17) (Kournetas N. *et al.*, 2011). Estes dados são suportados por diversos autores que afirmam ser na interface esmalte-compósito a zona crítica de fractura (Mondelli A. L. e Feitas M. R., 2007; Neves M. G. *et al.*, 2013). Este tipo de fratura pode ter sido devido a pequenos cracks que poderão ter surgido aquando da realização dos cortes nas amostras e/ou na realização dos testes de microtracção, criando assim factores de alterações nas forças de fratura. Por outro lado, a habilidade do operador pode ser igualmente um factor determinante, nomeadamente no incorreto alinhamento do fragmento dentário no *jig*, assim como a sua colocação na máquina de testes universal (Armstrong, S. *et al.*, 2010). Por outro lado outros autores apresentaram resultados contraditórios, afirmando ser na interface *bracket*-adesivo a zona de maior frequência de fractura (Gorelick, L., 1977). São vários os factores que podem ter contribuído para esse resultado, nomeadamente a recolocação do *bracket* algum tempo após a activação do compósito, bem como a movimentação não intencional do *bracket* após o seu posicionamento, a não penetração do compósito nas micro-ranhas da base do *bracket*, ou até mesmo a aplicação precoce de forças antes de a activação do compósito estar concluída (Gorelick, L. , 1977; Santos, J. W., 2004).

Tem sido demonstrado que materiais com maiores forças adesivas e procedimentos mais complexos não aumentam o sucesso clínico, mas sim causam problemas com o isolamento, que se torna húmido (Beech D. R. e Jalaly T., 1981). Uma das desvantagens do sistema Concise™ passa pelos inúmeros passos que o sistema requer, que permitem a acumulação de erros sucessivos. É necessário fazer o condicionamento ácido com o *etching* fornecido no *kit*, lavar e secar, misturar com um pincel a resina A e B do bond e posteriormente misturar com uma espátula a pasta A e B para por fim colocar na base do *bracket*. Já no sistema Transbond XT™ estas etapas foram significativamente reduzidas, resumindo-se à aplicação de ácido ortofosfórico a 37%, lavagem e secagem, aplicação de um primer e posteriormente colocação da resina adesiva na base do *brackets*, sem necessitar de mistura. Com esta simplificação no

procedimento ganhou-se tempo e foi possível diminuir o desconforto em cadeira para o paciente bem como para o médico dentista.

O facto de o sistema Concise™ necessitar de manipulação de pastas por parte do operador faz com que as doses misturadas não sejam exactamente iguais para todos os *brackets*, fazendo variar assim o seu tempo de polimerização e consequentemente a taxa de descimentação. É no entanto referido na bula do produto que não há alteração da capacidade adesiva da resina, apenas há alteração no tempo de polimerização, sendo que ao utilizar mais pasta A acelera a polimerização (passando de 1 minuto e 45 segundos para 55 segundos) e ao utilizar mais pasta B retarda a polimerização (passando de 1 minuto e 45 segundos para 3 minutos e 30 segundos).

Relevância clínica: Um dos objectivos principais deste trabalho prendia-se pela compreensão da capacidade de a luz visível azul atravessar o *bracket* metálico de forma a polimerizar a resina fotopolimerizável. Conseguiu-se entender que esta polimerização é possível de forma directa e indirecta, através a transiluminação inerente ao esmalte, não havendo assim diferenças entre compósitos fotopolimerizáveis e autopolimerizáveis. Embora os testes de laboratório não consigam reproduzir fielmente as condições intraorais durante um tratamento ortodôntico, apenas simular parcialmente, este estudo dá suporte a uma melhor compreensão sobre as vantagens e desvantagens de cada tipo de cimento consoante a sua polimerização.

Outra questão passava pelo facto de procedimentos mais complexos e demorados se tornarem indesejáveis no sentido de o número de variáveis aumentar e o isolamento da superfície do dente preparado se tornar mais difícil. Desta forma o sistema Concise™ mostrou-se indesejável devido à sua necessidade de manipulação e morosidade no processo.

