



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**INFLUÊNCIA DE DOIS AGENTES ANTIOXIDANTES NA
RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA DE RESTAURAÇÕES
PRÉ-ENDODÔNTICAS APÓS IRRIGAÇÃO COM
HIPOCLORITO DE SÓDIO**

Trabalho submetido por
Joana Sofia Martins Lino
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

outubro de 2021



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**INFLUÊNCIA DE DOIS AGENTES ANTIOXIDANTES NA
RESISTÊNCIA ADESIVA À DENTINA DE RESTAURAÇÕES
PRÉ-ENDODÔNTICAS APÓS IRRIGAÇÃO COM
HIPOCLORITO DE SÓDIO**

Trabalho submetido por
Joana Sofia Martins Lino
para a obtenção do grau de **Mestre** em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutora Alexandra Pinto

e coorientado por
Prof. Doutora Inês Carpinteiro

outubro de 2021

Agradecimentos

À minha orientadora, Prof. Doutora Alexandra Pinto, pela dedicação e disponibilidade que levou à concretização deste projeto, pelo exemplo de simpatia e profissionalismo que planeio seguir e pela motivação e tranquilidade que me transmitiu principalmente nesta fase final;

À minha coorientadora, Prof. Doutora Inês Carpinteiro, pela ajuda preciosa que me deu na explicação e aprofundamento de todos os meus conhecimentos e por ser uma inspiração nesta área;

Ao Prof. Doutor Luís Proença, pela realização e por toda a ajuda na interpretação da análise estatística;

Ao Prof. Doutor Mário Polido, pela disponibilização do Laboratório de Biomateriais;

À Egas Moniz por ter sido a minha casa durante estes 5 anos, pelas experiências e pelos desafios;

A todos os colegas de Fisioterapia, por terem sido quem me recebeu nesta academia;

Ao Francisco Nunes, o meu primeiro parceiro de box e alguém que nunca esquecerei, obrigada por me teres ajudado nos primeiros passos em clínica e pelos momentos da box 29;

À Carlota Maça por me ter recebido tão bem neste curso, por se ter tornado na grande amiga que é hoje, pela bondade característica e por ter sido uma excelente parceira de clínica;

À Inês Alho, pela amizade, por ser o meu segundo cérebro, por todos os momentos de diversão que me proporcionou ao longo destes anos e pelas experiências vividas pelo trio 8;

À Sabina Reabciuk, por ter feito igualmente parte deste meu caminho, pela amizade e por ser sempre a alma da festa;

A toda a minha família, mas em especial à avó Maria, avó Deolinda e avô João, é um privilégio ter-vos comigo para me acompanharem de perto, é com muita felicidade que sei que me veem concluir esta etapa;

Ao avô Lino que sei que teria o maior orgulho em mim, embora não esteja presente está sempre comigo;

Ao meu namorado, João, por me fazer dar sempre o melhor de mim e ouvir todos os meus desabafos, por todo o amor e apoio incondicional;

Ao meu irmão, o meu primeiro e eterno melhor amigo, por saber sempre mais do que eu, por toda a paciência de mano mais velho que sei que é necessária e por ser sempre o meu exemplo;

Por fim e acima de tudo o maior dos agradecimentos vai para os meus pais, se há alguém com quem partilho esta conquista é com eles, agradeço-vos todos os esforços, toda a paciência, todo o amor e toda a dedicação sem fim. Este sonho tornado realidade só foi possível graças a vocês, um obrigado nunca será suficiente.

Resumo

Objetivos: Avaliar a influência de dois agentes antioxidantes na resistência adesiva à dentina de restaurações pré-endodônticas sujeitas a irrigação com hipoclorito de sódio.

Materiais e métodos: Foram selecionados 20 molares humanos hígidos. Os dentes foram distribuídos aleatoriamente pelos 4 grupos experimentais: grupo controle (n=5) - amostras irrigadas com água; grupo 1 (n=5) - amostras irrigadas com NaOCl; grupo 2 (n=5) - amostras irrigadas com NaOCl + aplicação de agente antioxidante proantocianidina e grupo 3 (n=5) - amostras irrigadas com NaOCl + aplicação de agente antioxidante ascorbato de sódio. Foram simuladas restaurações pré-endodônticas com sistema adesivo Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA) e resina composta Voco GrandioSo (VOCO GmbH, Germany). Simularam-se as aberturas endodônticas e procedeu-se à irrigação com água no grupo controle e com NaOCl a 1% nos restantes grupos, foram aplicados os agentes antioxidantes proantocianidina e ascorbato de sódio nos grupos 2 e 3, respetivamente. O acesso endodôntico foi restaurado segundo o mesmo protocolo. As amostras foram seccionadas novamente para obter palitos com uma secção transversal de $1\pm 0,3\text{mm}^2$ e testadas em tensão até ocorrer fratura, numa máquina de testes universal. Os resultados foram analisados com recurso a ANOVA *one-way*. Foi estabelecido um nível de significância de 5% ($p\leq 0,05$).

