



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**RESISTÊNCIAS ADESIVAS DE DIFERENTES SISTEMAS
ADESIVOS AO MTA E BIODENTINE™**

Trabalho submetido por
Melissa Cordeiro Malta Anes Batista
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

novembro de 2014



INSTITUTO SUPERIOR DE CIÊNCIAS DA SAÚDE EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

RESISTÊNCIAS ADESIVAS DE DIFERENTES SISTEMAS ADESIVOS AO MTA E AO BIODENTINE™

Trabalho submetido por
Melissa Cordeiro Malta Anes Batista
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Professora Doutora Ana Cristina Mano Azul

e coorientado por
Professor Doutor Jaime Pereira Fontes de Almeida Portugal

novembro de 2014

DEDICATÓRIA

Dedico este trabalho,

Aos meus pais, por acreditarem em mim todos os dias e por me terem ajudado a tornar
este sonho possível.

AGRADECIMENTOS

À Professora Doutora Ana Mano Azul, pelo esforço e dedicação, pela disponibilidade, apoio e paciência durante esta etapa, e fundamentalmente por sempre ter exigido de mim para que eu desse o meu melhor.

Ao Professor Doutor Jaime Portugal por ter aceitado em ser meu co-orientador, pela disponibilidade e pelo apoio no laboratório de Biomateriais da FMDUL.

Ao Professor Mário Rito Pereira pela simpatia e paciência e pelos preciosos conselhos.

Aos meus avós e tios por terem sempre uma palavra de carinho e incentivo nos momentos mais difíceis.

Ao Pedro Henrique por nunca me deixar desistir e por ter toda a paciência do mundo. Obrigada por todo o amor e carinho ao longo destes anos.

À Alzira Mendes e Ana Marques pela ajuda e pelos bons conselhos que sempre me deram.

À Joana Ferreira, minha colega e amiga para a vida porque sem ela este percurso não tinha sido o mesmo.

À Inês Guerra, pela amizade, por me fazer sorrir e me fazer acreditar que isto era possível.

À Susana Silva, pela força que sempre me deu e por me mostrar que mesmo nos momentos difíceis todos os sonhos são possíveis de realizar.

À Maria Manso, pelo companheirismo e por toda a amizade ao longo desta caminhada.

A todos que de algum modo contribuíram para a realização do presente trabalho.

RESUMO

Objetivos: Comparar as resistências adesivas de diferentes sistemas adesivos ao ProRoot® MTA e BIODENTINE™ em três intervalos de tempo.

Materiais e métodos: Foram preparados 180 blocos de acrílico, os quais foram preenchidos com ProRoot® MTA (n=90) ou BIODENTINE™ (n=90) e divididos em 18 grupos (n=10), consoante a estratégia adesiva (*Scotchbond™ Universal* – versão *etch & rinse* (SUER), *Scotchbond™ Universal* – versão *self-etch* (SUSE) e *Adper™ Scotchbond™ I XT* (SB)), e os tempos de envelhecimento, (7 dias (7d), 72 horas (72H) e 4 horas/12 minutos (4H/12Min)), num ambiente a 37° C e 100% de humidade. A todos os espécimes foi aplicada resina composta (Grandio®SO). Após 24H, em estufa, foram realizados testes de resistência adesiva ao corte e avaliou-se o tipo de falha de união. Os valores das resistências adesivas e os tipos de falha de união foram analisados com os testes de Mann-Whitney e de Kruskal-Wallis, tendo-se definido um nível de significância de 5%.

Resultados: Relativamente ao substrato, observaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os valores médios de resistência adesiva obtidos para cada estratégia adesiva: ProRoot® MTA [variação entre 7,02MPa (SUSE) e 3,22MPa (SB), ($p=0,014$)]; BIODENTINE™ [variação entre 7,07MPa (SUER) e 3,23MPa (SB), ($p=0,002$)]. Considerando os tempos de envelhecimento, no caso do ProRoot® MTA as resistências adesivas variaram entre 7,64MPa (72H) e 3,14MPa (7d) com diferenças estatisticamente significativas ($p=0,007$). Os resultados diferiram relativamente ao BIODENTINE™ com variações entre 6,10MPa (7d) e 3,37MPa (12Min) sem diferenças estatisticamente significativas ($p=0,181$).

Conclusões: Diferentes estratégias adesivas resultaram em diferentes resistências adesivas nos dois substratos estudados. Não foram encontradas diferenças significativas nas resistências adesivas destes adesivos nos três intervalos de tempo.

Palavras-chave: MTA, BIODENTINE™, Resistências adesivas, Sistemas adesivos, Resina Composta

ABSTRACT

Objectives: Comparing shear bond strengths of different adhesive systems to ProRoot[®] MTA and BIODENTINE[™] within three different time intervals.

Materials and methods: 180 acrylic blocks were prepared and filled out with ProRoot[®] MTA (n=90) or BIODENTINE[™] (n=90) and divided into 18 groups (n=10), according to the adhesive strategy (*Scotchbond[™] Universal* – *etch & rinse* version (SUER), *Scotchbond[™] Universal* – *self-etch* version (SUSE) and *Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT* (SB)), and the different time intervals (7 days (7d), 72 hours (72H) and 4 hours/12 minutes (4H/12Min)), in a 37°C and 100% humidity environment. To all the specimens a composite resin (Grandio[®]SO) was applied. After 24 hours of storage, shear bond strength tests were performed and the failure mode was registered. The bond strength values and the failure modes were analysed using Mann-Whitney and Kruskal-Wallis's tests at a level of significance of 5%.

Results: Concerning the type of substrate, statistically significant differences were observed between the mean bond strength values obtained with each adhesive strategy: ProRoot[®] MTA [variation between 7,02MPa (SUSE) and 3,22MPa (SB), ($p=0,014$)]; BIODENTINE[™] [variation between 7,07MPa (SUER) and 3,23MPa (SB), ($p=0,002$)]. Considering the three time periods, for ProRoot[®] MTA, the bond strength values ranged from 7,64MPa (72H) to 3,14MPa (7d), with statistically significant differences ($p=0,007$). Results differed relatively to BIODENTINE[™] with variations between 6,10MPa (7d) and 3,37MPa (12Min), with no statistically ($p=0,181$).

Conclusions: Different adhesive strategies resulted in different bond strengths for the two substrates. Significant differences in the bond strength values of these adhesives within the three time intervals weren't observed.

Keywords: MTA, BIODENTINE[™]; Shear bond strengths; Adhesive systems; Composite resin

ÍNDICE

I. INTRODUÇÃO	13
II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	17
1. MTA.....	17
2. BIODENTINE™	25
3. Sistemas adesivos	31
4. Testes de resistência adesiva	38
III. OBJETIVOS E HIPÓTESES DE ESTUDO	40
1. Objetivo	40
2. Hipóteses de estudo	40
IV. MATERIAIS E MÉTODOS	41
1. Âmbito	41
2. Tipo de estudo	41
3. Material e equipamento.....	42
4. Amostra	43
4.1. Seleção da amostra	43
4.2. Preparação da amostra	43
4.2.1. Confeção dos blocos de acrílico	43
4.3. Organização da amostra.....	44
4.3.1. Identificação dos espécimes	45
5. Preparação dos espécimes	46
5.1. Aplicação dos substratos ProRoot® MTA e BIODENTINE™	46
5.2. Definição da área de adesão com matrizes de Mylar.....	47
5.3. Aplicação dos sistemas adesivos <i>Scotchbond™ Universal</i> – versão <i>etch & rinse</i> , <i>Scotchbond™ Universal</i> – versão <i>self-etch</i> e <i>Adper™ Scotchbond™ 1 XT</i> ...	47
5.4. Aplicação da resina composta Grandio® SO.....	49
5.4.1. Confeção das formas de silicone para a aplicação de resina composta	49
5.4.2. Preparação da resina composta.....	49
5.5. Armazenamento dos espécimes.....	50
6. Grupos experimentais	52
7. Testes de resistência adesiva	52
8. Observação	53
9. Análise estatística	54

V. RESULTADOS	55
1. Análise estatística descritiva	55
2. Análise estatística inferencial	57
2.1. Resistências adesivas	57
2.1.1. Substratos - ProRoot® MTA vs BIODENTINE™	57
2.1.2. Sistemas adesivos - SUER vs SUSE vs SB	58
2.1.3. Tempos de envelhecimento - 4H/12Min vs 72H vs 7d	59
2.2. Resistências adesivas ao ProRoot® MTA	59
2.2.1. Sistemas adesivos	59
2.2.2. Tempos de envelhecimento	60
2.3. Resistências adesivas ao BIODENTINE™	61
2.3.1. Sistemas adesivos	61
2.3.2. Tempos de envelhecimento	61
2.4. Falhas de união	62
2.4.1. ProRoot® MTA vs BIODENTINE™	62
2.4.2. Sistemas adesivos	63
2.4.3. Tempos de envelhecimento	63
VI. DISCUSSÃO	65
1. Resistências adesivas de acordo com os diferentes sistemas adesivos	66
2. Resistências adesivas aos substratos de forma independente	67
3. Resistências adesivas de acordo com os tempos de envelhecimento	69
4. Avaliação das falhas adesivas	71
5. Limitações do estudo e perspectivas futuras	71
VII. CONCLUSÕES	73
VIII. BIBLIOGRAFIA	74

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Esquema representativo das várias aplicações do ProRoot® MTA (Adaptado de Dentsply – Konstanz, Alemanha).	19
Figura 2 – Esquema representativo dos diferentes tipos de preparação de MTA disponíveis no mercado (Adaptado de Malhotra, Agarwal & Mala, 2013b)	20
Figura 3 - Esquema representativo das diferentes aplicações do BIODENTINE™ (Adaptado de Septodont – Saint-Maur-des-Fossés, França)	26
Figura 4 - Formas metálicas utilizadas na preparação dos blocos de acrílico.....	43
Figura 5 -Preenchimento das formas metálicas com silicone Elite® HD+ light body normal set (Zhermack® Clinical – Badia Polesine, Itália)	44
Figura 6 - Matriz de <i>Mylar</i> e bloco de acrílico preenchido com um dos substratos	47
Figura 7 - Fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Middleton, USA)	49
Figura 8 - Preparação da resina composta na forma de silicone	50
Figura 9 - Estufa de Incubação (Memmert INE 400, Memmert, Germany)	51
Figura 10 – (A) Máquina de Testes Mecânicos Universal Instron 4502 (Instron Ltd. – High Wycombe, Inglaterra); (B) Placas Watanabe	53
Figura 11 - Estereomicroscópio Meiji Techno EMZ – 8TR (Meiji Techno Co. – Saitama, Japão)	53

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Materiais e equipamentos	42
Tabela 2 - Organização da amostra.....	45
Tabela 3 - Preparação dos espécimes de acordo com os substratos aplicados	46
Tabela 4 - Aplicação dos sistemas adesivos de acordo com as instruções do fabricante	48
Tabela 5 - Preparação da resina composta de acordo com o fabricante.....	50
Tabela 6 – Organização dos grupos experimentais de acordo com os substratos, sistemas adesivos e tempos de envelhecimento	52
Tabela 7 - Sistema de classificação do tipo de falha de união	54
Tabela 8 - Resistências adesivas ao ProRoot® MTA	55
Tabela 9 - Resistências adesivas ao BIODENTINE™	55
Tabela 10 - Resistências adesivas por sistema adesivo nos dois substratos.....	56
Tabela 11 - Resistências adesivas por tempos de envelhecimento nos dois substratos .	56
Tabela 12 - Tipos de falhas no ProRoot® MTA	57
Tabela 13 - Tipos de falha no BIODENTINE™	57
Tabela 14 - Resistências adesivas (MPa) ao ProRoot® MTA e BIODENTINE™	57
Tabela 15 - Resistências adesivas (MPa) aos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB ...	58
Tabela 16 - Resistências adesivas (MPa) aos tempos de envelhecimento de 4H/12Min, 72H e 7d	59
Tabela 17 - Resistências adesivas (MPa) dos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB ao ProRoot® MTA.....	59
Tabela 18 - Resistências adesivas (MPa) dos tempos de envelhecimento de 4H, 72H e 7d ao ProRoot® MTA	60
Tabela 19 - Resistências adesivas (MPa) dos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB ao BIODENTINE™	61
Tabela 20 - Resistências adesivas (MPa) dos tempos de envelhecimento de 12Min, 72H e 7d ao BIODENTINE™	61

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Média das resistências adesivas (MPa) ao ProRoot [®] MTA e BIODENTINE [™]	58
Gráfico 2 - Média das resistências adesivas (MPa) aos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB. Letras diferentes correspondem a médias com diferenças estatisticamente significativas.....	58
Gráfico 3 - Média das resistências adesivas (MPa) aos tempos de envelhecimento de 4H/12Min, 72H e 7d	59
Gráfico 4 - Média das resistências adesivas (MPa) dos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB ao ProRoot [®] MTA. Letras diferentes correspondem a médias com diferenças estatisticamente significativas	60
Gráfico 5 - Média das resistências adesivas (MPa) dos tempos de envelhecimento de 4H, 72H 7d ao ProRoot [®] MTA. Letras diferentes correspondem a médias com diferenças estatisticamente significativas	60
Gráfico 6 - Média das resistências adesivas (MPa) dos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB ao BIODENTINE [™] . Letras diferentes correspondem a médias com diferenças estatisticamente significativas	61
Gráfico 7 - Média das resistências adesivas (MPa) dos tempos de envelhecimento de 12Min, 72H 7d ao BIODENTINE [™]	62
Gráfico 8 - Distribuição dos tipos de falhas pelos substratos ProRoot [®] MTA e BIODENTINE [™]	62
Gráfico 9 - Distribuição dos tipos de falhas pelos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB	63
Gráfico 10 - Distribuição dos tipos de falhas pelos tempos de envelhecimento de 4H/12Min, 72H e 7d	64

ÍNDICE DE ABREVIATURAS

% Percentagem

10-MDP 10-metacrilóiloxidecil dihidrogénio fosfato

Bar Barómetro

BHT Hidroxitolueno butilado

Bis-EMA Bisfenol-A dimetacrilato etoxilado

Bis-GMA Bisfenol-A glicidildimetacrilato

CaCl₂ Cloreto de cálcio

Cm Centímetro

DP Desvio padrão

GMTA Gray Mineral Trioxide Aggregate

GPa Gigapascal

HEMA 2-hidroxietil metacrilato

IRM Cimento de óxido de zinco-eugenol reforçado

KN Kilonewton

Min Minutos

ml Mililitro

mm Milímetros

MMPs Metaloproteinases

MPa Megapascal

MTA Mineral Trioxide Aggregate

mW/cm² Miliwatts por centímetro quadrado

n^o Número

°C Graus Celsius

pH Potencial de hidrogénio

SPSS *Statistical Package for the Social Sciences*

SPSTA *Single-Plane Shear Test Assembly*

Super-EBA Cimento de óxido zinco-eugenol reforçado por ácido etoxibenzoico

TEGMA Trietilenoglicol dimetacrilato

U.S. FDA *U.S. Food and Drug Administration*

vs *Versus*

WMTA White Mineral Trioxide Aggregate

µm Micrómetro

I. INTRODUÇÃO

A cárie dentária é considerada a doença oral mais prevalente em todo o mundo (Frencken *et al.*, 2012).

As tendências mais recentes da Dentisteria Restauradora envolvem cada vez mais a conservação máxima da estrutura dentária, aquando da remoção das lesões de cárie (Yoshiyama *et al.*, 2004).

Os princípios da extensão cavitária propostos por *Black*, há mais de um século, já não são aplicáveis na prática clínica, pelo que deram lugar a procedimentos cada vez mais conservadores e menos invasivos.

A Dentisteria Minimamente Invasiva é uma abordagem moderna para o controlo da cárie que enfatiza a prevenção e intercetação precoce da doença, sustentada por uma compreensão do papel do biofilme da placa dentária no início da doença e progressão da mesma, sendo que esta doença depende do estilo de vida e comportamentos. Esta abordagem é baseada nos conceitos operativos de *Black* mas com uma filosofia que tenta garantir que os dentes são mantidos de forma funcional para o resto da vida recorrendo a preparos cavitários menores e mais conservadores (Brostek & Walsh, 2014; Frencken *et al.*, 2012).

A existência de um dente afetado por cárie dentária é uma situação recorrente na clínica diária pelo que a presença de dentina afetada por cárie faz dela um dos substratos mais relevantes, nomeadamente pela sua proximidade com a polpa o que a torna muito relevante a nível clínico uma vez que a sua manutenção é essencial para a preservação e conservação do dente. Devido à sua composição e natureza, a dentina é um substrato bastante complexo o que a torna por vezes sensível a determinados procedimentos restauradores (Nakajima, Kunawarote, Prasansuttiporn & Tagami, 2011).

Manter a vitalidade da polpa após uma lesão de cárie, trauma ou lesão iatrogénica continua a ser um desafio e é de primordial importância. A sua preservação e manutenção constituem um dos principais objetivos de qualquer tratamento dentário (Pérard *et al.*, 2013).

Vários biomateriais são utilizados no tratamento da vitalidade da polpa, sendo que o prognóstico, depende de vários fatores, tais como a sua biocompatibilidade e capacidade para prevenir microinfiltração bacteriana; o resultado depende também da capacidade da polpa de responder à lesão (Laurent, Camps & About, 2011).

Diversos investigadores demonstraram que uma polpa dentária exposta consegue-se restabelecer quando a microinfiltração e a contaminação bacteriana são prevenidas. Portanto, parece que um material de proteção pulpar eficaz deve ser: biocompatível; fornecer um selamento biológico; e evitar infiltração de bactérias. Neste sentido, vários têm sido os materiais estudados para a proteção de uma polpa exposta sendo que por muito tempo os médicos dentistas têm reconhecido que no tratamento de exposições traumáticas da polpa dentária o hidróxido de cálcio é um material de referência (Ford, Torabinejad, Abedi, Bakland & Kariyawasam, 1996).

No entanto, estudos clínicos de longo prazo relataram uma variação nas taxas de sucesso deste material devido à persistência de um processo inflamatório bem como de efeitos citotóxicos (Pérard *et al.*, 2013).

Um material de reparação radicular ideal deve ser capaz de selar a comunicação entre o sistema de canais radiculares e os tecidos circundantes, ser biocompatível, dimensionalmente estável, radiopaco, e insolúvel quando em contato com os fluidos tecidulares. Requisitos semelhantes são necessários para os materiais utilizados no tratamento da polpa vital (Parirokh & Torabinejad, 2010a).

Vários materiais têm sido utilizados no tratamento da polpa e na reparação de perfurações profundas embora nenhum deles preencha todos os requisitos de um material ideal (Kayahan *et al.*, 2013).

Nos últimos anos o MTA tem sido proposto como um material adequado para a proteção pulpar devido às suas propriedades biológicas, assim como o recente BIODENTINE™, que segundo Pérard *et al.* (2013) foi desenvolvido como um substituto da dentina para a restauração da coroa de um dente posterior.

Quando é feita uma proteção pulpar num dente este deve ser posteriormente selado com uma restauração definitiva que pode ser em amálgama, resina composta ou noutro material, embora muitas das vezes devido às suas características mais estéticas a resina composta acabe por ser o material escolhido. O uso de adesivo entre o material restaurador e o material utilizado como protetor pulpar é muito importante porque no caso de ocorrer uma falha no selamento da restauração a passagem das bactérias para a polpa vai ser permeável e a proteção pulpar irá falhar acabando por haver comprometimento da polpa do dente (Ajami *et al.*, 2013).

Embora o uso de MTA tenha sido sugerido para uma variedade de aplicações clínicas, a informação sobre o efeito dos diversos tratamentos sobre as propriedades físicas do MTA ainda é limitada. Quando o MTA é utilizado para a proteção pulpar é necessário o selamento com uma restauração permanente. Nas restaurações em resina composta, o ácido fosfórico é utilizado para aumentar a retenção e o selamento das mesmas. O efeito do condicionamento ácido, nomeadamente do ácido fosfórico, sobre as propriedades físicas e a estrutura cristalina de MTA ainda é pouco conhecido. A sua ação sobre as propriedades dos materiais utilizados quer para a proteção pulpar, quer para a reparação radicular, pode constituir um problema, pois pode afetar a durabilidade e eficácia destes materiais (Atabek, Sillelioglu & Ölmez, 2012).

Quanto ao BIODENTINE™ a sua interação com os materiais restauradores ainda não é devidamente conhecida (Odabaş, Bani & Tirali, 2013).

