



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO IN VITRO DA RESISTÊNCIA ADESIVA, POR MICROTRAÇÃO, DE UM NOVO
SISTEMA ADESIVO DE IONÓMERO DE VIDRO MODIFICADO POR RESINA**

Trabalho submetido por
Tiago Carlos Barata Salgueiro da Costa Santos
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

setembro de 2015



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**ESTUDO IN VITRO DA RESISTÊNCIA ADESIVA, POR
MICROTRAÇÃO, DE UM NOVO SISTEMA ADESIVO DE
IONÓMERO DE VIDRO MODIFICADO POR RESINA**

Trabalho submetido por
Tiago Carlos Barata Salgueiro da Costa Santos
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor Mário Polido

setembro de 2015

“Deus quer, o homem sonha, a obra nasce.”

(Fernando Pessoa)

Ao meu Avô Júlio, a minha eterna inspiração...

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, quero agradecer ao Prof. Doutor Mário Polido por me ter aceitado como seu orientando, pela ajuda, dedicação e tempo disponibilizado durante a realização desta investigação.

Ao Prof. Doutor José Brito, pela ajuda disponibilizada na realização da análise estatística e no tratamento de dados deste estudo.

Ao Professor Doutor José Martins dos Santos, por ter posto ao meu dispor a lupa estereoscópica do Departamento de Morfologia, para que pudesse observar e fotografar as amostras deste projeto.

Ao Prof. Doutor José João Mendes e a toda a direção clínica, pelas excelentes condições de ensino e de prática clínica proporcionadas.

A todos os Professores, que se cruzaram comigo durante o meu percurso académico, em especial ao Mestre Pedro Rodrigues e ao Dr. João Rua, pelo rigor, pelos ensinamentos e acima de tudo pela paixão transmitida na prática de Medicina Dentária.

Ao meu Avô Júlio e à minha Avó Fernanda, por todo o que me proporcionaram até hoje.

Aos meus Pais, por todo o apoio, conselhos e dedicação dada ao longo da minha vida.

À minha irmã Vânia e ao Alexandre, pela amizade, apoio e disponibilidade sempre demonstrada.

A todos os funcionários e colegas de curso, pelo carinho e pelo apoio dado durante os últimos cinco anos, na instituição que foi a minha segunda casa, especialmente ao Bernardo Lucas, ao João Oliveira, ao João Viana, ao Rui Gordo e ao Victor Rusu, pela ajuda, amizade e por terem estado sempre presentes nos bons e nos maus momentos.

À Eliana Órfão e à Telma Silva, pela preciosa ajuda no laboratório de Biomateriais.

À Mariana Neves, pela ajuda, dedicação e momentos de alegria proporcionados enquanto fomos colegas de Box.

A todos, Muito Obrigado!

RESUMO

Objetivos: Comparar *in vitro* a resistência adesiva por microtração de um novo sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina (IVMR), com sistemas adesivos *etch-and-rinse* e *self-etch*, e com as variações à sua forma de aplicação.

Materiais e Métodos: 26 dentes molares humanos, hígidos, foram aleatoriamente distribuídos por seis grupos experimentais (n=4), segundo o adesivo e o pré-condicionamento a efetuar na dentina: (1) Riva Bond LC™ com ácido fosfórico a 37% (RB-AF); (2) Riva Bond LC™ com ácido poliacrílico a 20-30% (RB-APA); (3) Riva Bond LC™ sem condicionamento ácido prévio (RB-SCA); (4) Optibond™ FL (FL); (5) Optibond™ XTR (XTR) e (6) Optibond™ All-In-One (AIO). Em seguida, construíram-se blocos de resina com Filtek™ Z250 (cor A2, 3M ESPE) sobre as amostras. Após 24 horas, foram seccionadas, nas direções X e Y, num micrótomo, obtendo-se palitos com secção transversal de $1\pm 0,2$ mm². Os palitos foram submetidos a forças de microtração numa máquina de testes universal, à velocidade de 0,5mm/min. Utilizou-se para a análise estatística a ANOVA One-Way e o teste de Tukey.

Resultados: O sistema adesivo Riva Bond aplicado com ácido fosfórico apresenta forças adesivas significativamente mais baixas em relação aos sistemas adesivos XTR e FL, e estatisticamente semelhantes às do sistema adesivo AIO; O adesivo Riva Bond aplicado com ácido fosfórico (RB-AF) ou ácido poliacrílico (RB-APA) apresenta forças adesivas estatisticamente semelhantes, e mais elevadas estatisticamente que quando aplicado sem pré-condicionamento ácido (RB-SCA).

Conclusões: O adesivo Riva Bond-AF apresenta resistência adesiva significativamente mais baixa que os adesivos XTR e FL, mas semelhante à do adesivo AIO. O Riva Bond exhibe forças adesivas significativamente superiores, quando feito pré-condicionamento com ácido fosfórico (RB-AF) ou poliacrílico (RB-APA), sendo estatisticamente semelhantes e superiores às da aplicação sem ácido prévio.

Palavras-chave: Adesão à dentina; Microtração; Resistência Adesiva; Adesivos de IVMR.

ABSTRACT

Objectives: To compare *in vitro* the bond strength by microtensile of a new resin-modified glass ionomer adhesive system (RMGI), with *etch-and-rinse* and *self-etch* adhesive systems and with changes to their application form.

Materials and Methods: 26 healthy human molar teeth, were randomly assigned to six groups (n=4) according to the adhesive and the preconditioning made to the dentin: 1) Riva Bond LC™ with phosphoric acid at 37% (RB-AF); 2) Riva Bond LC™ with polyacrylic acid at 20-30% (RB-APA); 3) Riva Bond LC™ without previous etching (RB-SCA); 4) Optibond™ FL (FL); 5) Optibond™ XTR (XTR) and (6) Optibond™ All-In-One (AIO). Then, resin blocks were made with Filtek™ Z250 (shade A2, 3M ESPE) on the samples. After 24 hours, they were cut in X and Y directions, in a microtome to obtain sticks with a cross section of $1\pm 0,2$ mm². The sticks were subjected to microtensile bond strength in a universal testing machine, at a speed of 0,5mm/min. It was used for statistical analysis One-Way ANOVA and the Tukey`s test.

Results: Riva Bond adhesive system applied with phosphoric acid has significantly lower bond strength compared to the XTR and FL adhesive systems, and is statistically similar to AIO adhesive system; Riva Bond adhesive applied with phosphoric acid (RB-AF) or polyacrylic acid (RB-APA) has statistically similar bond strength, and higher statistically than when applied without acid preconditioning (RB-SCA).

Conclusions: The Riva Bond-AF adhesive has significantly lower bond strength than the XTR and FL adhesives, but similar to the AIO adhesive. Riva Bond displays significantly higher bond strength when the preconditioning is made with phosphoric acid (RB-AF) or polyacrylic (RB-APA), which were statistically similar and superior to the use of adhesive without acid preconditioning.

Keywords: Adhesion to dentin; Microtensile; Bond strength; RMGI adhesive.

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	17
1. Composição e Propriedades do Esmalte e da Dentina	17
1.1 Esmalte Dentário	17
1.2 Dentina.....	18
1.2.1 Propriedades Físicas	18
1.2.2 Composição Química	19
1.2.3 Estrutura e Morfologia	19
1.2.4 Permeabilidade Dentinária.....	21
2. Princípios de Adesão	23
2.1 Adesão ao Esmalte e à Dentina	24
2.2 Sistemas Adesivos	26
2.2.1 Perspetiva Histórica dos Sistemas Adesivos	26
2.2.2 Classificação dos Sistemas Adesivos	27
2.2.3 Sistemas Adesivos Etch-and-rinse	28
2.2.4 Sistemas Adesivos Self-etch ou Autocondicionantes	31
2.2.5 Adesivos de Ionómero de Vidro Modificado por Resina.....	35
2.2.6 Sistemas Adesivos Universais ou Multi-modo.....	37
2.3 Condicionantes da Durabilidade da Adesão à Dentina	38
3. Testes de Resistência Adesiva	40
3.1 Especificações da Norma ISO/TS 11405	40
3.2 Testes de Microtração.....	40
II. OBJETIVOS	43
III. MATERIAIS E MÉTODOS	45
1. Grupos Experimentais	46
2. Procedimento Laboratorial	57

IV. RESULTADOS	65
1. Grupos em que os sistemas adesivos foram aplicados segundo as instruções dos fabricantes.....	65
2. Grupos aplicados com o sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina.....	67
3. Tipos de fratura nos grupos em estudo.....	69
4. Análise Estatística	70
V. DISCUSSÃO	73
VI. CONCLUSÕES	81
VII. BIBLIOGRAFIA	83
VIII. ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1 - Diferenças da dentina intertubular e peritubular junto à junção amelodentinária e próximo da polpa (Fonte: Breschi <i>et al.</i> , 2013).....	20
Fig. 2 - Classificação dos sistemas adesivos segundo a estratégia adesiva e o número de passos de aplicação (Fonte: Van Meerbeek, 2008).....	27
Fig. 3 - Processo de adesão à dentina segundo a técnica Etch-and-rinse (Fonte: Perdigão <i>et al.</i> , 2013).....	29
Fig. 4 - Processo de adesão à dentina segundo a técnica <i>self-etch</i> (Fonte: Perdigão <i>et al.</i> , 2013).	32
Fig. 5 - Mecanismos de adesão dos adesivos de ionómero de vidro modificado por resina (Fonte: SDI Limited).	36
Fig. 6 - Sequência de preparação das amostras para serem submetidas ao teste de microtração (Fonte: Perdigão <i>et al.</i> , 2002).....	41
Fig. 7 - Riva Bond LC™ (SDI) e Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE).	46
Fig. 8 - Riva Bond LC™ (SDI) e Ketac™ Conditioner (3M ESPE).....	46
Fig. 9 - Riva Bond LC™ (SDI).	47
Fig. 10 - Optibond™ FL: Primer e Adesivo (Kerr Corporation).....	47
Fig. 11 - Optibond™ XTR: Primer e Adesivo (Kerr Corporation).	47
Fig. 12 - Optibond™ All-In-One (Kerr Corporation).	48
Fig. 13 - Dente colado com cera colante num dispositivo de fixação.	57
Fig. 14 - Dente marcado para ser seccionado.....	57
Fig. 15 - Dente colocado no micrótomo de tecidos duros pronto a ser seccionado.	57
Fig. 16 - Máquina polidora (LaboPol-4, Struers, Dinamarca).	57
Fig. 17 - Formação de <i>smear layer</i> com lixa SiC de grão 600.....	57
Fig. 18- Exposição da dentina superficial, após polimento.....	57
Fig. 19 - Sequência de aplicação do sistema adesivo nos grupos RB-AF e FL (1 - Aplicação de ácido fosfórico; 2 - lavagem do ácido com água; 3 - secagem da superfície do dente com ar; 4- Aplicação do adesivo, passo comum a todos os grupos; 5 -	

Fotopolimerizador Optilux 501; 6 - Fotopolimerização do adesivo, passo comum a todos os grupos).....	58
Fig. 20 - Vibrador Universal Ventura Mix (Madespa S.A, Espanha).....	59
Fig. 21 - Aplicação de resina composta em incrementos de 2 mm.	59
Fig. 22 - Fotopolimerização da resina composta.	59
Fig. 23 - Medição da altura do bloco de resina composta.....	59
Fig. 24 - Estufa Excellent INE 400 (Memmert, Alemanha).	60
Fig. 25 - Micrótopo de tecidos duros Accutom-50 (Struers, Dinamarca).....	60
Fig. 26 - Amostra restaurada colada com cera colante no dispositivo de fixação, após cortes nos sentidos x e y.....	61
Fig. 27 - Palitos de dentina e resina obtidos em compressa humedecida com água destilada.....	61
Fig. 28 - Medição de palito com craveira digital nos sentidos x e y.	61
Fig. 29 - Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão).....	62
Fig. 30 - Palito colado no <i>jig</i> a ser submetido ao teste de microtração.....	62
Fig. 31 - Lupa estereoscópica (Leica Microsystems® MZ6, Alemanha).	62
Fig. 32 - Tipos de fratura observados, através da lupa estereoscópica (Leica® MZ6, Alemanha) – imagens capturadas pela máquina fotográfica digital (Leica® DF 290 HD, Alemanha).....	63
Fig. 33 - Imagens obtidas por <i>SEM</i> da interface adesiva do adesivo Riva Bond LC aplicado com ácido fosfórico (1 - à esquerda) e com ácido poliacrílico (2- à direita) (Fonte: Hamama <i>et al.</i> ,2014).....	76

ÍNDICE DE GRÁFICOS

- Gráfico 1 – Média em MPa, desvio padrão e significância estatística dos grupos aplicados segundo as instruções do fabricante. Letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas. 65
- Gráfico 2 – Média em MPa, desvio padrão e significância estatística dos grupos aplicados com o adesivo Riva Bond LC, variando o modo de condicionamento da dentina. Letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas. 67
- Gráfico 3 – Quantificação dos tipos de fratura ocorridos nos grupos em estudo. 69

INDÍCE DE TABELAS

Tabela 1 - Composição química, fabricante, lote, data de validade e pH dos produtos utilizados no estudo	49
Tabela 2 - Riva Bond LC™, instruções para aplicação em restaurações diretas segundo o fabricante	50
Tabela 3 - Riva Bond LC™ (SDI), instruções para aplicação em restaurações diretas, alteração ao fabricante – Condicionamento com ácido poliacrílico (APA).....	51
Tabela 4 - Riva Bond LC™ (SDI), instruções para aplicação em restaurações diretas alteração ao fabricante – Sem condicionamento ácido prévio	52
Tabela 5 - Optibond™ FL (Kerr Corporation), instruções para aplicação em restaurações diretas segundo o fabricante	53
Tabela 6 - Optibond™ XTR (Kerr Corporation), instruções para aplicação em restaurações diretas segundo o fabricante	54
Tabela 7 - Optibond™ All-In-One (Kerr Corporation), instruções para aplicação em restaurações diretas segundo o fabricante	55
Tabela 8 - Filtek™ Z250 (3M ESPE), instruções de utilização do material restaurador universal	55
Tabela 9 - Instruções de aplicação segundo o fabricante do Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE).....	56
Tabela 10 - Instruções de aplicação segundo o fabricante do Ketac™ Conditioner (3M ESPE).....	56
Tabela 11 - Esquema representativo da classificação dos tipos de fratura	63
Tabela 12 - Registo da média em MPa, do desvio padrão das forças adesivas e do número de palitos dos grupos aplicados segundo as instruções dos fabricantes. Na coluna da média, letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas ...	65
Tabela 13 - Registo da média em MPa, do desvio padrão das forças adesivas e do número de palitos dos grupos aplicados com o adesivo Riva Bond LC, variando o modo de condicionamento da dentina. Na coluna da média, letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas	67

LISTA DE ABREVIATURAS

4-META – 4-metacriloxietil anidro trimelítico

10-MDP – 10-metacriloxietil dihidrogenofosfato

APA – ácido poliacrílico

Bis-EMA – etoxilato bisfenol-A-dimetacrilato

Bis-GMA – bisfenol-A-diglicidilmetacrilato

BHT – hidroxitolueno butilado

CIV – cimento de ionómero de vidro

CIVMR – cimento de ionómero de vidro modificado por resina

CQ – canforoquinona

Dp – desvio-padrão

GDMA – glicol dimetacrilato

GPDM – glicerol fosfato dimetacrilato

HEMA – 2-hidroxietilmetacrilato

M – média

MEHQ – monometil éter hidroquinona

mm² – milímetro quadrado

MMEP – mono-2-(methacryloyloxy) ftalato de etilo

MPa – MegaPascal

Mw/cm² – mili Watts por centímetro quadrado

N – Newton

ODMAB – 2-(etilhexil)-4-(dimetilamino) benzoato

TEGDMA – trietilenoglicol dimetacrilato;

UDMA – uretano dimetacrilato;

µm – micrómetro

µTBS – Microtensile bond strength (Resistência adesiva à microtração).

I. INTRODUÇÃO

1. Composição e Propriedades do Esmalte e da Dentina

O dente é composto por esmalte, que é um tecido duro, inerte e avascular, suportado por um tecido com maior resiliência, chamado dentina, cuja formação e suporte estão a cargo da polpa dentária, tecido não mineralizado que ocupa a parte central do dente. A estrutura dentária é constituída ainda pelo cimento, que está associado à fixação do dente ao osso alveolar (Goldberg *et al.*, 2011; Nanci, 2013).

Os tecidos dentários são constituídos por matéria inorgânica e orgânica, e ainda por água, juntos definem as características químicas e mecânicas necessárias para o bom funcionamento do dente (Bachmann & Zezell, 2005).

1.1 Esmalte Dentário

O esmalte é o tecido mais duro presente no corpo humano, devido ao seu elevado conteúdo mineral (Junqueira & Carneiro, 2004).

Este confere a forma e a resistência ao dente, protegendo outras duas estruturas dentárias, a dentina e a polpa (Fruits *et al.*, 2013).

O esmalte é constituído maioritariamente por matéria inorgânica que corresponde a 92% do seu volume, por cerca de 2% de matéria orgânica e ainda por cerca de 6% de água. Convertendo em peso, o esmalte humano maduro contém 96% de matéria mineral, 1% de material orgânico e 3% corresponde a água (Bachmann & Zezell, 2005; Noort, 2010).

A matéria inorgânica do esmalte é constituída principalmente por cristais de fosfato de cálcio, chamados de hidroxiapatite - $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Estes cristais encontram-se organizados em prismas com cerca de 5 μm de diâmetro, que estão unidos pela matriz orgânica (Bachmann & Zezell, 2005; Park *et al.*, 2008; Nanci, 2013).

Durante a síntese de esmalte, outros iões como o estrôncio, o magnésio, o chumbo e o fluoreto podem ser incorporados ou adsorvidos pelos cristais de hidroxiapatite. A

natureza destes está dependente do processo de mineralização, que pela sua heterogeneidade faz com que esmaltes de diferentes dentes tenham composições distintas (Junqueira & Carneiro, 2004; Bachmann & Zzell, 2005).

1.2 Dentina

A dentina constitui a maior parte do tecido dentário mineralizado. Encontrando-se revestida pelo esmalte na porção coronária do dente e na porção radicular por um tecido resistente, amarelo e opaco, denominado cimento (Rouvière & Delmas, 2005; Goldberg *et al.*, 2011).

São muitas as alterações que vão surgindo nos dentes humanos ao longo do seu processo de envelhecimento, sendo as mais notáveis as que se observam na estrutura física e química da dentina (Arola & Reprogel, 2005).

1.2.1 Propriedades Físicas

A dentina apresenta coloração amarelo-clara, que pela translucidez do esmalte dará a cor ao dente (Berkovitz *et al.*, 2009).

A sua matriz orgânica e a sua arquitetura tubular conferem-lhe maior resistência à tensão, à compressão e à flexão, quando comparada com o esmalte. Esta apresenta uma força de tensão na ordem dos 40 MPa (Fruits *et al.*, 2013).

A dentina é um tecido permeável, cuja permeabilidade está dependente do tamanho e do número de túbulos dentinários, os quais vão decrescendo com a idade. (Berkovitz *et al.*, 2009).

Em estados de maior fragilidade pode fraturar como em caso de cárie, aquando da preparação cavitária, em dentes envelhecidos e pela desidratação que ocorre nos tratamentos de canal (Berkovitz *et al.*, 2009).

1.2.2 Composição Química

A dentina apresenta uma dureza superior à do osso humano, porque tem uma quantidade mais elevada de sais de cálcio (Junqueira & Carneiro, 2004).