Convém ainda salientar que neste trabalho apenas foi analisado o comportamento mecânico da colagem realizada com os materiais apresentados. Deste modo, parece ser da maior utilidade a elaboração de estudos clínicos que enfoquem estes produtos sob outros aspectos, visando analisar o desempenho dos mesmos. Uma outra hipótese de protocolo para novos estudos nesta matéria seria armazenar as amostras em saliva artificial em vez de água destilada e testar em diferentes intervalos de tempo de armazenamento (tracção ao fim de 24h e ao fim de 2 meses).

VI. CONCLUSÕES

De acordo com os dados obtidos neste estudo, concluiu-se que:

1. Os grupos autopolimerizáveis (grupos 1 e 2) não apresentam maior nem menor resistência adesiva ao esmalte quando comparados com os grupos fotopolimerizáveis (grupos 3 e 4).
2. Os grupos termociclados (grupo 1 e 3) não apresentam valores de resistência adesiva significativamente diferentes dos grupos não termociclados (grupo 2 e 4).

Deve ser aceite a primeira hipótese nula e rejeitada a primeira hipótese alternativa, uma vez que não houve diferenças significativas na resistência adesiva ao esmalte por microtracção, entre os grupos autopolimerizáveis e os grupos fotopolimerizáveis, segundo o teste ANOVA one-way ($p=0,455$).

Da mesma forma, a segunda hipótese nula deve ser aceite, rejeitando-se assim a segunda hipótese alternativa, uma vez que não houve diferenças significativas na resistência adesiva ao esmalte por microtracção, entre os grupos que foram submetidos a termociclagem e os grupos que não foram submetidos a termociclagem.

VII. BIBLIOGRAFIA

- Amaral, F. L. B., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., Corona, S. A. M. (2007). Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *J Esthet Restor Dent*, 19:340–354.
- Ambrizzi, D. R., Franzi, S. A., Filho, V. A. P., Gabrielli M. A. C., Gimenez, C. M. M., Bertoz, F. A. (2007). Avaliação das queixas estético-funcionais em pacientes portadores de deformidades dentofaciais. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, v. 12, n. 5, p. 63-70.
- Amm, E. W., Hardan L. S., BouSerhal, J P., Glasl, B., Ludwig, Bjorn. (2008). Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primer to intact and preconditioned human enamel. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 69:383–392.
- Andrade, A. M., Moura, S. K., Reis, A., Loguercio, A. D., Garcia, E. J., Grande, R. H. M. (2010). Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *Journal of Applied Oral Science*, 591-8.
- Angle, E. H. (1929). The Latest and Best in Orthodontic Mechanism. *The Dental Cosmos*, Vol. 71, p. 164-174.
- Arıcı S., Arıcı, N. (2003). Effects of thermocycling on the bond strength of a resin-modified glass ionomer cement: An in vitro comparative study. *The Angle Orthodontist*, 73:692-696.
- Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A. (2009). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Academy of Dental Materials*, e50-e62.
- Artun J., Z. B. (1982). Improving the handling properties of a composite resin for direct bonding. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 269-76.
- Artun, J. e Bergland, S. (1984). Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 85:333-340.
- Baratieri, L. N., et al. (1993). *Branqueamento Dental*. São Paulo: Ed. Santos.
- Beech, D. R. e Jalaly, T. (1981). Clinical and Laboratory Evaluation of Some Orthodontic Direct Bonding Systems. *Journal of Dental Research*, 60(6):972-978.
- Bishara, S. E., Thunyaudom, T., Chan, D. (1988). The effect of temperature change of composites on the bonding strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 440-1.
- Bishara, S. E., VonWald, L., Olsen, M. E., Laffoon, J. F. (1999). Effect of time on the shear bond strength of glass ionomer and composite orthodontic adhesives. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 616-620.