Os sistemas adesivos permitem uma adesão entre os substratos dentários e os materiais restauradores; é pois fundamental que os adesivos permaneçam unidos aos tecidos dentários por um período longo de tempo de modo a garantir durabilidade, em especial quando associados aos materiais estéticos, como é o caso das resinas compostas (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Com a introdução constante de novos sistemas adesivos, bem como de novos materiais no campo da Dentisteria, é de todo pertinente a realização de pesquisas a estes novos materiais para que se possa comprovar a sua eficácia. Os testes de resistência adesiva à estrutura dentária tornaram-se um método popular para determinar a eficácia da adesão de materiais restauradores ao dente sendo que a sua popularidade pode ser atribuída à sua simplicidade e eficácia em laboratório (Watanabe, Marshall & Marshall, 2000).

A longevidade de uma restauração pode, em certa parte, ser prevista pela sua capacidade adesiva, bem como ser medida através de testes de resistência adesiva. Assim, ao longo dos anos, os clínicos têm-se baseado neste tipo de investigações laboratoriais para escolherem quais os sistemas adesivos a aplicar na sua prática clínica diária (Sirisha, Rambabu, Shankar & Ravikumar, 2014).

Uma vez que existe ainda pouca literatura acerca do mecanismo de adesão dos sistemas adesivos ao ProRoot® MTA e BIODENTINE™ (Bayrak, Tunç, Saroglu & Egilmez, 2009; Odabaş *et al.*, 2013) torna-se extremamente importante a realização de mais investigações

que conduzam a uma melhor compreensão da adesão dos materiais restauradores a estes substratos.

II. FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Esta fundamentação teórica visa contextualizar, relativamente à investigação científica atual, os materiais integrados neste estudo, assim como as técnicas laboratoriais aplicadas.

1. MTA

O MTA foi desenvolvido por Mahmoud Torabinejad, na Loma Linda University com a finalidade de ser utilizado como material obturador ao nível da cirurgia endodôntica. A investigação deste material iniciou-se por volta dos anos 90, tendo sido pela primeira vez descrito na literatura científica no ano de 1993 (Lee, Monsef & Torabinejad, 1993). A sua aprovação ocorreu em 1998 pela U.S. FDA (Schwartz, Mauger, Clement & Walker, 1999).

Este é composto por 53,1% de silicato de tricálcico, 22,5%, de silicato dicálcico 21,6% de óxido de bismuto, óxido tricálcico, óxido de silicato e por pequenas proporções de aluminato de tricálcico e sulfato de cálcio (Parirokh & Torabinejad, 2010b).

A sua composição é muito semelhante ao Cimento de Portland, apesar deste último não conter óxido de bismuto. O óxido de bismuto foi adicionado ao MTA para promover a sua radiopacidade, acabando esta propriedade por ser melhorada relativamente à própria dentina. Este apresenta uma radiopacidade média de 7,17 mm de alumínio, a qual é suficiente para ser visível numa radiografia (Torabinejad, Hong, McDonald & Pitt Ford, 1995).

Embora o óxido de bismuto melhore a radiopacidade do MTA, afeta no entanto a precipitação do hidróxido de cálcio, após a sua hidratação, e sob condições ácidas, como em casos de inflamação. Este pode ser libertado inibindo a proliferação celular e diminuindo a biocompatibilidade do MTA (Camilleri, Montesin, Papaioannou, McDonald & Ford, 2004; Camilleri, 2007).

Apesar de semelhante ao MTA o uso de Cimento de Portland na prática clínica não é muito viável devido a vários fatores: a) presença de metais pesados na sua composição - como cobre, magnésio, estrôncio e ainda chumbo e arsénico os quais são conhecidos por serem tóxicos; b) pouca radiopacidade; c) sua expansão excessiva durante a presa; d) alta solubilidade; e) tamanho irregular das suas partículas (Darvell & Wu, 2011; Parirokh & Torabinejad, 2010a). Quando comparadas com as partículas do Cimento Portland as partículas de MTA apresentam-se menores e mais uniformes (Rao, Rao & Shenoy, 2009).

O MTA foi criado de modo a ter as melhores propriedades físicas e corresponder às características necessárias para preencher todos requisitos de um material de reparação ideal (Rao *et al.*, 2009).

Este material tem inúmeras vantagens, tais como uma excelente capacidade de selamento, biocompatibilidade, elevada alcalinidade, radiopacidade, efeitos antimicrobianos e a resistência à contaminação com fluidos e sangue (Kangarlou *et al.*, 2012).

Quando comparado com outros materiais dentários como o IRM, amálgama, hidróxido de cálcio, Super-EBA, pastas de Óxido de Zinco Eugenol, entre outros, o MTA apresenta as melhores propriedades no que diz respeito à capacidade de selamento, à biocompatibilidade, ao efeito antimicrobiano, à radiopacidade, à estabilidade dimensional e à tolerância à humidade. Relativamente à toxicidade este também se revelou menos tóxico que os demais materiais (Malhotra, Agarwal & Mala, 2013a).

De acordo, com Torabinejad e Pitt Ford (1996), a baixa toxicidade e insolubilidade, a biocompatibilidade, a indução de cimentogénese e formação óssea, o bom selamento, e a capacidade de presa na presença de sangue ou de um ambiente húmido, especialmente em caso de contato direto com tecido conjuntivo, tornaram-no num material de escolha.

Por isto, este material é então atualmente considerado como um dos materiais mais promissores para vários tratamentos (Han & Okiji, 2011). Têm sido amplamente estudados as suas propriedades físicas, bem como o seu desempenho clínico. Parece não só demonstrar um comportamento biocompatível aceitável, mas também um desempenho biológico razoável *in vivo* quando utilizado em diversos tratamentos. Assim, pode ser aplicado em situações clínicas de proteções pulpares diretas, apexificações e apexogénese, pulpotomias, como material de obturação e retrobturação em endodontia, no tratamento de fraturas radiculares horizontais, na reparação de defeitos de reabsorção externa e interna da raiz, e na reparação de perfurações quer ao nível radicular quer ao nível da furca (Figura 1) (Darvell & Wu, 2011; Roberts, Toth, Berzins & Charlton, 2008; Torabinejad & Chivian, 1999).

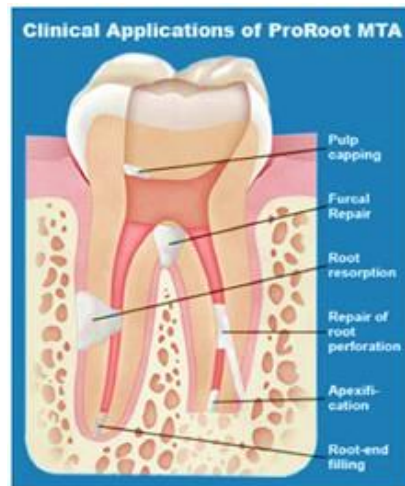


Figura 1 – Esquema representativo das várias aplicações do ProRoot[®] MTA (Adaptado de Dentsply – Konstanz, Alemanha).

Apesar das suas inúmeras vantagens apresenta também algumas desvantagens, nomeadamente, o facto de poder causar uma potencial descoloração dos tecidos dentários, a presença de elementos tóxicos na sua composição, a sua difícil manipulação e o seu custo elevado (Parirokh & Torabinejad, 2010a, 2010b).

A sua maior desvantagem prende-se com o tempo de presa. Segundo Tsujimoto *et al.* (2013), a sua resistência à compressão é de cerca de 40MPa, 24 horas após a sua aplicação e 67MPa, 21 dias após a aplicação. O tempo médio de presa do MTA é superior ao de materiais como a amálgama, o Super-EBA ou o IRM (Parirokh & Torabinejad, 2010a).

Muitas tentativas têm sido feitas para melhorar a manipulação clínica do MTA por adição de um acelerador de presa. A adição de CaCl_2 ao MTA permite um aumento imediato do valor do pH e conseqüentemente uma diminuição do tempo de presa, o que pode melhorar as suas propriedades mecânicas (Nowicka *et al.*, 2013).

Atualmente, o MTA pode ser encontrado no mercado sob diversas formas. Este é comercializado como ProRoot[®] MTA (Dentsply, Alemanha), White ProRoot MTA (Dentsply, Alemanha), MTA-Angelus (Soluções Odontológicas, Brasil), MTA-Angelus Blanco (Soluções Odontológicas, Brasil), MTA Bio (Soluções Odontológicas, Brasil). Para além destas, existem outras preparações no mercado, como o Egeo[®] (CPM) (Egeo, Argentina), MTA Bio[®] (Indústria de produtos Odontológicos, Brasil), MTA root canal sealer - CPM sealer[®] (Egeo, Argentina) e MTA-Obtura[®] (Indústria de produtos Odontológicos, Brasil) (Figura 2) (Rao *et al.*, 2009; Torabinejad & Parirokh, 2010).

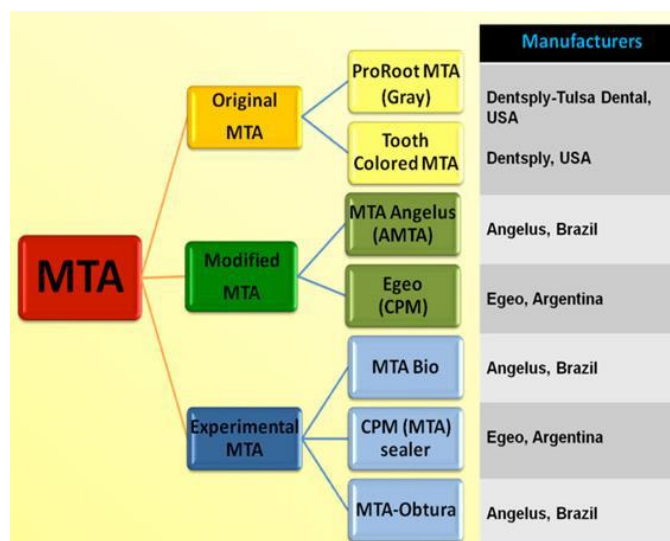


Figura 2 – Esquema representativo dos diferentes tipos de preparação de MTA disponíveis no mercado (Adaptado de Malhotra, Agarwal & Mala, 2013b)

O ProRoot® MTA foi inicialmente comercializado numa versão cinza, sendo que mais recentemente está disponível uma versão branca (Camilleri *et al.*, 2005).

O WMTA é uma nova fórmula em que o MTA apresenta uma cor de branco-sujo, introduzida pelo fabricante para evitar a descoloração das estruturas dentárias. O WMTA apresenta menores quantidades de ferro, alumínio e magnésio, quando comparado com o GMTA (Ma, Shen, Stojicic & Haapasalo, 2011). No entanto, tem como desvantagem o facto do seu tempo de presa ser significativamente mais lento, quando comparado com o GMTA (Nowicka *et al.*, 2013).

O ProRoot® MTA está disponível numa caixa com pacotes de pó de 1 grama e microampolas de líquido (de água destilada ou soro fisiológico), a qual deve ser armazenada de modo a evitar ambientes húmidos (Schmitt, Lee & Bogen, 2001).

Este é preparado misturando o pó com água destilada ou soro fisiológico numa proporção de 3: 1 de pó para líquido (Parirokh & Torabinejad, 2010a). A mistura é feita numa folha de papel ou numa placa de vidro esterilizada durante 30 a 60 segundos para se obter uma consistência arenosa, recorrendo a uma espátula de plástico ou metal (Darvell & Wu, 2011; Malhotra *et al.*, 2013a).

O pó é descrito como sendo fino e hidrofílico o qual é composto predominantemente por cálcio e fósforo (Roberts *et al.*, 2008). A hidratação deste pó resulta num gel coloidal que solidifica formando uma estrutura dura. São diversas as características que podem

influenciar esta mistura: a relação pó/líquido; o método de mistura; a pressão utilizada para a condensação do material; a humidade do meio ambiente; o tipo de MTA; o meio de armazenamento; o valor de pH do meio ambiente; o tipo de instrumento usado para a aplicação do material; o período de tempo decorrido entre a mistura e aplicação; a espessura do material; e a temperatura (Parirokh & Torabinejad, 2010a).

A fim de facilitar a sua manipulação e aplicação, este pode ser colocado na cavidade um instrumento fornecido no pacote de ProRoot[®] MTA, ou ainda, com um porta-amálgama ou um outro instrumento manual (Schmitt *et al.*, 2001). Outros exemplos de instrumentos manuais para a aplicação de MTA são os condensadores, os cones de papel, as agulhas de grande diâmetro ou lântulos (Parirokh & Torabinejad, 2010a; Rao *et al.*, 2009).

Normalmente, quando aplicado o MTA é pressionado para a posição desejada, sem que seja necessário ser condensado. A mistura pode ser condensada com uma bolinha de algodão humedecida, usando movimentos suaves, ou podem ainda ser utilizados instrumentos de ultrassons (Rao *et al.*, 2009).

A hidratação é necessária para o *setting* do material, pelo que uma bolinha de algodão húmida pode ser colocada temporariamente (normalmente até a uma segunda consulta) em contato direto ou sobre os tecidos circundantes. A reação de hidratação durante o *setting* do MTA ocorre entre o silicato de tricálcio [(CaO)₃SiO₂] e o silicato dicálcico [(CaO)₂SiO₂], formando um gel de hidróxido de cálcio e silicato de cálcio hidratado, produzindo um pH alcalino (Malhotra *et al.*, 2013a).

Um grande número de estudos *in vivo* tem demonstrado a sua excelente biocompatibilidade e capacidade de selamento (Torabinejad & Parirokh, 2010).

A adição de óxido de bismuto ao MTA torna a sua solubilidade baixa, uma vez que este composto é praticamente insolúvel. Isto, aliado ao facto deste material não apresentar praticamente nenhuma contração durante a sua presa, torna o seu selamento muito eficaz (Parirokh & Torabinejad, 2010a).

O facto de o MTA proporcionar um bom selamento biológico vai permitir a formação e/ou regeneração dos tecidos duros a nível periapical e peri-radicular. Este material apresenta a capacidade de estimular a formação de cimento a nível radicular, sendo que relativamente ao osso alveolar apresenta propriedades de osteocondutor e osteoindutor (Torabinejad & Chivian, 1999). O MTA estimula então as células do sistema imunológico, ocorrendo então a reparação e a regeneração de cimento, bem como a

cicatrização de defeitos ósseos periapicais. Ao nível da dentina, este promove a dentinogênese, e ainda a regeneração do ligamento periodontal (Bogen & Kuttler, 2009).

Os resultados obtidos em vários estudos acerca da infiltração de bactérias, fungos e endotoxinas bacterianas indicaram que, de um modo geral, o MTA apresenta menor infiltração do que outros materiais, quando usado para tratamentos como a obturação de canais ou a reparação de furcas. A expansão deste material durante a sua presa pode ser a justificação para a sua excelente capacidade de selamento (Roberts *et al.*, 2008; Torabinejad & Parirokh, 2010).

Algumas das propriedades apreciáveis do MTA são o excelente prognóstico a longo prazo e a sua capacidade para estimular a regeneração de tecidos com uma boa resposta por parte da polpa (Rao *et al.*, 2009).

O MTA tem mostrado ter um melhor efeito estimulante sobre as células da polpa humana do que o hidróxido de cálcio (Malhotra *et al.*, 2013a), tendo sido demonstrado num estudo *in vivo* que este apresenta resultados muito favoráveis como material de proteção pulpar, sendo por isso preferível ao hidróxido de cálcio (Asgary *et al.*, 2009).

Este provoca menos inflamação, quando comparado com o hidróxido de cálcio e estimula a diferenciação e proliferação de células da polpa, facilitando, assim, a formação de uma barreira mineralizada mais estruturada (Pérard *et al.*, 2013).

Ford *et al.* (1996), conduziram um estudo onde foi aplicado MTA sobre a polpa dentária de alguns dentes. As polpas dentárias apresentaram a formação de uma ponte de dentina adjacente ao MTA, sendo esta espessa e contínua e havendo ausência de inflamação. Estes autores referiram ainda que não foram observadas bactérias nas paredes da cavidade em qualquer dos dentes preenchidos com MTA.

Quando colocado sobre os tecidos pulpares leva à formação de hidróxido de cálcio que liberta iões de cálcio os quais se difundem através dos túbulos dentinários, aumentando a sua concentração no decorrer da presa do MTA (Malhotra *et al.*, 2013a). A libertação destes iões induz a proliferação, migração e diferenciação de células do tipo odontoblastos que produzem uma matriz de colagénio. A matriz formada é depois mineralizada havendo inicialmente a produção de osteodentina, seguida da formação de dentina terciária e alguns meses mais tarde da proteção pulpar. Ocorre ainda a formação de cristais de hidroxiapatite, proporcionando assim um bom selamento biológico (Parirokh & Torabinejad, 2010b).

Alguns estudos têm sugerido que o seu favorável desempenho biológico pode ser devido à sua capacidade para formar uma camada de hidroxiapatite sobre a superfície deste material, quando em contacto com soluções fisiológicas (Roberts *et al.*, 2008).

A atividade osteogénica de MTA é devida à libertação de grandes quantidades de iões cálcio, estes interagem com os grupos de iões fosfato, presentes nos fluidos dos tecidos circundantes, e formam cristais de hidroxiapatite sobre as suas superfícies (Sarkar, Caicedo, Ritwik, Moiseyeva & Kawashima, 2005).

Análises histológicas e imuno-histoquímicas demonstraram a formação de dentina reparadora por células do tipo-odontoblastos. O MTA pode ser um bom material a utilizar para preservar a vitalidade pulpar da polpa em caso de exposição pulpar. A dentinogénese induzida pelo MTA foi considerada mais consistente e proeminente quando comparada com o hidróxido de cálcio (Darvell & Wu, 2011).

Além da libertação de iões, o pH alcalino é considerado uma das vantagens adicionais deste material (Tanalp, Karapinar-Kazandağ, Dölekoğlu & Kayahan, 2013).

O pH do MTA, imediatamente após a mistura do pó e do líquido, é de 10,2, aumentando para 12,5 após 3 horas do início da mistura (Torabinejad *et al.*, 1995).

Além da sua alcalinidade bactericida ainda é relatada a capacidade deste material para aumentar a resposta imunitária adaptativa contra patógenos endodônticos (Darvell & Wu, 2011).

O seu pH alcalino tem ainda um efeito anti-inflamatório, com supressão de citocinas inflamatórias, pelo que o MTA demonstrou ser vasoconstritor podendo ser benéfico para a hemostase e por isso útil como material de proteção pulpar (Darvell & Wu, 2011).

A libertação de iões de hidróxido, o pH alcalino, a modulação da produção de citocinas e a formação de hidróxido de cálcio e de uma camada de hidroxiapatite parecem ser então os responsáveis pela atividade biológica do MTA (Parirokh & Torabinejad, 2010b).

O MTA tem provado ser um material biocompatível em numerosos estudos. Em sistemas de cultura de células mostra uma menor citotoxicidade, quando comparado com outros materiais (Kogan, He, Glickman & Watanabe, 2006).

Não foi observado nenhum dano genético, mutação genética, alteração cromossómica ou transformação celular aquando da aplicação de MTA (Malhotra *et al.*, 2013a).

A meta-análise dos resultados de estudos atuais mostra que o MTA impede a penetração de bactérias de forma mais eficaz do que materiais como o Super-EBA, amálgama ou IRM (Torabinejad & Parirokh, 2010).

Um estudo conduzido por Komabayashi e Spångberg (2008) refere que algumas das partículas de MTA apresentam dimensões de 1,5 µm sendo tão pequenas que a sua dimensão é menor do que o diâmetro dos túbulos dentinários. Os autores colocam a hipótese de que este facto possa ter um papel relevante na capacidade de selamento do MTA. No entanto, Parirokh e Torabinejad (2010a) afirmam que esta situação não pode ser clinicamente relevante, pois os túbulos dentinários após instrumentação do canal não estão abertos, a menos que a *smear-layer* seja removida por condicionamento ácido da superfície.

Parirokh e Torabinejad (2010a) referem estudos sobre os efeitos antibacterianos do MTA, nomeadamente um estudo antimicrobiano de Torabinejad, Hong, Pitt Ford e Kettering (1995), com espécies como *Staphylococcus aureus*, *Enterococcus faecalis*, *Pseudomonas aeruginosa*, *Bacillus subtilis* e *Cândida albicans*. Neste estudo, é referido que nem o MTA nem o Cimento de Portland levaram à inibição do crescimento microbiano das referidas espécies. De igual modo, uma investigação de Estrela, Bammann, Estrela, Silva e Pécora (2000), envolvendo bactérias anaeróbias facultativas e estritas, mostrou que o MTA tem um efeito antibacteriano sobre algumas bactérias facultativas mas nenhum efeito sobre as anaeróbias estritas.

Vários são os fatores que parecem influenciar a resistência à compressão do MTA, incluindo o tipo de MTA, a pressão da condensação feita sobre o material, o valor de pH do líquido da mistura e ainda o estado do armazenamento do MTA (Parirokh & Torabinejad, 2010a).