O tecido dentinário é do tipo conjuntivo mineralizado, sendo composto em cerca de 50% do seu volume, por matéria inorgânica, principalmente por sais de cálcio na forma de hidroxiapatite, 30% corresponde à matéria orgânica, constituída maioritariamente por colagénio tipo I e, ainda que em menores concentrações, por colagénio do tipo III, V, e VI, proteínas não colagénicas, fosfolípidos, glicosaminoglicanos e proteoglicanos. Os restantes 20% correspondem a água, estando representada na forma de fluido dentinário. Por outro lado, em peso, a matéria inorgânica corresponde a 70%, a matéria orgânica a 20% e a água a 10% (Junqueira & Carneiro, 2004; Love, 2004).

1.2.3 Estrutura e Morfologia

A dentina é mais húmida e apresenta um maior conteúdo orgânico que o esmalte. No entanto não possui a sua microestrutura ordenada (Miyazaki *et al.*, 2014).

A secreção da matriz orgânica da dentina é realizada pelos odontoblastos, células alongadas provenientes da polpa. Estas células possuem ramificações apicais, que penetram em toda a extensão da dentina, denominados prolongamentos odontoblásticos, que por sua vez, vão ocupar estruturas estreitas e proeminentes chamadas, túbulos dentinários. Estes túbulos para além dos prolongamentos odontoblásticos contêm, fibras nervosas, fluido dentinário e fibras de colagénio não mineralizadas (Junqueira & Carneiro, 2004; Love, 2004; Chiego Jr., 2013).

A secreção de colagénio dá-se junto à junção amelodentinária (JAD) e é em redor dos prolongamentos odontoblásticos que será formada e mineralizada a matriz da dentina. Resultando na formação de estruturas de natureza tubular, denominadas por dentina primária e secundária. A matriz orgânica produzida inicialmente é não mineralizada, recebendo a designação de pré-dentina (Junqueira & Carneiro, 2004; Love, 2004).

Existe ainda a dentina terciária, reparadora ou reacional, que apresenta uma estrutura tubular irregular, pois os seus túbulos dentinários encontram-se afetados. Enquanto a formação da dentina primária e secundária trata-se de um processo fisiológico, a síntese de dentina terciária surge como resposta a estímulos patológicos (Love & Jenkinson, 2002).

A dentina adquire diferentes terminologias consoante a sua composição e o seu local de deposição. O tecido muito mineralizado que rodeia o lúmen dos túbulos, formando as suas paredes, recebe o nome de dentina peritubular ou intratubular e a dentina que se encontra entre os túbulos, mais especificamente entre as zonas de dentina peritubular, formando o corpo principal da dentina, recebe a denominação de dentina intertubular. A dentina peritubular contém mais de 9% de conteúdo mineral que a dentina intertubular (Swift *et al.*, 1995; Perdigão & Ritter, 2001; Goldberg *et al.*, 2011).

A área ocupada por dentina intertubular junto à JAD é de 96% e junto à polpa é cerca de 12%, isto terá influência na permeabilidade dentinária, assim como terá um papel fundamental na adesão dentária. Por outro lado, a dentina peritubular varia entre 60% junto à polpa e cerca de 3% apenas na JAD (Perdigão & Ritter, 2001; Berkovitz *et al.*, 2009).

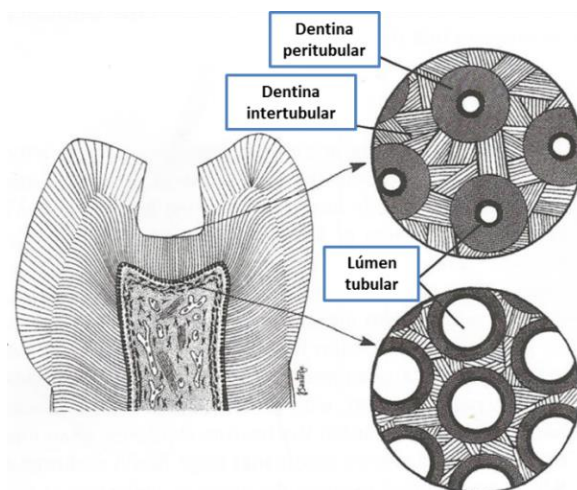


Fig. 1- Diferenças da dentina intertubular e peritubular junto à junção amelodentinária e próximo da polpa (Fonte: Breschi *et al.*, 2013).

O número de túbulos assim como a área ocupada pelos túbulos dentinários na dentina diminui à medida que se afastam da polpa, verificando-se a presença de cerca de 45.000/mm² junto à polpa e de cerca de 15.000/mm² na junção amelodentinária.

Também o diâmetro dos túbulos diminui de aproximadamente 2,37 μm junto à polpa para 0,63 μm na região periférica da dentina (Perdigão & Ritter, 2001; Love, 2004).

Segundo a teoria hidrodinâmica, os diferentes estímulos a que a dentina é sensível, como o calor, frio, trauma e pH ácido, provocam o movimento do fluido dentinário e este, por sua vez, estimula as fibras nervosas localizadas junto aos prolongamentos odontoblásticos, gerando a percepção de dor (Junqueira & Carneiro, 2004; Chun *et al.*, 2014).

1.2.4 Permeabilidade Dentinária

A estrutura tubular da dentina confere-lhe uma elevada porosidade, tornando-a permeável aos fármacos, substâncias químicas, toxinas e bactérias, que ao proliferarem até à polpa irão provocar-lhe danos. Os túbulos permitem também a penetração de monómeros de resina, desempenhando assim um papel importante na dentisteria adesiva (Love, 2004; Mjör, 2009).

A integridade do esmalte e do cimento fica comprometida quando a dentina é sujeita a processos patológicos, trauma ou a procedimentos restauradores ou periodontais, funcionando os túbulos expostos como um meio de comunicação entre a pulpa e o meio oral (Love, 2004).

A densidade e o diâmetro dos túbulos dentinários aumentam em profundidade, da junção amelodentinária em direção à polpa. O mesmo acontece com a permeabilidade. Pode-se portanto concluir, que a permeabilidade da dentina é proporcional aos valores da densidade e do diâmetro dos túbulos dentinários, correspondendo a região dos cornos pulpares ao local onde a dentina é mais permeável (Ghazali, 2003; Mjör, 2009).

As mudanças que ocorrem na dentina resultam do seu envelhecimento fisiológico, em resposta à cárie ou quaisquer outros estímulos que aumentem o seu grau de mineralização. Com o envelhecimento verifica-se um aumento da espessura da dentina peritubular, isto deve-se à deposição mineral que ocorre no interior dos túbulos dentinários, levando à diminuição do diâmetro dos seus lúmenes, verificando-se como consequência, a progressiva redução da permeabilidade dentinária (Senawongse *et al.*, 2006; Perdigão *et al.*, 2013a).

Existem ainda outros fatores associados à redução da permeabilidade da dentina, como: a própria síntese de dentina intratubular, pois é muito mineralizada; a coagulação nos túbulos de proteínas plasmáticas (fibrina) dos vasos pulpare, após instrumentação; a precipitação de conteúdo mineral, fibras de colagénio, proteoglicanos e bactérias nos túbulos intratubulares e a formação de uma camada de detritos (*smear layer*) sobre a superfície dentinária, após preparação cavitária com instrumentos de corte (Ghazali, 2003).

A *smear layer* comporta-se como uma verdadeira barreira física, que ao obstruir a entrada dos túbulos dentinários reduz a permeabilidade da dentina em 86% (Sezinando, 2014).

2. Princípios de Adesão

Segundo a Norma ISO/TS 11405:2015, a adesão é o estado em que duas superfícies distintas são mantidas unidas por forças químicas ou físicas, ou ambas, com o auxílio de um adesivo.

Por outro lado, a coesão define-se como a atração interna que ocorre entre átomos ou moléculas da mesma substância ou material (Noort, 2010).

O elemento utilizado para permitir a adesão é conhecido como adesivo e o substrato sobre o qual o adesivo é aplicado é denominado de aderente. Sendo a interface descrita como o ponto onde o substrato contacta com o adesivo (Noort, 2010; Rawls *et al.*, 2013).

O adesivo apresenta-se normalmente na forma de fluido viscoso que ao solidificar estabelece a adesão, transferindo uma carga de uma superfície para outra (Perdigão *et al.*, 2013b).

Quando falamos em adesão às estruturas do dente, o substrato ou aderente é normalmente o esmalte ou a dentina, e é sobre estes que será aplicado o adesivo (Perdigão, 2007).

Uma boa adesão é alcançada, quando há o íntimo contacto entre o adesivo e os substratos dentários (adesivo com boa molhabilidade), para tal é necessário que a energia de superfície do adesivo seja inferior à da dentina e esmalte, de modo a que o ângulo de contacto seja o menor possível (Perdigão & Ritter, 2001; Noort, 2010; Perdigão *et al.*, 2013b).

A energia de superfície de um sólido ou de um líquido corresponde à força de atração interna das moléculas de um material para o seu centro, de forma a atingir um estado de energia mínima (equilíbrio). A energia de superfície mede, assim, a força coesiva de um material, sendo expressa em MJ/m² (Rawls *et al.*, 2013).

São três os mecanismos que possibilitam a adesão dos sistemas adesivos à estrutura dentária. A adesão pode resultar ainda da combinação desses mecanismos, sendo eles os seguintes:

- **Mecânico:** Em que ocorre impregnação de resina adesiva e formação de *resin tags*, ou seja, prolongamentos de resina para o interior das estruturas dentárias;
- **Adsorção:** ligação química aos componentes inorgânicos (hidroxiapatite) ou aos componentes orgânicos (principalmente o colagénio tipo I), da superfície dentária;
- **Difusão:** É o mecanismo em que se verifica a precipitação de substâncias na superfície dentária, possibilitando, assim, a ligação mecânica ou química dos monómeros de resina a estas (Perdigão *et al.*, 2002).

O êxito num tratamento restaurador é alcançado, se o sistema adesivo conseguir estabelecer uma adesão forte e estável entre o material restaurador e a estrutura dentária. A sua capacidade em proteger a interface restauração/dente contra a microinfiltração bacteriana, pode evitar o aparecimento de lesões de cárie secundárias e proporcionar uma maior longevidade ao tratamento (Perdigão *et al.*, 2013b; Rawls *et al.*, 2013).

2.1 Adesão ao Esmalte e à Dentina

Desde Buonocore, que o conceito de adesão ao esmalte tem permanecido simples, consistente e fiável, o mesmo não se pode dizer da dentina, pois estão envolvidos vários fatores que a podem condicionar (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Coelho *et al.*, 2012).

A adesão ao esmalte é previsível, pois é um substrato uniforme, fundamentalmente, composto por cristais inorgânicos organizados em prismas. Por outro lado, a adesão à dentina revelou-se ao longo dos tempos imprevisível, devido à sua estrutura tubular, ao seu conteúdo orgânico, e à sua humidade intrínseca, levando a sucessivas modificações dos sistemas adesivos, com o objetivo de melhorar a sua adesão (Coelho *et al.*, 2012; Perdigão *et al.*, 2013a).

Quando o dente é preparado com instrumentos de corte, a sua superfície fica coberta por uma camada de detritos, chamada *smear layer*. Esta camada é constituída principalmente por hidroxiapatite e colagénio desnaturado, apresentando também, bactérias, fragmentos de broca e constituintes salivares (Rawls, *et al.*, 2013; Miyazaki *et al.*, 2014).

O mecanismo de adesão ao esmalte e à dentina baseia-se fundamentalmente num processo de troca, em que ocorre a substituição dos minerais presentes na superfície dentária por monómeros de resina adesiva (De Munck, et al., 2005; Cardoso *et al.*, 2011).

No esmalte, a adesão tem início com a importante ação de soluções ácidas ou monómeros acídicos, que desmineralizam os cristais de hidroxiapatite, criando microporosidades, e removem a *smear layer* aumentando a energia de superfície, o que facilita a adesão, assim como, aumenta a área de contacto (superfície), permitindo uma melhor molhabilidade do adesivo (Noort, 2010; Rawls *et al.*, 2013).

Depois o adesivo, resina fluida de baixa viscosidade, é aplicado molhando a superfície de alta energia do esmalte e penetrando nas microporosidades criadas. Com a polimerização dos monómeros do adesivo, os prolongamentos de resina formados ficam retidos micromecanicamente. Estes são conhecidos como *resin tags* e são eles que promovem a adesão ao esmalte, por microretenção mecânica (De Munck *et al.*, 2005; Cardoso *et al.*, 2011; Sezinando, 2014).

O ataque ácido na dentina desmineraliza a dentina intertubular e a peritubular, criando microporosidades, e deixa as fibras de colagénio sem suporte mineral. Além disso, remove ou incorpora a *smear layer* e os *smear plugs* (“rolhões” de *smear layer* depositados no interior dos túbulos dentinários), que leva à exposição dos túbulos dentinários e da rede de colagénio. Em seguida são aplicados o *primer* e o adesivo, ocorrendo a polimerização dos monómeros nos espaços existentes na rede de colagénio. Desta forma cria-se uma camada híbrida constituída por resina e colagénio (Ikeda *et al.*, 2009).

O condicionamento ácido na dentina diminui a energia de superfície, o que é desfavorável para a adesão, ou seja, temos de utilizar o sistema adesivo para aumentá-la, a fim de alcançar forças adesivas mais elevadas (Perdigão & Ritter, 2001).

Por um lado, a retenção micromecânica dentina-resina é fundamental, para que se estabeleça adesão imediata. Por outro, a adesão química é desejada para melhorar a estabilidade adesiva (Perdigão *et al.*, 2013a).

2.2 Sistemas Adesivos

2.2.1 Perspetiva Histórica dos Sistemas Adesivos

Buonocore, em 1955, demonstrou que o uso de ácido fosfórico sobre o esmalte aumentava as forças adesivas. Posteriormente, em 1967, Gwinnett descobriu que as resinas adesivas penetravam no interior dos prismas de esmalte, após condicionamento ácido (Breschi *et al.*, 2013).

Mais tarde a técnica *total-etch*, em que a dentina e o esmalte são condicionados com ácido ao mesmo tempo, foi introduzida por Fusayama em 1980. Nessa técnica, a *smear layer* formada após a instrumentação da cavidade é removida, expondo a rede de colagénio e os túbulos da dentina (Pashley *et al.*, 2011).

Nakabayashi e colaboradores (1982) foram os primeiros a demonstrar que os monómeros do adesivo infiltravam a dentina após o ataque ácido, formando uma camada híbrida composta por colagénio, monómeros de resina e *smear layer* (Pashley *et al.*, 2011; Breschi *et al.*, 2013).

As descobertas e os desenvolvimentos anteriormente referidos conduziram à evolução dos sistemas adesivos. Existindo neste momento sete gerações distintas de adesivos. Contudo, as três primeiras gerações já se encontram em desuso (Coelho *et al.*, 2012).

As três primeiras três gerações tinham na sua composição grupos acídicos, que reagiam com o cálcio, e grupos metacrilatos que copolimerizavam com a resina. A adesão baseava-se na modificação ou remoção da *smear layer* e a interação dos adesivos com a dentina era superficial. O esmalte era condicionado com um ácido forte, num passo clínico separado (Van Meerbeek *et al.*, 1998; Coelho *et al.*, 2012).

Embora se tenham verificado melhorias na resistência adesiva ao longo das primeiras gerações, a adesão à *smear layer* permaneceu fraca e inconsistente, porque as forças adesivas eram iguais às forças da coesão da *smear layer*, ou seja, eram iguais à força de fratura, o adesivo e a *smear layer* desuniam-se (Kugel & Ferrari, 2000; Perdigão & Ritter, 2001; Coelho *et al.*, 2012).

Atualmente a classificação dos sistemas adesivos em gerações é considerada obsoleta. Esta classificação é muitas vezes utilizada com propósitos comerciais, os quais poderão induzir em erro o clínico, pois as gerações mais recentes não têm necessariamente melhor desempenho que as anteriores. Presentemente, os sistemas adesivos mais utilizados são os de 4º, 5º, 6º e 7º geração (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Coelho *et al.*, 2012; Sezinando, 2014).

2.2.2 Classificação dos Sistemas Adesivos

A forma mais lógica e simples de classificar um sistema adesivo é feita, com base no seu mecanismo de adesão e no número de passos envolvidos aquando da sua aplicação (Rawls *et al.*, 2013).

A interação e a troca de substâncias entre os tecidos dentários e os adesivos atuais é realizada em um, dois ou três passos de aplicação clínica. Além do número de passos aplicados, os adesivos podem ainda ser classificados segundo a sua estratégia adesiva em *etch-and-rinse*, *self-etch* e adesivos de ionómero de vidro (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Estas três categorias de adesivos têm em comum o mesmo mecanismo de adesão, que é o processo de hibridização (Van Landuyt *et al.*, 2005).



Fig. 2 - Classificação dos sistemas adesivos segundo a estratégia adesiva e o número de passos de aplicação (Fonte: Van Meerbeek, 2008).

No entanto, de acordo com a classificação de Sezinando (2014), os materiais derivados de ionômero de vidro são incluídos na estratégia autocondicionante ou *self-etch*.

Nos sistemas adesivos *etch-and-rinse* faz-se condicionamento ácido da superfície dentária, num passo separado, que remove a *smear layer* e os cristais de hidroxiapatite. Enquanto os sistemas *self-etch* tornam a *smear layer* permeável sem a remover completamente (Perdigão, 2007).

Recentemente, surgiram os sistemas adesivos universais ou multi-modo, que podem ser aplicados segundo a estratégia *etch-and-rinse* ou com a abordagem *self-etch* (Sezinando, 2014).

2.2.3 Sistemas Adesivos Etch-and-rinse

Estes sistemas adesivos podem ser de três ou dois passos. Nos de três passos, o ácido, o *primer* e o *bonding* ou adesivo são aplicados separadamente (Adesivos de 4º geração). Enquanto nos de dois passos conjuga-se num único passo a aplicação do *primer* e do adesivo (Adesivos de 5º geração). Estes últimos surgiram para que houvesse a simplificação e a diminuição do número de passos clínicos, do tempo de trabalho e para minimizar erros técnicos. Porém, apresentam ambos o mesmo processo de adesão (Cardoso *et al.*, 2011; Miyazaki, 2014).

A técnica *etch-and-rinse* é considerada a abordagem mais eficaz para que se consiga uma adesão eficiente e estável ao esmalte. Para tal, é necessário que ocorram dois processos: A dissolução seletiva dos cristais de hidroxiapatite pelo condicionamento ácido, geralmente com um gel de ácido fosfórico, e a absorção da resina aplicada, para dentro das microporosidades criadas pelo ataque ácido, por atração capilar (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Rawls *et al.*, 2013).

O ácido fosfórico utilizado costuma ter uma concentração entre os 30 e os 40%, com o pH a variar entre 0,1 e 0,4. Quanto mais baixo o pH maior será a sua capacidade para eliminar bactérias residuais (Gu *et al.*, 2010).

A duração do ataque ácido com ácido fosfórico a 37% não deve exceder os 15 segundos, porque a sua ação prolongada pode provocar a modificação estrutural do colagénio exposto (Breschi *et al.*, 2003).

O ácido aplicado na dentina desmineraliza a sua camada superficial, ou seja, os cristais de hidroxiapatite da dentina intertubular e peritubular, em 3 a 5µm e remove a *smear layer* e os *smear plugs*. Isto promove a abertura dos túbulos e a aumenta a permeabilidade dentinária (Van Meerbeek *et al.*, 2003, Perdigão, 2007; Miyazaki *et al.*, 2014).