Resultados: Foram identificadas diferenças estatisticamente significativas entre o grupo controle e o grupo 3 ($p<0,001$); entre o grupo 1 e o grupo 3 ($p=0,013$) e entre o grupo 2 e o grupo 3 ($p=0,014$). Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre o grupo controle e o grupo 1 ($p=0,130$) e entre o grupo 1 e o grupo 2 ($p=0,999$).

Conclusão: O uso de agentes antioxidantes não melhora a resistência adesiva à dentina após irrigação com hipoclorito de sódio. O uso de ascorbato de sódio foi prejudicial à resistência adesiva à dentina após irrigação com hipoclorito de sódio.

Palavras-chave: Restauração pré-endodôntica, hipoclorito de sódio, resistência adesiva, antioxidante.

Abstract

Purpose: To evaluate the influence of two antioxidant agents on dentin microtensile bond strength of pre-endodontic restorations after irrigation with sodium hypochlorite.

Materials and methods: Twenty healthy human molars were selected. The teeth were randomly distributed in 4 experimental groups: Control group (n=5) - specimens irrigated with water; group 1 (n=5) - specimens irrigated with NaOCl; group 2 (n=5) - specimens irrigated with NaOCl + application of antioxidant agent proanthocyanidin and group 3 (n=5) - specimens irrigated with NaOCl + application of antioxidant agent sodium ascorbate. Pre-endodontic restorations were simulated with Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA) adhesive system followed by application with Voco GrandioSo (VOCO GmbH, Germany) composite resin. Endodontic access was simulated, and irrigation was performed with water in the control group and with 1% NaOCl in the remaining groups, and the antioxidant agents proanthocyanidin and sodium ascorbate were applied in groups 2 and 3, respectively. The endodontic access was restored according to the same protocol. The samples were again sectioned to obtain beams or sticks with a cross-section of $1\pm 0.3\text{ mm}^2$ and tested in tension until fracture in a universal testing machine. The results were analyzed using one-way ANOVA. A significance level of 5% was set ($p\leq 0,05$).

Results: Statistically significant differences were identified between the control group and group 3 ($p<0.001$); between group 1 and group 3 ($p=0.013$) and between group 2 and group 3 ($p=0.014$). No statistically significant differences were found between the control group and group 1 ($p=0.130$) and between group 1 and group 2 ($p= 0,999$).

Conclusion: The use of antioxidant agents does not improve dentin bond strength after irrigation with sodium hypochlorite. Using sodium ascorbate significantly decreases dentin bond strength after irrigation with sodium hypochlorite.

Key words: Pre-endodontic restoration, sodium hypochlorite, microtensile bond strength, antioxidant.

Índice Geral

I. Introdução.....	13
1.1. Composição e estrutura do esmalte e da dentina.....	13
1.2. Adesão.....	15
1.2.1. Princípios de adesão	15
1.2.2. Sistemas Adesivos	18
1.2.3. Sistema adesivo <i>Etch and Rinse</i>	19
1.3. Resinas Compostas	21
1.4. Restaurações pré-endodônticas	23
1.5. Hipoclorito de Sódio	24
1.5.1. O que é.....	24
1.5.2. Efeitos na resistência adesiva à dentina.....	25
1.5.3. Formas de neutralizar o seu efeito.....	26
1.6. Antioxidantes	26
1.6.1. Objetivo dos antioxidantes	26
1.6.2. Ascorbato de sódio (origem sintética).....	27
1.6.3. Proantocianidina (origem natural).....	27
1.7. Máquina de Testes Universal.....	28
1.8. Enquadramento do estudo.....	29
II. Objetivos do estudo	31
III. Hipóteses do estudo.....	31
IV. Materiais e métodos	33
4.1. Amostra de estudo	33
4.2. Materiais.....	33
4.3. Preparação das amostras	35
4.4. Análise máquina de testes universal	43
4.5. Análise Estatística.....	44
V. Resultados	45

VI.	<i>Discussão</i>	47
VII.	<i>Conclusão</i>	53
7.1.	Relevância clínica	53
7.2.	Perspetivas futuras	54
VIII.	<i>Bibliografia</i>	55