As resinas compostas são muito populares na Dentisteria Restauradora por causa das suas qualidades estéticas. No entanto, estas não podem ser colocadas diretamente sobre o MTA no imediato em que este é aplicado, pois o condicionamento e a lavagem podem afetar a sua presa e levar ao desalojamento do material (Yesilyurt, Yildirim, Taşdemir & Kusgoz, 2009). No entanto, num estudo conduzido por Tsujimoto *et al.* (2013), conclui-se que se a hidratação durante a presa do MTA estiver garantida, não há problemas específicos relacionados com a restauração em resina composta, mesmo que esta seja realizada quase imediatamente após ter sido feito o preenchimento com MTA.

Um estudo conduzido por Mente *et al.* (2010) demonstrou que o prognóstico após uma proteção pulpar direta com MTA não depende do tempo da restauração final. Noutro estudo, foi demonstrado que a resistência ao cisalhamento, entre o MTA e a resina composta, 48 horas após o MTA ter sido aplicado, apresentou-se satisfatória (aproximadamente 13MPa) quando utilizado um agente adesivo (Tunç, Sönmez, Bayrak & Eğılmez, 2008).

Kayahan *et al.* (2013), relataram uma força de compressão significativamente menor, para o WMTA, quando o material foi condicionado pelo ácido fosfórico (37%). Estes investigadores sugeriram que uma restauração com compósito utilizando uma técnica adesiva com condicionamento ácido, deve ser adiada por pelo menos 96 horas após aplicação do material.

Quando comparada a resistência adesiva do WMTA com um compómero e uma resina composta, os resultados determinaram que quando usada uma técnica adesiva *total-etch*, a força da ligação era significativamente maior do quando usada a técnica adesiva *self-etch* de um passo (Tunç *et al.*, 2008).

2. BIODENTINE™

A prática clínica diária em Medicina Dentária tem vindo a enfrentar desafios no que respeita à substituição de dentina perdida pelo que, para tentar combater este problema, muitos materiais foram desenvolvidos ao longo dos anos.

Um dos materiais mais recentes no mercado é o BIODENTINE™ (Septodont, Saint-Maur-des-Fossés, França). Este tornou-se comercialmente disponível em 2009 e foi lançado com o objetivo de funcionar como um substituto da dentina (Malkondu, Kazandağ & Kazazoğlu, 2014).

O BIODENTINE™ pode ser aplicado em diversas situações clínicas, tais como: a) no tratamento endodôntico; b) em perfurações radiculares; c) apéxificações; d) em lesões de reabsorção; e) em proteções pulpares; e também f) como material de retrobturação em cirurgia endodôntica, podendo ainda ser aplicado, como um substituto da dentina na Dentisteria Restauradora, como já referido (Figura 3) (Laurent *et al.*, 2011).

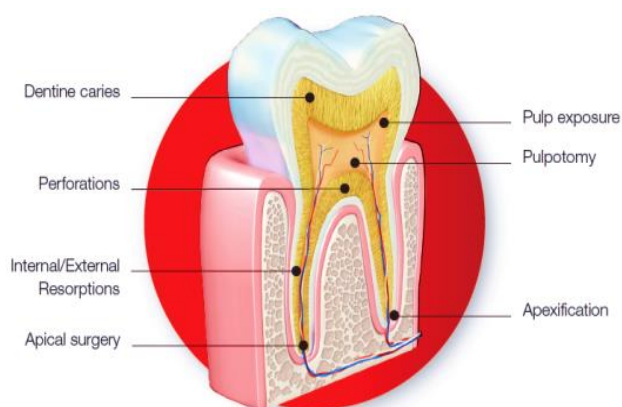


Figura 3 - Esquema representativo das diferentes aplicações do BIODENTINE™ (Adaptado de Septodont – Saint-Maur-des-Fossés, França)

Um grupo de investigação da Septodont desenvolveu este material com o intuito de conseguir obter um novo material dentário que pudesse conciliar boas propriedades mecânicas com uma excelente biocompatibilidade e com um comportamento bioativo (Septodont – Saint-Maur-des-Fossés, França). Para o criar, a Septodont utilizou uma nova tecnologia designada por *Active Biosilicate Technology™*, a qual controla a pureza das matérias-primas. Esta técnica passa pela fabricação sintética de silicato tricálcico puro em vez de purificar o silicato tricálcico natural (Rajasekharan, Martens, Cauwels & Verbeeck, 2014).

Este material tem uma formulação semelhante à do MTA, mas com melhores propriedades físicas e de manipulação (Malkondu *et al.*, 2014). Uma análise com difração de raios-X de cimentos não hidratados revelou ainda que o BIODENTINE™ consiste numa forma triclinica do silicato tricálcico, enquanto o MTA consiste numa forma monoclinica (Camilleri, Sorrentino & Damidot, 2013).

O BIODENTINE™ é considerado um material restaurador à base de silicato tricálcio constituído por um pó de silicato de tricálcio, carbonato de cálcio e óxido de zircónio ao qual é adicionado um líquido constituído por CaCl_2 e um agente redutor de água (Koubi *et al.*, 2013). A mistura do pó com o líquido resulta numa estrutura de gel, que permite a troca de iões ao longo do tempo de polimerização formando-se uma rede sólida (Rajasekharan *et al.*, 2014).

Segundo Camilleri (2013), o BIODENTINE™ é composto por partículas redondas com cerca 5µm embebidas numa matriz de silicato de cálcio hidratado.

Tal como o ProRoot® MTA, o BIODENTINE™ pertence a um grupo de materiais bioativos designados por biocerâmicos, uma vez que são essencialmente constituídos por cimento tricálcico de silicato. Além de serem definidos como uma fonte de hidroxiapatite, a vantagem do uso destes materiais, à base de silicato de cálcio como substitutos da dentina, é a lixiviação do hidróxido de cálcio. Este irá ter os efeitos benéficos de um material de revestimento enquanto a matriz de silicato de cálcio irá atuar como uma estrutura rígida, a qual substitui a dentina em grandes quantidades (Camilleri, 2011).

Grech, Mallia e Camilleri (2013), demonstraram que o BIODENTINE™ tem uma solubilidade negativa através de um protótipo deste cimento, o que permitiu estudar as suas propriedades físicas. Os autores atribuíram este resultado à deposição de substâncias como a hidroxiapatite na superfície do BIODENTINE™ quando em contato com fluidos tecidulares sintéticos.

Laurent, Camps, De Méo, Déjou e About (2008) foram os primeiros a mostrar as propriedades biológicas promissoras de BIODENTINE™ em culturas de fibroblastos humanos. Um estudo, conduzido por Laurent *et al.* (2011) o BIODENTINE™, mostrou aumentar significativamente a secreção de TGF-β1 a partir de células da polpa. Um outro estudo avaliou a proliferação, migração e o efeito de adesão das células estaminais da polpa dentária humana com diferentes concentrações deste material. Este afeta de forma positiva estas células da polpa através do aumento da proliferação, migração e adesão das mesmas (Luo *et al.*, 2014; Malkondu *et al.*, 2014).

O BIODENTINE™, ao ser aplicado, induz a mineralização que ocorre na forma de osteodentina, expressando marcadores de odontoblastos e aumentando a secreção de TGF-β1, a partir de células pulpares, permitindo assim uma rápida mineralização. Durante a presa do material, forma-se hidróxido de cálcio que devido ao seu pH elevado provoca irritação na área de exposição. Desta forma, acaba por surgir uma zona de necrose de coagulação, a qual tem sido sugerida como a causa da divisão e migração de células precursoras para a superfície do substrato bem como a adição e citodiferenciação em células precursoras de odontoblastos (Laurent *et al.*, 2011). Assim, o BIODENTINE™ induz aposição de dentina reacionária por estimulação dos odontoblastos e a dentina reparadora surge por diferenciação celular (Shayegan, Jurysta, Atash, Petein & Abbeele, 2012).

A biocompatibilidade de um material dentário é um fator de extrema importância que deve ser tido sempre em consideração, nomeadamente quando aplicado em casos de proteção pulpar, na reparação de perfurações ou como material de retrobturação. Por isso, torna-se essencial que o uso de materiais tóxicos seja evitado e que os materiais utilizados nestas situações clínicas, promovam a reparação ou sejam biologicamente neutros, uma vez que há contacto direto com os tecidos envolventes (Malkondu *et al.*, 2014).

Quando em contacto com a polpa o BIODENTINE™ aumenta então a proliferação, a migração e a adesão de células pulpares, confirmando as características de biocompatibilidade deste material (Luo *et al.*, 2014).

Han e Okiji (2011) conduziram um estudo no qual ficou demonstrado que o BIODENTINE™ pode ter capacidade de biomineralização mais proeminente do que o MTA, pois os espécimes de BIODENTINE™ mostraram áreas de dentina mais amplas e ricas em cálcio e silicato, assim como uma maior profundidade de incorporação.

Um estudo clínico e histológico realizado em molares extraídos por motivos ortodônticos mostrou que a eficácia clínica do BIODENTINE™, quando comparada com a do MTA, é muito semelhante, pelo que este pode ser considerado como uma alternativa no que diz respeito à proteção pulpar direta. A formação de uma ponte de dentina e a ausência de uma resposta inflamatória foram observadas quando o BIODENTINE™ foi aplicado sobre a polpa dos referidos molares (Nowicka *et al.*, 2013).

Shayegan *et al.* (2012), desenvolveram um estudo cujo objetivo foi avaliar a resposta da polpa após a aplicação de BIODENTINE™ em dentes decíduos de porcos, tendo sido concluído que este material é capaz de estimular a formação de tecido duro após a ocorrência de uma pulpotomia ou de uma proteção pulpar direta.

De acordo com Odabaş *et al.* (2013), a grande vantagem deste material está relacionada com o seu curto período de presa, de aproximadamente 12 minutos, tal é possível graças à adição de CaCl₂ que faz com que a presa deste material seja mais rápida (Grech *et al.*, 2013; Malkondu *et al.*, 2014).

O facto do tempo de presa do BIODENTINE™ ser curto (aproximadamente 12 minutos), facilita em inúmeras situações na prática clínica diária como nos casos em que é necessária a restauração imediata da coroa. Este material vai permitir confecioná-la de forma direta e intraoralmente sem receio da deterioração do material (Priyalakshmi & Ranjan, 2014).

Considerando-se que uma das utilizações do BIODENTINE™ é a de um substituto da dentina sob restaurações permanentes, foram realizados estudos que avaliaram a resistência adesiva deste material com diferentes sistemas adesivos (Malkondu *et al.*, 2014).

A qualidade e a durabilidade da ligação adesiva entre o BIODENTINE™ e uma resina composta são aspetos importantes a nível clínico, no que diz respeito à longevidade e à previsibilidade de uma restauração final, sendo que esta ligação poderá ser afetada pelo tipo de adesivo utilizado. Como o BIODENTINE™ tem uma composição química semelhante ao MTA, é esperado que quando exposto a um pH baixo, como quando condicionado com ácido fosfórico, isto possa alterar a estrutura química do BIODENTINE™, afetando negativamente a hidratação dos silicatos tricálcios e resultando num enfraquecimento da microestrutura do material (Hashem, Foxton, Manoharan, Watson & Banerjee, 2014).

Kayahan *et al.* (2013) avaliaram se existia alguma alteração na resistência à compressão do BIODENTINE™ após o condicionamento ácido, tendo concluído que o condicionamento ácido, após 7 dias da aplicação de BIODENTINE™, não provoca qualquer alteração na resistência à compressão por parte deste material. Segundo estes, o BIODENTINE™ pode ser considerado para o tratamento da polpa vital, onde há exposição direta às forças mastigatórias e a capacidade de resistência à compressão é de importância primordial.

Segundo Koubi *et al.* (2013), o BIODENTINE™ pode então ser utilizado, tanto como uma restauração temporária, no caso do esmalte, como um substituto de dentina sob uma restauração definitiva, pois possui uma boa capacidade de selamento, resistência a forças de alta compressão e um baixo tempo de presa, características estas que são sugestivas do seu potencial enquanto material restaurador. Estes autores, revelaram ainda, que quando utilizado como uma restauração posterior o BIODENTINE™ revelou propriedades favoráveis como é o caso de uma boa adaptação marginal até 6 meses após a sua aplicação.

Um outro estudo avaliou o BIODENTINE™ em diferentes condições de exposição ao oxigénio e à luz, tendo sido feita uma análise espectrofotométrica em diferentes períodos de tempo. Ao fim de 5 dias, este material demonstrou uma estabilidade na cor, sendo por

isso sugerido como uma alternativa para o uso em áreas que são esteticamente sensíveis sob materiais restauradores (Malkondu *et al.*, 2014).

A resistência à compressão é considerada uma das principais características físicas nos cimentos hidráulicos. Num estudo de Grech *et al.* (2013), o BIODENTINE™ apresentou uma maior força de compressão força em relação aos outros materiais testados. Os autores atribuíram esse resultado à baixa relação água/cimento usado neste material, afirmando que tal é permitido pelo facto de um polímero solúvel em água ser adicionado à mistura líquida (Malkondu *et al.*, 2014).

Uma vez que é utilizado para o tratamento da vitalidade da polpa, é essencial que BIODENTINE™ seja compressível, pois tem de suportar as forças resultantes da mastigação (Malkondu *et al.*, 2014).

Em comparação com os materiais usualmente utilizados para proteções pulpares diretas, como é o caso do hidróxido de cálcio, o BIODENTINE™ apresenta propriedades mecânicas significativamente melhores, sendo o seu módulo de elasticidade de 22GPa, o qual é muito semelhante ao módulo de elasticidade da dentina (Bakopoulou & About, 2014).

Assim, uma das características mais apreciadas deste material é a sua capacidade de ao longo do tempo melhorar em termos de resistência à compressão, chegando mesmo a atingir uma resistência semelhante à da dentina (Malkondu *et al.*, 2014).

O BIODENTINE™ apresenta-se como um material com propriedades antibacterianas, uma vez que durante a sua presa são libertados iões de hidróxido de cálcio a partir do deste. Isto resulta num pH de cerca de 12,5 e portanto, durante a alcalinização do meio envolvente, vai permitir a inibição do crescimento de microrganismos (Madfa, Al-Sanabani & Al-Kudami, 2014).

A adesão de micromecânica do BIODENTINE™ é, então, causada pelo seu efeito alcalino durante a sua reação de presa. O pH elevado na área de contato entre o BIODENTINE™ e os tecidos dentários, expõe os túbulos de dentina através do qual este pode entrar. Este mecanismo vai permitir ao BIODENTINE™ criar um bom selamento, impedindo assim a entrada das bactérias (Luo, Kohli *et al.*, 2014; Priyalakshmi & Ranjan, 2014).

A radiopacidade é uma outra propriedade importante nos materiais utilizados como retrobturadores ou de reparação, pois estes são aplicados com pouca espessura e

necessitam de ser facilmente discernidos dos tecidos circundantes (Malkondu *et al.*, 2014).

Um estudo de Tanalp *et al.* (2013) sobre a radiopacidade do BIODENTINE™ demonstrou que a radiopacidade deste está ligeiramente abaixo do valor de 3 mm de alumínio.

Ao contrário de outros materiais, que recorrem ao óxido de bismuto de modo a torná-lo radiopaco, é-lhe adicionado óxido de zircónio. A razão para tal preferência pode estar relacionada com o facto de alguns estudos mostrarem que o óxido de zircónio possui características biocompatíveis e por isso é indicado como um material bioinerte com propriedades mecânicas favoráveis e resistência à corrosão (Malkondu *et al.*, 2014).

O BIODENTINE™ é manipulado de uma forma automatizada, o que de acordo com o fabricante (Septodont – Saint-Maur-des-Fossés, França), permite eliminar erros ao nível da proporção e manipulação do material, os quais podem influenciar as suas propriedades. Este prepara-se juntando 5 gotas de líquido de uma ampola a uma cápsula que contem o pó e a sua aplicação deve ser feita sem que seja necessário realizar nenhum tratamento na superfície do material (Koubi *et al.*, 2013).

De acordo com as instruções do fabricante (Septodont – Saint-Maur-des-Fossés, França), após misturado apresenta uma consistência que permite a sua manipulação com instrumentos como uma espátula, um porta-amálgama ou um condensador de cimento.

Ao ser aplicado na cavidade, o ajuste oclusal do BIODENTINE™ não deve ser feito com instrumentos rotatórios nem com contacto com água, este deve ser sim feito com instrumentos manuais próprios para a escultura e o polimento da superfície deve ser dispensado. Uma pressão excessiva na aplicação do material bem como a remoção exagerada durante o ajuste oclusal e o polimento podem destruir a estrutura cristalina do BIODENTINE™ resultando na perda de resistência do deste (Dammaschke, 2012).

Embora sejam necessários mais estudos sobre o BIODENTINE™, este configura-se como um material a utilizar em diversos procedimentos clínicos, uma vez que é biocompatível, apresenta uma fácil manipulação e um curto tempo de presa (Malkondu *et al.*, 2014).

3. Sistemas adesivos

A estrutura dentária é composta simultaneamente por esmalte e por dentina sendo que estes apresentam diferentes composições e estruturas (Chun, Choi & Lee, 2014). Desta

forma, atualmente a Dentisteria Restauradora ainda enfrenta o desafio de alcançar uma adesão estável e duradoura a estes dois substratos.

Segundo (Nakabayashi, Kojima & Masuhara, 1982), o mecanismo de união dos sistemas adesivos envolve a substituição de minerais dos tecidos dentários por monómeros de resina. A adesão ao esmalte dá-se então pela formação de projeções resinosas, os *resin tags*, no interior do tecido desmineralizado seletivamente pelo ácido fosfórico. A adesão à dentina é um processo mais complexo, devido ao facto de esta ser composta maioritariamente por material orgânico e água, enquanto o esmalte é composto, na sua maioria, por material inorgânico, nomeadamente hidroxiapatite. A dentina é ainda caracterizada por ser um substrato com grande permeabilidade, pois tem na sua composição túbulos dentinários (Silverstone, Saxton, Dogon & Fejerskov, 1975).

A Dentisteria Restauradora teve o seu grande impulso a partir do momento em que Buonocore (1955) preconizou a técnica de aplicação de ácido no esmalte. Este foi o primeiro a demonstrar que o ataque ácido ao esmalte com ácido fosfórico aumentava as forças de ligação entre a resina e este substrato.

Uma vez que este procedimento clínico se apresentou bem-sucedido foi também realizado sobre a dentina, surgindo assim em 1956 o primeiro adesivo dentário (Buonocore, Wileman & Brudevold, 1956).

A possibilidade de adesão ao esmalte proposta por Buonocore (1955) levou então a grandes mudanças na eficácia do tratamento de dentes com lesões de cárie e/ou fraturados. A necessidade de restaurações apresentando grande longevidade, assim como as necessidades estéticas resultaram em pesquisas que permitiram não só melhorar os materiais restauradores já existentes, mas também levaram ao surgimento de novos materiais com cada vez melhores características

A técnica de adesão ao esmalte permaneceu constante ao longo das décadas desde os estudos iniciados por este autor. No entanto, a adesão à dentina mostrou-se sempre mais imprevisível, o que levou à necessidade de uma constante modificação dos sistemas adesivos de modo a melhorar cada vez mais a adesão a este substrato (Coelho, Canta, Martins, Oliveira & Marques, 2012).

A introdução da técnica do condicionamento ácido e o desenvolvimento de monómeros hidrófilos tornaram possível o uso de sistemas adesivos na prática da Medicina Dentária. A qualidade da adesão à dentina, enquanto substrato, foi avaliada por meio de testes

laboratoriais, tais como tração ou ensaios de cisalhamento (Konno, Sinhoreti, Consani, Sobrinho & Consani, 2003).

O conhecimento da composição das características e dos mecanismos de adesão de cada sistema adesivo torna-se fundamental para uma boa aplicação dos mesmos nas diferentes situações clínicas que surgem diariamente ao profissional (Silva e Souza Junior, Carneiro, Lobato, Silva e Souza & Góes, 2010).

Atualmente, os sistemas adesivos são classificados de acordo com o seu tipo de estratégia adesiva e de acordo com o número de passos da sua aplicação clínica. Quanto ao tipo de estratégia adesiva estes podem ser classificados em *etch & rinse* e *self-etch*. Em relação ao número de passos da sua aplicação, os sistemas adesivos *etch & rinse* podem ser divididos em três ou dois passos enquanto os sistemas adesivos *self-etch* podem ser classificados em dois ou um passo. (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Os sistemas adesivos do tipo *etch & rinse* têm como primeira etapa o condicionamento ácido, o qual é seguido de uma lavagem com água. Já os sistemas adesivos do *self-etch*, não necessitam de uma primeira etapa de condicionamento ácido, uma vez que contem monómeros acídicos na sua composição, combinando simultaneamente o condicionamento ácido com a aplicação do *primer* (Cardoso *et al.*, 2011).