Em seguida, são aplicados monómeros de resina dissolvidos num solvente orgânico, que penetram as fibras de colagénio desmineralizadas. Os monómeros vão ocupar as microporosidades criadas pela ação do ácido, criando-se uma zona de interdifusão resina-dentina, a camada híbrida. Com a infiltração e conseqüente polimerização dos monómeros no interior dos túbulos dentinários formam-se *resin tags* (Van Meerbeek *et al.*, 2003; Perdigão, 2007; Miyazaki *et al.*, 2014).

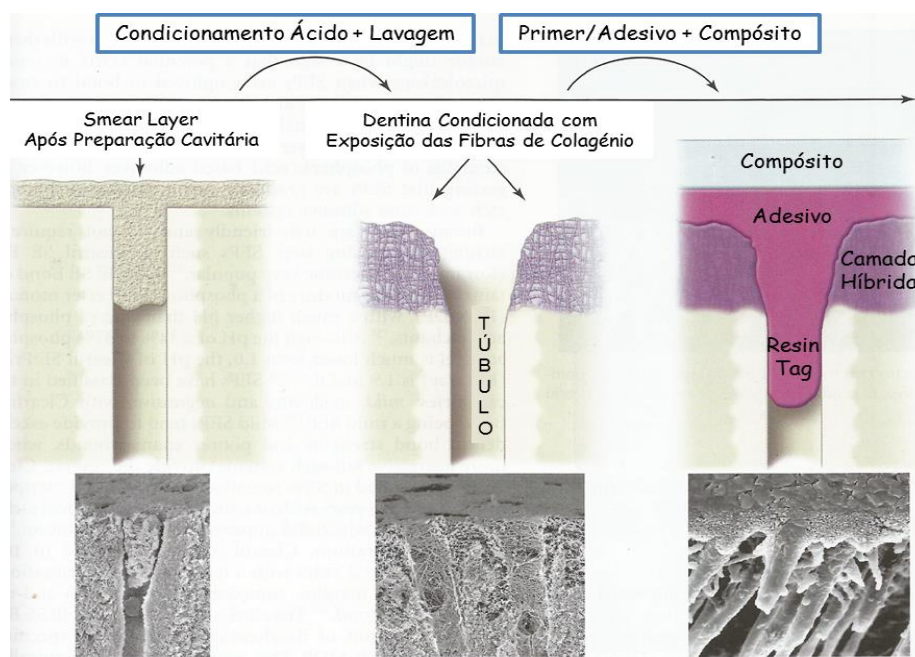


Fig. 3 - Processo de adesão à dentina segundo a técnica Etch-and-rinse (Fonte: Perdigão *et al.*, 2013).

Tanto os *etch-and-rinse* de dois como os de três passos preconizam a adesão à dentina húmida, ou seja a dentina deve ficar com uma certa humidade para otimizar a formação da camada híbrida, a esta técnica dá-se o nome de *wet-bonding*. A introdução

desta técnica permitiu aumentar as forças adesivas e o selamento dentinário, assim como a diminuição da sensibilidade pós-operatória (Pashley *et al.*, 2011; Rawls *et al.*, 2013).

O *primer* é constituído por monómeros com dois grupos funcionais, um grupo hidrofílico, que tem afinidade com a superfície dentinária, e um grupo hidrofóbico, que se liga ao adesivo. Estes monómeros encontram-se dissolvidos em solventes orgânicos, como a acetona, álcool e/ou água, que deslocam água da superfície dentinária e da rede de colagénio, fazendo com que os monómeros ocupem os espaços entre as fibras de colagénio (Perdigão & Ritter, 2001; Swift, 2002; Perdigão *et al.*, 2013b).

Os monómeros são aplicados para aumentar a energia de superfície e por conseguinte a molhabilidade da dentina, que o ataque ácido tinha diminuído, traduzindo-se num aumento da resistência adesiva. Os solventes devem ser totalmente evaporados antes da polimerização, para aumentar a proximidade das moléculas (Perdigão & Ritter, 2001; Swift, 2002; Perdigão *et al.*, 2013b).

O adesivo apresenta normalmente na sua constituição monómeros hidrofóbicos como o Bis-GMA, TEGDMA ou UDMA, mas pode apresentar também monómeros hidrofílicos como o HEMA, que aumentam a molhabilidade ou seja aumentam o contacto do adesivo com o substrato dentário. A copolimerização do *primer* e adesivo permite formar a camada híbrida (Perdigão & Ritter, 2001; Swift, 2002).

O HEMA trata-se de um monómero de metacrilato solúvel em água, de pequenas dimensões, baixo peso molecular com propriedades hidrofílicas e polares. Este diminui a viscosidade e aumenta a capacidade de impregnação do adesivo na superfície dentária, ao mesmo tempo que estabiliza e previne o colapso das fibras de colagénio, aumentando assim a permeabilidade dentinária e a difusão dos monómeros da resina adesiva (Pashley *et al.*, 2011; Coelho *et al.*, 2012).

A força adesiva dos sistemas *etch-and-rinse* resulta da formação da camada híbrida e dos *resin tags*, sendo os *resin tags* responsáveis por cerca de um terço da resistência adesiva (Perdigão *et al.*, 2012).

Os sistemas adesivos *etch-and-rinse* de três passos são considerados como “*gold-standard*” devido à sua performance clínica e laboratorial ser superior às outras abordagens adesivas. Esta abordagem tem demonstrado uma adesão ao esmalte mais

estável e eficaz, e na dentina forma-se uma boa camada híbrida (Van Meerbeek *et al.*, 1998; Peumans *et al.*, 2005; Cardoso *et al.*, 2011).

Apesar da simplificação dos sistemas *etch-and-rinse*, os de três passos demonstram melhor desempenho, quer clínico, quer a nível laboratorial, que os *etch-and-rinse* de dois passos (Peumans *et al.*, 2005). Estas diferenças devem-se sobretudo à infiltração e à hibridização subótimas dos adesivos de dois passos e a uma maior suscetibilidade à hidrólise (De Munck *et al.*, 2005).

A incompleta infiltração da resina adesiva nas fibras de colagénio e a necessidade de proteger a interface adesiva contra a degradação, por hidrólise, levaram ao desenvolvimento dos sistemas adesivos *self-etch* (Bradnaa *et al.*, 2008).

2.2.4 Sistemas Adesivos Self-etch ou Autocondicionantes

Os adesivos *self-etch* podem ser de um ou dois passos. Nos de dois passos (Adesivos de 6^o geração), aplica-se primeiro o primer ácido e depois é aplicado o adesivo. Recentemente surgiram os *self-etch* de um único passo (ou *all-in-one*) que combinam no mesmo frasco ácido, *primer* e adesivo. Estes últimos são referidos como a sétima geração de sistemas adesivos (Swift, 2002; Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Os adesivos *self-etch* ao contrário dos adesivos *etch-and-rinse*, não requerem o passo separado de condicionamento ácido, pois contém um primer combinado com o ácido. Os seus monómeros ácidos encontram-se diluídos numa solução aquosa, que simultaneamente condiciona, penetra e incorpora a *smear layer* na camada híbrida, não necessitando de ser lavados (Peumans *et al.*, 2005).

Com estes sistemas a desmineralização e a hibridização passaram a ocorrer ao mesmo tempo, pois a desmineralização parcial dos cristais de hidroxiapatite da dentina, assim como a infiltração do colagénio dão-se ao mesmo tempo e à mesma profundidade que a penetração dos monómeros (Coelho *et al.*, 2012).

Teoricamente deixou de existir zonas desmineralizadas sem serem molhadas pelo *primer*, passando as microporosidades a ficarem totalmente preenchidas. Com esta

abordagem, verifica-se uma diminuição dos defeitos estruturais da interface adesiva (Coelho *et al.*, 2012).

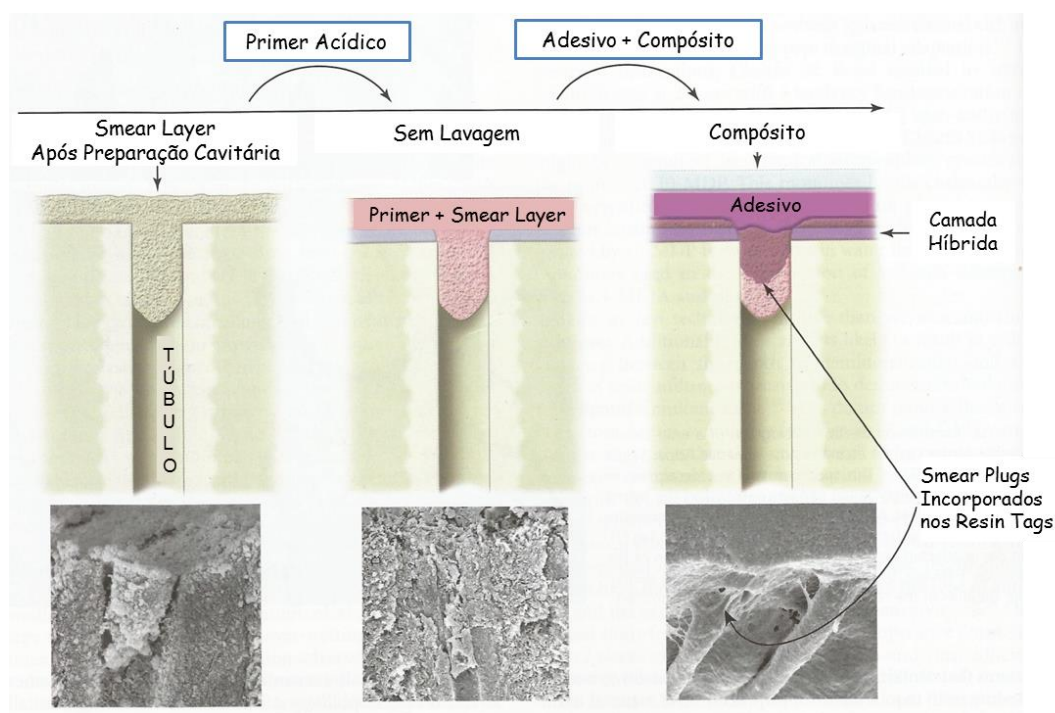


Fig. 4 - Processo de adesão à dentina segundo a técnica *self-etch* (Fonte: Perdigão *et al.*, 2013).

É importante referir que o ácido fosfórico usado nos adesivos *etch-and-rinse* é mais ácido do que os monómeros de fosfato ou carboxilato presentes na composição dos adesivos *self-etch*. Os últimos apresentam assim valores de pH mais elevados (Perdigão *et al.*, 2012).

A abordagem *self-etch* está dependente da profundidade de desmineralização criada pela ação dos seus monómeros ácidos. Os *self-etch* em função da acidez e do seu grau de agressividade podem ser classificados como fortes (pH < 1), moderados (1 < pH < 2), suaves (pH ≈ 2) ou como ultrasuaves (pH ≥ 2.5):

- Os “Agresivos ou Fortes” têm um pH muito baixo permitindo-lhes dissolver completamente a *smear layer*. Apresentam um mecanismo e uma interface adesiva semelhante à encontrada nos sistemas *etch-and-rinse*;
- Os “suaves” desmineralizam apenas parcialmente a superfície dentinária (a uma profundidade < 1µm), incorporando cristais de hidroxiapatite numa fina camada

híbrida. Os cristais residuais reagem com os grupos carboxilo ou fosfato dos monómeros;

- Os de agressividade moderada desmineralizam 1 a 2 μ m de profundidade;
- Os “Ultrasuaves” têm relativamente pouca acidez, provocando apenas exposição parcial da rede de colagénio (De Munck *et al.*, 2005; Miyazaki *et al.*, 2014).

Os self-etch “suaves” têm a vantagem de manter cristais de hidroxiapatite à volta das fibras de colagénio, protegendo-as contra a hidrólise, prevenindo assim a degradação da interface adesivo-dentina. Enquanto os “fortes” pela sua hidroflicidade aumentam a suscetibilidade à degradação hidrolítica. Sendo o mecanismo de adesão dos “suaves” à dentina melhor do que o estabelecido com os “fortes” (Inoue *et al.*, 2005).

Normalmente os *Self-etch* de dois passos apresentam um pH entre 1 e 2,5, apresentando uma capacidade de condicionamento moderada. Por seu lado, os de um único passo são mais acídicos, apresentando um pH normalmente menor do que 1, sendo o seu efeito de condicionamento semelhante ao do ácido fosfórico (Coelho *et al.*, 2012).

Os adesivos *self-etch* são muito hidrofílicos, não só porque contém mais monómeros hidrofílicos (HEMA e monómeros acídicos) do que os *etch-and-rinse* como também possuem uma grande quantidade de água como solvente (Sezinando, 2014).

A adesão nos adesivos autocondicionantes resulta da retenção micromecânica e da hibridização no esmalte e na dentina, complementada pela adesão química que se estabelece entre os protões dos monómeros acidulados e a hidroxiapatite, pelo seu grupo hidroxilo. Esta última constitui uma diferença face aos mecanismos de adesão dos sistemas *etch-and-rinse* (Perdigão & Ritter, 2001).

O mecanismo de ação dos adesivos *self etch* trouxe algumas vantagens em relação aos sistemas adesivos *etch-and-rinse*, nomeadamente, a redução do tempo de aplicação, a eliminação de etapas de difícil standardização, como a subjetividade do conceito de adesão à dentina húmida e permitiu diminuir a vulnerabilidade a erros clínicos (Van Meerbeek *et al.*, 2011; Coelho *et al.*, 2012).

A menor incidência de sensibilidade pós-operatória constitui também outra vantagem destes adesivos, embora não seja um tema que reúna consenso (Opdam *et al.*, 1998; Ernst, 2004).

Uma desvantagem da abordagem self-etch é a reduzida eficácia adesiva ao esmalte. O aumento da área de superfície que se obtém no esmalte com a aplicação de um adesivo self-etch é inferior à criada pelo ácido fosfórico e está dependente do seu pH (Muñoz *et al.*, 2013). A adesão insatisfatória no esmalte deve-se ao menor potencial de adesão micromecânica e à menor capacidade de interação destes adesivos com os cristais de hidroxiapatite (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Para tentar ultrapassar este problema tem-se sugerido o condicionamento prévio do esmalte com ácido fosfórico, aplicando-se de seguida o adesivo self-etch no esmalte e na dentina. Com esta técnica (*selective enamel etching*) a adesão ao esmalte aumentou (Frankenberger *et al.*, 2008).

Tem-se verificado a diminuição da estabilidade dos *self-etch* de um passo a longo prazo. Este facto está relacionado com o seu carácter de semipermeabilidade, que permite a circulação de água através da interface adesiva. Este fenómeno acelera a degradação hidrolítica, comprometendo a longevidade da adesão (Perdigão, 2007; Marchesi, *et al.*, 2013).

De forma a minimizar este efeito têm-se sugerido algumas técnicas: aplicar mais camadas de adesivo do que as indicadas pelo fabricante, de modo a garantir que o adesivo é espalhado sobre toda a superfície e para que aumente o seu grau de penetração na camada híbrida; aplicar energicamente o adesivo sobre o substrato dentário, e aplicar uma camada extra de resina hidrófoba, passando a funcionar como um self-etch de dois passos (Breschi *et al.*, 2008; Coelho *et al.*, 2012).

Por outro lado, os *self-etch* de dois passos mais hidrofóbicos têm apresentado resultados mais favoráveis, sendo esses resultados muito próximos dos obtidos pelos sistemas adesivos *etch-and-rinse* de três passos (Marchesi *et al.*, 2013).

2.2.5 Adesivos de Ionómero de Vidro Modificado por Resina

De acordo com Yoshida *et al.* (2000), os ionómeros de vidro são os únicos materiais restauradores com a capacidade de se aderirem aos tecidos dentários, por si próprios (*self-adhesive*), sem necessidade de realizar pré-tratamento da superfície dentária (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Embora com a aplicação de ácido poliacrílico (APA) na superfície dentária aumente significativamente a adesão (Van Meerbeek *et al.*, 2006).

Em 1988, com a incorporação de resina nos cimentos de ionómero de vidro (CIV), surgiu um novo material, os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina (CIVMR). Estes cimentos representam uma evolução dos CIV convencionais, pois minimizam os seus inconvenientes e permitem aliar as suas vantagens às das resinas adesivas. Tal como os CIV, ligam-se à estrutura dentária, libertam flúor e são biocompatíveis (Culbertson, 2001; Noort, 2010; Hamama *et al.*, 2014).

Os CIVMR apresentam na sua constituição cerca de 80% de componentes dos CIV (Vidro fluoroaluminossilicato e ácido poliacrílico) e os restantes 20% correspondem a metacrilatos fotopolimerizáveis e a pequenas quantidades de monómeros de resina, como o HEMA e o Bis-GMA, conferindo-lhes capacidade de adesão à estrutura do dente por mecanismos químicos e mecânicos (Hamama *et al.*, 2014).

Os CIVMR apresentam três reações de polimerização: Reação ácido-base, típica dos CIV convencionais, que se inicia com a mistura do pó e do líquido, ocorrendo sem a presença de luz; A fotopolimerização dos grupos metacrilato tem início com a mistura pó/ líquido e precisa de luz; A polimerização dos radicais-livres de metacrilatos, que se estabelece por reação de oxidação-redução, iniciada quando o pó e líquido são misturados, sem necessidade de luz (Di Nicoló *et al.*, 2007; Noort, 2010).

Os CIVMR aplicam-se como restauradores diretos e como forros ou bases cavitárias sob amálgama, resina composta e restaurações em cerâmica. Quando aplicado como forro cavitário não existe a necessidade de pré-condicionar a superfície dentária (Culbertson, 2001).

Os adesivos de Ionómero de vidro modificado por resina (IVMR) surgiram, em 1995. A sua adesão ocorre por mecanismos químicos e mecânicos. A adesão química dá-se à semelhança dos tradicionais CIVMR, ou seja, estabelecem-se ligações iónicas

entre os grupos carboxilo do ácido poliacrílico e os íons de cálcio da hidroxiapatite, que revestem as fibrilhas de colagénio, e o processo de adesão micromecânica dá-se pela interdifusão de resina adesiva na superfície dentária pré-condicionada (Yoshida, *et al.*, 2000; Yoshida, *et al.*, 2001; Peumans *et al.*, 2003; Hamama *et al.*, 2014).



Fig. 5 - Mecanismos de adesão dos adesivos de ionômero de vidro modificado por resina (Fonte: SDI Limited).

O condicionamento da superfície dentária é um passo importante para aumentar a adesão entre os adesivos de IVMR e a dentina, sendo na maioria das vezes recomendado o seu pré-tratamento com ácido poliacrílico (APA), o mesmo utilizado com os CIV restauradores (Breschi *et al.*, 2013). Porém, o fabricante de um novo adesivo, desta mesma classe, indica o pré-condicionamento da superfície dentária com ácido fosfórico durante 5 segundos (Hamama *et al.*, 2014).

O ácido poliacrílico a 20-30%, com o seu condicionamento de curta duração, limpa a superfície dentária, removendo a *smear layer*, à exceção dos *smear plugs*, desmineraliza parcialmente a superfície da dentina em cerca de 0,5-1µm de profundidade, expõe as fibras de colagénio e promove a adesão química entre os componentes do ionômero de vidro e os cristais de hidroxiapatite (De Munck, *et al.*, 2005; Breschi *et al.*, 2013).

Por outro lado, segundo De Munck e colaboradores (2004), quando o pré-condicionamento é feito com ácido fosfórico não se estabelecem ligações iónicas com a hidroxiapatite, ocorrendo apenas adesão micromecânica.