- Bishara, S. E., Ajlouni, R., Laffoon, J. F. (2003). Effect of thermocycling on the shear bond strength of a cyanoacrylate orthodontic adhesive. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 123:21–24.
- Bishara, S. E., Ajlouni R., Soliman M. M., Oonsombats, C., Laffoon, J. F., Warren, J. (2007). Evaluation of a new nano-filled restorative material for bonding orthodontic brackets. *World Journal of Orthodontics*, 8-12.
- Braga, R. R., Ballester, R. Y., Ferracane, J. L. (2005). Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: A systematic review. *Academy of Dental Materials*, 21, 962–970.
- Braga, R. R., Meira, J. B. C., Boaro, L. C. C., Xavier, T. A. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dental Materials*, e38-e49.
- Breschi, L., Ferracane, J. L., Cadenaro, M., Mazzoni, A. e Hilton T. J. (2013). *Adhesion to enamel and dentin in T. J. Hilton, J. L. Ferracane e J. C. Broome. Summit's Fundamentals of Operative Dentistry*. 4th Editions pp. 207-242: Quintessence Publishing Company.
- Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res.*, 34:849–53.
- Cardoso, M. V. A. N., A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J. e Van Meerbeek. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56 SUPPL 1, 31-44.
- Cehreli, Z. C., Kecik D., Kocadereli I. (2005). Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 127: 573-579.
- Dantas, D. C. R. E., Ribeiro, A. I. A. M., Lima, L. H. M A., Lima, M. G., Guenes, G. M. T., Braz, A. K. S., Braz, R. (2008). Influence of water storage time on the bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems. *Brazilian Dental Journal*, 19(3): 219-223.
- Davidson, C. L. & Feilzer, A. J. (1997). Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restorative. *Journal of Dentistry*, 25(6) 435-440.
- DeJean, K. S. (2012). Avaliação da Influência da Fotopolimerização Prévia do Primer. Salvador: Instituto de Ciências de Saúde.
- Dewel, B. F. (1981). The Ribbon Arch - Its Influence in the Development of orthodontic Appliances. *American Journal of Orthodontics*, 263-268.
- Elekdag-Turk, S., Turk T., Isci, D., Ozkalayci, N. (2008). Thermocycling effects on shear bond strength of a self-etching primer. *Angle Orthod*, 78:351–6.
- Farina, A. P., Cecchin, D., Woitchunas, D. R. (2008). Resistência de união de brackets ortodônticos ao esmalte dental usando diferentes sistemas adesivos. *Revista da Faculdade de Odontologia*, 55-59.

- Feilzer, A. J., De Gee, A. J., Davidson, C. L. . (1990). Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mater*, 6:167–71.
- Feilzer, A. J., De Gee, A. J., Davidson, C. L. . (1993). Setting stresses in composites for two different curing modes. *Dent Mater*, 9:2–5.
- Feitosa, H. O. (2015). Avaliação da resistência a tração e das características de superfície da soldagem elétrica em fio de aço, *NiTi e TMA*. São Paulo: Universidade Cidade de São Paulo.
- Fonseca, D. D. D., Costa D. P. T. S., Cimões R., Beatrice L. C. S., Araújo A. C. S. (2010). Adesivos para colagem de braquetes ortodônticos. *Revista Gaúcha de Odontologia*, p. 95-102.
- Gale, M. S. e Darvell, B. W. (1999). Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *Journal of Dentistry*, 27:89-99.
- Gallusi, G., Galeano, P., Libonati, A., Giuca, M. R., Campanella, V. (2009). Evaluation of bond strength of different adhesive systems: Shear and Microtensile Bond Strength Test. *Oral and Implantology*, 19-25.
- Gange, P. (2015). The evolution of bonding in orthodontics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, S56-63.
- Garcia, R. N., Sousa, C. R. S., Mazucco, P. E. F., Justino, L. M., Schein, M. T., Giannini, M. (2007). Avaliação da resistência de união de dois sistemas adesivos autocondicionantes - Revisão de literatura e aplicação do ensaio de microcisalhamento. *Revista Sul-Brasileira de Odontologia*, 37-45.
- Gary, A. (2012). Is Total-Etch Dead? Evidence Suggests Otherwise. *Compendium of continuing education in dentistry*, 12-26.
- Giannini, C. e Francisconi, P. A. S. (2008). Resistência à remoção de braquetes ortodônticos sob ação de diferentes cargas contínuas. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, 50-59.
- Gorelick, L. (1977). Bonding metal brackets with a self-polymerizing sealant composite A 12-month assessment. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, v.71, n.5, p.541-553.
- Graber, T. M. e Vanarsdall, R. L. (1996). *Ortodontia: principios e tecnicas atuais*. Guanabara Koogan.
- Grandhi, R. K., Combe, E. C., Speidel, T. M. (2001). Shear bond strength of stainless steel orthodontic brackets with a moisture insensitive primer. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 119(3):251-5.
- Greenlaw, R., Way, D. C., Galil, K. A. (1989). An in vitro evaluation of a visible light-cured resin as an alternative to conventional resin bonding systems. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 214-20.
- Griffith, A. A. (1921). *The phenomena of rupture and flow in solids*. Phil Trans roy Soc London A221: 168-198.