A técnica de condicionamento ácido total, na qual o condicionamento ao esmalte e à dentina é simultâneo, foi sugerida por Fusayama, Nakamura, Kurosaki e Iwaku (1979). Esta baseia-se na remoção total do *smear-layer* por meio do prévio condicionamento ácido das estruturas dentárias.

O primeiro passo do uso de um sistema adesivo do tipo *etch & rinse*, tal como referido anteriormente, passa pela aplicação de um gel de ácido fosfórico em todo o substrato dentário, o que permite a remoção da camada de *smear-layer*, a exposição das fibras de colagénio na dentina bem como o aumento da área de superfície e da energia de superfície no esmalte. É importante que, tanto o esmalte como a dentina condicionados com ácido, sejam cuidadosamente lavados para que sejam removidos todos os produtos de reação, para além de que a água também garante que a matriz desmineralizada na dentina está totalmente expandida. Caso o excesso de água não seja bem removido, por *blot dry* ou por jato de ar antes do *bond* ser aplicado pode induzir alterações nos adesivos (Pashley *et al.*, 2011). O *primer* deve ser aplicado seguidamente ao ácido (segundo passo) sendo o *bond* (terceiro passo) aplicado por último. Estes passos podem ocorrer separadamente ou

num só passo caso o *primer* e o *bond* estejam juntos numa solução única. Independentemente do número de etapas, a principal desvantagem deste sistema é a de haver o risco das fibras de colagénio colapsarem durante o processo de secagem da dentina desmineralizada, levando a uma diminuição da força de ligação (Muñoz *et al.*, 2013).

Isto torna as de estruturas dentárias desmineralizadas mais permeáveis e propensas ao ataque de ácidos presentes no meio oral, especialmente, se os substratos desmineralizados não estiverem completamente preenchidos com resinas adesivas (Davari, Sadeghi & Bakhshi, 2013).

Num sistema adesivo *etch & rinse* podem-se realizar vários objetivos terapêuticos ao manter-se o condicionamento ácido separado do *primer* e do *bond*. O condicionamento ácido a 35-37% com ácido fosfórico pode condicionar simultaneamente a dentina e o esmalte. Quando a 32-37% este ácido consegue condicionar o esmalte intra e interprismático, isto graças ao seu pH de 0,4 o que não é possível com os *primers* acídicos dos sistemas adesivos *self-etch* que normalmente têm um pH de 2 a 2,8 (Pashley *et al.*, 2011).

Estudos têm demonstrado que o ácido fosfórico a 32-37% consegue eliminar as bactérias residuais na dentina afetada por cárie, uma vez que inativa a atividade das MMPs da matriz na dentina em cerca de 65-95%. Recentemente descobriu-se que o ácido de benzalcónio, o qual faz parte da composição de alguns ácidos, é um bom inibidor das MMPs da matriz e que pode suportar o pH baixo, não diminuindo as forças de adesão do esmalte ou da dentina. Além disso, este também é um potente agente antimicrobiano, pois elimina a maioria das bactérias residuais na dentina. O ácido de benzalcónio liga-se à matriz desmineralizada onde exerce, tanto um efeito antimicrobiano, como um efeito anti-MMPs da matriz. A clorhexidina a 2% também tem sido adicionada ao ácido fosfórico a 37% para produzir um efeito anti-MMPs da matriz. Embora os *etch & rinse* de três passos sejam dos sistemas adesivos mais antigos no mercado, a sua separação parece oferecer grande flexibilidade e eficácia (Pashley *et al.*, 2011).

Atualmente, a tecnologia tende a simplificar os procedimentos adesivos reduzindo etapas na sua aplicação, encurtando o tempo de aplicação clínica e diminuindo a sensibilidade pós-operatória (Marchesi *et al.*, 2014).

Os sistemas adesivos atuais tendem a proporcionar uma duração da adesividade a longo prazo, assegurando ao mesmo tempo a simplificação da técnica. Surgem assim os adesivos *self-etch* ou autocondicionantes. Estes têm o objetivo de eliminar o passo de condicionamento ácido, sendo que os seus monômeros acídicos simultaneamente condicionam e infiltram-se no substrato dentário (Marchesi *et al.*, 2014).

A grande diferença entre estes e os sistemas adesivos *etch & rinse* é que a primeira etapa destes adesivos passa pelo condicionamento ácido. Este condicionamento total do substrato com ácido vai promover a remoção do *smear-layer* e do *smear-plugs*, levando à desmineralização da dentina e à exposição da camada de fibras de colagénio subjacente. Os sistemas adesivos do tipo *self-etch* ou autocondicionantes utilizam o ácido e o *primer* juntos, desmineralizando parcialmente a dentina e deixando uma quantidade de cristais de hidroxiapatite ao redor das fibras de colagénio, trazendo assim vantagens ao mecanismo de adesão (Cardoso *et al.*, 2011).

Os sistemas adesivos *self-etch* diferem em alguns aspetos, nomeadamente no que diz respeito à composição dos seus monómeros acídicos, ao seu teor de água e à sua acidez (Marchesi *et al.*, 2014). De acordo com a sua capacidade de desmineralizar a dentina foram classificados como fortes ($\text{pH} \leq 1$), medianamente fortes (pH entre 1 e 2), leves ($\text{pH} \approx 2$) e ultra-leves ($\text{pH} > 2,5$) (Wagner, Wendler, Petschelt, Belli & Lohbauer, 2014).

A profundidade de desmineralização da dentina varia entre poucos nanómetros nos *self-etch* do tipo ultra-leves a vários micrómetros em *self-etch* fortes. Assim, as camadas híbridas dos adesivos leves são muito mais finas do que as geradas por adesivos mais fortes ou ainda do que adesivos do tipo *etch & rinse*. No entanto, a espessura da camada híbrida pode não ser de grande importância para a eficácia adesão de um sistema adesivo ao substrato (Wagner *et al.*, 2014).

Durante a preparação da cavidade com instrumentos rotativos, a superfície de adesão vai ficar coberta por uma camada *smear-layer* resultante da instrumentação. Dependendo da técnica de preparação, a camada de *smear-layer* pode variar significativamente de tamanho e estrutura. Uma vez que esta camada de não está firmemente ligada à superfície do dente, os adesivos *self-etch* devem ser capazes de a dissolver e assim obter uma ligação satisfatória à superfície dentária (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

Um dos principais desafios dos sistemas adesivos *self-etch* é dissolver o *smear-layer* sem desmineralizar a superfície do dente profundamente e sem que a hidroxiapatite, na

interface seja removida (Van Meerbeek *et al.*, 2011). A preservação da hidroxiapatite não só protege o colagénio de agressões químicas externas mas também proporciona a ligação química do cálcio com o monómero funcional (Peumans *et al.*, 2005).

Os desenvolvimentos mais recentes nos sistemas adesivos do tipo *self-etch* tendem a simplificar o conceito de *bonding*. Estes materiais são fáceis de utilizar e têm um processo de aplicação mais rápido, quando comparados com os adesivos do tipo *etch & rinse*. Como já referido, outro benefício clínico importante, na utilização destes adesivos autocondicionantes, é a reduzida ou até mesmo ausência da incidência da sensibilidade pós-operatória experimentado pelos pacientes. A impregnação incompleta das fibras de colagénio e a necessidade de as proteger contra os mecanismos de degradação presentes no meio oral também contribuem para o desenvolvimento dos sistemas adesivos *self-etch*, pois com este tipo de adesivos não há necessidade de condicionar os substratos dentários com um gel de ácido fosfórico. Toda a extensão da profundidade da dentina desmineralizada é impregnada por monómeros de resina, o qual pode ser a razão de estes sistemas não estarem tão associados à sensibilidade pós-operatória. Esta vantagem faz ainda com que sejam adequados para áreas onde o controle da humidade é bastante mais difícil, como no caso de restaurações posteriores (Marchesi *et al.*, 2014; Muñoz *et al.*, 2013).

Em relação ao modo de aplicação reduzem ainda a possibilidade de erros de manipulação clínica iatrogénica induzida durante o condicionamento ácido, lavagem e secagem, a qual pode ocorrer com os sistemas *etch & rinse*. Estes, conforme já referido, não requerem o condicionamento ácido em separado pois contêm monómeros ácidos de resina que simultaneamente condicionam e atuam como *primer* sobre os substratos dentários (Marchesi *et al.*, 2014).

Uma das chaves do sucesso dos sistemas adesivos *self-etch* é a capacidade da ligação química dos seus monómeros funcionais à hidroxiapatite. Entre os monómeros funcionais mais usados atualmente encontra-se o monómero 10-MDP, o qual demonstrou uma ligação muito eficaz e duradoura à dentina devido à baixa solubilidade do CaCl_2 que se forma sobre a superfície de hidroxiapatite (Wagner *et al.*, 2014).

Para simplificar a técnica e diminuir as dificuldades da adesão à dentina foram criados sistemas adesivos *all-in-one*. O sistema adesivo *self-etch*, do tipo *all-in-one*, combina todos os passos da técnica adesiva numa única aplicação e todos os seus componentes

encontram-se num só frasco. Este pode ser considerado um adesivo autocondicionante, uma vez que remove o *smear-layer* apenas parcialmente (Pashley *et al.*, 2011).

Embora a sua capacidade de ligação à dentina tenha sido progressivamente melhorada no que diz respeito aos primeiros *self-etch*, a adesão ao esmalte ainda permanece insatisfatória. A redução da eficácia de ligação ao esmalte é vista como uma desvantagem evidente neste protocolo pois o aumento da área de superfície no esmalte intacto obtido é menor do que com o ácido fosfórico (Wagner *et al.*, 2014).

Para minimizar esta desvantagem e melhorar o rendimento dos sistemas *self-etch*, passou a aplicar-se ácido fosfórico sobre o esmalte antes da aplicação dos sistemas adesivo *self-etch*, nomeadamente no caso da utilização de um adesivo com pH leve (Marchesi *et al.*, 2014).

O condicionamento seletivo das margens de esmalte com ácido fosfórico transforma um *self-etch*, de dois passos num adesivo de três passos (ou um adesivo de um passo para um de dois passos). É recomendável que se aplique um adesivo *etch & rinse* no esmalte e que o mesmo seja combinado com o uso de um *self-etch* suave na dentina uma vez que parece oferecer, a longo prazo, melhores perspetivas no tratamento deste substrato. Este protocolo adesivo combinado já foi aplicado clinicamente com grande sucesso (Van Meerbeek *et al.*, 2011).

No entanto, este procedimento tem-se mostrado inadequado para utilização na dentina, pois o condicionamento ácido inadvertido da dentina é um risco clínico que pode afetar negativamente a eficácia da adesão (Muñoz *et al.*, 2013; Wagner *et al.*, 2014).

Com o objetivo de eliminar complicações, e de forma a fornecer um produto único para todas as situações, foram recentemente introduzidos os sistemas adesivos universais. Estes adesivos são chamados de universais, *multi-mode* ou *multi-purpose* devido ao facto de poderem ser aplicados indistintamente tanto com *etch & rinse*, como com *self-etch* (Marchesi *et al.*, 2014; Muñoz *et al.*, 2013).

A necessidade de facilitar e dinamizar a prática clínica diária levou ao surgimento de um novo grupo de sistemas adesivos com uma grande flexibilidade no que diz respeito à sua indicação clínica. Com base na composição especial e de acordo com as instruções do fabricante, este adesivo pode ser como este pode ser aplicado como *self-etch*, *etch & rinse* ou ainda como *selective-etch* (De Goes, Shinohara & Freitas, 2014).

Esta capacidade de multi-abordagem permite ao clínico aplicar o adesivo com a chamada técnica *selective-etching* que combina as vantagens da técnica *etch & rinse*, com condicionamento com ácido no esmalte, com a abordagem simplificada dos sistemas *self-etch* na dentina (Marchesi *et al.*, 2014).

Apesar de haver ainda pouca informação disponível na literatura sobre o desempenho destes sistemas adesivos universais (Muñoz *et al.*, 2013), os fabricantes investem cada vez mais nestes adesivos tendo sempre como objetivos, simplificar os procedimentos clínicos, diminuir a sensibilidade pós-operatória e reduzir o tempo de manipulação dos produtos (Yoshida *et al.*, 2012).

4. Testes de resistência adesiva

Os testes de resistência adesiva às estruturas dentárias tornaram-se num método popular para determinar a eficácia da adesão dos materiais restauradores ao dente. Esta popularidade pode dever-se à sua simplicidade e eficácia em avaliações laboratoriais de novos sistemas adesivos. Estes testes fornecem uma indicação sobre as características dos novos adesivos a clínicos, investigadores e fabricantes (Watanabe *et al.*, 2000).

A resistência adesiva é a força por unidade de área necessária para quebrar a ligação entre as duas superfícies aderidas. Ao testar adesivos dentários, esta é a força necessária para separar o dente e o material restaurador dentro da zona do adesivo que inclui as interfaces adesivas que ligam o adesivo ao dente ou o adesivo ao material restaurador (CRA Newsletter, 2002).

Um cilindro de material restaurador é ligado pelo sistema adesivo a uma superfície plana do dente sendo aplicada uma força perto da junção. A força é calculada como a força necessária para quebrar a esta ligação e é dividida pela área da superfície da extremidade do cilindro do material restaurador. Esta força é expressa em MPa (CRA Newsletter, 2002).

Este método de ensaio tenta simular as forças que podem ocorrer durante a mastigação bem outras funções orais. No entanto, não podem replicar todas as condições orais a que um adesivo e uma resina composta estão sujeitos, portanto, a resistência adesiva de um adesivo são números aproximados do que poder ocorrer clinicamente (CRA Newsletter, 2002).

Para realizar estudos sobre a resistência adesiva em laboratório em Medicina Dentária é comum recorrer-se a máquinas de testes mecânicos, nomeadamente à máquina de Testes Mecânicos Universal Instron (Pereira, 2012).

Os investigadores, ao longo do tempo, têm aplicado diferentes métodos de avaliação das resistências adesivas, o que leva a que cheguem a diferentes valores, dependendo da metodologia empregue (CRA Newsletter, 2002).

A aplicação da tensão de cisalhamento num plano específico constitui um dos aspetos fundamentais para a padronização do método, sendo um requisito essencial durante a realização de um ensaio controlado de resistência *in vitro*. No entanto, a maioria dos métodos aplicados não satisfazem este critério, induzindo forças de torsão na interface, as quais resultam num sistema complexo de tensões e de forças indeterminadas (Watanabe *et al.*, 2000).

Em 1987, foi apresentado pela primeira vez o sistema SPSTA. Neste sistema o dispositivo de carga de cisalhamento é fixado em linha com a zona de interface de ligação e a força é aplicada, nesta zona, num plano específico (Watanabe *et al.*, 2000).

O SPSTA é um sistema simples no qual se utilizam duas placas de material polimérico (homopolímero de acetato Delrim™, California USA) que são fixadas a cadeias flexíveis acopladas a uma máquina universal de ensaios e submetidas a forças de tração, sendo que uma das placas é utilizada para fixar o substrato e a outra para o material restaurador (Watanabe *et al.*, 2000).

Ainda que os investigadores recorram a uma grande variedade de métodos para testar a resistência adesiva, os testes de cisalhamento tornaram-se num método muito popular pois vários investigadores sugeriram que o teste de resistência ao cisalhamento é um mecanismo viável para prever o desempenho clínico dos adesivos (Watanabe *et al.*, 2000).

A observação visual da área onde foi colocado o adesivo no dente dá informação sobre a natureza do tipo de falha, podendo esta ser do tipo o adesivo, coesivo, ou uma combinação de ambas, denominada de falha mista (Watanabe *et al.*, 2000).

III. OBJETIVOS E HIPÓTESES DE ESTUDO

1. Objetivo

O objetivo deste trabalho visa comparar as resistências adesivas de diferentes sistemas adesivos ao ProRoot® MTA e BIODENTINE em três intervalos de tempo diferentes – 4 horas/12 minutos, 72 horas e 7 dias.

2. Hipóteses de estudo

1ª Hipótese nula: Não existem diferenças significativas nas resistências adesivas do ProRoot® MTA aos diferentes sistemas adesivos.

1ª Hipótese alternativa: Existem diferenças significativas nas resistências adesivas do ProRoot® MTA aos diferentes sistemas adesivos.

2ª Hipótese nula: Não existem diferenças significativas nas resistências adesivas do BIODENTINE™ aos diferentes sistemas adesivos.

2ª Hipótese alternativa: Existem diferenças significativas nas resistências adesivas do BIODENTINE™ aos diferentes sistemas adesivos.

3ª Hipótese nula: Não existem diferenças significativas nas resistências adesivas do ProRoot® MTA aos diferentes sistemas adesivos em diferentes intervalos de tempo.

3ª Hipótese alternativa: Existem diferenças significativas nas resistências adesivas do ProRoot® MTA aos diferentes sistemas adesivos em diferentes intervalos de tempo.

4ª Hipótese nula: Não existem diferenças significativas nas resistências adesivas do BIODENTINE™ aos diferentes sistemas adesivos em diferentes intervalos de tempo.

4ª Hipótese alternativa: Existem diferenças significativas nas resistências adesivas do BIODENTINE™ aos diferentes sistemas adesivos em diferentes intervalos de tempo.

IV. MATERIAIS E MÉTODOS

1. Âmbito

A preparação e armazenamento de todos os espécimes decorreram no Laboratório de Biomateriais do Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, Campus Universitário, Quinta da Granja, Monte de Caparica, 2829-511 Caparica (Portugal).

A execução dos testes de resistência adesiva e observação com estereomicroscópio foram realizadas no Laboratório de Biomateriais da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, Cidade Universitária, Avenida Professor Egas Moniz, 1649-003 Lisboa (Portugal).

Todo o trabalho laboratorial foi realizado entre os meses de Maio e Agosto de 2014.

2. Tipo de estudo

O presente trabalho constitui um estudo experimental laboratorial.

3. Material e equipamento

Todos os materiais e equipamentos utilizados encontram-se enumerados na Tabela 1.

Materiais e equipamentos
BIODENTINE™ (Septodont – Saint-Maur-des-Fossés, França/Lote: B10221).
Bisturi com lâmina nº 15.
Brunidor esférico.
Compressas esterilizadas.
Esguicho com água desionizada.
Espátula angulada.
Espátula de gesso.
Espátula reta.
Estereomicroscópio Meiji Techno EMZ – 8TR (Meiji Techno Co. – Saitama, Japão).
Estufa de Incubação Excellent Memmert INE 400 (Memmert – Schwabach, Alemanha).
Fotopolimerizador <i>Optilux 50I</i> (Kerr – Middleton, USA).
Gesso dentário Tipo I (<i>Snow White</i> , Kerr Corporation – Orange, CA, USA).
Godé.
Graal.
Máquina de Testes Mecânicos Universal <i>Instron</i> 4502 (Instron Ltd. – High Wycombe, Inglaterra).
Matrizes de <i>Mylar</i> .
<i>Microbrush</i> Kerr Applicators™ (Kerr – Middleton, USA).
Papel absorvente (Kleenex® – Surrey, Reino Unido).
Pincel.
Pistola dispensadora Garant™ (3M ESPE – St. Paul, USA).
Placas de vidro.
ProRoot® MTA (Dentsply – Konstanz, Alemanha/ Lote: 13102907).
Radiômetro <i>Optilux</i> (Kerr – Middleton, USA).
Resina composta Grandio®SO (VOCO – Cuxhaven, Alemanha/Lote: 1405367;1409133).
Resina <i>EpoFix</i> (Struers – Ballerup, Dinamarca).
Seringas de 10ml e 15 ml.
Silicone <i>Elite</i> ® HD+ <i>light body normal set</i> (Zhermack® Clinical – Badia Polesine, Itália).
Silicone <i>Elite</i> ® HD + <i>putty soft normal net</i> (Zhermack® Clinical – Badia Polesine, Itália).
Sistema adesivo <i>Adper</i> ™ <i>Scotchbond</i> ™ 1 XT (3M ESPE – St. Paul, USA/ Lote: N332578).
Sistema adesivo <i>Scotchbond</i> ™ <i>Universal</i> (3M ESPE – St. Paul, USA/ Lote: 543123).
<i>Scotchbond</i> ™ <i>Universal Etchant</i> (3M ESPE – St. Paul, USA/ Lote: 541642).
Sonda periodontal.
Tesoura.
<i>Tupperwares</i> .
Vaselina purificada (Aga – Loures, Portugal).
Vibrador <i>Ventura-Mix</i> (Madespa S.A – Rio Jarama, Espanha).