De acordo com Van Meerbeek e colaboradores (2006), os ionómeros de vidro estabelecem adesão ao tecido dentário pela abordagem *self-etch* ou autocondicionante. Os ionómeros de vidro são autocondicionantes por conterem polímeros de policarboxilato de elevado peso molecular, enquanto os adesivos de resina *self-etch* têm monómeros acídicos de baixo peso molecular.

A adesão química que os ionómeros de vidro estabelecem com o substrato dentário levou à introdução de polímeros de carboxilato na composição de outros adesivos dentários (De Munck *et al.*, 2005).

O excelente desempenho destes materiais a longo-prazo, está relacionado com a estável e forte autoadesividade que os caracteriza (van Dijken & Pallesen, 2008).

2.2.6 Sistemas Adesivos Universais ou Multi-modo

Recentemente surgiu no mercado uma nova classe de sistemas adesivos, recebendo o nome de universais ou multi-modo, pelas suas múltiplas e variadas formas de utilização. O desenvolvimento destes adesivos coincidiu com o expirar da patente da molécula 10-MDP (Sezinando, 2014).

De acordo com os seus fabricantes, estes sistemas adesivos podem ser usados na variante *etch-and-rinse* e *self-etch*, ou ainda com a técnica *selective enamel etching* (Perdigão & Loguercio, 2014).

Na vertente *etch-and-rinse* faz-se condicionamento ácido primeiro e depois aplica-se o sistema adesivo universal, com a abordagem *self-etch* aplica-se apenas o sistema adesivo universal sem pré-condicionamento e na técnica *selective enamel etching* aplica-se o ácido fosfórico no esmalte, ou seja, utiliza-se a técnica *etch-and-rinse* no esmalte e depois aplica-se o sistema adesivo universal na vertente *self-etch* na dentina e no esmalte – é a técnica recomendada para a adesão ao esmalte, pois resulta em forças adesivas mais elevadas (Muñoz *et al.*, 2013).

Estes sistemas adesivos aplicados como *self-etch* têm como principal desvantagem a diminuta adesão ao esmalte e como *etch-and-rinse* têm como desvantagem a possibilidade do adesivo não conseguir atingir a totalidade da profundidade de

desmineralização, pois a dentina é condicionada primeiro com ácido fosfórico e depois com os monómeros acídicos (*over-etching*) (Muñoz *et al.*, 2013).

Os adesivos universais têm demonstrado ser dependentes da presença de hidroxiapatite, isso pode estar associado à sua composição, pois apresentam moléculas capazes de estabelecer ligações iônicas com o cálcio da hidroxiapatite, como a molécula 10-MDP e copolímeros poliacrílicos (Sezinando, 2014).

As forças adesivas destes adesivos quando aplicados segundo a abordagem *etch-and-rinse* têm-se revelado inferiores às dos sistemas adesivos *etch-and-rinse* de dois e três passos tradicionais. Por outro lado, quando são aplicados na vertente *self-etch* mostram valores semelhantes aos adesivos *self-etch* tradicionais (Perdigão *et al.*, 2012).

2.3 Condicionantes da Durabilidade da Adesão à Dentina

Diversos fatores têm sido descritos como responsáveis pela degradação dos adesivos dentários, nomeadamente a natureza hidrofílica de alguns monómeros presentes nos adesivos, a quantidade de água necessária para a ionização dos monómeros acídicos dos sistemas *self-etch*, o grau de humidade da dentina quando aplicamos sistemas *etch-and-rinse* e a presença do fluido tubular na superfície dentinária (Perdigão *et al.*, 2013a).

A *smear layer* funciona como uma verdadeira barreira física, que deve ser dissolvida ou tornada permeável para que os monómeros adesivos possam entrar em contacto direto com a superfície da dentina. Contudo, esta camada tem alguma permeabilidade que permite o fluxo do fluido dentinário. O qual aumenta ainda mais, após a desmineralização da superfície dentinária, influenciando a adesão, pois os monómeros hidrofóbicos dos adesivos não aderem a substratos hidrofílicos (Perdigão *et al.*, 2013b; Sezinando, 2014).

Nos sistemas *etch-and-rinse* a etapa de secagem da superfície dentária após a lavagem do ácido é muito importante, pois se por um lado, a dentina ficar muito seca (*over-drying*) a rede de colagénio desmineralizada irá colapsar, formando-se uma camada impermeável que impedirá a interdifusão e a consequente hibridização dos monómeros. Por outro lado, se a dentina ficar demasiado hidratada (*over-wetting*), os

monómeros do *primer* serão diluídos, dificultando, assim, a sua polimerização e a consequente adesão (Papadogiannis *et al.*, 2003; Rawls *et al.*, 2013).

Associado a isto podem surgir microinfiltrações, cáries secundárias, sensibilidade pós-operatória e perda de restaurações adesivas (Silva e Souza Jr. *et al.*, 2010; Pashley *et al.*, 2011; Rawls *et al.*, 2013).

Estudos recentes têm demonstrado a presença de enzimas proteolíticas inativas, chamadas metaloproteínas (MMPs), nas fibrilhas de colagénio da dentina. Estas parecem ter um papel importante na degradação da camada híbrida na interface adesivo-dentina (Perdigão *et al.*, 2013a).

Quando a dentina é exposta pelo ácido fosfórico nos sistemas *etch-and-rinse* e pelo *primer* ácido nos sistemas *self-etch*, as MMPs são ativadas, degradando principalmente o colagénio do tipo I. Como as fibras de colagénio não são completamente infiltradas pelos monómeros de resina, as MMPs vão degradando lentamente o colagénio presente na camada híbrida, diminuindo a longevidade das restaurações adesivas (Mazzoni *et al.*, 2006).

O uso de inibidores da atividade proteolítica e colagenolítica das MMPs, como a clorhexidina, podem funcionar como uma solução para aumentar a longevidade adesiva (Perdigão *et al.*, 2013c).

O HEMA está presente em vários sistemas adesivos, aproveitando-se as suas propriedades hidrofílicas para aumentar a solubilidade dos adesivos. No entanto, é hidroliticamente instável e as suas propriedades hidrofílicas determinam a quantidade de água, que os adesivos conseguem atrair e captar, transformando-os em membranas semipermeáveis. O que os torna mais vulneráveis à hidrólise, degradando-se mais do que os adesivos hidrofóbicos. Os sistemas de autocondicionamento mais acidificados apresentam uma instabilidade hidrolítica consideravelmente maior. (Coelho *et al.*, 2012; Perdigão *et al.*, 2013).

Atualmente pretende-se diminuir o uso de monómeros extremamente hidrofílicos, como o HEMA, substituindo-os por UDMA ou TEGDMA (Silva e Souza Jr. *et al.*, 2010).

3. Testes de Resistência Adesiva

3.1 Especificações da Norma ISO/TS 11405

A norma ISO/TS 11405 de 2015 especifica a forma como devem ser realizados os testes de resistência de união (tração e cisalhamento), testes de medição de falhas marginais em restaurações, testes de micro e nanoinfiltração e testes clínicos.

Recomenda que os dentes utilizados no teste sejam pré-molares/molares humanos dos 16 aos 40 anos, desprovidos de cárie e de preferência sem restaurações. Estipula os 6 meses como período máximo de armazenamento após extração. Indica ainda o procedimento mais correto de armazenamento, devendo-se lavar em água o dente após a exodontia para remover o sangue, utilizando preferencialmente instrumentos afiados de uso clínico para eliminar os tecidos aderentes. Após a limpeza, devem ser colocados em água destilada 4°C ou em cloramina tri-hidratada por um período não superior a uma semana.

3.2 Testes de Microtração

Atualmente, não existe acordo quanto à forma mais eficaz para determinar a resistência adesiva. Durante muito tempo o teste de eleição para estudar as forças de adesão dos sistemas adesivos era o teste de resistência ao cisalhamento (*shear bond strenght test*) (Andrade *et al.*, 2010; Scherrer *et al.*, 2010).

Tem sido notório o aumento na última década do uso de outra metodologia para determinar a resistência adesiva, esta tem sido denominada de teste de resistência à microtração (μ TBS), sendo neste momento considerado como o mais válido e um dos mais utilizados para testar as forças de adesão, permitindo a distribuição do stress mais uniformemente do que o teste de cisalhamento (George & Jeffrey, 2007; Andrade *et al.*, 2010; Scherrer *et al.*, 2010).

Nos testes de microtração são utilizadas amostras pequenas, obtidas a partir de dentes, com cerca de 1 mm² de área de superfície adesiva, a estas amostras dá-se o nome de “palitos”. Ao utilizarem-se amostras com áreas adesivas mais pequenas haverá

menos falhas e os valores obtidos serão mais válidos, quando comparados com outros testes de resistência adesiva (George & Jeffrey, 2007; Armstrong *et al.*, 2010; Hamouda *et al.*, 2011).

Este teste trouxe vantagens comparativamente aos testes convencionais de cisalhamento e de tração, pois permite que com um só dente se obtenham várias amostras, permitindo testar substratos com relevância clínica, como dentina cariada, dentina esclerótica cervical e esmalte; ocorrem menos falhas devido à pequena área das amostras; permite testar as forças adesivas presentes em diferentes regiões do mesmo dente e tem sido associado a menos fraturas coesivas na dentina (George & Jeffrey, 2007; Armstrong *et al.*, 2010; Perdigão *et al.*, 2013b).

Apesar de ser o teste mais válido, este requer alguns cuidados já que a técnica é muito sensível e demorada. Sendo a etapa do seccionamento dos dentes em “palitos”, uma das mais críticas de todo o processo. No fim de testar individualmente cada palito, será possível determinar a média e o desvio padrão da resistência adesiva total do sistema adesivo (Goracci *et al.*, 2004; Gallusi *et al.*, 2009; Scherrer *et al.*, 2010).

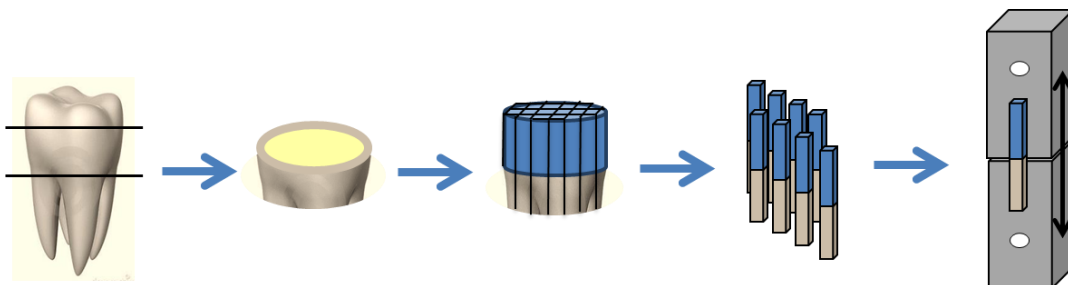


Fig. 6 - Sequência de preparação das amostras para serem submetidas ao teste de microtração (Fonte: Perdigão *et al.*, 2002).

Estudo in vitro da resistência adesiva, por microtração, de um novo sistema adesivo de ionômero de vidro modificado por resina

II. OBJETIVOS

A presente investigação tem os seguintes objetivos:

1. Avaliar *in vitro* a resistência adesiva, por microtracção, de um novo sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina (IVMR), e comparar a sua eficácia adesiva com um sistema adesivo *etch-and-rinse* de 3 passos, com um sistema adesivo *self-etch* de 2 passos e com um sistema adesivo *self-etch* de 1 passo, todos eles aplicados de acordo com as instruções do fabricante.
2. Avaliar *in vitro* a resistência adesiva, por microtracção, de um novo sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina, variando a forma de aplicação: 1 - de acordo com as instruções do fabricante (pré-condicionamento com ácido ortofosfórico a 37%); 2 - pré-condicionamento com ácido poliacrílico a 20-30% e 3 - sem pré-condicionamento ácido.

Hipóteses Experimentais

Hipóteses Nulas:

Hipótese Nula 1 - Não existem diferenças significativas na resistência adesiva por microtracção, dos diferentes sistemas adesivos estudados, quando aplicados de acordo com o fabricante.

Hipótese Nula 2 - Não existem diferenças significativas da resistência adesiva por microtracção, do novo sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina, quando fazemos variar o método de aplicação do fabricante.

Hipóteses Alternativas:

Hipótese Alternativa 1 - Existem diferenças significativas na resistência adesiva por microtracção, dos diferentes sistemas adesivos estudados, quando aplicados de acordo com o fabricante.

Hipótese Alternativa 2 - Existem diferenças significativas da resistência adesiva por microtracção, do novo sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina, quando fazemos variar método de aplicação do fabricante.

Estudo in vitro da resistência adesiva, por microtração, de um novo sistema adesivo de ionômero de vidro modificado por resina

III. MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo utilizaram-se vinte e seis terceiros molares humanos hígidos, sem cáries nem restaurações, extraídos por motivos periodontais ou ortodônticos há menos de 6 meses.

Os dentes foram obtidos no Banco de Dentes Humanos do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, após os doentes da Clínica Universitária Egas Moniz terem assinado um consentimento informado a autorizar a doação dos mesmos. Para tal, esta investigação teve de receber aprovação pela Comissão de Ética do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz (Anexo 1,2 e 3).

Imediatamente após a extração, os dentes foram examinados e lavados em água corrente de modo a eliminar o sangue e parte dos tecidos aderidos. A remoção dos restos de tecido orgânico foi efetuada com o auxílio de curetas *Gracey*. Em seguida, os dentes foram colocados numa solução de cloramina tri-hidratada a 0,5% pelo período máximo de uma semana, para que se processasse a sua desinfeção.

Terminado o período de limpeza e desinfeção, os dentes foram armazenados em água destilada a 4°C. O meio de armazenamento foi mudado a cada duas semanas, para minimizar a deterioração dos mesmos até ao início do procedimento laboratorial, segundo a Norma ISO/TS 11405:2015 (E).

1. Grupos Experimentais

Foi feita a distribuição aleatória dos vinte e seis dentes por 6 grupos experimentais de cinco dentes cada (n=5), segundo o adesivo e o pré-condicionamento ácido a utilizar:

1) RB-AF

Aplicação de Riva Bond LC™ (SDI, Bayswater, Austrália) após condicionamento prévio da dentina com ácido ortofosfórico a 37% (Scotchbond™ Universal Etchant, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA); (Fig. 7).

Técnica: Sistema adesivo de ionômero de vidro modificado por resina - *Etch-and-rinse* de 2 passos (Segundo as instruções do fabricante).



Fig. 7 - Riva Bond LC™ (SDI) e Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE).

2) RB-APA

Aplicação de Riva Bond LC™ (SDI, Bayswater, Austrália) após condicionamento prévio da dentina com ácido poliacrílico a 20-30% (Ketac™ Conditioner, 3M ESPE, St. Paul, MN, USA); (Fig. 8).

Técnica: Sistema adesivo de ionômero de vidro modificado por resina - *Etch-and-rinse* de 2 passos (variação do protocolo do fabricante).



Fig. 8 - Riva Bond LC™ (SDI) e Ketac™ Conditioner (3M ESPE).

3) RB-SCA

Aplicação de Riva Bond LC™ (SDI, Bayswater, Austrália) sem condicionamento ácido prévio da dentina (Fig. 9).

Técnica: Sistema adesivo de ionômero de vidro modificado por resina - *Self-etch* de 1 passo (variação do protocolo).



Fig. 9 - Riva Bond LC™ (SDI).

4) FL

Optibond™ FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA); (Fig.10).

Técnica: *Etch-and-Rinse* de 3 passos.



Fig. 10 - Optibond™ FL: Primer e Adesivo (Kerr Corporation).

5) XTR

Optibond™ XTR (Kerr Corporation, Orange, CA, USA); (Fig. 11).

Técnica: *Self-etch* de 2 passos.



Fig. 11 - Optibond™ XTR: Primer e Adesivo (Kerr Corporation).

6) AIO

Optibond™ All-In-One (Kerr Corporation, Orange, CA, USA); (Fig. 12).

Técnica: *Self-etch* de 1 passo.



Fig. 12 - Optibond™ All-In-One (Kerr Corporation).

Em seguida, serão apresentadas as seguintes tabelas:

Na tabela 1, é apresentada a composição química, o fabricante, o lote, a data de validade e o pH dos produtos utilizados no estudo.

Nas tabelas 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9 e 10, são apresentadas as instruções de aplicação dos materiais utilizados no estudo.

Produto	Fabricante	Composição	Lote	Validade	pH
Riva Bond LC™ (Sistema Adesivo)	SDI	<i>Compartimento1</i> 95-100% de Vidro de Fluoroaluminossilicato em pó; <i>Compartimento2</i> 15-25% de APA, 1-5% Ácido tartárico 25-40% HEMA, Dimetacrilato de ligações cruzadas, Monómero ácido.	T30198	2015-03	1,5
Optibond™ FL (Sistema Adesivo)	Kerr	<i>Primer:</i> HEMA, GPDM, MMEP, água, etanol, fotoiniciador (CQ), BHT; <i>Adesivo:</i> Bis-GMA, HEMA, GPDM, UDMA, fotoiniciador (CQ), ODMAB, partículas (SiO ₂ , vidro de bário aluminoborosilicato, fator de acoplamento A174	<i>Primer:</i> 5220675 <i>Adesivo:</i> 5289915	2016-07 2016-03	1,9 6,9
Optibond™ XTR (Sistema Adesivo)	Kerr	<i>Primer:</i> Acetona, água, etanol, HEMA, fotoiniciador (CQ), GPDM <i>Adesivo:</i> Etanol, HEMA, hexafluorosilicato de sódio, MEHQ, nano-sílica, bário, fotoiniciador (CQ)	<i>Primer:</i> 5156434 <i>Adesivo:</i> 5092173	2016-04 2016-01	2,4 3,3
Optibond™ All-In-One (Sistema Adesivo)	Kerr	GPDM, HEMA, GDMA, Bis-GMA, água, etanol, vidro de bário aluminoborosilicato, sílica amorfa (dióxido de silício), hexafluorosilicato de sódio, fotoiniciador (CQ)	4126257	2016-05	1,73
Scotchbond™ Universal Etchant (Ácido)	3M ESPE	Água, ácido fosfórico a 34%, polietileno de glicol, óxido de alumínio, sílica amorfa sintética (sem cristais)	N250030	2014-03	0,04
Ketac™ Conditioner (Ácido)	3M ESPE	Ácido poliacrílico a 20-30% e 70-80% de água	477305	2017-06	1,5-2
Filtek™ Z250 (Resina Composta)	3M ESPE	Zircônio, sílica, Bis-EMA, UDMA, Bis-GMA, TEGDMA, fotoiniciador e estabilizadores	N564420	2017-01	-

Tabela 1 - Composição química, fabricante, lote, data de validade e pH dos produtos utilizados no estudo.

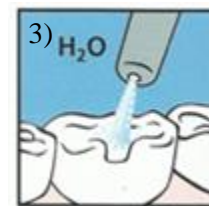
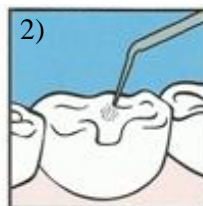
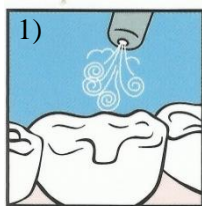
Riva Bond LC™ (SDI, Bayswater Austrália)

Instruções de utilização segundo o fabricante:



Condicionamento ácido segundo o fabricante:

- 1) Aplicar ácido fosfórico a 37% nas superfícies preparadas durante 5 segundos.
- 2) Lavar abundantemente com água.
- 3) Secar sem desidratar.