- Hajrassie, M. K. A. e Khier, S. E. (2007). In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic brackets bonded to enamel and debonded at various times. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 131:384-90.
- Heintze, S. D. (2013). Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dental Materials*, 29(1), 59–84.
- Jacoby, H. (1989). Semi-indirect bonded lingual retainer. *Journal of Clinical Orthodontics*, 23:171–175.
- Kannurpatti, A. R., Anderson, K. J., Anseth, J. W., Bowman, C. N. (1997). Use of living radical polymerizations to study the structural evolution and properties of highly crosslinked polymer networks. *J Polym Sci B: Polym Phys*, 35:2297–307.
- Kournetas, N., Tzoutzas, I., Eliades, G. (2011). Monomer conversion in dual-cured core buildup materials. *Operative Dentistry*, 36:92–7.
- Kumari, R. V., Poluri, R. K., Nagaraj, H. e Siddaraju, K. (2015). Comparative Evaluation of Bond Strength of Dual-Cured Resin Cements : An In-Vitro Study. *Journal of International Oral Health*, 7(Suppl 1):43-47.
- Leloup, G., D'Hoore, W., Bouter, D., Degrange, M., Vreven, J. (2001). Metaanalytical review of factors involved in dentin adherence . *Journal of Dental Research*, 1605-14.
- McLaughlina, R. P., Bennettb, J. C. (2015). Evolution of treatment mechanics and contemporary appliance design in orthodontics A 40-year perspective. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2015, 147:654-62.
- Mirzakouchaki, B., Shirazi, S., Sharghi, R., Shirazi, S., Moghimi, M., Shahrbafe, S. (2016). Shear bond strength and debonding characteristics of metal and ceramic brackets bonded with conventional acid-etch and self-etch primer systems: An in-vivo study. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, e38-43.
- Miura, F., Nakagawa, K., Masuhara, E. (1971). New direct bonding system for. *Am J Orthod* , 59:350-61.
- Mondelli, A. L. e Feitas, M. R. (2007). Estudo comparativo da resistência adesiva da interface resina/braquete, sob esforços de cisalhamento, empregando três resinas compostas e três tipos de tratamento na base do braquete. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, p. 111-125.
- Morais, E., Romano, F. L., Sobrinho L. C., Correr, A. B., Magnani, M. B. B. A. (2011). Resistência ao cisalhamento da colagem com compósitos utilizando potencializador de adesão. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 104-10.
- Nelsen, R. J., Wolcott, R. B., Paffenbarger, G. C. . (1952). Fluid exchanges at the margins of dental restorations. *J Amer Dent Assoc*, 44:288–295.
- Neves, A., Romano, F., Correr, A. (2011). Shear bond strength of Concise and Transbond XT composites with and without bonding agents. *Dental Press J Orthod.* , 16:63–8.