Tabela 1 - Materiais e equipamentos

4. Amostra

4.1. Seleção da amostra

Uma vez que foram analisados dois substratos diferentes, sendo estes o ProRoot[®] MTA e BIODENTINE[™], sobre os quais foram aplicados três sistemas adesivos diferentes, sistema adesivo universal versão *etch & rinse*; sistema adesivo universal versão *self-etch* e sistema adesivo multimodo, em três intervalos de tempo diferentes – 4 horas/12 minutos, 72 horas e 7 dias – optou-se por uma amostra de 180 espécimes uma vez que foram constituídos 18 grupos diferentes com 10 espécimes cada.

4.2. Preparação da amostra

Foram confeccionados 180 blocos de acrílico, a partir de formas metálicas (Figura 4), com formato cilíndrico sendo que estes têm como dimensões 9 mm de diâmetro e 6 mm de altura apresentando ao centro uma perfuração de 5 mm de diâmetro de diâmetro e 2 mm de profundidade.



Figura 4 - Formas metálicas utilizadas na preparação dos blocos de acrílico

4.2.1. Confeção dos blocos de acrílico

Em primeiro lugar foi feito o preenchimento com silicone *Elite HD+ light body normal set* de uma forma metálica (Figura 5) com um buraco ao centro de 5 mm de diâmetro e 2 mm de altura, tendo-se colocado placas de vidro por cima e por baixo para garantir superfícies lisas e uniformes. Após esperar o tempo de presa de aproximadamente 6 minutos (segundo as instruções do fabricante) com a ajuda de uma sonda periodontal, retirou-se o silicone das formas metálicas, criando-se assim um molde em silicone.



Figura 5 -Preenchimento das formas metálicas com silicone Elite® HD+ light body normal set (Zhermack® Clinical – Badia Polesine, Itália)

Após este passo, sobre uma superfície lisa colocaram-se os moldes de silicone e sobre estes centraram-se as peças metálicas com diâmetro de 9 mm e 6 mm de altura, vaselinadas no seu interior para evitar que a resina acrílica utilizada para a confecção dos blocos de acrílico aderisse ao metal.

Seguindo as instruções do fabricante e numa proporção de 2:15 ml (endurecedor:resina) preparou-se a mistura de resina *EpoFix* num godé (misturando por aproximadamente 2 minutos com uma espátula). Colocou-se a mistura de forma a preencher a parte interna das peças metálicas com o auxílio de uma seringa, tendo-se sempre o cuidado de alisar a superfície com a ajuda do cabo do pincel.

Após decorrido o tempo de presa da resina, cerca de 12 horas (segundo as instruções do fabricante), retiraram-se os cilindros de acrílico, de dimensões 6 mm de altura por 9 mm de diâmetro interno. Estes, tal como referido ficaram com uma perfuração central de 5 mm de diâmetro e 2 mm de altura.

4.3. Organização da amostra

Tal como descrito, os 180 blocos de acrílico foram divididos em 18 grupos diferentes, sendo que cada um dos grupos contou com 10 espécimes cada. Estes foram divididos de acordo com os materiais com os quais foram preparados, bem como de acordo com o seu tempo de armazenamento.

A Tabela 2 ilustra a organização da amostra tendo em conta o substrato, o sistema adesivo e o tempo de envelhecimento aplicado, sendo (n) o número de espécimes.

Substrato	Tempo de envelhecimento (n=30)	Sistema adesivo (n=10)
ProRoot® MTA (n=90)	7 dias	SUER SUSE SB
	72 horas	SUER SUSE SB
	4 horas	SUER SUSE SB
BIODENTINE™ (n=90)	7 dias	SUER SUSE SB
	72 horas	SUER SUSE SB
	12 minutos	SUER SUSE SB

Tabela 2 - Organização da amostra

4.3.1. Identificação dos espécimes

Todos os espécimes foram identificados com caneta de acetato na matriz de Mylar de acordo com o grupo a que pertencem e armazenados em *tupperwares*.

Caso pertencessem ao grupo do ProRoot® MTA, o *tupperware* onde foram armazenados foi identificado com MTA, enquanto os do grupo do BIODENTINE™ foram identificados com BIODENTINE™.

Consoante o sistema adesivo utilizado os *tupperwares*, foram identificados com as seguintes siglas: Sistema adesivo *Scotchbond™ Universal* – versão *etch & rinse* (SUER); Sistema adesivo *Scotchbond™ Universal* – versão *self-etch* (SUSE); Sistema adesivo *Adper™ Scotchbond™ 1 XT* (SB).

Dependendo do tempo de armazenamento, as amostras foram ainda identificadas com os números 4H/12Min (tempo fabricante), 72H (72 horas) ou 7d (7 dias) sendo que ainda dentro de cada grupo, e visto que cada grupo era constituído por 10 espécimes cada, estes foram identificados com números de 1 a 10 na matriz de Mylar.

Esta identificação foi posteriormente utilizada na tabela de Excel construída para apontar os dados recolhidos tendo sido atribuído a cada grupo uma sigla. A título de exemplo a sigla atribuída ao grupo 1 foi MSUSE7, sendo que aqui - para facilitar a introdução dos dados no programa Excel - o ProRoot® MTA foi identificado com a letra “M” e o BIODENTINE™ foi identificado com a letra “B”.

5. Preparação dos espécimes

5.1. Aplicação dos substratos ProRoot® MTA e BIODENTINE™

O preenchimento dos blocos de acrílico com ProRoot® MTA e BIODENTINE™ (Tabela 3), bem como a sua manipulação foram efetuados de acordo com as instruções do fabricante.

Substrato	Lote	Instruções de manipulação de acordo com o fabricante
ProRoot® MTA	13102907	<p>Abrir a saqueta de ProRoot® MTA dispensando o pó numa placa de vidro.</p> <p>Adicionar o líquido da ampola de ProRoot® MTA ao pó na placa de vidro incorporando aos poucos o líquido no pó com a vara de mistura do ProRoot® MTA.</p> <p>Misturar o material durante cerca de um minuto para que todas as partículas de pó sejam hidratadas.</p> <p>Inserir com uma espátula angulada o material no bloco de acrílico alisando a superfície com a mesma espátula de metal humedecida.</p>
BIODENTINE™	B10221	<p>Colocar o conteúdo de uma cápsula sobre uma superfície dura para soltar o pó que se encontra no interior da mesma.</p> <p>Abrir a capsula e colocá-la no porta-cápsulas branco adicionando 5 gotas do líquido para dentro da cápsula.</p> <p>Colocar a capsula fechada num dispositivo de mistura a uma velocidade de 4000 - 4200 rotações/minuto durante 30 segundos.</p> <p>Verificar a consistência do material (caso a consistência seja grossa deve-se aguardar 30 segundos a 1 minuto) e colocar o material nos blocos de acrílico com o instrumento fornecido na caixa.</p> <p>Garantir que a superfície deste está lisa utilizando uma espátula angulada de metal.</p>

Tabela 3 - Preparação dos espécimes de acordo com os substratos aplicados

Após a aplicação dos substratos nos blocos de acrílico os espécimes preparados foram armazenados num ambiente de 100% de humidade a 37°C em caixas de *tupperware* fechadas e com compressas embebidas em água.

5.2. Definição da área de adesão com matrizes de Mylar

As matrizes de *Mylar* foram cortadas com uma tesoura com as dimensões de 3,5 cm de largura e 2,3 cm de comprimento e perfuradas. Esta perfuração foi de 3 mm de diâmetro aproximadamente, com distância de 1,0 cm e 2,2 cm à margem da matriz.

Estas matrizes foram utilizadas para definir a área de adesão entre os diferentes sistemas adesivos e os substratos. A área de adesão foi dada pela perfuração feita nas matrizes sendo de aproximadamente 3 mm (Figura 6).

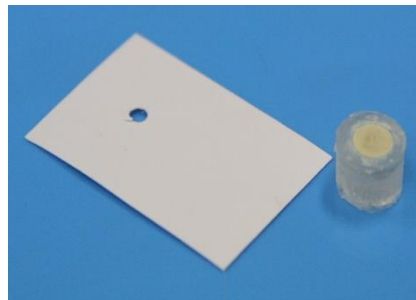


Figura 6 - Matriz de *Mylar* e bloco de acrílico preenchido com um dos substratos

5.3. Aplicação dos sistemas adesivos *Scotchbond™ Universal* – versão *etch & rinse*, *Scotchbond™ Universal* – versão *self-etch* e *Adper™ Scotchbond™ 1 XT*

Após definir-se a área de adesão pela colocação da uma matriz de *Mylar*, sobre a superfície de ProRoot® MTA ou BIODENTINE™ foram aplicados os sistemas adesivos, como descrito na Tabela 4. Os procedimentos na aplicação dos sistemas adesivos foram feitos de acordo com as instruções do fabricante.

Sistema Adesivo	Lote	Composição	Instruções de Aplicação
<i>Adper™ Scotchbond™ 1 XT (3M ESPE)</i>	N332578	Etanol, HEMA, bis-GMA, dimetacrilato, co-polímero de ácido acrílico e itacônico, água, dimetacrilato.	<p>Aplicar o <i>Scotchbond™ Etchant</i> durante 15 segundos</p> <p>Lavar prontamente, com água destilada após 15 segundos. Secar o excesso de água com um <i>Kleenex® (blot dry)</i> ao fim de 10 segundos.</p> <p>Aplicar em 2-3 camadas consecutivas durante 15 segundos o adesivo com agitação suave, usando um <i>microbrush</i>.</p> <p>Secar com uma seringa de ar (pressão de 2,8 bar) durante 5 segundos para evaporar os solventes.</p> <p>Fotopolimerizar durante 10 com o fotopolimerizador <i>Optilux 501</i> (> 400 mW/cm²).</p>
<i>Scotchbond™ Universal Etchant (3M ESPE)</i>	541642	Ácido fosfórico a 34%, glicol de polietileno, óxido de alumínio, sílica amorfa sintética sem cristais, água.	<p>Aplicar o gel de condicionamento com precisão durante 15 segundos.</p> <p>Lavar a superfície com água destilada também durante 15 segundos.</p> <p>Remover o excesso de água com um <i>Kleenex®</i> mas de forma a não ressequir a superfície em demasia.</p>
<i>Scotchbond™ Universal (3M ESPE)</i>	543123	Bis-GMA, HEMA, água, etanol, sílica tratada com silano, 10-MDP, ácido 2-propenóico, produtos da reação com 1,10-decanediol e óxido de fósforo (P ₂ O ₅), copolímero do ácido polialcenóico (polímero de Vitrebond), N,N-dimetilbenzocaína, metacrilato de 2-dimetilamonoetilo, canferoquinona, metil etil cetona, silano.	<p>Aplicar o adesivo com um <i>microbrush</i> durante 20 segundos esfregando a superfície.</p> <p>Secar por 5 segundos para evaporar o solvente.</p> <p>Fotopolimerizar o adesivo durante 10 segundos com o fotopolimerizador <i>Optilux 501</i> (> 400 mW/cm²).</p>

Tabela 4 - Aplicação dos sistemas adesivos de acordo com as instruções do fabricante

5.4. Aplicação da resina composta Grandio®SO

Tendo sido o sistema adesivo aplicado sobre o substrato no espécime foi realizada uma restauração direta com resina composta Grandio®SO - cor A 3,5 - sobre este, a qual foi fotopolimerizada através da utilização do fotopolimerizador *Optilux 501* (Figura 7). Para proceder à aplicação da resina foi anteriormente confeccionada uma forma de silicone que se adaptou às dimensões dos espécimes.



Figura 7 - Fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Middleton, USA)

5.4.1. Confeção das formas de silicone para a aplicação de resina composta

De acordo com as instruções do fabricante, misturou-se o silicone *Elite® HD + putty soft normal net* tendo o mesmo sido colocado sobre uma placa de vidro. Após este procedimento, colocou-se por cima uma anilha metálica de 2 mm de espessura e 1,9 cm de diâmetro. Depois de garantir uma superfície lisa e sem excessos, realizou-se uma perfuração ao centro com uma vara de madeira com 4 mm de diâmetro. Assim, ficamos com uma forma de silicone de 1,9 cm de diâmetro com uma perfuração ao centro de 4 mm por 2 mm de espessura. A forma de silicone foi seccionada com um bisturi para facilitar a sua desinserção após a polimerização da resina composta.

5.4.2. Preparação da resina composta

Para preparar os discos de resina composta Grandio®SO (VOCO), recorreu-se a uma forma de silicone anteriormente preparada com dimensões de 4 mm de diâmetro e 2 mm de espessura (Figura 8) e de acordo com as instruções do fabricante (Tabela 5).



Figura 8 - Preparação da resina composta na forma de silicone

Resina Composta	Lote	Composição	Instruções de aplicação
Grandio®SO (VOCO)	1405367 1409133	Vidro de cerâmica, dióxido de silício, pigmentos (óxido de ferro, dióxido de titânio), bis-GMA, bis-EMA, TEGMA, canforoquinona, BHT.	Retirar a resina composta do tubo de Grandio®SO (VOCO) com uma espátula reta para um godê. Colocar a resina na forma de silicone preparada numa camada de 2 mm de espessura com uma espátula angulada. Compactar com um brunidor esférico. Fotopolimerizar durante 20 segundos com o fotopolimerizador <i>Optilux 501</i> (> 400 mW/cm ²). Retirar cuidadosamente a forma de silicone que se encontrava à volta da resina composta uma espátula angulada.

Tabela 5 - Preparação da resina composta de acordo com o fabricante

O procedimento acima descrito foi repetido para os 180 espécimes, sendo que a cada 5 espécimes preparados com resina, a intensidade do fotopolimerizador, foi controlada com o radiómetro *Optilux*.

5.5. Armazenamento dos espécimes

Os espécimes foram armazenados numa estufa de Incubação Excellent Memmert INE 400 num ambiente de 100% de humidade a 37°C numa caixa de *tupperware* fechada e identificada com compressas embebidas em água (Figura 9).



Figura 9 - Estufa de Incubação (Memmert INE 400, Memmert, Germany)

Consoante o grupo a que pertencem os espécimes, estes foram armazenados por períodos de 12 minutos (=tempo fabricante), 4 horas (\pm tempo fabricante), 48 horas ou 6 dias no ambiente referido para, posteriormente, serem aplicados sobre estes os diferentes sistemas adesivos, bem como a resina composta.

Após os períodos de armazenamento descritos, a superfície de todos os espécimes foi seca com uma seringa de ar com pressão de 2,8 bar antes de ser definida a área de adesão com a matriz de *Mylar* e a aplicação dos sistemas adesivos e da resina composta.

Posteriormente à aplicação de cada um dos sistemas adesivos e da resina composta, todos os espécimes foram armazenados durante 24 horas num ambiente de 100% de humidade a 37°C como o supra descrito, para após este período serem realizados os testes de resistência adesiva.

6. Grupos experimentais

A cada um dos grupos experimentais foram aplicados os substratos, sistemas adesivos, armazenamento e tempo de envelhecimento de acordo com a Tabela 6.

Grupo Experimental	Substrato	Sistema Adesivo	Tempo de envelhecimento
1	ProRoot® MTA	SUER	7 dias
2		SUSE	
3		SB	
4	BIODENTINE™	SUER	
5		SUSE	
6		SB	
7	ProRoot® MTA	SUER	72 horas
8		SUSE	
9		SB	
10	BIODENTINE™	SUER	
11		SUSE	
12		SB	
13	ProRoot® MTA	SUER	4 horas (±tempo fabricante)
14		SUSE	
15		SB	
16	BIODENTINE™	SUER	12 minutos (=tempo fabricante)
17		SUSE	
18		SB	

Tabela 6 – Organização dos grupos experimentais de acordo com os substratos, sistemas adesivos e tempos de envelhecimento

7. Testes de resistência adesiva

Decorridas as 24 horas de armazenamento, os espécimes foram montados nas placas Watanabe com gesso dentário de tipo I (deve-se aguardar cerca de 1 hora pela presa do gesso). Após a presa do gesso estar tomada foram executados testes de resistência adesiva numa máquina de testes mecânicos universal *Instron* 4502 (*Instron Ltd.* – High Wycombe, Inglaterra) com uma carga de 1KN a uma velocidade de 1 mm/segundo (Figura 10). A tensão do corte quando a fratura ocorria foi registada numa folha Excel em KN e MPa.

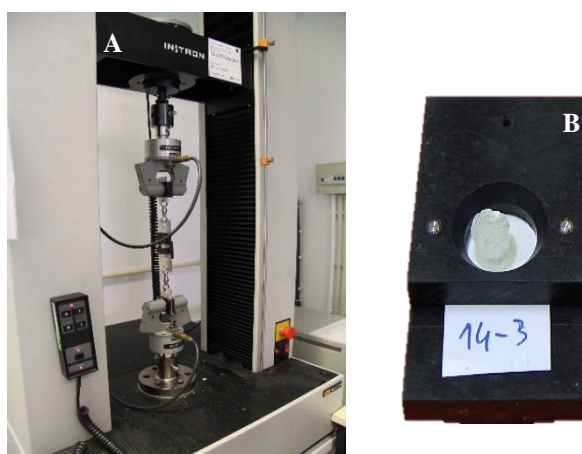


Figura 10 – (A) Máquina de Testes Mecânicos Universal Instron 4502 (Instron Ltd. – High Wycombe, Inglaterra); (B) Placas Watanabe

8. Observação

As interfaces da fratura criadas após os testes de resistência adesiva foram observadas com um estereomicroscópio Meiji Techno EMZ – 8TR (Meiji Techno Co. – Saitama, Japão) com uma ampliação de 20 vezes (Figura 11). As falhas de união foram classificadas como adesivas, mistas e coesivas (Fróis, Barragán, Chasqueira & Portugal, 2012), conforme descrito na Tabela 7, tendo sido registadas na referida folha de Excel.



Figura 11 - Estereomicroscópio Meiji Techno EMZ – 8TR (Meiji Techno Co. – Saitama, Japão)

Tipo de Falha de união	Descrição da falha
Falha Adesiva	Falha entre o sistema adesivo e o substrato ProRoot® MTA ou BIODENTINE™
Falha Adesiva-Coesiva ou Mista	Falha entre o sistema adesivo e o substrato e/ou ao nível da resina composta
Falha Coesiva	Falha ao nível do substrato ou ao nível da resina composta

Tabela 7 - Sistema de classificação do tipo de falha de união

Neste trabalho, a exemplificação do que foi observado em cada uma das amostras de cada grupo experimental foi apresentada na análise de resultados.

9. Análise estatística

A análise estatística foi efetuada com recurso a metodologias de estatística descritiva (cálculo de valores médios e desvios padrão) e de estatística inferencial, nomeadamente com utilização de testes de hipóteses. Nestes, fixou-se um nível de significância de 5%. Com base nas características das variáveis a avaliar, aplicaram-se os testes não paramétricos de Mann-Whitney e Kruskal-Wallis, na comparação, respetivamente, de dois e três grupos, uma vez que os pressupostos para aplicação de testes paramétricos, após validação, não se verificaram.

A análise estatística foi efetuada com o SPSS versão 20.0 para Windows.

V. RESULTADOS

1. Análise estatística descritiva

Foi calculada a média e o desvio-padrão da resistência adesiva por substrato (ProRoot[®] MTA e BIODENTINE[™]), sistema adesivo (SUER, SUSE e SB) e tempos de envelhecimento (4H/12Min, 72H e 7d).

Nas Tabelas 8 e 9 podemos observar as estatísticas descritivas (médias e desvios padrão) das resistências adesivas ao ProRoot[®] MTA e BIODENTINE[™], considerando os sistemas adesivos (SUER, SUSE, SB) e os tempos de envelhecimento (4H/12Min, 72H, 7d).

Substrato	Adesivo	Tempo	N	Média	DP
ProRoot [®] MTA	SUER	4H	10	3,11	2,65
		72H	10	8,32	4,49
		7d	10	2,87	4,62
	SUSE	4H	10	5,06	4,13
		72H	10	10,73	7,17
		7d	10	5,27	4,33
	SB	4H	10	4,53	2,95
		72H	10	3,86	5,36
		7d	10	1,28	1,91

Tabela 8 - Resistências adesivas ao ProRoot[®] MTA

De acordo com a Tabela 8, a resistência adesiva em média mais elevada ao ProRoot[®] MTA foi com o adesivo SUSE às 72H (10,73MPa) e a mais baixa foi verificada aos 7d com o adesivo SB (1,28MPa).