Procedimento:

- 1) Ativar a cápsula empurrando o êmbolo.
- 2) Misturar imediatamente a cápsula num vibrador de amálgama adequado (4.000 - 4.800 rpm) durante 10 segundos.
- 3) Perfurar a película metálica da cápsula com um aplicador descartável. Dobrar a ponta aplicadora num ângulo de 45°.
- 4) Aplicar uma fina camada em toda a superfície do dente. Aplicar ar, se necessário.
- 5) Fotopolimerizar durante 10 segundos.
- 6) Aplicar resina composta em incrementos de 2 mm e fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos.

Tabela 2 - Riva Bond LC™, instruções para aplicação em restaurações diretas segundo o fabricante.

Riva Bond LC™ (SDI, Bayswater Austrália)

Instruções de utilização: Alteração ao fabricante – Condicionamento com APA



Condicionamento ácido:

- 1) Aplicar ácido poliacrílico a 20-30% sobre a *smear layer* e deixar atuar durante 10 seg.
- 2) Lavar abundantemente com água.
- 3) Secar a cavidade com ar durante 2 a 3 curtos intervalos ou secá-la com algodão, sem desidratar.

Procedimento:

- 1) Ativar a cápsula empurrando o êmbolo.
- 2) Misturar imediatamente a cápsula num vibrador de amálgama adequado (4.000 - 4.800 rpm) durante 10 segundos.
- 3) Perfurar a película metálica da cápsula com um aplicador descartável. Dobrar a ponta aplicadora num ângulo de 45°.
- 4) Aplicar uma fina camada em toda a superfície do dente. Aplicar ar, se necessário.
- 5) Fotopolimerizar por 10 segundos.
- 6) Aplicar resina composta em incrementos de 2 mm e fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos.

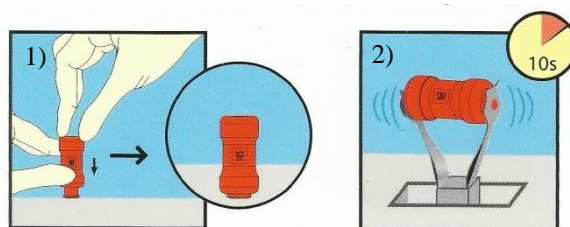
Tabela 3 - Riva Bond LC™ (SDI), instruções para aplicação em restaurações diretas, alteração ao fabricante -Condicionamento com ácido poliacrílico (APA).

Riva Bond LC™ (SDI, Bayswater Austrália)

Instruções de utilização: Alteração ao fabricante – Sem condicionamento ácido

Procedimento:

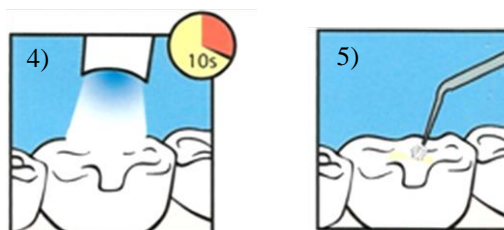
- 1) Ativar a cápsula empurrando o êmbolo;
- 2) Misturar imediatamente a cápsula num vibrador de amálgama adequado (4.000 - 4.800 rpm) durante 10 segundos;



- 3) Perfurar a película metálica da cápsula com um aplicador descartável. Dobrar a ponta aplicadora num ângulo de 45°;



- 4) Aplicar uma fina camada em toda a superfície do dente. Aplicar ar, se necessário;
- 5) Fotopolimerizar por 10 segundos;



- 6) Aplicar resina composta em incrementos de 2 mm e fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos.

Tabela 4 - Riva Bond LC™ (SDI), instruções para aplicação em restaurações diretas, alteração ao fabricante – Sem condicionamento ácido prévio.

Optibond™ FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA)

Instruções de utilização segundo o fabricante:



- 1) Aplicar ácido fosfórico a 37,5% na dentina 15 segundos; lavar abundantemente durante 15 segundos e secar sem desidratar;
- 2) Aplicar o *primer* (1 Prime) sobre esmalte e dentina 15 segundos, de seguida secar com jacto de ar por 5 segundos;
- 3) Aplicar uma camada fina de adesivo (2 Adhesive) sobre o esmalte e dentina 15 segundos. Espalhar até às margens levemente com ar durante 3 segundos;
- 4) Fotopolimerizar 10 segundos;
- 5) Aplicar resina composta em incrementos de 2 mm e fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos.

Tabela 5 - Optibond™ FL (Kerr Corporation), instruções para aplicação em restaurações diretas segundo o fabricante.

Optibond™ XTR
(Kerr Corporation, Orange, CA, USA)

Instruções de utilização segundo o fabricante:



- 1) Lavar a cavidade abundantemente com água e secar com ar;
- 2) Aplicar o *primer* (frasco 1) sobre esmalte e dentina 20 segundos e secar 5 segundos;
- 3) Aplicar o adesivo (frasco 2) sobre o esmalte e dentina 15 segundos; secar 5 segundos;
- 4) Fotopolimerizar 10 segundos;
- 5) Aplicar resina composta em incrementos de 2 mm e fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos.

Tabela 6 - Optibond™ XTR (Kerr Corporation), instruções para aplicação em restaurações diretas segundo o fabricante.

Optibond™ All-In-One (Kerr Corporation, Orange, CA, USA)

Instruções de utilização segundo o fabricante:



- 1) Lavar a cavidade abundantemente com água e secar com ar;
- 2) Aplicar All-In-One sobre o esmalte e dentina 20 segundos;
- 3) Aplicar uma segunda camada durante 20 segundos e secar 5 segundos;
- 4) Fotopolimerizar 10 segundos;
- 5) Aplicar resina composta em incrementos de 2mm e fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos.

Tabela 7 - Optibond™ All-In-One (Kerr Corporation), instruções para aplicação em restaurações diretas segundo o fabricante.

Filtek™ Z250 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)

Instruções de utilização segundo o fabricante:

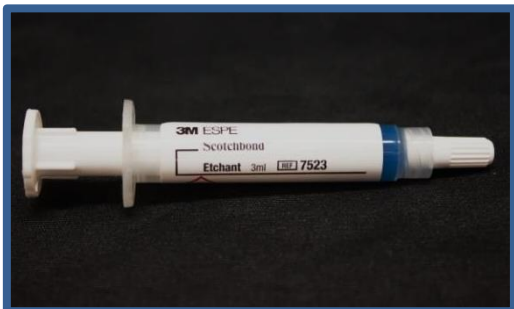


- 1) Aplicar incrementos de até 2,5mm;
- 2) Deixar transbordar ligeiramente o preenchimento da cavidade para permitir a extensão do compósito para além das suas margens. Contornar, traçar, formar e adaptar com instrumentos apropriados para compósito;
- 3) Fotopolimerizar cada incremento durante 20 segundos (intensidade mínima de 400 mW/cm²)

Tabela 8 - Filtek™ Z250 (3M ESPE), instruções de utilização do material restaurador universal.

Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)

Instruções de utilização segundo o fabricante:



- 1) Limpar a cavidade com jacto de água e secar com ar ou bola de algodão, sem ressequir;
- 2) Aplicar o gel de ácido fosfórico a 37% sobre o esmalte preparado ou não (se for o caso) e deixar atuar por 15 segundos;
- 3) Lavar abundantemente com água e secar com ar isento de humidade ou com pontas de algodão, sem ressequir.

Tabela 9 - Instruções de aplicação segundo o fabricante do Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE).

Ketac™ Conditioner (3M ESPE, St. Paul, MN, USA)

Instruções de utilização segundo o fabricante:



- 1) Aplicar ácido poliacrílico a 20-30% sobre a *smear layer* e deixar atuar durante 10 seg.
- 2) Lavar abundantemente com água.
- 3) Secar a cavidade com ar, isento de água e de óleo, durante 2-3 curtos intervalos ou secá-la com algodão, sem desidratar.

Tabela 10 - Instruções de aplicação segundo o fabricante do Ketac™ Conditioner (3M ESPE).

2. Procedimento Laboratorial

Cada dente foi colado com cera colante (Sticky Wax, Kemdent®, Wiltshire, Inglaterra) num dispositivo de fixação em acrílico (Fig.13), sendo marcadas previamente as porções a serem seccionadas (Fig. 14). Seguiu-se depois a colocação do dente num micrótopo de tecidos duros (Accutom-50, Struers, Dinamarca) (Fig.15). O qual programou-se para realizar dois cortes únicos transversais, um paralelo à face oclusal e outro abaixo da junção amelocimentária (JAC). O primeiro tinha como objetivo, remover a camada superficial de esmalte e expor a dentina superficial, e o segundo foi feito para separar a porção radicular da porção coronária do dente.



Fig. 13 - Dente colado com cera colante num dispositivo de fixação.



Fig. 14 - Dente marcado para ser seccionado.



Fig. 15 - Dente colocado no micrótopo de tecidos duros pronto a ser seccionado.

Em seguida, efetuou-se o polimento da dentina com um disco de lixa SiC de grão 600 (Buehler® Ltd, Lake Bluff, IL, EUA), durante 60 segundos, sob água corrente, numa máquina polidora (LaboPol-4, Struers A/S, Ballerup, Dinamarca) (Fig.16 e 17). Nesta etapa remove-se o esmalte remanescente e finaliza-se a exposição da dentina (Fig.18), resultando na formação de *smear layer* padronizada.



Fig. 16 - Máquina polidora (LaboPol-4, Struers, Dinamarca).



Fig. 17 - Formação de *smear layer* com lixa SiC de grão 600.

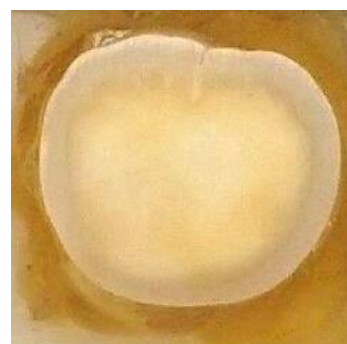


Fig. 18 - Exposição da dentina superficial, após polimento.

Após a exposição da dentina superficial, aplicaram-se os sistemas adesivos segundo as instruções do fabricante nos grupos RB-AF, FL, XTR e AIO. Nos dois primeiros a dentina foi condicionada com ácido fosfórico a 34% durante 15 segundos. No grupo RB-APA a dentina foi previamente condicionada com ácido poliacrílico a 20-30% durante 10 segundos e no grupo RB-SCA não foi feito pré-condicionamento ácido, estes dois grupos constituem variações ao modo de aplicação do adesivo Riva Bond LC™. A fotopolimerização dos sistemas adesivos foi feita com um fotopolimerizador Optilux 501 (SDS Kerr, Orange, EUA) (Fig. 19).

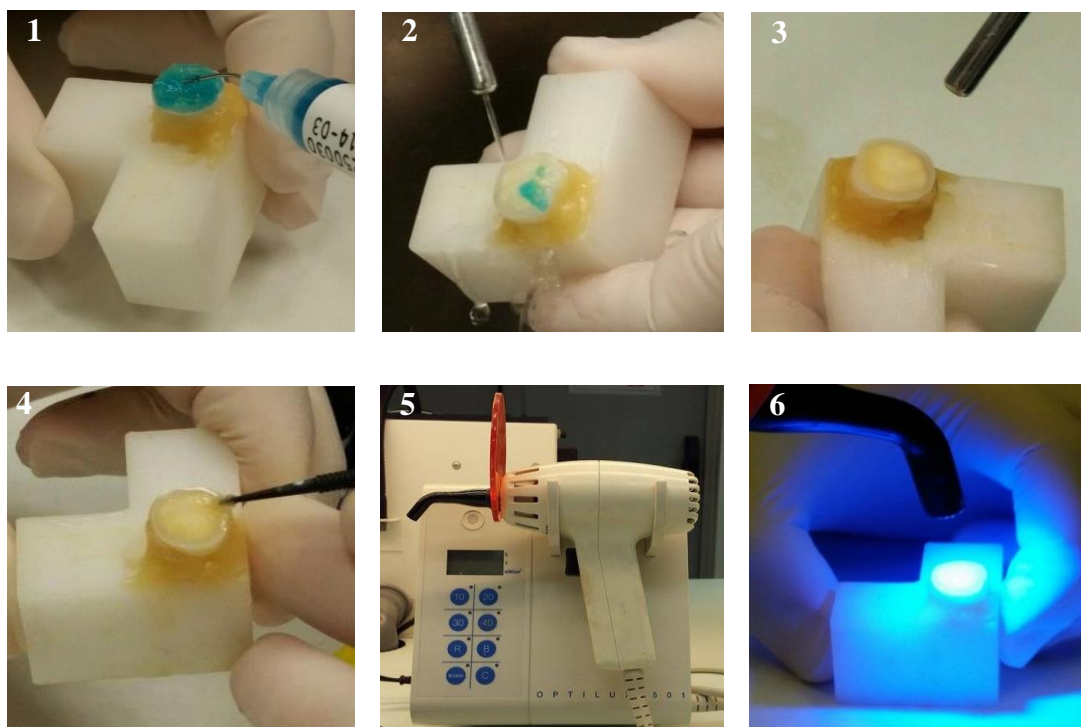


Fig. 19 - Sequência de aplicação do sistema adesivo nos grupos RB-AF e FL (1 - Aplicação de ácido fosfórico; 2 - lavagem do ácido com água; 3 - secagem da superfície do dente com ar; 4- Aplicação do adesivo, passo comum a todos os grupos; 5 - Fotopolimerizador Optilux 501; 6 - Fotopolimerização do adesivo, passo comum a todos os grupos).

Nos grupos RB-AF, RB-SCA e RB-APA, a cápsula que continha o adesivo foi primeiro ativada empurrando-se o seu êmbolo e , logo de seguida, sujeita a vibração num vibrador universal (Ventura Mix, Madespa S.A., Toledo, Espanha) durante 10 segundos (Fig. 20). Só depois então se aplicou o adesivo sobre o dente, seguindo-se a sua fotopolimerização durante 10 segundos.



Fig. 20 - Vibrador Universal Ventura Mix (Madespa S.A, Espanha).

Após a aplicação dos sistemas adesivos, confeccionaram-se blocos de resina com resina composta microhíbrida Filtek Z250 (Cor A2, 3M ESPE, St Paul, MN, USA), em incrementos de 2 mm (Fig. 21). Aplicados com o auxílio de uma espátula angulada, sendo cada camada de resina fotopolimerizada durante 20 segundos (Fig. 22), até perfazer uma altura de 6 a 8 mm (Fig. 23), utilizando-se para tal, o fotopolimerizador Optilux 501 (SDS Kerr, Orange, EUA) com uma radiação de 600 mW/cm², tendo sido feita a verificação da radiação a cada 10 utilizações por um radiômetro Optilux Radiometer (SDS Kerr, Orange, EUA).

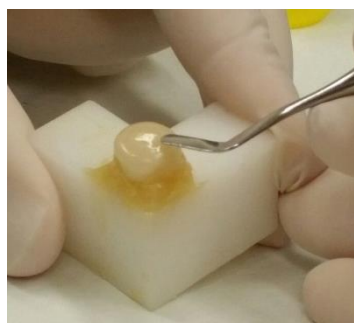


Fig. 21 – Aplicação de resina composta em incrementos de 2 mm.

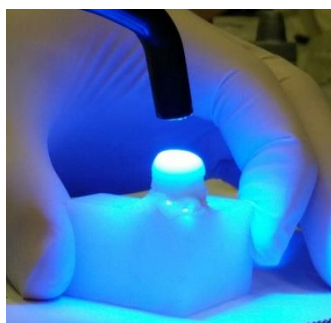


Fig. 22 - Fotopolimerização da resina composta.

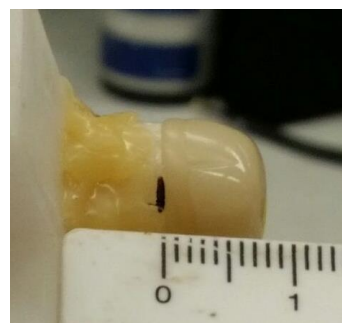


Fig. 23 - Medição da altura do bloco de resina composta.

Posteriormente, no topo da restauração delimitou-se a zona correspondente à dentina central, tendo-se desenhado um quadrado de 3 mm de lado, de modo a aproveitar apenas a dentina central em detrimento da dentina periférica. Terminada a confecção do bloco de resina sobre o dente procedeu-se ao seu armazenamento, em água destilada numa estufa (Excellent INE 400, Memmert, Alemanha) a 37°C durante 24 horas (Fig. 24).



Fig. 24 - Estufa Excellent INE 400 (Mettmert, Alemanha).

Após as 24 horas, efetuaram-se cortes nas amostras restauradas de modo a obter palitos. As amostras foram primeiro coladas com cera colante (Sticky Wax, Kemdent®, Wiltshire, Inglaterra) a um dispositivo de fixação e em seguida colocadas no micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers, Dinamarca) (Fig. 25).



Fig. 25 - Micrótomo de tecidos duros Accutom-50 (Struers, Dinamarca).

O micrótomo foi programado para realizar cortes múltiplos a baixa velocidade (0,125 mm/min), através de uma lâmina de diamante, sob irrigação de água, nas direções X e Y (vestíbulo-lingual e méso-vestibular), de modo a obter palitos com secção transversal de $1 \pm 0,2$ mm² (Fig.26). Por fim efetuou-se um corte único transversal, para que se obtivessem palitos individualizados (Fig. 27).

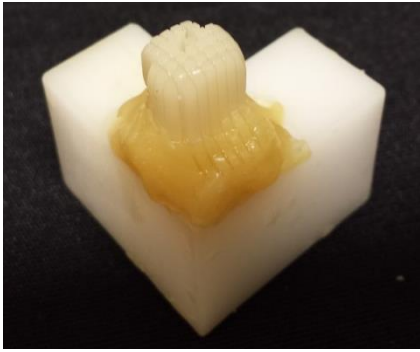


Fig. 26 - Amostra restaurada colada com cera colante no dispositivo de fixação, com cortes nos sentidos x e y.



Fig. 27 - Palitos de dentina e resina obtidos em compressa humedecida com água destilada.

Em seguida, os palitos foram medidos com uma craveira digital (Maachi, Digital Caliper, BS Pyromatic, Índia) nos sentidos X e Y (comprimento e largura). A medição foi feita na zona mais próxima da interface esmalte/resina, de modo a calcular a área da interface adesiva (Fig. 28).

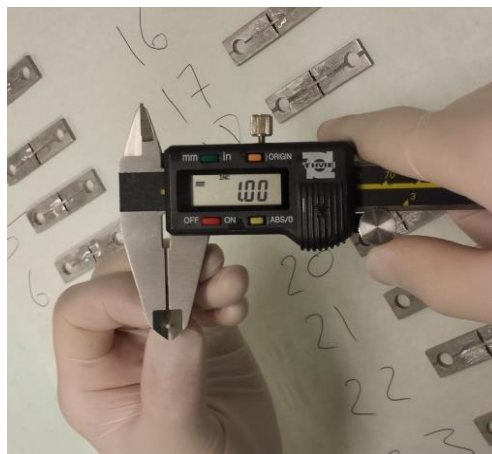


Fig. 28 - Medição de palito com craveira digital nos sentidos x e y.

Durante as medições os palitos permaneceram sobre uma compressa humedecida com água destilada, colocada numa caixa de Petri, para evitar a sua desidratação.