Índice de Figuras

Figura 1 - Imagem exemplificativa da amostra.....	33
Figura 2 - Micrótopo de tecidos duros (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark)	35
Figura 3 - Corte dos dentes (A: Marcação das zonas onde o dente vai ser seccionado; B: Dente no micrótopo de tecidos duros (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark); C: Dente seccionado).....	36
Figura 4 – Polidora (LabolPol-4, Struers A/S, Ballerup, Denmark)	36
Figura 5 - Simulação da smear layer na polidora (LabolPol-4, Struers A/S, Ballerup, Denmark).....	36
Figura 6 - Simulação da restauração pré-endodôntica	37
Figura 7 - Simulação da abertura endodôntica	38
Figura 8 - Irrigação com NaOCl 10%	39
Figura 9 – Aplicação do agente antioxidante proantocianidina 5% durante 10 minutos nos dentes do grupo 2	39
Figura 10 - Aplicação do agente antioxidante ascorbato de sódio 10% durante 10 minutos nos dentes do grupo 3	40
Figura 11 – Teste de microtração na máquina de testes universais (A: Palito no jig de Geraldeli; B: Colocação do jig na máquina de testes universais para realização do teste de microtração).....	41
Figura 12 - Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão).....	41
Figura 13 - Representação esquemática da preparação das amostras. (a) Molares limpos e desinfetados; (b) Seccionou-se cada amostra a 2/3mm da JAC e a 4 mm da superfície oclusal no micrótopo de tecidos duros; (c) Após simulação da smear layer realizou-se condicionamento ácido com ácido ortofosfórico 37,5%; (d) Foi realizado protocolo adesivo com Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA); (e) Realizou-se um bloco de compósito que simulou uma restauração pré-endodôntica; (f) Com uma broca diamantada realizou-se o acesso endodôntico; (g) As amostras do grupo controlo foram irrigadas com água e as dos restantes grupos (1,2 e 3) com NaOCl; (h) os grupos 2 e 3 foram de seguida irrigados com Proantocianidina a 5% e Ascorbato de sódio 10%, respetivamente, durante 10 minutos; (i) Por fim, as amostras foram novamente restauradas, seccionadas em palitos e testados na máquina de testes universal	42

Figura 14 – A: Determinação do tipo de falha; B: Qualquer tipo de falha que envolva a cola deve ser considerada um teste inválido (Adaptado de Armstrong, 2017)	43
Figura 15 – Médias (MPa) e desvio-padrão por grupo experimental.....	46
Figura 16 – Tipo de falha por grupo experimental.....	46

Índice de Tabelas

Tabela 1 – Materiais utilizados, composição e especificações técnicas.....	34
Tabela 2 – Simulação de restaurações pré-endodônticas – protocolo adesivo.....	37
Tabela 3 - Simulação de restaurações pré-endodônticas – protocolo restaurador.....	37
Tabela 4 - Protocolo para simulação das restaurações pré-endodônticas.....	38
Tabela 5 - Número de amostras, média, desvio-padrão e intervalos de confiança de acordo com cada grupo experimental.....	45

Lista de Abreviaturas

10-MDP - 10-metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato

4-EDMAB - 4-dimetilaminobenzoato de etilo

Bis-GMA – Bisfenol A glicidil dimetacrilato

CQ - Canforoquinona

DC% - Grau de conversão de monómero em percentagem

DMAEMA - Amina alifática (2-(dimetilamino) metacrilato de etilo

DPCS - *delayed post-curing stage*

HEMA – Hidroxietil metacrilato

JAC - Junção amelocimentária

NaOCl - Hipoclorito de sódio

PPD - Fenilpropanodiona

Sic - Carbetto de silício

TEGDMA – Dimetacrilato de trietileno glicol

UDMA - Dimetacrilato de uretano

I. Introdução

1.1. Composição e estrutura do esmalte e da dentina

O tecido dentário duro envolve uma combinação de esmalte e dentina, ambos com diferentes composições e estruturas (Chun et al., 2014). O esmalte e a dentina estão organizados como duas estruturas arquetípicas diferentes nas quais os cristais de hidroxiapatite estão contidos numa matriz proteica, pelo que o esmalte e a dentina podem ser considerados dois biocompósitos (Ortiz-Ruiz et al., 2018).

O esmalte é o tecido com maior conteúdo mineralizado do corpo, e é constituído por 96% matriz inorgânica (sob a forma de cristais de hidroxiapatite) e 4% de matriz orgânica (principalmente lípidos e proteínas), bem como água, que ocupa os espaços livres entre os cristais de hidroxiapatite ((Nanci, 2018; Ortiz-Ruiz et al., 2018). Por quase não conter água o esmalte é o tecido mais duro do corpo humano.