Substrato	Adesivo	Tempo	N	Média	DP
BIODENTINE [™]	SUER	12Min	10	4,83	4,87
		72H	10	7,52	3,32
		7d	10	8,85	5,47
	SUSE	12Min	10	2,95	2,85
		72H	10	2,96	4,29
		7d	10	3,78	3,74
	SB	12Min	10	2,32	1,53
		72H	10	2,73	3,27
		7d	10	5,67	5,34

Tabela 9 - Resistências adesivas ao BIODENTINE[™]

A Tabela 9 mostra que a resistência adesiva mais elevada ao BIODENTINE[™] foi com o adesivo SUER aos 7d (8,85MPa) e a mais baixa com o sistema adesivo SB (2,32MPa) após 12Min.

Adesivos	Substratos			
	ProRoot® MTA		BIODENTINE™	
	Média	DP	Média	DP
SUER	4,77	4,65	7,07	4,79
SUSE	7,02	5,85	3,23	3,57
SB	3,23	3,84	3,58	3,90

Tabela 10 - Resistências adesivas por sistema adesivo nos dois substratos

Na Tabela 10 podemos observar as médias das resistências adesivas tendo em conta o substrato e o sistema adesivo aplicado. Comparando a resistência adesiva do sistema adesivo SUER ao ProRoot® MTA e ao BIODENTINE™, podemos verificar que esta foi mais elevada neste último substrato (7,07 vs 4,77MPa). Em relação ao sistema adesivo SB, a média da resistência adesiva também foi mais elevada ao BIODENTINE™ (3,58 vs 3,23MPa). Quanto ao adesivo SUSE, este apresentou uma média mais elevada ao ProRoot® MTA (7,02 vs 3,23MPa).

Tempos de Envelhecimento	Substratos			
	ProRoot® MTA		BIODENTINE™	
	Média	DP	Média	DP
4H/12Min	4,24	3,30	3,43	3,43
72H	7,64	6,29	4,41	4,18
7d	3,14	4,04	6,11	5,20

Tabela 11 - Resistências adesivas por tempos de envelhecimento nos dois substratos

A Tabela 11 mostra as médias das resistências adesivas tendo em conta o substrato e os diferentes tempos de envelhecimento. A resistência adesiva no intervalo de tempo de 4H revelou-se mais elevada ao ProRoot® MTA (4,24 vs 3,43MPa), tendo-se verificado o mesmo no período de envelhecimento de 72H (7,64 vs 4,41MPa). A resistência adesiva ao BIODENTINE™ foi mais elevada no período de 7d quando comparada com o ProRoot® MTA no mesmo período (3,14 vs 6,11MPa).

Nas Tabelas 12 e 13 podemos observar a distribuição do tipo de falhas nos substratos ProRoot® MTA e BIODENTINE™, considerando uma vez mais os sistemas adesivos e os tempos de envelhecimento.

	SUER			SUSE			SB		
	4H	72H	7d	4H	72H	7d	4H	72H	7d
Adesiva	8	2	7	9	2	3	6	7	7
Mista	1	5	3	1	7	2	3	3	2
Coesiva	1	3	0	0	1	5	1	0	1

Tabela 12 - Tipos de falhas no ProRoot® MTA

Na Tabela 12 o tipo de falha mais prevalente foi a adesiva (51 espécimes). A predominância deste tipo de falha ocorreu com o adesivo SUSE às 4H (9 espécimes) seguido do adesivo SUER também às 4H (8 espécimes).

	SUER			SUSE			SB		
	12Min	72H	7d	12Min	72H	7d	12Min	72H	7d
Adesiva	5	7	4	5	6	7	9	5	6
Mista	5	3	3	4	3	2	1	5	2
Coesiva	0	0	3	1	1	1	0	0	2

Tabela 13 - Tipos de falha no BIODENTINE™

Na Tabela 13 observamos que, no BIODENTINE™, a falha adesiva (54 espécimes) foi a mais prevalente. O maior número observado deste tipo de falha ocorreu com o adesivo SB aos 12Min (9 espécimes) seguido pelos adesivos SUER às 72H e SUSE aos 7d (7 espécimes).

2. Análise estatística inferencial

2.1. Resistências adesivas

2.1.1. Substratos - ProRoot® MTA vs BIODENTINE™

Na Tabela 14 e no Gráfico 1 observa-se que a média das resistências adesivas ao ProRoot® MTA apresentou uma tendência para valores mais elevados quando comparada com os valores médios do BIODENTINE™ (5,00 vs 4,62MPa), não tendo sido observadas diferenças estatisticamente significativas ($p=0,779$).

	MTA		Biodentine		Sig.
	Média	DP	Média	DP	
MPa	5,00	5,04	4,62	4,43	0,779

Tabela 14 - Resistências adesivas (MPa) ao ProRoot® MTA e BIODENTINE™

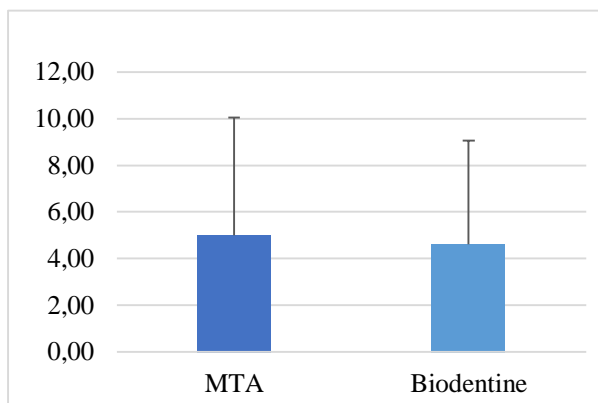


Gráfico 1 - Média das resistências adesivas (MPa) ao ProRoot® MTA e BIODENTINE™

2.1.2. Sistemas adesivos - SUER vs SUSE vs SB

	SUER		SUSE		SB		Sig.
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
MPa	5,92	4,82	5,12	5,16	3,40	3,84	0,012

Tabela 15 - Resistências adesivas (MPa) aos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB

Na Tabela 15 e Gráfico 2 observa-se que a médias das resistências adesivas é mais elevada no sistema adesivo SUER (5,92 vs 5,12 vs 3,40MPa), existindo diferenças estatisticamente significativas entre os três adesivos ($p=0,012$). Os testes de comparação múltipla *à posteriori* indicam-nos que as diferenças significativas encontram-se apenas entre o SB e o SUER ($p=0,010$).

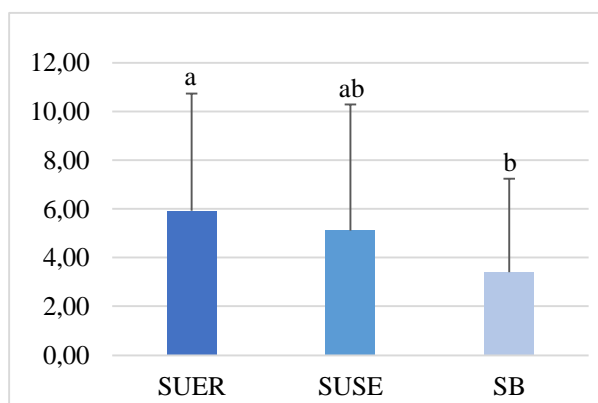


Gráfico 2 - Média das resistências adesivas (MPa) aos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB. Letras diferentes correspondem a médias com diferenças estatisticamente significativas

2.1.3. Tempos de envelhecimento - 4H/12Min vs 72H vs 7d

	4H/12Min		72H		7d		Sig.
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
MPa	3,80	3,36	6,02	5,53	4,62	4,85	0,273

Tabela 16 - Resistências adesivas (MPa) aos tempos de envelhecimento de 4H/12Min, 72H e 7d

Na Tabela 16 e no Gráfico 3 observa-se que a média das resistências adesivas às 72H apresentou uma tendência para valores mais elevados (6,02 vs 4,62 vs 3,80MPa), ainda que não existam diferenças estatisticamente significativas entre as resistências adesivas aos três tempos de envelhecimento ($p=0,273$).

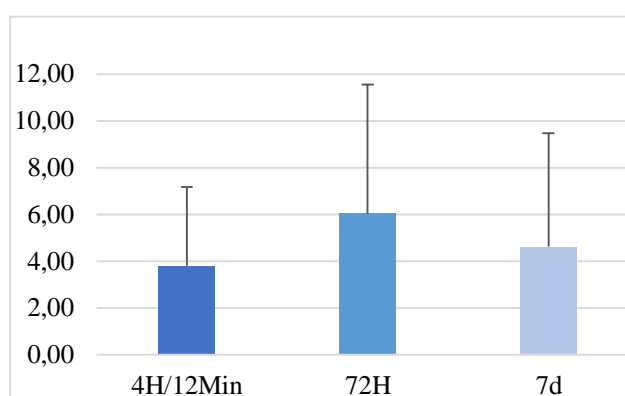


Gráfico 3 - Média das resistências adesivas (MPa) aos tempos de envelhecimento de 4H/12Min, 72H e 7d

2.2. Resistências adesivas ao ProRoot® MTA

2.2.1. Sistemas adesivos

	SUER		SUSE		SB		Sig.
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
MPa	4,77	4,64	7,02	5,84	3,22	3,84	0,014

Tabela 17 - Resistências adesivas (MPa) dos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB ao ProRoot® MTA

Na Tabela 17 e Gráfico 4 observa-se que a média das resistências adesivas ao ProRoot® MTA é mais elevada no SUSE (7,02 vs 4,77 vs 3,22MPa), existindo diferenças estatisticamente significativas entre os três adesivos, ($p=0,014$). Os testes de comparação múltipla, *à posteriori*, indicam-nos que as diferenças significativas encontram-se apenas entre o SB e o SUSE ($p=0,010$).

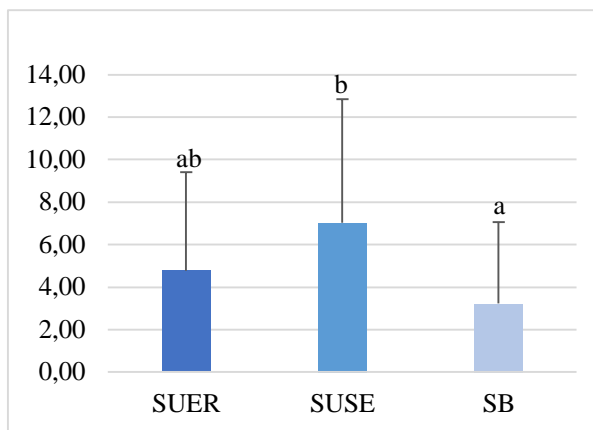


Gráfico 4 - Média das resistências adesivas (MPa) dos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB ao ProRoot® MTA. Letras diferentes correspondem a médias com diferenças estatisticamente significativas

2.2.2. Tempos de envelhecimento

	4H		72H		7d		Sig.
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
MPa	4,23	3,29	7,64	6,28	3,14	4,04	0,007

Tabela 18 - Resistências adesivas (MPa) dos tempos de envelhecimento de 4H, 72H e 7d ao ProRoot® MTA

Na Tabela 18 e Gráfico 5 observa-se que a média das resistências adesivas é mais elevada no tempo de envelhecimento de 72H (7,64 vs 4,23 vs 3,14MPa), existindo diferenças estatisticamente significativas entre os três tempos de envelhecimento ($p=0,007$). Os testes de comparação múltipla *à posteriori* indicam-nos que as diferenças significativas encontram-se apenas entre os 7d e as 72H ($p=0,005$).

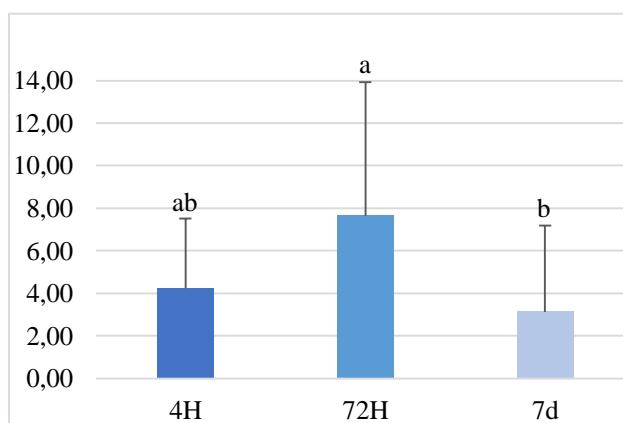


Gráfico 5 - Média das resistências adesivas (MPa) dos tempos de envelhecimento de 4H, 72H 7d ao ProRoot® MTA. Letras diferentes correspondem a médias com diferenças estatisticamente significativas

2.3. Resistências adesivas ao BIODENTINE™

2.3.1. Sistemas adesivos

	SUER		SUSE		SB		Sig.
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
MPa	7,07	4,79	3,23	3,56	3,57	3,89	0,002

Tabela 19 - Resistências adesivas (MPa) dos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB ao BIODENTINE™

Na Tabela 19 e no Gráfico 6 observa-se que a média das resistências adesivas ao BIODENTINE™ é mais elevada no sistema adesivo SUER (7,07 vs 3,57 vs 3,23MPa), existindo diferenças estatisticamente significativas entre os três adesivos ($p=0,002$). Os testes de comparação múltipla, *à posteriori*, indicam-nos que as diferenças significativas encontram-se entre os sistemas adesivos SUSE e SUER ($p=0,003$) e entre os adesivos SB e SUER ($p=0,013$).

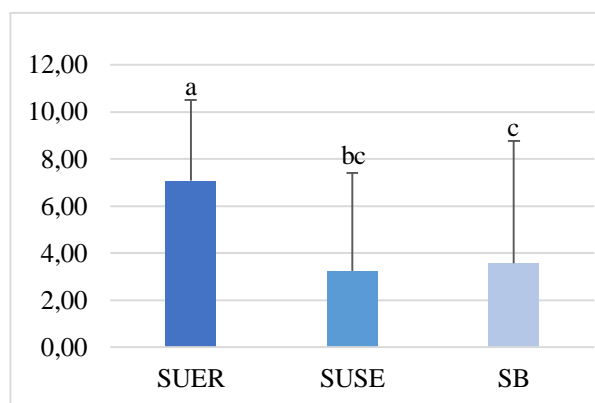


Gráfico 6 - Média das resistências adesivas (MPa) dos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB ao BIODENTINE™. Letras diferentes correspondem a médias com diferenças estatisticamente significativas

2.3.2. Tempos de envelhecimento

	12Min		72H		7d		Sig.
	Média	DP	Média	DP	Média	DP	
MPa	3,37	3,43	4,40	4,18	6,10	5,19	0,181

Tabela 20 - Resistências adesivas (MPa) dos tempos de envelhecimento de 12Min, 72H e 7d ao BIODENTINE™

Na Tabela 20 e no Gráfico 7 observa-se que o período de envelhecimento de 7d registou apenas uma tendência para uma média de resistência adesiva mais elevada (6,10 vs 5,19 vs 3,37MPa), dado que não foram observadas diferenças estatisticamente significativas entre os três tempos de envelhecimento ($p=0,181$).

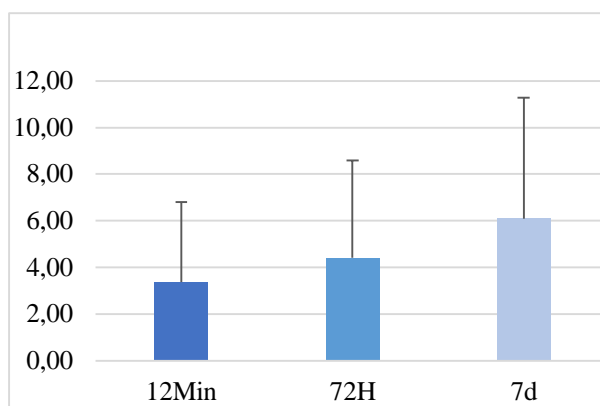


Gráfico 7 - Média das resistências adesivas (MPa) dos tempos de envelhecimento de 12Min, 72H e 7d ao BIODENTINE™

2.4. Falhas de união

2.4.1. ProRoot® MTA vs BIODENTINE™

A distribuição das falhas é relativamente semelhante nos dois substratos, não existindo diferenças estatisticamente significativas ($p=0,525$).

O Gráfico 8 ilustra a distribuição dos tipos de falhas de acordo com os substratos. Tanto no ProRoot® MTA como no BIODENTINE™ o tipo de falha mais prevalente foi a adesiva. A predominância deste tipo de falha ocorreu com o substrato BIODENTINE™ (54 espécimes). O tipo de falha mista foi mais prevalente do que o tipo de falha coesiva em ambos os substratos.

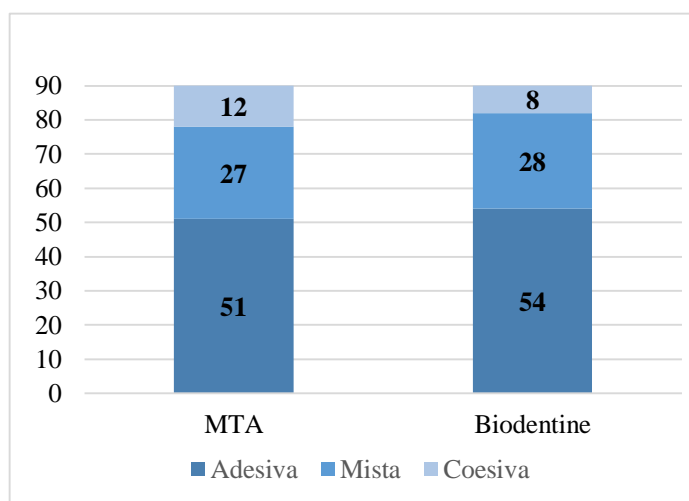


Gráfico 8 - Distribuição dos tipos de falhas pelos substratos ProRoot® MTA e BIODENTINE™

2.4.2. Sistemas adesivos

A distribuição das falhas nos três adesivos é semelhante, não existindo diferenças estatisticamente significativas ($p=0,214$).

O Gráfico 9 ilustra a distribuição dos tipos de falhas de acordo com os sistemas adesivos. O tipo de falha adesiva foi a mais prevalente nos três sistemas adesivos. A predominância deste tipo de falha ocorreu com o sistema adesivo SB (40 espécimes) seguido pelo adesivo SUER (33 espécimes). O tipo de falha mista foi mais prevalente do que o tipo de falha coesiva em todos os sistemas adesivos.

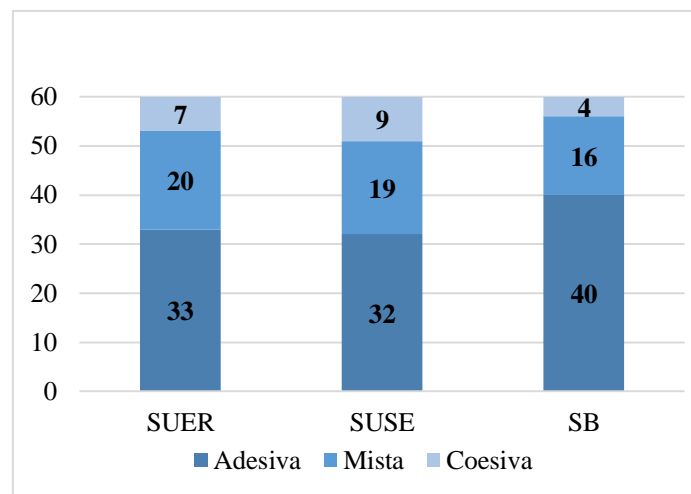


Gráfico 9 - Distribuição dos tipos de falhas pelos sistemas adesivos SUER, SUSE e SB

2.4.3. Tempos de envelhecimento

A distribuição das falhas é semelhante nos três tempos de envelhecimento, não existindo diferenças estatisticamente significativas ($p=0,053$).

O Gráfico 10 ilustra a distribuição dos tipos de falhas de acordo com os tempos de envelhecimento. O tipo de falha adesiva a mais prevalente nos três tempos de envelhecimento. A predominância deste tipo de falha ocorreu às 4H/12Min (42 espécimes) seguido pelo período de envelhecimento de 7d (34 espécimes). O tipo de falha mista foi mais prevalente do que o tipo de falha coesiva para os diferentes tempos de envelhecimento.