Após as medições, foram coladas as extremidades de cada palito a um *jig* de aço inoxidável de Geraldeli com cola de cianoacrilato (Zapit®, Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA) e posteriormente colocados numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão) (Fig. 29), previamente programada para submeter os palitos a forças de microtração a uma velocidade de 0,5mm/min (Fig. 30).

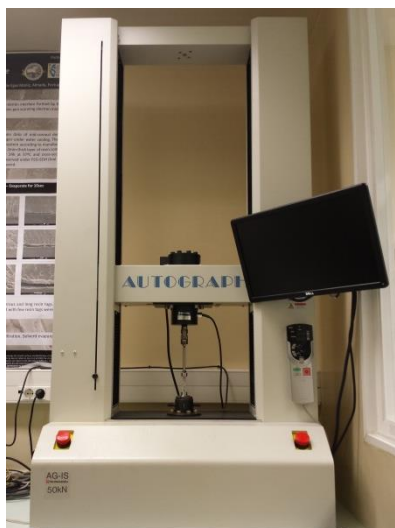


Fig. 29 - Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão).

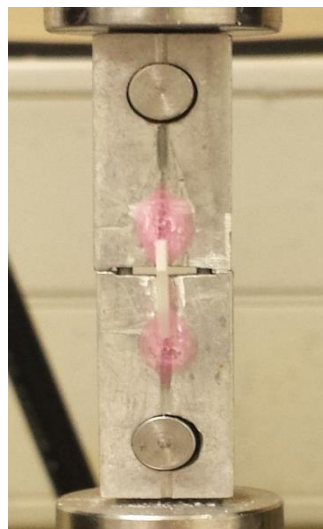


Fig. 30 - Palito colado no *jig* a ser submetido ao teste de microtração.

Registaram-se numa folha de cálculo os valores da área da interface adesiva e da força de fratura em kN, para determinar as forças adesivas em MPa de cada palito submetido ao teste. Sendo a resistência à microtração igual ao quociente da força aplicada no momento da fratura pela área de superfície aderida, em N/mm².

Imediatamente após as fraturas, os fragmentos de cada palito foram analisados numa lupa estereoscópica com uma ampliação de 20x (Leica Microsystems® MZ6, Alemanha) (Fig. 31) com a finalidade de as classificar em fraturas adesivas, fraturas coesivas em dentina ou em resina ou fraturas mistas, dependendo do local onde ocorreram (Tabela 11). Realizou-se um registo fotográfico dos diferentes tipos de fratura usando uma máquina fotográfica digital (Leica Microsystems® DF 290 HD, Alemanha), incorporada na lupa (Fig. 32).



Fig. 31 - Lupa estereoscópica (Leica Microsystems® MZ6, Alemanha).





Tipo de Fratura	Descrição	Imagem Ilustrativa
Adesiva	Ocorre na interface adesivo-dentina	
Coesiva em dentina	Ocorre apenas na dentina	
Coesiva em resina	Ocorre apenas na resina composta	
Mista	Ocorre na interface adesiva e dentina e/ou resina composta	

Tabela 11 – Esquema representativo da classificação dos tipos de fratura.

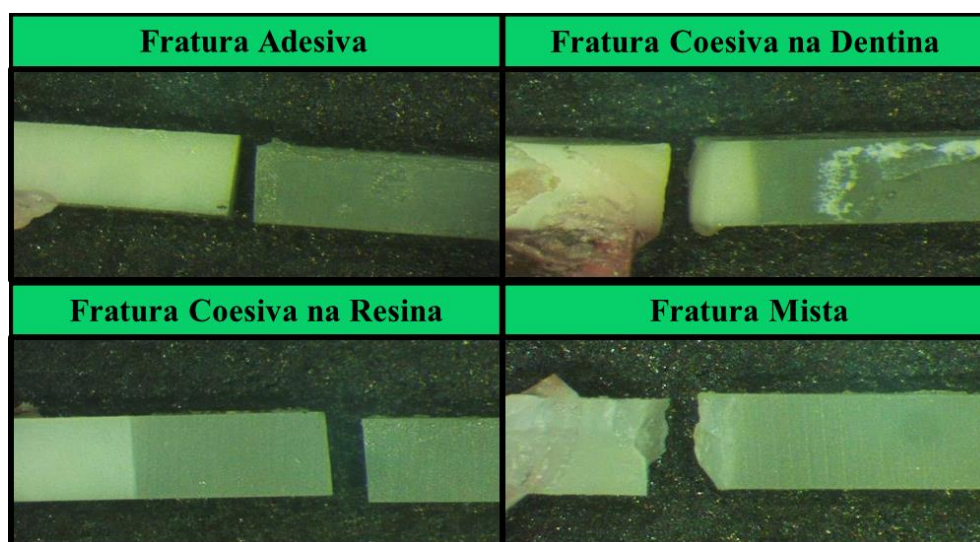


Fig. 32 - Tipos de fratura observados, através da lupa estereoscópica (Leica® MZ6, Alemanha) – imagens capturadas pela máquina fotográfica digital (Leica® DF 290 HD, Alemanha).

Estudo in vitro da resistência adesiva, por microtração, de um novo sistema adesivo de ionômero de vidro modificado por resina

IV. RESULTADOS

1. Grupos em que os sistemas adesivos foram aplicados segundo as instruções dos fabricantes

Na tabela 12 e no gráfico 1, são apresentados os valores das forças adesivas por microtração dos grupos em que os sistemas adesivos foram aplicados segundo as instruções dos fabricantes.

GRUPO	MÉDIA (MPa)	DESVIO PADRÃO	N
RB-AF	21,35805 ^A	10,52134	38
FL	29,80941 ^B	10,02503	42
XTR	38,81695 ^C	12,14141	36
AIO	23,02815 ^A	9,409725	38

Tabela 12 – Registo da média em MPa, do desvio padrão das forças adesivas e do número de palitos dos grupos aplicados segundo as instruções dos fabricantes. Na coluna da média, letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas.

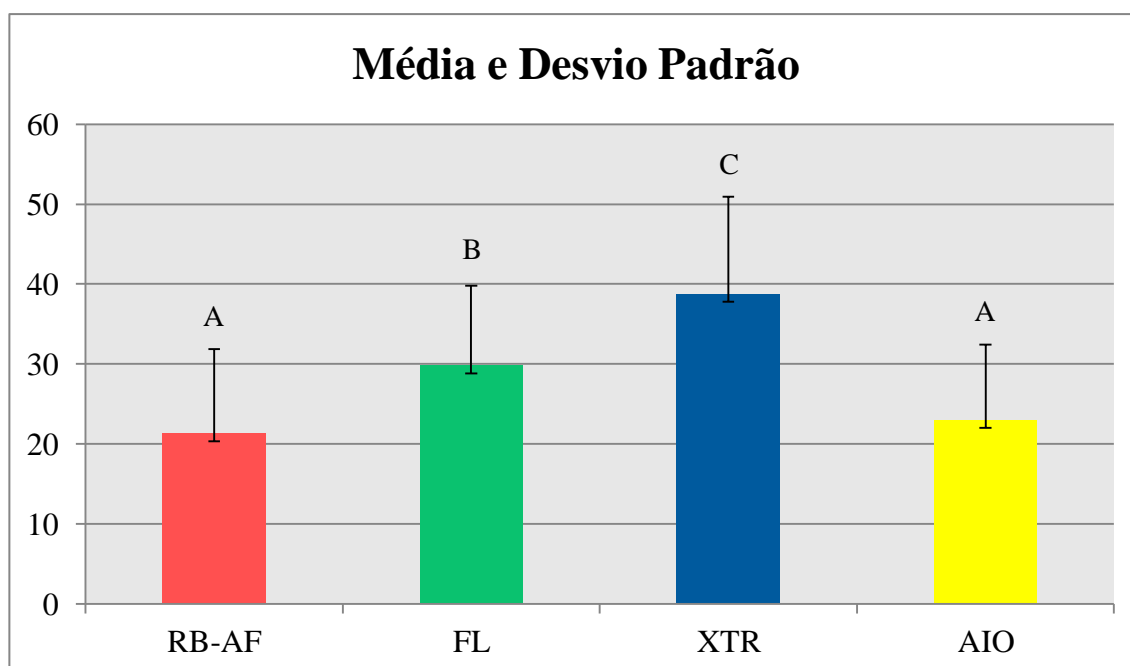


Gráfico 1 – Média em MPa, desvio padrão e significância estatística dos grupos aplicados segundo as instruções do fabricante. Letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas.

Ao analisarmos a tabela 12 e o gráfico 1, podemos concluir o seguinte:

- O sistema adesivo Optibond XTR™ (XTR) foi o que registou forças adesivas significativamente mais elevadas, quando comparadas com as dos outros sistemas adesivos.
- O sistema adesivo Optibond FL (FL) apresenta valores de resistência adesiva significativamente superiores aos obtidos pelo sistema adesivo Riva Bond LC aplicado com ácido fosfórico e aos verificados pelo sistema adesivo Optibond All-In-One (AIO).
- O sistema adesivo Riva Bond LC aplicado com ácido fosfórico apresenta valores médios estatisticamente semelhantes aos registados pelo sistema adesivo Optibond All-In-One (AIO).

2. Grupos aplicados com o sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina

Na tabela 13 e no gráfico 2, são apresentados os valores das forças adesivas por microtração dos grupos aplicados com o sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina.

GRUPO	MÉDIA (MPa)	DESVIO PADRÃO	N
RB-AF	21,35805 ^A	10,52134	38
RB-APA	20,43930 ^A	11,32914	37
RB-SCA	14,37065 ^B	9,079166	40

Tabela 13 – Registo da média em MPa, do desvio padrão das forças adesivas e do número de palitos dos grupos aplicados com o adesivo Riva Bond LC, variando o modo de condicionamento da dentina. Na coluna da média, letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas.

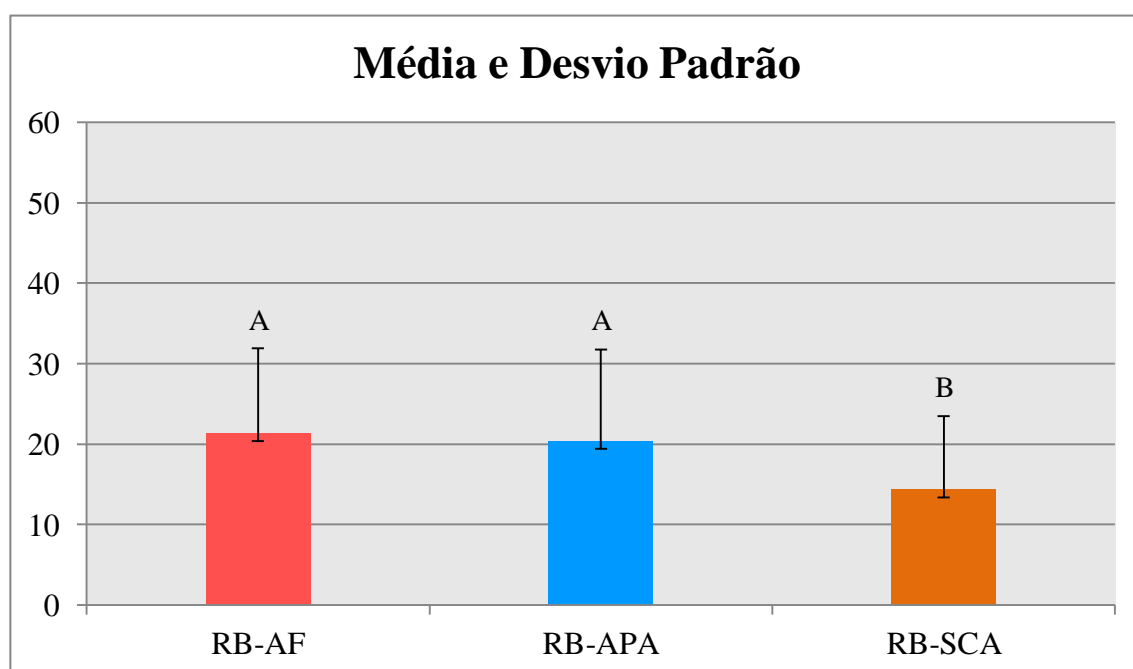


Gráfico 2 – Média em MPa, desvio padrão e significância estatística dos grupos aplicados com o adesivo Riva Bond LC, variando o modo de condicionamento da dentina. Letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas.

Ao Analisarmos a tabela 13 e o gráfico 2, pode-se concluir o seguinte:

- O sistema adesivo Riva Bond LC quando aplicado com ácido fosfórico (RB-AF) ou com ácido poliacrílico (RB-APA) apresenta valores médios de resistência adesiva estatisticamente semelhantes.
- Ambos os pré-condicionamentos utilizados com o sistema adesivo Riva Bond LC (RB-AF) e (RB-APA) registaram forças significativamente mais elevadas em relação à forma de aplicação sem condicionamento ácido prévio (RB-SCA).

3. Tipos de Fratura nos Grupos em Estudo

No gráfico 3, apresenta a quantificação em percentagem dos tipos de fratura registados em cada um dos grupos, após as suas amostras terem sido submetidas ao teste de resistência à microtração.

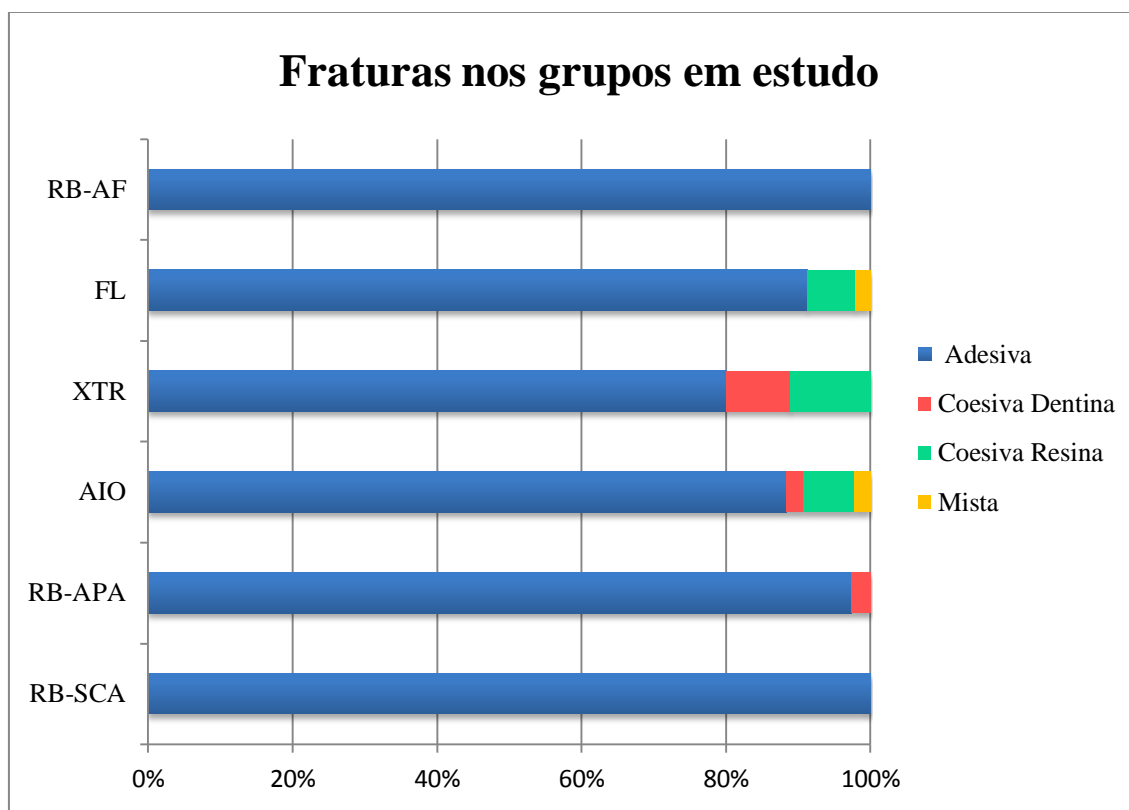


Gráfico 3 – Quantificação dos tipos de fratura ocorridos nos grupos em estudo.

Ao Analisarmos o Gráfico 3, podemos concluir o seguinte:

- Dentro das amostras em estudo, as fraturas com maior predomínio foram as adesivas, seguidas das coesivas em resina, das coesivas em dentina e em último registaram-se as fraturas mistas.
- As percentagens mais elevadas de fraturas adesivas foram registadas no sistema adesivo Riva Bond LC quando aplicado com ácido fosfórico (RB-AF) e na sua aplicação sem condicionamento ácido (RB-SCA).
- O Sistema Adesivo Optibond XTR (XTR) foi o que apresentou um valor mais elevado de fraturas coesivas em dentina, assim como em resina.
- As percentagens mais elevadas de fraturas mistas registaram-se com os sistemas adesivos Optibond FL (FL) e Optibond All-In-One (AIO).

4. Análise Estatística

Na presente investigação foram realizadas duas análises estatísticas. Para comparar a resistência adesiva à microtração entre os grupos RB-AF, FL, XTR e AIO (aplicados de acordo com o fabricante), utilizou-se o teste ANOVA One-Way que está indicado na análise da variância de um único fator, neste caso as forças adesivas, em mais do que dois grupos, sendo a variável dependente do tipo quantitativo.

Previamente avaliaram-se os pressupostos de variância deste teste, nomeadamente a normalidade e homogeneidade da distribuição dos dados das forças adesivas à microtração, não se tendo detetado violação de nenhum dos dois.

Através da ANOVA One-Way verificou-se existência de diferenças estatisticamente significativas entre as amostras dos grupos no que respeita aos valores de resistência à tração ($p = 0.000$). Em seguida, foram feitas comparações múltiplas entre os diferentes grupos, em que o sistema adesivo foi aplicado segundo o fabricante, recorrendo ao teste de Tukey. Este permitiu concluir o seguinte:

- As amostras aplicadas com o sistema adesivo Optibond XTR (XTR) apresentam forças de resistência adesiva significativamente mais elevadas do que as das amostras aplicadas com os sistemas adesivos, Riva Bond LC com pré-condicionamento com ácido fosfórico (RB-AF) ($p < 0.001$), Optibond FL (FL) ($p = 0.001$) e Optibond All-In-One (AIO) ($p < 0.001$);
- O sistema adesivo Optibond FL (FL) apresenta forças adesivas significativamente mais elevadas do que as verificadas nos sistemas adesivos Riva Bond LC com ácido fosfórico (RB-AF) ($p = 0.003$) e Optibond All-In-One (AIO) ($p = 0.023$);
- Os valores de tração obtidos pelos sistemas adesivos Riva Bond LC - aplicado com ácido fosfórico (RB-AF) e Optibond All-In-One (AIO) não apresentam diferenças estatisticamente significativas entre si ($p = 0.9$).

Quanto à análise dos grupos em que se aplicou o novo sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina, sendo dois deles variações ao protocolo de aplicação do fabricante, foi realizada com o teste ANOVA One-Way, porque tal como na análise

anterior a variável dependente é do tipo quantitativo e pretendia-se comparar dados da mesma natureza presentes em mais de dois grupos. Avaliaram-se previamente os seus pressupostos, tendo-se detetado violação do pressuposto de normalidade em dois dos grupos ($p < 0.05$).