- Neves, M. G., Brandão, G. A. M., Almeida, H. A., Brandão, A. M. M. e Azevedo, D. R. (2013). In vitro analysis of shear bond strength and adhesive remnant index comparing light curing and self-curing composites. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 124-129.
- Neves, A. A., Coutinho, E., Poitevin, A., Van der Sloten, J. Van Meerbeek, B., Van Oosterwyck, H. (2008). Influence of joint component mechanical properties and adhesive layer thickness on stress distribution in micro-tensile bond strength specimens. *8 Academy of Dental Materials*, 4-12.
- Newman, G. V. (1965). Epoxy adhesives for orthodontic attachments: Progress report. *Am. J. Orthodontics*, 901-912.
- Oesterle, L. J. e Shellhart, W. C. (2001). Bracket Bond Strength with Transillumination of a Light-Activated Orthodontic Adhesive. *The Angle Orthodontist*, 71:307–311.
- Oyama, N., Komori, A., Nakahara, R. (2004). Evaluation of light curing used for polymerization of orthodontic bonding agents. *Angle Orthod*, 74:810-815.
- Pakshir, H., Ajami, S. (2015). Effect of Enamel Preparation and Light Curing Methods on Microleakage under Orthodontic Brackets. *Journal of Dental Technology*, 436-446.
- Perdigão, J., Swift, E. J., & Walter, R. (2002). *Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 6th Edition, 114–140: Mosby Elsevier.
- Perdigão, J. (2007). New development in dental adhesion. *Dental clinics of North America*, 333-57.
- Perdigão, J., Muñoz, M., Sezinando, A., Luque-Martinez, I., Staichak, R., Reis, A. e Loguercio, A. (2014). Immediate Adhesive Properties to Dentin and Enamel of a Universal Adhesive Associated With a Hydrophobic Resin Coat. *Operative Dentistry*, 39(5), 489–499.
- Petteimerides, A. P., Ireland, A. J., Sherriff, M. . (2001). An ex vivo investigation into the use of a plasma arc lamp when using a visible light-cured composite and a resin-modified glass poly (alkeonate) cement in orthodontic bonding. *J Orthod*, 28: 237-244.
- Phulari, B. S. (2013). *History of Orthodontics*. Philadelphia, Pa. : Jaypee Brothers Medical Pub.
- Pickett, K. L., Sadowsky, P. L., Jacobson, A. e Lacefield, W. (2001). Orthodontic In Vivo Bond Strength: Comparison with In Vitro Results. *Angle Orthodontist*, Vol. 71, No. 2, 141-148.
- Posnick, J. C. (2013). *Orthognathic Surgery: Principles and Practice*. Elsevier Health Sciences.
- Proffit, W. R., Fields, H. W., Sarver, D. M. (2008). *Ortodontia Contemporânea*. Elsevier.

- Rambabu, T., Ravikumar, P., Shankar, Y. R., Sirisha, K. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review: Part I. *Journal of Conservative Dentistry*, 305-311.
- Rastelli, M. C. U. (2010). Avliação da resistencia ao cisalhamento de braquetes colados com resinas ortodonticas fluoretadas. *Dental Press J Orthod*, 15(3):106-13.
- Reimann, S., Daratsianos, N., Jager, A., Bourauel, C. (2012). The influence of adhesives and the base structure of metal brackets on shear bond strength. *Journal of Orofacial Orthopedics*, 73:184-193.
- Retief, D. H., Dreyer, C. J., Gavron, G. (1969). The direct bonding of orthodontic attachments to teeth by means of an epoxy resin adhesive . *American Association of Orthodontists*, 21-40.
- Romano, F. L., Tavares, S. W., Ramalli, E. L., Magnani, M. B. B. A., Nouer, D. F. (2004). Análise in vitro da resistência ao cisalhamento de braquetes metálicos colados em incisivos bovinos e humanos. *R Dental Press Ortodon Ortop Facial*, p. 63-69.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., Pashley, D. H. . (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater*, 10:236–40.
- Santos, J. W. (2004). Influencia dos materiais de colagem entre bráquetes metálicos e o esmalte dental. *Faculdade de Odontologia de Piracicaba: Universidade Estadual de Campinas*.
- Savariz, A. R. e Mezomo, M. B. (2012). Colagem De Bráquetes Em Ortodontia: Uma Revisão. *Disc. Scientia*, 147-158.
- Scherrer, S. S., Cesar, P. F. Swain, M. V. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dental Materials*, e78–e93.
- Scribante, A., S. M. (2013). The Influence of No-Primer Adhesives and Anchor Pylons Bracket Bases on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *BioMed Research International*, 6.
- Sharma, S., Tandon, P., Nagar, A., Singh, G. P., Singh, A., Chugh, V. K. (2014). A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *Journal of Orthodontic Science*, 29-33.
- Silva e Sousa, M. H., Carneiro, K. G. K., Lobato, M. F., Silva e Sousa, P. A. R., M. F. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, 207-214.
- Sobrinho, L. C., Correr, G. M., Concsani, S., Sinhoreti, M. A. C., Consani, R. L. X. (2002). Influência do tempo pós-fixação na resistência ao cisalhamento de bráquetes colados com diferentes materiais. *Pesqui Odontol Bras*, 43-49.
- Sokucu, O., Siso, S. H., Ozturk, F., Nalcaci, R. (2010). Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets Cured with Different Light Sources under Thermocycling. *European Journal of Dentistry*, 257-262.