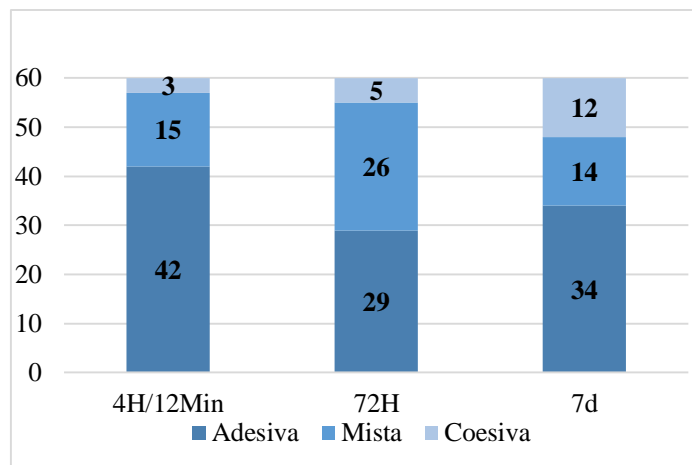


Gráfico 10 - Distribuição dos tipos de falhas pelos tempos de envelhecimento de 4H/12Min, 72H e 7d

VI. DISCUSSÃO

A manutenção da vitalidade da polpa dentária e das estruturas dentárias constituem um desafio na prática clínica diária do médico dentista, pelo que nos últimos anos, o tratamento da polpa vital tem vindo a assumir relevância na Medicina Dentária. O objetivo deste tipo de tratamento é a manutenção da saúde e da vitalidade da polpa, após lesões traumáticas ou exposições iatrogénicas por cárie.

Para responder às necessidades dos clínicos têm surgido novos materiais dentários, os quais têm vindo a ser criados, testados e padronizados com o objetivo de obter o máximo benefício e o melhor desempenho clínico.

O hidróxido de cálcio tem sido considerado o *gold standard* para o tratamento do complexo dentina-polpa (Kardos, Hunter, Hanlin & Kirk, 1998). No entanto, várias têm sido as desvantagens apontadas a este material, sendo que por isso, nos últimos anos, têm surgido uma grande variedade de materiais indicados para este tratamento, nomeadamente o MTA (Accorinte *et al.*, 2008).

Ainda que o ProRoot[®] MTA tenha sido sugerido como um material a utilizar em diversas situações clínicas, a verdade é que não existe informação suficiente acerca do efeito dos tratamentos, nas propriedades físicas do MTA, nomeadamente no que diz respeito ao efeito do condicionamento ácido sobre este substrato. Como tal, têm surgido alguns estudos a abordar esta temática (Atabek *et al.*, 2012; Bayrak *et al.*, 2009; Neelakantan, Grotra, Subbarao & Garcia-Godoy, 2012; Tunç *et al.*, 2008).

Para além, de outras aplicações clínicas, o BIODENTINE[™] é indicado como um substituto de dentina sob restaurações de resina composta, assim a sua ligação aos materiais restauradores, por meio de sistemas adesivos, é de uma grande importância clínica. No entanto, o potencial da ligação entre o BIODENTINE[™] e os materiais restauradores ainda não é suficientemente conhecido (Odabaş *et al.*, 2013).

Os testes de resistência adesiva são o método mais usual para avaliar as propriedades adesivas dos materiais restauradores. Esta é a metodologia mais popular para medir a eficácia da adesividade em laboratório (Van Meerbeek *et al.*, 2003).

Ainda que existam alguns estudos que avaliem as resistências adesivas de diferentes adesivos ao ProRoot[®] MTA, com tempos de envelhecimento diferentes (Atabek *et al.*, 2012; Neelakantan *et al.*, 2012), no que diz respeito ao BIODENTINE[™], apenas foram encontrados dois estudos que avaliam estas duas variáveis (Hashem *et al.*, 2014; Odabaş

et al., 2013). No entanto, não foi encontrado nenhum estudo que juntasse, concomitantemente, todas estas variáveis e que simultaneamente comparasse os dois substratos, entre si.

O presente estudo teve como objetivo comparar as resistências adesivas dos sistemas adesivos *Scotchbond™ Universal* – versão *etch & rinse*, sistema adesivo *Scotchbond™ Universal* – versão *self-etch* e sistema adesivo *Adper™ Scotchbond™ 1 XT* ao ProRoot® MTA e BIODENTINE™ em três intervalos de tempo diferentes – 4 horas/12 minutos, 72 horas e 7 dias.

1. Resistências adesivas de acordo com os diferentes sistemas adesivos

Ainda que ambos os sistemas adesivos sigam a mesma estratégia adesiva, o adesivo *Scotchbond™ Universal* – versão *etch & rinse* apresentou o valor médio de resistência adesiva mais elevado (5,92MPa), relativamente ao adesivo *Adper™ Scotchbond™ 1 XT* que apresentou o valor mais baixo (3,40MPa). Quando comparado com o adesivo *Scotchbond™ Universal* – versão *self-etch*, que segue uma estratégia adesiva *self-etch*, o adesivo *Adper™ Scotchbond™ 1 XT* apresentou uma tendência para valores mais baixos do que os valores obtidos por este adesivo (5,12 vs 3,40MPa).

Apesar do *Adper™ Scotchbond™ 1 XT* ser um sistema adesivo bem aceite e amplamente estudado, foi relevante neste estudo o facto de ambos os substratos apresentarem valores médios de resistências adesivas mais elevados ao adesivo *Scotchbond™ Universal*, tanto na versão *etch & rinse* como na versão *self-etch*, ainda que este último apenas tenha apresentado uma tendência para valores médios mais elevados. Isto poderá sugerir que os novos adesivos universais apresentam uma melhor adesividade a estes substratos.

No entanto, o facto de estes adesivos existirem no mercado há relativamente pouco tempo, faz com que existam poucos estudos reconhecidos e publicados, o que dificulta a comparação de resultados. Deste modo, considera-se necessária a realização de mais estudos para que se possa avaliar o desempenho clínico destes adesivos, nomeadamente estudos que comprovem a sua eficácia com os diversos substratos.

Relativamente aos sistemas adesivos *Scotchbond™ Universal* – versão *etch & rinse* e versão *self-etch*, ainda que não tenham sido encontradas diferenças significativas nas forças de adesão, pode admitir-se que a estratégia adesiva *etch & rinse* apresenta uma força de adesão melhor, uma vez que os valores médios das resistências adesivas ao ProRoot® MTA e BIODENTINE™ apresentaram uma tendência para valores mais

elevados com esta estratégia do que com a estratégia adesiva *self-etch* (5,92MPa vs 5,12MPa).

2. Resistências adesivas aos substratos de forma independente

Nesta investigação, os valores médios das resistências adesivas ao ProRoot[®] MTA revelaram-se mais elevados com o sistema adesivo *Scotchbond[™] Universal* – versão *self-etch* (7,02MPa) comparativamente com o sistema adesivo *Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT* (3,22MPa), com diferenças estatisticamente significativas ($p=0,010$). Isto poderia sugerir que os adesivos *self-etch* possuem uma melhor resistência adesiva quando aplicados sobre este substrato. No entanto, uma vez que não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre a versão *self-etch* e *etch & rinse* do sistema adesivo *Scotchbond[™] Universal*, não se pode afirmar que clinicamente a estratégia adesiva *self-etch* é a melhor a aplicar sobre o referido substrato.

Perante os resultados obtidos, no presente estudo, a 1^a hipótese nula deve ser rejeitada, aceitando-se a 1^a hipótese alternativa, dado que se verificaram diferenças significativas na adesão entre os diferentes sistemas adesivos ao ProRoot[®] MTA ($p=0,014$).

Num estudo conduzido por Bayrak *et al.* (2009), foi testada a resistência adesiva de diferentes sistemas adesivos ao WMTA, tendo ficado demonstrado que os adesivos *etch & rinse* apresentam uma resistência adesiva significativamente maior do que os adesivos *self-etch*.

Num outro estudo realizado por Tunç *et al.* (2008), com o intuito de avaliar a força de adesão entre uma resina composta e um compómero ao WMTA, com dois sistemas adesivos diferentes, ficou também demonstrado que um sistema adesivo *etch & rinse* de um passo apresentava uma resistência adesiva significativamente mais forte quando comparado com um adesivo *self-etch* de um passo.

Por outro lado, Neelakantan *et al.* (2012) conduziram um estudo no qual aplicaram, sobre WMTA, um adesivo *etch & rinse* e dois adesivos *self-etch* (de um e dois passos). Neste caso, o sistema adesivo *self-etch* de um passo apresentou uma melhor resistência adesiva ao WMTA, comparativamente aos outros adesivos. Os autores especularam relativamente à elevada resistência demonstrada pelo adesivo *self-etch* alegando que esta pode ser atribuída tanto às mudanças na microestrutura do MTA, como à variação da composição do adesivo. Estes, relataram ainda que em observações de um estudo piloto, um adesivo *self-etch* de um passo mostrou menores ângulos de contacto do que outros adesivos

testados, e desse modo, uma melhor capacidade de humedecimento da superfície da WMTA, por conseguinte uma melhor resistência adesiva.

Perante os resultados obtidos neste estudo, comparativamente como os resultados obtidos nos estudos referidos, parece que possivelmente a melhor estratégia adesiva a seguir no caso do ProRoot® MTA seja uma estratégia adesiva do tipo *self-etch*. No entanto, é de ressaltar que não se devem fazer comparações de valores absolutos entre os estudos.

No presente estudo, foram encontradas diferenças significativas nas resistências adesivas ao BIODENTINE™ entre os sistemas adesivos *Scotchbond™ Universal* – versão *self-etch* e *Scotchbond™ Universal* – versão *etch & rinse* ($p=0,003$), e entre os adesivos *Adper™ Scotchbond™ 1 XT* e *Scotchbond™ Universal* – versão *etch & rinse* ($p=0,013$).

Os valores médios da resistência adesiva ao BIODENTINE™ revelaram-se mais elevados com o sistema adesivo *Scotchbond™ Universal* – versão *etch & rinse* (7,07MPa) comparativamente com o sistema adesivo *Scotchbond™ Universal* – versão *self-etch* (3,23MPa), o que pode sugerir que os adesivos que seguem uma estratégia *etch & rinse*, possuem uma melhor resistência adesiva - quando aplicados sobre este substrato - do que os adesivos *self-etch*.

Perante os resultados obtidos, no presente estudo, a 2ª hipótese nula deve ser rejeitada, aceitando-se a 2ª hipótese alternativa, dado que se verificaram diferenças significativas na adesão entre os diferentes sistemas adesivos ao BIODENTINE™ ($p=0,002$).

Odabaş *et al.* (2013) compararam as resistências adesivas ao BIODENTINE™ com dois adesivos *self-etch* (um de um passo e outro de dois passos) e um adesivo *etch & rinse*, tendo concluído que o adesivo *self-etch* de dois passos apresentava uma melhor resistência adesiva.

Por outro lado, Hashem *et al.* (2014) determinaram no seu estudo que não existiam diferenças significativas nas resistências adesivas entre as técnicas *self-etch* e *etch & rinse*, pelo que qualquer uma destas estratégias adesivas pode ter sucesso ao ser aplicada sobre este substrato.

Uma vez que foram resultados obtidos, neste estudo bem como nos estudos de Hashem *et al.*, (2014) e Odabaş *et al.* (2013), foram muito diferentes não se pode concluir qual a melhor estratégia adesiva a seguir no caso BIODENTINE™, ainda que não se devam fazer comparações de valores absolutos entre os estudos.

Analisando separadamente os dois substratos, nesta investigação pode observar-se que as resistências adesivas ao BIODENTINE™ foram mais elevadas quando aplicado o adesivo *Scotchbond™ Universal* na versão *etch & rinse*. Por sua vez, o ProRoot® MTA revelou melhores resultados sempre que foi aplicado sobre este o sistema adesivo *Scotchbond™ Universal*, apresentando uma tendência para melhores resultados com a estratégia do tipo *self-etch*.

3. Resistências adesivas de acordo com os tempos de envelhecimento

Neste estudo, as resistências adesivas ao ProRoot® MTA, nos diferentes tempos de envelhecimento, foram estatisticamente diferentes ($p=0,007$), sendo que as diferenças mais significativas ocorreram entre os 7d e as 72H ($p=0,005$). Os valores médios das resistências adesivas foram então mais elevados no período de 72H (7,64MPa) e mais baixos ao fim de 7d (3,14MPa).

De acordo com os resultados, obtidos no presente estudo, a 3ª hipótese nula deve então ser rejeitada, aceitando-se a 3ª hipótese alternativa, uma vez que foram encontradas diferenças significativas nas resistências adesivas ao ProRoot® MTA com os diferentes tempos de envelhecimento ($p=0,007$).

Atabek *et al.* (2012) estudaram as resistências adesivas de diferentes sistemas adesivos ao WMTA, com intervalos de tempo de 4, 24, 48, 72, e 96 horas. Estes concluíram que os melhores resultados foram alcançados ao fim de 96 horas. Deste modo, uma restauração com resina composta sobre o MTA deve ser aplicada 96 horas após o MTA ter sido misturado, devendo ser aplicado de forma a permitir que o material atinja as suas melhores propriedades físicas.

Neelakantan *et al.* (2012), testaram as resistências adesivas ao WMTA, imediatamente após a aplicação deste substrato, após 45 minutos e após 24 horas. O maior valor de resistência adesiva foi registado imediatamente após a aplicação do WMTA, tendo sido sugerido pelos autores que tal pode ter ocorrido devido à natureza porosa do WMTA, neste período de tempo, bem como pelo facto dos adesivos dentinários poderem penetrar melhor na superfície deste substrato, em períodos de tempo mais curtos.

Não se devem comparar valores absolutos entre os estudos, uma vez que as metodologias, os tempos de envelhecimento e os sistemas adesivos aplicados foram diferentes quer neste estudo quer nos estudos referidos. Perante os resultados obtidos no presente estudo, assim como nos estudos de Atabek *et al.*, (2012) e Neelakantan *et al.*, (2012) não se pode

concluir que um maior ou menor tempo de envelhecimento corresponda a melhores ou piores resultados no que diz respeito às resistências adesivas dos diferentes adesivos ao ProRoot® MTA.

Neste estudo, verificou-se que não há diferenças estatisticamente significativas nas resistências adesivas ao BIODENTINE™, nos três tempos de envelhecimento ($p=0,181$). No entanto, entre os tempos de envelhecimento, a média das resistências adesivas apresentou uma tendência para valores mais elevados aos 7d (6,10MPa) e mais baixos aos 12Min (3,37MPa).

De acordo com os resultados obtidos, a 4ª hipótese nula deve ser aceite, dado que não foram encontradas diferenças significativas nas resistências adesivas ao BIODENTINE™ com os diferentes tempos de envelhecimento ($p=0,181$).

Hashem *et al.* (2014), num estudo, concluíram que existiam diferenças nas resistências adesivas ao BIODENTINE™, com diferentes intervalos de tempo. Segundo estes autores, a colocação de compósito, sobre este substrato, deve ser adiada, pelo menos, durante 2 semanas, de modo a permitir o *setting* adequado do BIODENTINE™, tornando-o assim suficientemente resistente às forças de contração da resina composta.

Noutro estudo, com o objetivo de avaliar a resistência adesiva, de diferentes sistemas adesivos, ao BIODENTINE™, com intervalos de tempo de 12 minutos e 14 horas, Odabaş *et al.* (2013), concluíram que não existiam diferenças estatisticamente significativas entre os três sistemas adesivos usados em cada um dos intervalos de tempo. No entanto, segundo estes autores, o adesivo que apresentou melhores resultados, no que diz respeito às forças de adesão, foi o adesivo *self-etch* de dois passos, quando aplicado após 14 horas, sendo o sistema adesivo *etch & rinse*, o que apresentou os piores resultados, quando aplicado após 12 minutos.

Tal como referido não se devem comparar valores absolutos entre os estudos, no entanto perante os resultados obtidos neste estudo, bem como nos estudos de Hashem *et al.*, (2014) e Odabaş *et al.*, (2013), pode-se sugerir que um maior tempo de envelhecimento poderá corresponder a melhores resultados no que diz respeito às resistências adesivas ao BIODENTINE™.

4. Avaliação das falhas adesivas

No presente estudo, a distribuição das falhas de união foi semelhante para ambos os substratos ($p=0,525$), bem como para os diferentes adesivos ($p=0,214$) e para os diferentes tempos de envelhecimento testados ($p=0,053$).

Ainda que tenham sido observados os três tipos de falhas de união, neste estudo, o tipo de falhas mais prevalente para ambos os substratos, adesivos e tempos de envelhecimento, foram as falhas adesivas. Já as falhas coesivas foram o tipo de falhas com menor prevalência.

No estudo de Neelakantan *et al.* (2012), sobre as resistências adesivas ao WMTA, estes observaram que a maioria das falhas ocorridas nos espécimes foram do tipo adesivas ou mistas, não tendo sido encontradas falhas coesivas.

Odabaş *et al.* (2013), no seu estudo, referem que a maioria das falhas ocorridas foram falhas adesivas e coesivas. Estes concluíram ainda que os espécimes que apresentaram menores valores de resistências adesivas, apresentaram um tipo de falha adesiva, enquanto as amostras com valores mais elevados apresentaram falhas coesivas ao BIODENTINE™.

A existência de falhas adesivas pode indicar que não foi formada uma ligação química forte nas interfaces das amostras do estudo, enquanto as falhas coesivas podem indicar que foi estabelecida uma ligação química mais forte na interface dos espécimes (Bayrak *et al.*, 2009).

5. Limitações do estudo e perspectivas futuras

Ainda que a metodologia e os materiais testados neste estudo tenham sido semelhantes a outros estudos, como referido anteriormente, não deverão ser feitas comparações em termos de valores absolutos, pois além das diferenças na composição dos materiais testados e até na metodologia utilizada existem também diferenças ao nível da experiência do operador.

Os resultados obtidos podem ter sido influenciados por diversos fatores, nomeadamente no tempo de fotopolimerização de cada incremento de resina composta (20 segundos), na destreza do operador, no rigor da execução dos procedimentos clínicos, durante a investigação laboratorial, entre outros.

Pelo facto de existirem disponíveis, no mercado, um grande número de sistemas adesivos e de resinas compostas torna-se indispensável a realização de mais estudos acerca da interação destes materiais com o ProRoot® MTA e com o BIODENTINE™.

Em estudos futuros poderá ser importante abordar, no âmbito das estratégias adesivas, diferentes sistemas adesivos com diferentes composições, bem como determinar quais os efeitos dos diferentes protocolos adesivos nas superfícies e nas características estruturais destes substratos, de modo a obter uma visão mais ampla acerca dos mecanismos de adesão entre os diferentes sistemas adesivos, o ProRoot® MTA e o BIODENTINE™.

Esta investigação pode servir como um ponto de partida para o desenvolvimento de estudos mais abrangentes, relevantes e conclusivos, no que diz respeito à melhor estratégia adesiva a aplicar ao ProRoot® MTA e ao BIODENTINE™, bem como encontrar o melhor *timing* para, durante a prática clínica, se realizar uma restauração definitiva sobre estes substratos.

A realização deste e de outro tipo de investigações permitem ao clínico dispor das informações necessárias para uma melhor prática clínica, de forma a aplicar o melhor tratamento possível, em cada situação, mediante os materiais de que dispõe, e assim atuar de um modo mais eficaz.

VII. CONCLUSÕES

Neste trabalho foram comparadas as resistências adesivas de diferentes sistemas adesivos ao ProRoot[®] MTA e BIODENTINE[™] em três intervalos de tempo diferentes.

Considerando a metodologia utilizada, os resultados obtidos, as limitações do presente estudo, e os objetivos propostos, é possível concluir que:

- Existem diferenças significativas nas resistências adesivas entre o ProRoot[®] MTA e o BIODENTINE[™] aos sistemas adesivos *Scotchbond[™] Universal* e *Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT*.
- Existem diferenças significativas nas resistências adesivas do ProRoot[®] MTA aos diferentes intervalos de tempo.
- Não existem diferenças significativas nas resistências adesivas do BIODENTINE[™] aos diferentes intervalos de tempo.
- Os valores médios das resistências adesivas ao ProRoot[®] MTA foram mais elevados com o adesivo *Scotchbond[™] Universal* – versão *self-etch* comparativamente com o *Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT*.
- Os valores médios das resistências adesivas ao BIODENTINE[™] foram mais elevados com o adesivo *Scotchbond[™] Universal* – versão *etch & rinse* comparativamente com os sistemas adesivos *Scotchbond[™] Universal* – versão *self-etch* e *Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT*.
- Tanto o ProRoot[®] MTA como o BIODENTINE[™] apresentaram valores médios de resistências adesivas mais elevadas com o adesivo *Scotchbond[™] Universal* – versão *etch & rinse* comparativamente com o adesivo *Adper[™] Scotchbond[™] 1 XT*.

VIII. BIBLIOGRAFIA

Accorinte M. L., Holland R., Reis A., Bortoluzzi M.C., Murata S. S., Dezan E. Jr., Souza V., Alessandro L. D. (2008). Evaluation of mineral trioxide aggregate and calcium hydroxide cement as pulp-capping agents in human teeth. *Journal of Endodontics*, 34(1), 1-6. doi:http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2007.09.012.

Adhesives, do high shear numbers equal clinical success? (2002). *CRA Newsletter - Clinician's Guide to Dental Products and Techniques*, 26(6), 1-3.