No entanto, tal não é impeditivo para que se faça este teste, visto a razão F ser robusta quanto a desvios à normalidade. Ao aplicar a ANOVA One-Way, nestas condições, encontraram-se diferenças significativas quanto aos valores de resistência à microtração entre os grupos ($p=0.006$). Posteriormente com o teste de Tukey compararam-se os grupos uns com os outros, concluindo-se o seguinte:

- A resistência adesiva do sistema adesivo Riva Bond LC aplicado sem condicionamento ácido prévio é significativamente mais baixa do que a registada na aplicação desse sistema adesivo com ácido fosfórico (RB-AF) ($p = 0.010$) e com ácido poliacrílico (RB-APA) ($p = 0.030$);
- O sistema adesivo Riva Bond LC, quando aplicado com ácido fosfórico (RB-AF) não apresenta diferenças estatísticas significativas em relação à sua aplicação com ácido poliacrílico (RB-AFA), no que respeita à resistência adesiva à microtração ($p = 0.931$).

Estudo in vitro da resistência adesiva, por microtração, de um novo sistema adesivo de ionômero de vidro modificado por resina

V. DISCUSSÃO

A grande receptividade e o uso generalizado de resinas compostas em restaurações diretas e indiretas têm incentivado ao estudo dos mecanismos de adesão às estruturas dentárias. Ao longo dos anos tem-se procurado um sistema adesivo que reúna as características ideais. Pretendendo-se que este proporcione não só uma adesão forte e estável entre o material restaurador e a estrutura dentária, como também permita simplificar e facilitar a prática clínica.

O principal objetivo deste estudo foi o de comparar a resistência adesiva, por microtração, de um sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina, recentemente introduzido no mercado, com outros sistemas adesivos aplicados de acordo com as instruções do fabricante e com as variações ao seu método de aplicação.

A determinação da resistência adesiva, é um dos métodos mais eficazes para se caracterizar o comportamento dos adesivos dentinários (Yesilyurt & Bulucu, 2006).

Para avaliar a resistência adesiva foi utilizado o teste de microtração (μ TBS), sendo considerado neste momento como o mais válido e um dos mais utilizados, para testar as forças adesivas à dentina e ao esmalte, pois conseguiu ultrapassar algumas das limitações dos convencionais testes de tração e cisalhamento (Goracci *et al.*, 2004).

De acordo com a norma ISO/TS 11405 de 2015, quando se pretende estudar as forças adesivas, os dentes a utilizar deveriam ser testados logo após a sua exodontia, visto ocorrerem importantes alterações das suas propriedades nos primeiros dias e semanas, após a saída do alvéolo dentário. No entanto, pela sua realização ser de difícil execução, podem usar-se dentes cuja exodontia tenha sido efetuada há menos de seis meses, desde que sejam armazenados em água destilada ou numa solução desinfetante de cloramina tri-hidratada a 0,5% (com ação bacteriostática e bactericida), por não mais de uma semana, e após desinfecção se conservem em água destilada à temperatura de 4°C. As recomendações anteriormente referidas foram as que se realizaram neste estudo.

O processo de exposição da dentina superficial, iniciou-se com um corte paralelo à face oclusal do dente, procedimento proposto em (Perdigão *et al.*, 2012; Sezinando *et al.*, 2012).

Quanto ao polimento da dentina, este foi efetuado com um disco de papel abrasivo SiC de grão 600 (Buehler® Ltd, Lake Bluff, IL, EUA), durante 60 segundos, sob água corrente numa máquina polidora (LaboPol-4, Struers, Dinamarca), para que se obtivesse *smear layer* padronizada em todas as amostras. Este método para acabamento da superfície dentária é utilizado em diversos estudos (Reis, *et al.*, 2010; Walter *et al.*, 2011; Perdigão *et al.*, 2012).

Após a aplicação dos sistemas adesivos, foram construídos blocos de resina com a resina composta microhíbrida Filtek™ Z250 (cor A2, 3M ESPE) sobre a face oclusal das amostras. A resina foi aplicada em incrementos de 2 mm, até perfazer uma altura mínima de 6 mm. Método e material utilizado em diversos estudos (Brackett *et al.*, 2008; Perdigão *et al.*, 2012; Walter *et al.*, 2012).

A polimerização da resina foi feita com o fotopolimerizador Optilux 501 (SDS Kerr, Orange, EUA), usando uma radiação de 600 mW/cm². A intensidade da luz polimerizadora foi monitorizada periodicamente com um radiómetro Optilux Radiometer (SDS Kerr, Orange, EUA) como descrito por Oliveira *et al.* (2003).

A formação de palitos é um procedimento comum nos estudos sobre adesão, pois segundo a teoria de Griffith, permite correlacionar pequenas áreas com elevados valores de tensão. Os palitos obtidos devem ter áreas adesivas compreendidas entre 0,8 mm² e 1 mm² (Gallusi *et al.*, 2009; Perdigão *et al.*, 2012).

Os testes de resistência adesiva foram efetuados numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão), através da microtração de palitos a uma velocidade de tração de 0,5 mm/min até ocorrer fratura, conforme sugerido em diversos estudos (Gallusi *et al.*, 2009, Andrade *et al.*, 2010).

Segundo a norma ISO/TS 11405 de 2015 podem ser feitos testes de tração a amostras sujeitas a termociclagem, a envelhecimentos por 6 meses e ainda testes de resistência adesiva após 24 horas de armazenamento, sendo um procedimento muito comum em vários estudos de adesão (Scherrer *et al.*, 2010; Walter *et al.*, 2011).

As fraturas das amostras foram analisadas sob uma lupa estereoscópica com uma ampliação de 20x (Leica® MZ6, Alemanha), sendo classificadas segundo o local onde ocorreram: em adesivas, coesivas em dentina ou em resina e mistas. Foi considerada fratura adesiva, quando a falha ocorreu ao nível da interface adesivo-dentina, em

coesiva na resina ou na dentina, se a rutura foi verificada exclusivamente na dentina ou na resina, e por último, quando se observou resina e dentina na interface adesiva, a fratura foi classificada como mista (Perdigão *et al.*, 2012).

O tipo de fratura mista consiste num dos principais problemas desta classificação. Uma vez que, através do microscópio ótico é relativamente fácil a identificação de fraturas coesivas. No entanto, nem sempre é fácil reconhecer fraturas adesivas ou mistas, devendo ser observadas em microscópios de maior ampliação, recorrendo-se idealmente à microscopia eletrónica (Scherrer *et al.*, 2010).

Recentemente surgiu no mercado um novo adesivo de ionómero de vidro, o Riva Bond LC, cujo o fabricante recomenda, ao contrário de outros fabricantes de adesivos da mesma classe, o ácido fosfórico como primeira opção para o pré-condicionamento da dentina em detrimento do ácido poliacrílico (APA).

De acordo com alguns autores, o condicionamento da dentina com ácido fosfórico a 37% durante 15 segundos, diminui as forças adesivas entre o cimento de ionómero de vidro e a dentina, devido à desmineralização e à perda de iões de cálcio, os quais são necessários para o estabelecimento de adesão química. No entanto, estes materiais não contêm os monómeros de resina presentes nos adesivos de IVMR, os quais podem influenciar as forças adesivas (Tay *et al.*, 2001).

Quando se aplica ácido fosfórico durante 5 segundos sobre a dentina, verifica-se uma perda de iões de cálcio menor do que quando aplicado por períodos superiores, como 10 ou 15 segundos (Scheffel *et al.*, 2012).

Segundo Hamama e colaboradores (2014), o condicionamento com ácido fosfórico por 5 segundos pode aumentar a infiltração dos monómeros de resina na superfície desmineralizada da dentina, constituindo o limite máximo de perda de iões cálcio para que se estabeleçam ligações iónicas entre o adesivo de IVMR e a dentina. Este tempo de condicionamento é suficiente para remover a *smear layer*, mas não suficiente para remover a totalidade dos *smear plugs* presentes na entrada dos túbulos dentinários.

Apesar do pré-condicionamento com ácido poliacrílico não ser a primeira opção do fabricante do sistema adesivo Riva Bond LC, pode ser também utilizado, sendo normalmente aplicado durante 10 a 20 segundos e lavado de seguida, sem desidratar a superfície dentária. Este ácido remove a *smear layer*, desmineraliza parcialmente a

superfície (até 1 μm de profundidade), criando as microporosidades importantes no processo de adesão micromecânica, e por último, estabelece ligações com os cristais de hidroxiapatite residuais (Van Meerbeek *et al*, 2006).

No estudo de Hamama *et al.*, 2014 as imagens obtidas por *SEM* (Microscopia Eletrônica de Varrimento) do adesivo Riva Bond LC revelam a formação de *resin tags* largas e cónicas, quando a dentina é pré-condicionada com ácido fosfórico a 37% por 5 segundos, e observam-se *tags* de resina estreitos e cilíndricos, com pré-condicionamento com ácido poliacrílico a 20-30% durante 10 segundos (Fig.20).



Fig. 33 - Imagens obtidas por *SEM* da interface adesiva do adesivo Riva Bond LC aplicado com ácido fosfórico (1 - à esquerda) e com ácido poliacrílico (2- à direita) (Fonte: Hamama *et al.*,2014).

No nosso estudo, as forças adesivas em MPa obtidas pelo sistema adesivo Riva Bond LCTM quando aplicado segundo as instruções do fabricante, ou seja, aplicado após condicionamento da dentina com ácido fosfórico a 37% (RB-AF), foram ligeiramente inferiores às registadas nos estudos de Hamama *et al.* (2014) e ligeiramente superiores às verificadas na investigação de Hamama *et al.* (2015).

Os estudos referidos anteriormente, também testaram as forças adesivas do sistema adesivo Riva Bond LCTM quando aplicado com ácido poliacrílico a 20-30% como pré-condicionante da dentina, tendo no nosso estudo o sistema adesivo Riva Bond LC condicionado com ácido poliacrílico (RB-APA) apresentado forças adesivas médias em MPa muito semelhantes às obtidas nos estudos de Hamama *et al.* (2014) e Hamama *et al.* (2015).

As fraturas adesivas foram as mais predominantes nos grupos aplicados com o sistema adesivo Riva Bond LC com ácido fosfórico (RB-AF) e com ácido poliacrílico (RB-APA), enquanto no estudo de Hamama e colaboradores (2014), este tipo de fratura

ocorreu em percentagens menores comparativamente ao nosso, sendo as fraturas do tipo coesivo no material restaurador as com maior percentagem.

Ainda em relação ao sistema adesivo Riva Bond LC quando foi aplicado na nossa investigação com ácido fosfórico (RB-AF) ou com ácido poliacrílico (RB-APA), verificou-se a inexistência de diferenças estatísticas significativas entre ambos, no que respeita à resistência adesiva à microtração. O mesmo constatou-se nos estudos de Hamama *et al.* (2014) e Hamama *et al.* (2015).

É importante referir que no estudo de Hamama *et al.* (2014), as amostras foram restauradas com um cimento de ionómero de vidro modificado por resina, enquanto no presente estudo foi utilizada resina composta. Outra diferença para com o nosso estudo tem a ver com a velocidade de tração a que os palitos foram sujeitos. No nosso estudo foram tracionados à velocidade de 0,5 mm/min e no desses autores foram submetidos à velocidade de 1 mm/min até ocorrer fratura.

O estudo de Hamama *et al.*, 2015 para além das diferenças partilhadas com o estudo anteriormente referido, apresenta também outra alteração em relação ao nosso. As amostras por eles testadas foram armazenadas em saliva artificial e no nosso estudo foram mantidas em água destilada por 24 h.

No grupo RB-SCA, aplicou-se o sistema adesivo Riva Bond LC™ sem pré-condicionamento ácido, correspondendo a uma variação ao protocolo do fabricante. Este grupo foi criado com o intuito de avaliar a capacidade de auto-adesão dos materiais de ionómero de vidro à superfície dentária. Este sistema adesivo por ter ácido poliacrílico na constituição foi aplicado segundo a técnica *self-etch*. Pois segundo Van Meerbeek *et al.* (2006) e Sezinando (2014), os ionómeros de vidro estabelecem adesão ao tecido dentário pela abordagem *self-etch*, sendo inclusivamente em algumas classificações incluídos na classe dos sistemas adesivos *self-etch*.

O sistema adesivo Riva Bond LC, aplicado nas condições mencionadas em cima, apresentou forças de resistência adesiva significativamente inferiores às obtidas pela aplicação desse mesmo sistema adesivo com ácido fosfórico (RB-AF) ou ácido poliacrílico (RB-APA), como pré-condicionantes da dentina. O estudo de De Munck *et al.* (2004), em que utilizaram Fuji Bond LC™ (GC Corp), um sistema adesivo da mesma classe do Riva Bond LC™, verificaram o mesmo que nós, ou seja, as forças

adesivas das amostras em que não se fez pré-condicionamento ácido, foram significativamente mais baixas, quando comparadas com as dos grupos em que se fez pré-condicionamento da dentina, utilizando como pré-condicionantes da dentina os mesmos ácidos aplicados no nosso estudo.

Diversos estudos consideram a abordagem *etch-and-rinse* de três passos como o “*gold standard*” dos sistemas adesivos atuais, pois têm revelado elevada resistência adesiva à microtração, pouca nanoinfiltração e um bom grau de conversão (Loguercio *et al.*, 2014). Um exemplo desses sistemas adesivos é o sistema adesivo Optibond FL (FL).

No presente estudo, as forças adesivas do sistema adesivo Optibond FL (FL) tiveram um comportamento semelhante ao descrito nos estudos de (Armstrong *et al.*, 1998; Scherrer *et al.*, 2010; Walter *et al.*, 2011) e foram mais fracas quando comparadas com as do estudo de Sezinando *et al.* (2012).

No estudo de Sezinando *et al.* (2012), também se testaram as forças adesivas em MPa dos sistemas adesivos Optibond XTR (XTR) e Optibond All-In-One (AIO), tendo a sua investigação registado valores substancialmente mais elevados do que os nossos, em relação a esses dois sistemas adesivos.

Contudo, tal como no estudo de Sezinando *et al.* (2012), o sistema adesivo Optibond XTR (XTR) registou forças adesivas à microtração mais elevadas do que as obtidas pelos sistemas adesivos Optibond FL (FL) e Optibond All-In-One (AIO).

As nossas diferenças em relação ao estudo de Sezinando *et al.* (2012) podem estar eventualmente relacionadas, com a velocidade a que os palitos foram microtraçados, pois no nosso estudo as amostras foram submetidas a uma velocidade de 0,5 mm/min e nesse estudo foram sujeitas à velocidade de 1mm/min.

Podemos verificar no estudo de Walter *et al.* (2011), que as forças adesivas do sistema adesivo Optibond XTR (XTR) foram muito semelhantes às nossas. Tal como no nosso estudo, esse sistema adesivo apresentou valores de resistência adesiva superiores aos do sistema adesivo Optibond FL (FL). É importante realçar que na investigação de Walter *et al.* (2011) foram utilizados dentes incisivos de bovino e o teste de resistência adesiva utilizado foi o de cisalhamento.

Ao comparar as forças adesivas por nós registadas no sistema adesivo Optibond XTR (XTR) com as obtidas na investigação de (Marchesi, *et al.*, 2013), concluímos que são muito semelhantes, no entanto, o meio de armazenamento usado para as amostras foi saliva artificial e no nosso estudo utilizou-se água destilada.

As forças adesivas registadas pelo sistema adesivo Optibond All-In-One (AIO) na nossa investigação, foram mais baixas relativamente aos estudos de Brackett *et al.* (2008) e Walter *et al.* (2012). É importante referir, que no estudo de Brackett e colaboradores (2008), as diferenças podem estar relacionadas com o facto do polimento da dentina ter sido efetuado com um disco de papel abrasivo SiC de grão 320 durante 30 segundos, e no nosso ter sido usado um disco de papel abrasivo SiC de grão 600 durante 60 segundos.

As nossas diferenças em relação ao estudo de Walter *et al.* (2012), podem estar relacionadas com o facto de terem utilizado dentes incisivos de bovino e o teste de resistência adesiva usado ter sido o de cisalhamento.

Segundo Coelho *et al.* (2012), os sistemas adesivos de gerações mais recentes não são necessariamente os que apresentam melhor desempenho. Prova disso, são os resultados que obtivemos às 24 h com o sistema adesivo Optibond All-In-One, que é um *self-etch* de um passo, ou seja, da 7ª geração.

Atualmente são poucos os estudos *in vitro* realizados com o sistema adesivo Riva Bond LC, por ser ainda relativamente recente no mercado. A publicação de poucas investigações torna assim complicada a comparação da sua resistência adesiva em relação à dos outros sistemas adesivos testados neste estudo, após 24 horas de armazenamento.

Relevância Clínica

O constante desenvolvimento de novos sistemas adesivos torna necessária a sua avaliação não só clínica, como também a nível laboratorial. Esta investigação *in vitro* pretende, dentro das suas limitações, ajudar os clínicos na hora de decidir qual o melhor método a utilizar e quais os sistemas adesivos testados com melhores forças adesivas.

O facto do sistema adesivo Riva Bond LC (SDI, Austrália) ter sido lançado há pouco tempo no mercado suscita o interesse pelas suas capacidades adesivas em relação a outros sistemas adesivos frequentemente utilizados na prática clínica.

O pré-condicionamento quando se utilizam materiais de ionómero de vidro é efetuado normalmente com o ácido poliacrílico, no entanto, o fabricante do sistema adesivo Riva Bond LC (SDI, Austrália) recomenda o condicionamento prévio da superfície dentária com ácido fosfórico, sendo importante avaliar se os diferentes pré-condicionamentos induzem diferenças na resistência adesiva.

O Optibond™ XTR ao ter obtido forças adesivas superiores às de um sistema adesivo *etch-rinse* de 3 passos, considerados como o “*gold standard*” dos sistemas adesivos, pode ser uma boa alternativa a estes, pois além da elevada resistência adesiva, a forma de aplicação é mais simples e tem menor sensibilidade técnica.

VI. CONCLUSÕES

De acordo com os resultados obtidos na presente investigação, concluiu-se o seguinte:

1. O sistema adesivo Riva Bond LC™ quando aplicado de acordo com as instruções do fabricante, ou seja, após pré-condicionamento com ácido fosfórico a 37%, apresenta forças adesivas significativamente mais baixas do que as verificadas nos sistemas adesivos Optibond XTR™ e Optibond™ FL, mas estatisticamente semelhantes às do sistema adesivo Optibond™ All-In-One.
2. O Sistema Adesivo Optibond™ XTR foi o que apresentou valores mais elevados de resistência adesiva por microtração, tendo-se verificado diferenças estatísticas em relação aos outros sistemas adesivos, Riva Bond LC™ - aplicado após o condicionamento com ácido fosfórico, Optibond™ FL e Optibond™ All-In-One.
3. Os valores de microtração do adesivo Riva Bond LC™ quando aplicado com ácido fosfórico ou com ácido poliacrílico, como formas de pré-condicionamento revelaram ser semelhantes, não apresentando diferenças estatísticas significativas.
4. O pré-condicionamento ácido da dentina, com ácido fosfórico a 37% e com ácido poliacrílico a 20-30%, aumenta significativamente as forças adesivas do sistema adesivo Riva Bond LC™, do que quando não se faz pré-condicionamento.

Mediante os resultados obtidos, na presente investigação, rejeita-se a hipótese nula 1 e a hipótese nula 2. Aceitando-se as hipóteses alternativas 1 e 2.

Perspetivas Futuras

- Avaliar a resistência adesiva do sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina testado neste estudo, o Riva Bond LC™, quando sujeito a diferentes períodos e métodos de envelhecimento;
- Observar, através da Microscopia Eletrónica de Varrimento (*SEM*) a interface adesiva dos diferentes sistemas adesivos em estudo, de forma a identificar possíveis diferenças nas suas camadas híbridas (caraterização morfológica);
- Verificar a integridade das interfaces adesivas dos diferentes adesivos desta investigação, através de testes de micro e nanoinfiltração;
- Comparar as forças adesivas à microtração do sistema adesivo Riva Bond LC™ com um outro sistema adesivo de ionómero IVMR.