- Sunbul, H. A., Silikas, N., Watts, D. C. (2016). Polymerization shrinkage kinetics and shrinkage-stress in dental resin-composites. *The Academy of Dental Materials*, 1-9.
- Tavas, M. A. e Watts, D. C. (1979). Bonding of orthodontic brackets by transillumination of a light activated composite: an in vitro study. *British Journal of Orthodontics*, 6:207–208.
- Toodehzaeim, M. H., Khanpayeh, E. (2015). Effect of Saliva pH on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets. *Journal of Dentistry*, 257-262.
- Tung, A. W. e Kiyak, A. (1998). Psychological influences on the timing of orthodontic treatment. *Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop*, v. 113, p. 29-39.
- Turk, T., Elekdag-Turk, S., Isci, D. (2007). Effects of self-etching primer on shear bond strength of orthodontic brackets at different debond times. *Angle Orthod*, 77:108–12.
- Van Meerbeek, B., Perdigão, J., Lambrechts, P. e Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *Journal of Dentistry*, 1-20.
- Van Meerbeek, B., Vargas, S., Inoue, S., Yoshida, Y., Peumans, M., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2001). Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Operative Dentistry*, 119-144.
- Van Meerbeek, B., Munck, J. D., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., Vanherle, G. (2003). Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Operative Dentistry*, 215-235.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., J., Munck, J. & Van Landuyt K.L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28.
- Van Noort, R., Noroozi, S., Howard, I. C., Cardew, G. (1989). A critique of bond strength measurements. *Journal of Dentistry*, 17:61–7.
- Vicente, A. e Bravo, L. A. (2008). Influence of an etchant and a desensitizer containing benzalkonium chloride on shear bond strength of brackets. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10:205–209.
- Vinagre, A. R., Messias, A. L., Gomes, M. A., Costa, A. L., Ramos, J. C. (2014). Effect of time on shear bond strength of four orthodontic adhesive systems. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(3):142–151.
- Wang, W. N., Tarng, T. H., Chen, Y. Y. (1993). Comparison of bond strength between lingual and buccal surfaces on young premolars. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 251-3.
- Wendl, B. e Droschl, H. (2004). A comparative in vivo study of the strength of directly bonded brackets using different curing techniques. *European Journal of Orthodontics*, 535-544.

- Yap, A. U. e Wee, K. E. (2002). Effects of cyclic temperature changes on water sorption and solubility of composite restoratives. *Operative Dentistry*, 27:147-153.
- Zachrisson, B. U. e Brobaklen, B. O. (1978). Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives. *Am. J. Orthcd.*, 62-78.

VIII. ANEXOS

Anexo 1 – Parecer da Comissão de Ética do ISCSEM.

Comissão de Ética



Ex.ma Senhora
Sara Beatriz Marques Aniceto Santos


Monte de Caparica, 21 de janeiro de 2016.

Ex.ma Senhora,

Venho comunicar-lhe que o Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado "Comparação da resistência adesiva ao esmalte na adesão de brackets: sistemas autopolimerizáveis *versus* sistemas fotopolimerizáveis", foi aprovado por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz



Prof.ª Doutora Maria Fernanda de Mesquita

EGAS MONIZ – COOPERATIVA DE ENSINO SUPERIOR, CRL
Campus Universitário – Quinta da Granja – Monte de Caparica
2829-511 Caparica