Ajami, A., Jafari Navimipour, E., Savadi Oskoe, S., Abed Kahnamoui, M., Lotfi, M., Daneshpooy, M. (2013). Comparison of shear bond strength of resin-modified glass ionomer and composite resin to three pulp capping agents. *Journal of Dental Research, Dental Clinics*; 7(3), 164-168. doi: 10.5681/joddd.2013.026.

Asgary, S., Eghbal, M. J., Parirokh, M., Ghodduji, J., Kheirieh, S., Brink, F. (2009). Comparison of mineral trioxide aggregate's composition with Portland cements and a new endodontic cement. *Journal of Endodontics*, 35(2), 243-450. doi:10.1016/j.joen.2008.10.026.

Atabek, D., Sillelioğlu, H., Ölmez, A. (2012). Bond strength of adhesive systems to mineral trioxide aggregate with different time intervals. *Journal of Endodontics*, 38(9), 288-292. doi: 10.1016/j.joen.2012.06.004.

Bakopoulou, A., About, I. (2014). Biodentine™, a promising bioactive material for the preservation of pulp vitality in restorative dentistry. *International Dentistry - African Edition*, 4(1), 34-41.

Bayrak, S., Tunç, E. S., Saroglu, I., Egilmez, T. (2009). Shear bond strengths of different adhesive systems to white mineral trioxide aggregate. *Dental Materials Journal*, 28(1), 62-67. doi: http://dx.doi.org/10.4012/dmj.28.62.

Bogen, G., Kuttler, S. (2009). Mineral trioxide aggregate obturation: a review and case series. *Journal of Endodontics*, 36(6), 777-790. doi:10.1016/j.joen.2009.03.006.

Brostek, A. M., Walsh, L. J. (2014). Minimal intervention dentistry in general practice. *Journal of Oral Health and Dental Management*, 13(2):285-294.

Buonocore, M. G. (1955). A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849-853. doi:10.1177/00220345550340060801.

- Buonocore, M., Wileman, W., Brudevold, F. (1956). A Report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *Journal of Dental Research*, 35(6), 846–851. doi:10.1177/00220345560350060401.
- Camilleri, J. (2007). Hydration mechanisms of mineral trioxide aggregate. *International Endodontic Journal*, 40(6), 462-470. doi:10.1111/j.1365-2591.2007.01248.x.
- Camilleri, J. (2011). Characterization and hydration kinetics of tricalcium silicate cement for use as a dental biomaterial. *Dental Materials Journal*, 27(8), 836-844. doi:10.1016/j.dental.2011.04.010.
- Camilleri, J. (2013). Investigation of Biodentine as dentine replacement material. *Journal of Dentistry*, 41(7), 600-610. doi: 10.1016/j.jdent.2013.05.003.
- Camilleri, J., Montesin, F. E., Brady, K., Sweeney, R., Curtis, R. V., Ford, T. R. (2005). The constitution of mineral trioxide aggregate. *Dental Materials Journal*, 21(4), 297-303. doi:10.1016/j.dental.2004.05.010.
- Camilleri, J., Montesin, F. E., Papaioannou, S., McDonald, F., Pitt Ford, T. R. (2004). Biocompatibility of two commercial forms of mineral trioxide aggregate. *Internacional Endodontic Journal*, 37(10), 699-704. doi: 10.1111/j.1365-2591.2004.00859.x.
- Camilleri, J., Sorrentino, F., Damidot, D. (2013). Investigation of the hydration and bioactivity of radiopacified tricalcium silicate cement, Biodentine and MTA Angelus. *Dental Materials Journal*, 29(5), 580-593. doi: 10.1016/j.dental.2013.03.007.
- Cardoso, M. V., De Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56(1), 31-44. doi:10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x.
- Chun, K., Choi, H., Lee, J. (2014). Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *Journal of Dental Biomechanics*, 5. doi: 10.1177/1758736014520809.
- Coelho, A., Canta, J., Martins, J., Oliveira, S., Marques, P. (2012). Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários—revisão da literatura. *Revista Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 53(1), 39-46. doi: 10.1016/j.rpemd.2011.11.008.

Dammaschke, T. (2012). A new bioactive cement for direct pulp capping. *International Dentistry – African Edition*, 2 (2), 64-69.

Darvell, B., Wu, R. (2011). “MTA”- an hydraulic silicate cement: review update and setting reaction. *Dental Materials Journal*, 27(5), 407-22. doi: 10.1016/j.dental.2011.02.001.

Davari, A., Sadeghi, M., Bakhshi, H. (2013). Shear bond strength of an etch-and-rinse adhesive to Er: YAG laser-and/or phosphoric acid-treated dentin. *Journal of Dental Research, Dental Clinics, Dental Prospects*, 7(2), 67-73. doi: 10.5681/joddd.2013.012.

Estrela, C., Bammann, L., Estrela, C., Silva, R., Pécora, J. (2000). Antimicrobial and chemical study of MTA, portland cement, calcium hydroxide paste, sealapex and dycal. *Brazilian Dental Journal*, 11(1), 3-9.

Ford, T. R., Torabinejad, M., Abedi, H. R., Bakland, L. K., Kariyawasam, S. P. (1996). Using mineral trioxide aggregate as a pulp-capping material. *The Journal of the American Dental Association*, 127(10), 1491-1494. doi: 10.14219/jada.archive.1996.0058.

Frencken, J. E., Peters, M. C., Manton, D. J., Leal, S. C., Gordan, V. V., Eden, E. (2012). Minimal intervention dentistry for managing dental caries - a review: report of a FDI task group. *International Dental Journal*, 62(5), 223-243. doi:10.1111/idj.12007.

Fróis, J., Barragán, G., Chasqueira, F., Portugal, J. (2012). Influência de alterações ao protocolo de aplicação na resistência adesiva ao corte de adesivo self-etch um-passo. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 53(2), 83-89. doi:10.1016/j.rpemd.2012.01.004.

Fusayama, T., Nakamura, M., Kurosaki, N., Iwaku, M. (1979). Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *Journal of Dental Research*, 58(4), 1364-1370. doi: 10.1177/00220345790580041101.

De Goes, M. F., Shinohara, M. S., Freitas, M. S. (2014). Performance of a new one-step multi-mode adhesive on etched vs non-etched enamel on bond strength and interfacial morphology. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(3), 243-450. doi:10.3290/j.jad.a32033.

Grech, L., Mallia, B., Camilleri, J. (2013). Investigation of the physical properties of tricalcium silicate cement-based root-end filling materials. *Dental Materials Journal*, 29(2), 20-28. doi:10.1016/j.dental.2012.11.007.

- Han, L., Okiji, T. (2011). Uptake of calcium and silicon released from calcium silicate-based endodontic materials into root canal dentine. *International Endodontic Journal*, 44(12), 1081-1087. doi:10.1111/j.1365-2591.2011.01924.
- Hashem, D. F., Foxton, R., Manoharan, A., Watson, T. F., Banerjee, A. (2014). The physical characteristics of resin composite-calcium silicate interface as part of a layered/laminate adhesive restoration. *Dental Materials Journal*, 30(3), 343-349. doi:10.1016/j.dental.2013.12.010.
- Kangarlou, A., Sofiabadi, S., Asgary, S., Mahjour, F., Dianat, O., Yadegari, Z., Younessian, F. (2012). Assessment of antifungal activity of Proroot mineral trioxide aggregate and mineral trioxide aggregate-Angelus. *Dental Research Journal*, 9(3), 256-260.
- Kardos T. B., Hunter A. R., Hanlin S. M., Kirk E. E. (1998). Odontoblast differentiation: a response to environmental calcium?. *Endodontics & Dental Traumatology Journal*, 14(3).105-111. doi: 10.1111/j.1600-9657.1998.tb00821.x.
- Kayahan, M., Nekoofar, M., McCann, A., Sunay, H., Kaptan, R., Meraji, N., Dummer, P. (2013). Effect of acid etching procedures on the compressive strength of 4 calcium silicate-based endodontic cements. *Journal of Endodontics*, 39(12), 1646-1648. doi: 10.1016/j.joen.2013.09.008.
- Kogan, P., He, J., Glickman, G. N., Watanabe, I. (2006). The effects of various additives on setting properties of MTA. *Journal of Endodontics*, 32(6), 569-572. <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2005.08.006>.
- Komabayashi, T., Spångberg, L. S. W. (2008). Comparative analysis of the particle size and shape of commercially available mineral trioxide aggregates and Portland cement: a study with a flow particle image analyzer. *Journal of Endodontics*, 34(1), 94-98. doi:<http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2007.10.013>.
- Konno, A., Sinhoreti, M. A., Consani, S., Sobrinho, L., Consani, R. L. (2003). Storage effect on the shear bond strength of adhesive systems. *Brazilian Dental Journal*, 14(1), 42-47. doi: [org/10.1590/S0103-64402003000100008](http://dx.doi.org/10.1590/S0103-64402003000100008).
- Koubi, G., Colon, P., Franquin, J. C., Hartmann, A., Richard, G., Faure, M. O., Lambert, G. (2013). Clinical evaluation of the performance and safety of a new dentine substitute,

Biodentine, in the restoration of posterior teeth - a prospective study. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 243-249. doi:10.1007/s00784-012-0701-9.

Laurent, P., Camps, J., About, I. (2011). Biodentine™ induces TGF- β 1 release from human pulp cells and early dental pulp mineralization. *International Endodontic Journal*, 45(5), 439-448. doi: 10.1111/j.1365-2591.2011.01995.x.

Laurent, P., Camps, J., De Méo, M., Déjou, J., About, I. (2008). Induction of specific cell responses to a Ca(3)SiO(5)-based posterior restorative material. *Dental Materials Journal*, 24(11), 1486-1494. doi:10.1016/j.dental.2008.02.020.

Lee, S. J., Monsef, M., Torabinejad, M. (1993). Sealing ability of a mineral trioxide aggregate for repair of lateral root perforations. *Journal of Endodontics*, 19(11), 541-544. doi:10.1016/S0099-2399(06)81282-3.

Luo, Z., Kohli, M. R., Yu, Q., Kim, S., Qu, T., He, W. X. (2014). Biodentine induces human dental pulp stem cell differentiation through mitogen-activated protein kinase and calcium-/calmodulin-dependent protein kinase II pathways. *Journal of Endodontics*, 40(7), 937-942. doi:10.1016/j.joen.2013.11.022.

Luo, Z., Li, D., Kohli, M. R., Yu, Q., Kim, S., He, W. X. (2014). Effect of Biodentine™ on the proliferation, migration and adhesion of human dental pulp stem cells. *Journal of Dentistry*, 42(4), 490-497. doi:10.1016/j.jdent.2013.12.011.

Ma, J., Shen, Y., Stojicic, S., Haapasalo, M. (2011). Biocompatibility of two novel root repair materials. *Journal of Endodontics*, 37(6), 793-798. doi:10.1016/j.joen.2011.02.029.

Madfa, A. A., Al-Sanabani, F. A., Al-Kudami, N. H. A. (2014). Endodontic repair filling materials: a review article. *British Journal of Medicine & Medical Research*, 4(16), 3059-3079. doi: 10.9734/BJMMR/2014/9079.

Malhotra, N., Agarwal, A., Mala, K. (2013a). Mineral trioxide aggregate: a review of physical properties. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(2), 25-32.

Malhotra, N., Agarwal, A., Mala, K. (2013b). Mineral trioxide aggregate: part 2 - a review of the material aspects. *Compendium of Continuing Education in Dentistry*, 34(3), 38-43.

Malkondu, O., Kazandağ, M. K., Kazazoğlu, E. (2014). A review on Biodentine, a contemporary dentine replacement and repair material. *International Journal of Biomedical Research*, 160951. doi:10.1155/2014/160951.

- Marchesi, G., Frassetto, A., Mazzoni, A., Apolonio, F., Diolosà, M., Cadenaro, M., Di Lenarda R., Pashley D. H., Tay F., Breschi, L. (2014). Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *Journal of Dentistry*, 42(5), 603-612. doi:10.1016/j.jdent.2013.12.008.
- Mente, J., Geletneky, B., Ohle, M., Koch, M. J., Friedrich Ding, P. G., Wolff, D., Martin N., Staehle H.J., Pfefferle, T. (2010). Mineral trioxide aggregate or calcium hydroxide direct pulp capping: an analysis of the clinical treatment outcome. *Journal of Endodontics*, 36(5), 806-813. doi:10.1016/j.joen.2010.02.024.
- Muñoz, M. A., Luque, I., Hass, V., Reis, A., Loguercio, A. D., Bombarda, N. H. C. (2013). Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 41(5), 404-411. doi:10.1016/j.jdent.2013.03.001.
- Nakabayashi, N., Kojima, K., Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, 16(3), 265-273. doi: 10.1002/jbm.820160307.
- Nakajima, M., Kunawarote, S., Prasansuttiorn, T., Tagami, J. (2011). Bonding to caries-affected dentin. *Japanese Dental Science Review*, 47(2), 102-114. doi:10.1016/j.jdsr.2011.03.002.
- Neelakantan, P., Grotra, D., Subbarao, C., Garcia-Godoy, F. (2012). The shear bond strength of resin-based composite to white mineral trioxide aggregate. *Journal of the American Dental Association*, 143(8), 40-45. doi: 10.14219/jada.archive.2012.0302.
- Nowicka, A., Lipski, M., Parafiniuk, M., Sporniak-Tutak, K., Lichota, D., Kosierkiewicz, A., Kaczmarek W., Buczkowska-Radlińska J. (2013). Response of human dental pulp capped with biodentine and mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(6), 743-747. doi: 10.1016/j.joen.2013.01.005.
- Odabaş, M., Bani, M., Tirali, R. (2013). Shear bond Strengths of different adhesive systems to Biodentine. *The Scientific World Journal*, 626103. doi: 10.1155/2013/626103.
- Parirokh, M., Torabinejad, M. (2010a). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part I: chemical, physical, and antibacterial properties. *Journal of Endodontics*, 36(1), 16-27. doi: 10.1016/j.joen.2009.09.006.

- Parirokh, M., Torabinejad, M. (2010b). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part III: clinical applications, drawbacks, and mechanism of action. *Journal of Endodontics*, 36(3), 400-413. doi: 10.1016/j.joen.2009.09.009.
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials Journal*, 27(1), 1-16. doi:10.1016/j.dental.2010.10.016.
- Pérard, M., Clerc, J. L., Meary, F., Pérez, F., Tricot-Doleux, S., Pellen-Mussi, P. (2013). Spheroid model study comparing the biocompatibility of Biodentine and MTA. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 24(6), 1527-34. doi: 10.1007/s10856-013-4908-3.
- Pereira, R. M. S. (2012). *Adesão indirecta de brackets ortodônticos estudo clínico e laboratorial* (Tese de Doutoramento). Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, Portugal.
- 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. *Dental Materials Journal*, 21(9), 864-881. doi:10.1016/j.dental.2005.02.003.
- Priyalakshmi, S., Ranjan, M. (2014). Review on Biodentine - a bioactive dentin substitute. *Journal of Dental and Medical Sciences*, 13(1), 13-17. doi:10.9790/0853-13131317.
- Rajasekharan, S., Martens, L. C., Cauwels, R. G. E. C., Verbeeck, R. M. H. (2014). Biodentine™ material characteristics and clinical applications: a review of the literature. *European Archives of Paediatric Dentistry*, 15(3), 147-158. doi:10.1007/s40368-014-0114-3.
- Rao, A., Rao, A., Shenoy, R. (2009). Mineral trioxide aggregate - a review. *Journal of Clinical Pediatric Dentistry*, 34(1), 1-8.
- Roberts, H., Toth, J., Berzins, D., Charlton, D. (2008). Mineral trioxide aggregate material use in endodontic treatment: a review of the literature. *Dental Materials Journal*, 24(2), 149-164. doi: org/10.1016/j.dental.2007.04.007.

- Sarkar, N. K., Caicedo, R., Ritwik, P., Moiseyeva, R., Kawashima, I. (2005). Physicochemical basis of the biologic properties of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 31(2), 97-100.
- Schmitt, D., Lee, J., Bogen, G. (2001). Multifaceted use of ProRoot MTA root canal repair material. *Journal of Pediatric Dentistry*, 23(4), 326-330.
- Schwartz, S., Mauger, M., Clement, D., Walker, W. 3rd. (1999). Case reports mineral trioxide aggregate : a new material for endodontics composition and physical properties. *Journal of the American Dental Association*, 130(7), 967-975. doi: 10.14219/jada.archive.1999.0337.
- Shayegan, A., Jurysta, C., Atash, R., Petein, M., Abbeele, A. V. (2012). Biodentine used as a pulp-capping agent in primary pig teeth. *Journal of Pediatric Dentistry*, 34(7), 202-208.
- Silva e Souza Junior, M., Carneiro, K., Lobato, M., Silva e Souza, P., Góes, M. (2010). Adhesive systems: important aspects related to their composition and clinical use. *Journal of Applied Oral Science*, 18(3), 207-214.
- Sirisha, K., Rambabu, T., Shankar, Y. R., Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests : a critical review : part I. *Journl of Conservative Dentistry*, 17(4), 305-311. doi: 10.4103/0972-0707.136340.
- Silverstone, L. M., Saxton, C.A., Dogon, I. L., Fejerskov, O. (1975). Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Research Journal*, 9(5), 373-387. doi:10.1159/000260179.
- Tanalp, J., Karapinar-Kazandağ, M., Dölekoğlu, S., Kayahan, M. (2013). Comparison of the radiopacities of different root-end filling and repair materials. *The Scientific World Journal*, 594950. doi: 10.1155/2013/594950.
- Torabinejad, M., Chivian, N. (1999). Clinical applications of mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 25(3), 197-205.
- Torabinejad, M., Pitt Ford, T. R. (1996). Root end filling materials: a review. *Endodontics & Dental Traumatology Journal*, 12(4), 161-178.
- Torabinejad, M., Hong, C. U., McDonald, F., Pitt Ford, T. R. (1995). Physical and chemical properties of a new root-end filling material. *Journal of Endodontics*, 21(7), 349-353. doi:10.1016/S0099-2399(06)80967-2.

- Torabinejad, M., Parirokh, M. (2010). Mineral trioxide aggregate: a comprehensive literature review—part II: leakage and biocompatibility investigations. *Journal of Endodontics*, 36(2), 190-202. doi: 10.1016/j.joen.2009.09.010.
- Tsujimoto, M., Tsujimoto, Y., Ookubo, A., Shiraishi, T., Watanabe, I., Shizuka, Y., Hayashi, Y. (2013). Timing for composite resin placement on mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 39(9), 1167-70. doi: 10.1016/j.joen.2013.06.009.
- Tunç, E. S., Sönmez, I. S., Bayrak, Ş., Eğilmez, T. (2008). The evaluation of bond strength of a composite and a compomer to white mineral trioxide aggregate with two different bonding systems. *Journal of Endodontics*, 34 (5), 603-605. doi: 10.1016/j.joen.2008.02.026.
- Van Meerbeek, B., Munck, J. De, Yoshida, Y., Vargas, M., Vijay, P., Landuyt, K. V, Lambrechts, P. (2003). Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Operative Dentistry*, 28(3), 215-235.
- 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. *Dental Materials Journal*, 27(1), 17-28. doi:10.1016/j.dental.2010.10.023.
- Wagner, A., Wendler, M., Petschelt, A., Belli, R., Lohbauer, U. (2014). Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *Journal of Dentistry*, 42(7), 800-807. doi:10.1016/j.jdent.2014.04.012.
- Watanabe, L. G., Marshall, G. W., Marshall, S. J. (2000). Variables influence on shear bond strength testing to dentin. In: J. Tagami, M.Toledano e C. Prati (Eds), *Advanced Adhesive Dentistry: Proceedings Book of the 3rd International Kuraray Symposium* (pp.75-90). Tóquio, Japão: Kuraray Co. Ltd.
- Yesilyurt, C., Yildirim, T., Taşdemir, T., Kusgoz, A. (2009). Shear bond strength of conventional glass ionomer cements bound to mineral trioxide aggregate. *Journal of Endodontics*, 35(10), 1381-1383. doi: 10.1016/j.joen.2009.06.003.
- Yoshida, Y., Yoshihara, K., Nagaoka, N., Hayakawa, S., Torii, Y., Ogawa, T., Van Meerbeek, B. (2012). Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *Journal of Dental Research*, 91(4), 376-381. doi:10.1177/0022034512437375.

Yoshiyama, M., Doi, J., Nishitani, Y., Itota, T., Tay, F., Carvalho, R., Pashley, D. (2004). Bonding ability of adhesive resins to caries - affected and caries-infected dentin. *Journal of Applied Oral Science*, 12(3), 171-176. doi: 10.1590/S1678-77572004000300002.