VII. BIBLIOGRAFIA

- Andrade, A. M. (2010). Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *Journal of applied oral science: revista FOB*, pp. 591–8.
- Armstrong , S., Geraldeli , S., Maia , R., Raposo, L., Soares, C., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26, pp. e50-e62.
- Armstrong, S., Boyer, D., & Keller, J. (1998). Microtensile bond strength testing and failure analysis of two dentin adhesives. *Dental Materials*, 14, pp. 44–50.
- Arola, D., & Reprogel, R. K. (2005). Effects of aging on the mechanical behavior of human dentin. *Biomaterials* , 26, pp. 4051–4061.
- Bachmann , L., & Zezell, D. M. (2005). Estrutura e composição do Esmalte e da Dentina - Irradiação laser e tratamento térmico. São Paulo, Brasil: Livraria da Física.
- Berkovitz, B. K., Holland, G. R., & Moxham, B. J. (2009). *Oral Anatomy, Histology and Embryology* (4th Edition ed., pp.105-151), Elsevier.
- Brackett , W., Tay, F. R., & Looney, S. W. (2008). Microtensile Dentin and Enamel Bond Strengths of Recent Self-etching Resins. *Operative Dentistry*, 33(1), pp. 89-95.
- Bradnaa, P., Vrbovab, R., Dudekc, M., Roubickovac, A., & Housovaa, D. (2008). Comparison of Bonding Performance of Self-etching and Etch-and-Rinse Adhesives on Human Dentin Using Reliability Analysis. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 10(6), pp. 423-429.
- Breschi , L., Perdigão , J., Gobbi , P., Mazzotti , G., Falconi, M., & Lopes, M. (2003). Immunocytochemical identification of type I collagen in acid-etched dentin. *J Biomed Mater Res A*, 66, pp. 764-769.

- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R., & Dorigo, E. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dental materials*, 24(1), pp. 90–101.
- Breschi, L., Ferracane, J. L., Cadenaro, M., Mazzoni, A., & Hilton, T. J. (2013). Adhesion to enamel and dentin. In T. J. Hilton, J. L. Ferracane, & J. C. Broome, *Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach* (Fourth Edition ed., pp. 234-235). Quintessence books.
- Cardoso, M., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., et al. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dentistry Journal*, 56(1), pp. 31-44.
- Chiego Jr., D. J. (2013). *Essentials of Oral Histology and Embryology: A Clinical Approach* (4th edition ed.), Elsevier.
- Chun, K. J., Choi, H. H., & Lee, J. L. (2014). Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *Journal of Dental Biomechanics*, pp. 1-7.
- Coelho, A., Canta, J. P., Martins, J. N., & Marques, P. (2012). Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários – revisão da literatura. (Elsevier, Ed.) *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 53(1), pp. 39–46.
- Culbertson, B. M. (2001). Glass-ionomer dental restoratives. *Progress in polymer science*, 26, pp. 577-604.
- De Munck, J., Van Meerbeek, B., Yoshid, Y., Inoue, S., Suzuki, K., & Lambrechts, P. (2004). Four-year water degradation of a resin-modified glass-ionomer adhesive bonded to dentin. *European Journal of Oral Sciences*, 122(1), pp. 73-83.
- De Munck, J., Van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., et al. (2005). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *Journal of Dental Research*, 84(2), pp. 118–132.

- Di Nicoló, R., Shintome, L., Myaki, S., & Nagayassu, M. (2007). Bond strength of resin modified glass ionomer cement to primary dentin after cutting with different bur types and dentin conditioning. *J Appl Oral Sci*, 15(5), pp. 459-464.
- Ernst , C. P. (2004). Positioning self-etching adhesives: versus or in addition to phosphoric acid etching? *J Esthet Restor Dent.*, 16, pp. 57-69.
- Frankenberger , R., Lohbauer , U., Roggendorf , M. J., Nauman, M., & Taschner , M. (2008). Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *Journal of Adhesive Dentistry*, 10, pp. 339–344.
- Fruits, T. J., Khajotia, S. S., & Nicholson, J. W. (2013). Biologic considerations. In T. J. Hilton, J. L. Ferracane, & J. C. Broome, *Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry: A Contemporary Approach* (Fourth Edition ed., pp. 1-36). quintessence books.
- Gallusi, G., Galeano, P., Libonati, A., & Giuca, M. (2009). Evaluation of bond strength of different adhesive systems: Shear and Microtensile Bond Strength Test. *Oral & implantology*, 2(4), pp. 19–25.
- George, J. E., & Jeffrey, A. P. (2007). A statistical evaluation of microtensile bond strength. *dental materials*, 23, pp. 385-391.
- Ghazali, F. B. (1 de Jan de 1, Jan 2003). Permeability of dentine. *Malaysian Journal of Medical Sciences*, 10(1), pp. 27-36.
- Goldberg, M., Kulkarni, A. B., Young, M., & Boskey. (2011). Dentin: structure composition and mineralization. *Frontiers in bioscience (Elite edition)*, 3, pp. 711–735.
- Goracci, C., Sadek, F., Francesca, M., Cardoso, P. E., & Marco, F. (2004). Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dental Materials*, 20, pp. 643–654.
- Gu, F., Bresciani , E., Barata, T. J., Fagundes, T. C., Navarro, M. F., Dickens , S. H., et al. (2010). In vivo acid etching effect on bacteria within caries-affected dentin. *Caries Res.*, 44, pp. 472-477.

- Hamama, H. H., Burrow, M. F., & Yiu, C. (2014). Effect of dentine conditioning on adhesion of resin-modified. *Australian Dental Journal*, 59, pp. 193–200.
- Hamama, H. H., Yiu, C. K., & Burrow, M. F. (2015). Effect of chemomechanical caries removal on bonding of resin-modified glass ionomer cement adhesives to caries-affected dentine. *Australian Dental Journal*, 60, pp. 190–199.
- Hamouda, I. M., Samra, N. R., & Bada, M. F. (2011). Microtensile bond strength of etch and rinse versus self-etch adhesive systems. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4, pp. 461-466.
- Ikeda, M., Kurokawa, H., Sunada, N., Tamura, Y., Takimoto, M., Murayama, R., et al. (2009). Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. *Journal of oral science*, 51(4), pp. 527–34.
- Inoue, S., Koshiro, K., Yoshida, Y., De Munck, J., Nagakan, K., & Suzuki, K. (2005). Hydrolytic stability of self-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res*, 84, pp. 1160-1164.
- Junqueira, L. C., & Carneiro, J. (2004). O trato digestivo. In *Histologia Básica* (pp. 285-291). Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan.
- Kugel, G., & Ferrari, M. (2000). The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Associ*, 131, pp. 20S–5S.
- Linde, A., & Goldberg, M. (1993). Dentinogenesis. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 45, pp. 679–728.
- Loguercio, A., Luque-Martinez, I., Muñoz, M., Szesz, A., Cuadros-Sánchez, J., & Reis, A. (2014). A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative Dentistry*, 39, pp. 652–662.
- Love, R. M., & Jenkinson, H. F. (2002). Invasion of dentinal tubules by oral bacteria. *Critical reviews in oral biology and medicine*, 13(2), pp. 171-183.
- Love, R. M. (2004). Invasion of dentinal tubules by root canal bacteria. *Endodontic Topics*, 9, pp. 52-65.

- Marchesi, G., Frassetto, A., Visintini, E., Diolos, M., Turco, G., Salgarello, S., et al. (2013). Influence of ageing on self-etch adhesives: one-step vs. two-step systems. *J Oral Sci*, *121*, pp. 43–49.
- Mazzoni, A., Pashley, D., Nishitani, Y., Breschi, L., Mannello, F., & Tjäderhane, L. (2006). Reactivation of quenched endogenous proteolytic activities in phosphoric acid-etched dentine by etch-and-rinse adhesives. *Biomaterials*, *27*(25), pp. 4470–4476.
- Miyazaki, M., Tsujimoto, A., Tsubota, K., Takamizawa, T., Kurokawa, H., & Platt, J. A. (2014). Important compositional characteristics in the clinical. *Journal of Oral Science*, pp. 56, 1-9.
- Mjör, I. A. (2009). Dentin Permeability: The Basis for Understanding Pulp Reactions and Adhesive Technology. *Braz Dent J*, *20*(1), pp. 3-16.
- Muñoz, M. A., Luque, I., Viviane, H., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., et al. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, *41*, pp. 404-411.
- Nakabayashi, N., Kojima, K., & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res*, *16*, pp. 265-273.
- Nanci, A. (2013). Enamel: composition, formation, and structure; Dentin-pulp complex. In A. Nanci, *Ten Cate's. Oral histology: development, structure, and function* (8th edition ed., pp. 122-204). St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- Noort, R. (2010). *Introdução aos materiais dentários* (3ª edição ed., pp.67-76). (D. R. Fonseca, & et al., Trads.) Rio de Janeiro: Elsevier.
- Oliveira, S. S., Pugacha, M. K., Hilton, J. F., Watanabe, L. G., Marshalla, S. J., & Marshall Jr., G. W. (2003). The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dental Materials*, *19*, pp. 758-767.
- Opdam, N. J., Roeters, F. J., Feilzer, A. J., & Verdonschot, E. H. (1998). Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class II resin composite restoration in vivo. *J Dent.*, *26*(7), pp. 555-562.

- Papadogiannis , D., Lakes , R. S., Papadogiannis , Y., & Tolidis, K. (2003). Mechanical viscoelastic behavior of dental adhesives. *Dental Materials*, 29, pp. 693-701.
- Park , S., Wang, D. H., Zhang, D., Romberg , E., & Arola, D. (2008). Mechanical properties of human enamel as a function of age and location in the tooth. *J Mater Sci: Mater Med*, 19, pp. 2317–2324.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Ricardo, M., Carvalho, F., et al. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *dental materials*, 27, pp. 1–16.
- Perdigão, J., & Ritter, A. V. (2001). Adesão aos tecidos dentários. In L. Baratieri, S. Monteiro Junior, M. A. Andrada, L. Vieira, A. Ritter, & A. Cardoso, *Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades* (1º edição ed., pp. 83-128). São Paulo: Santos.
- Perdigão, J., Swift, E., & Walter, R. (2002). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, pp. 114–140.
- Perdigão, J. (2007). New Developments in Dental Adhesion. *The Dental Clinics of North America*, 51(2), pp. 333-357.
- Perdigão, J., Sezinando, A., & Monteiro, P. C. (2012). Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. 25(3), pp. 153-158.
- Perdigão, J., Sezinando , A., & Monteiro, P. C. (2013a). Effect of substrate age and adhesive composition on dentin bonding. 38-3, pp. 267-274.
- Perdigão , J., Swift , E. J., & Ricardo, W. (2013b). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. In *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry* (6th Edition ed., pp. 114-140). Mosby Elsevier.
- Perdigão , J., Reis, A., & Loguercio, D. A. (2013c). Dentin Adhesion and MMPs: A Comprehensive Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(4), pp. 219–241.
- Perdigão , J., & Loguercio , A. D. (2014). Universal or multi-mode adhesives: why and how? *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16, pp. 193–194.

- Peumans , M., Van Meerbeek , B., Lambrechts , P., & Vanherle , G. (2003). Two-year clinical effectiveness of a resin-modified glass-ionomer. *Am J Dent*, *16*, pp. 363–368.
- Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: A systematic review of current clinical trials. *Dent Mater*, *21*, pp. 864-881.
- Rawls, H. R., Teixeira, E. C., & Wang, Q. (2013). Bonding and bonding agents. In K. J. Anusavice, C. Shen, & H. R. Rawls, *Phillips' science of dental materials* (12th ed., pp. 257-274). St. Louis, Missouri: Elsevier/Saunders.
- Reis , A., Zander-Grande , C., Kossatz, S., Stanislawczuk, R., Manso , A., Carvalho , R., *et al.* (2010). Effect of Mode of Application on the Microtensile Bond Strength of a Self-etch and Etch-and-Rinse Adhesive System. *Operative Dentistry*, *35*(4), pp. 428-435.
- Rouvière, H., & Delmas, A. (2005). *Anatomía humana descriptiva, topográfica y funcional* (11^o edição ed., pp. 463-465). Barcelona, Espanha: Elsevier/Masson.
- Scheffel , D., Tenuta , L., Cury , J., & Hebling, J. (2012). Effect of acid etching time on demineralization of primary and permanent coronal dentin. *American Journal of Dentistry*, *25*, pp. 235–238.
- Scherrer, S., Cesar, P., & Swain, M. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental materials: official publication of the Academy of Dental Materials*, pp. e78–e93.
- Senawongse, P., Otsuki , M., Tagami , J., & Mjör , I. (2006). Age-related changes in hardness and modulus of elasticity of dentine. *Archives of Oral Biology* , *51*(6), pp. 457-463.
- Sezinando, A., Perdigão, J., & Regalheiro, R. (2012). Dentin Bond Strengths of Four Adhesion Strategies after Thermal Fatigue and 6-Month Water Storage. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, *24*(5), pp. 345-355.

- Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive – A review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 5(4), pp.194–206.
- Silva e Souza Jr., M. H., Carneiro, K., Silva e Souza, P., & Góes, M. F. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *J Appl Oral Sci.*, 18(3), pp. 207-2014.
- Swift, E. J. (2002). Dentin/enamel adhesives: review of the literature. *Pediatric Dentistry*, 24(5), pp. 456-461.
- Tay , F., Smales , R., Ngo , H., Wei , S., & Pashley , D. (2001). Effect of different conditioning protocols on adhesion of a GIC to dentin. *J Adhes Dent*, 3(2), pp. 153–167.
- van Dijken , J. W., & Pallesen , U. (2008). Long-term dentin retention of etch-and-rinse and self-etch adhesives and a resin-modified glass ionomer cement in non-carious cervical lesions. *Dental Materials*, 24, pp. 915–922.
- Van Landuyt, K., De Munck, J., Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2005). Bonding to Dentin: Smear Layer and the Process of Hybridization. In G. Eliades, D. Watts, & T. Eliades, *Dental Hard Tissues and Bonding: Interfacial Phenomena and Related Properties* (pp. 89-122). Springer.
- Van Landuyt , K. L., Mine , A., De Munck, J., Coutinho, E., Peumans , M., Jacques, S., et al. (2008). Technique sensitivity of water-free one-step adhesives. *Dent Mater*, 24, pp. 1258-1267.
- Van Meerbeek , B., Perdigão , J., Lambrechts , P., & Vanherle, G. (1998). The clinical performance of adhesives. *J Dent*, 26, pp. 1–20.
- Van Meerbeek , B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., et al. (2003). Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Operative Dentistry*, 28-3, pp. 215-235.
- Van Meerbeek , B., Yoshida, Y., Inoue, S., De Munck, J., & Van Landuyt, L. (2006). Glass-ionomer adhesion: The mechanisms at the interface. *Journal of Dentistry*, 34, pp. 989, pp. 1-3.

- Van Meerbeek, B. (2008). Mechanisms of Resin Adhesion-Dentin and Enamel Bonding. *Advanced Esthetics & Interdisciplinary Dentistry*, 2(1), pp. 18-25.
- Van Meerbeek , B., Yoshihara , K., Yoshida , Y., Mine , A., De Munck , J., & Van Landuyt , K. L. (2011). State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.*, 27(1), pp. 17-28.
- Walter, R., Swift Jr., E. J., Boushell , L. W., & Braswell , K. (2011). Enamel and Dentin Bond Strengths of a New Self-Etch Adhesive System. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23, pp. 390–398.
- Walter , R., Swift Jr., E. J., Nagaoka, H., Chung, Y., Bartholomew , W., Braswell , K. M., et al. (2012). Two-year bond strengths of “all-in-one” adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 40, pp. 549-555.
- Yesilyurt, C., & Bulucu, B. (2006). Bond strength of total-etch dentin adhesive systems on peripheral and central dentinal tissue: a microtensile bond strength test. *J. Contemp. Dent. Pract.*, 17, pp. 1–14.
- Yoshida , Y., Van Meerbeek , B., Nakayama, Y., Snauwaert , J., Hellemans , L., Lambrechts , P., et al. (2000). Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res*, 79, pp. 709-714.
- Yoshida , Y., Van Meerbeek , B., Nakayama, Y., Yoshioka, M., Snauwaert , J., Abe, Y., et al. (2001). Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *Journal of Dental Research*, 80(6) , pp. 1565-1569.

Estudo in vitro da resistência adesiva, por microtração, de um novo sistema adesivo de ionômero de vidro modificado por resina

VIII. ANEXOS

Anexo 1 – Parecer da Comissão de Ética do ISCSEM.



46

Ex.mo Senhor
Tiago Carlos Barata Salgueiro

Monte de Caparica, 29 de janeiro de 2015

Ex.mo Senhor,

Venho comunicar-lhe que o Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado "*Estudo in vitro da resistência adesiva, por microtração de um novo sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina*", foi aprovado por unanimidade.

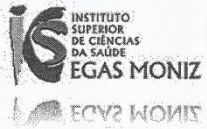
Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz

Prof^a. Doutora Maria Fernanda de Mesquita

c.c. – Prof. Doutor Mário Polido

Anexo 2 – Declaração da Direção Clínica da Clínica Dentária Universitária a autorizar a utilização de dentes do Banco de Dentes Humanos.



Clínica Dentária Universitária

Declaração da Direção Clínica para cedência de dentes do BDH para realização trabalho de projeto final do MIMD

IDENTIFICAÇÃO DO ESTUDANTE: Tiago Carlos Barata Salgueiro da Costa Santos

TÍTULO DO TRABALHO: “Estudo *in vitro* da resistência adesiva, por microtracção, de um novo sistema adesivo de ionómero de vidro modificado por resina”.

Excelentíssima Professora Doutora Fernanda de Mesquita

O aluno Tiago Carlos Barata Salgueiro da Costa Santos, pode utilizar dentes molares hígidos do Banco de dentes humanos (BDH) da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz (CDUEM).

Aguardo a aprovação da Comissão Científica e da Comissão de Ética, para cedência dos dentes.

Esta autorização aplica-se somente aos dentes que tenham sido efectivamente doados ao BDH, respeitando todo o circuito aprovado e certificado pela Certificação da Qualidade da Egas Moniz.

Atenciosamente, com os melhores cumprimentos

Monte da Caparica, 13 de Janeiro de 2015

Direção Clínica

A handwritten signature in black ink, appearing to be 'F. Mesquita', written over the printed text 'Direção Clínica'.

Anexo 3 – Consentimento Informado para Doação de Dentes ao Banco de Dentes Humanos do ISCSEM.



CONSENTIMENTO INFORMADO PARA EXODONTIA

Eu, _____, portador do
B.I./ C.C. nº _____, do Arquivo _____, data
_____, após ter recebido informações que me foram transmitidas
durante a elaboração do diagnóstico clínico e radiográfico e não tendo condição de
receber tratamento conservador e consequente permanência na cavidade oral por
_____ (motivo da exodontia), **consinto**
na realização da(s) exodontia(s) do(s) dente(s) _____,
bem como a respectiva **Doação dos Órgãos em Questão ao Banco de Dentes Humanos**
do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, a fim de posterior utilização,
sem fins lucrativos, em pesquisa científica e ensino, preservando a minha identidade.

_____, de _____ de _____

Assinatura do doente, _____

Assinatura do responsável pela recolha, _____