Estruturalmente, o esmalte cobre toda a coroa anatómica do dente por cima da gengiva e protege a dentina. É translúcido, tem uma superfície brilhante e na cor varia do amarelo-claro ao cinzento/branco (Chun et al., 2014; Nanci, 2018). Varia ainda em espessura, desde 2,5 mm nas faces oclusais até um bordo fino na linha cervical. Esta variação influencia a cor do esmalte porque a dentina amarela subjacente é vista através das regiões mais finas (Nanci, 2018). O elevado teor mineral torna o esmalte extremamente duro; esta é uma propriedade que, juntamente com a sua complexa organização estrutural, permite ao esmalte resistir às forças mecânicas aplicadas durante a mastigação. Esta dureza também o torna frágil; por conseguinte, uma camada subjacente de dentina mais resistente é necessária para manter a sua integridade. Se esta camada de suporte da dentina for destruída por cárie ou por uma preparação inadequada da cavidade, o esmalte não suportado fratura com facilidade (Nanci, 2018).

As células responsáveis pela formação do esmalte, os ameloblastos, cobrem toda a superfície da camada à medida que esta se forma, mas perdem-se à medida que o dente emerge para a cavidade oral. A perda destas células torna o esmalte numa matriz não vital e insensível que, quando destruída por qualquer meio (habitualmente desgaste ou cárie), não pode ser substituída ou regenerada. Para compensar esta limitação inerente, o esmalte adquiriu um elevado grau de mineralização e uma organização complexa (Nanci, 2018).

Ao contrário do esmalte, que é acelular e predominantemente mineralizado, a dentina é composta por aproximadamente 70% de matriz inorgânica (composta por hidroxiapatite), 20% de matriz orgânica (principalmente colagénio tipo 1 e inclusões de várias proteínas de matriz não colagénica e lípidos) e 10% de água (Hilton, 2013; Chun et al., 2014; Ortiz-Ruiz et al., 2018).

Estão presentes dois tipos principais de dentina: dentina intertubular, a componente estrutural da matriz de colagénio embebida em hidroxiapatite, que forma o núcleo da estrutura da dentina, e dentina peritubular, limitada ao revestimento das paredes dos túbulos. A dentina peritubular tem pouca matriz orgânica, mas é densamente preenchida com pequenos cristais de hidroxiapatite. Embora a dentina intertubular primária permaneça dimensionalmente estável, o revestimento peritubular hipermineralizado aumenta gradualmente em largura ao longo do tempo (Hilton et al., 2013). A dentina é um tecido avascular mineralizado, elástico, branco-amarelado, que envolve a câmara pulpar (Nanci, 2018).

Sendo um tecido sem fornecimento vascular substancial ou inervação, é, contudo, capaz de responder a estímulos térmicos, químicos, ou mecânicos externos. É considerada uma barreira e câmara protetora para os tecidos vitais da polpa na medida em que os túbulos dentinários abertos se podem fechar e tornar impermeáveis (Hilton et al., 2013). A dentina é um tecido sensível, e mais importante, é capaz de reparação, porque os odontoblastos podem ser estimulados a depositar mais dentina se a ocasião o exigir (Nanci, 2018).

A dentina pode ser de três naturezas diferentes: primária, secundária e terciária. A maior parte do dente é formado pela dentina primária, que delinea a câmara pulpar e é referida como dentina circumpulpar. A camada exterior, próxima do esmalte ou do cimento, difere do resto da dentina primária na forma como é mineralizada e na inter-relação estrutural entre os componentes da matriz colagénica e não colagénica. Esta camada externa é chamada dentina do manto; termo geralmente usado para se referir à camada externa da dentina coronária. A dentina secundária desenvolve-se após a formação da raiz e representa a deposição contínua, mas muito mais lenta, de dentina pelos odontoblastos. A dentina secundária tem uma estrutura tubular que, embora menos regular, é, na sua maioria, contínua com a da dentina primária. A proporção de matéria mineral e orgânica é a mesma que a da dentina primária. A dentina secundária não é depositada uniformemente em torno da periferia da câmara pulpar. A maior deposição de

dentina secundária no teto e pavimento da câmara leva a uma redução assimétrica no seu tamanho e forma. Evidências sugerem que os túbulos de dentina esclerótica secundária são preenchidos com material calcificado mais prontamente do que os da dentina primária. Este processo tende a reduzir a permeabilidade geral da dentina, protegendo assim a polpa. A dentina terciária (também denominada dentina reativa ou reparadora) é produzida por reação a vários estímulos, tais como atrito, cárie ou procedimento dentário restaurador. Ao contrário da dentina primária ou secundária que se forma ao longo de toda a fronteira polpa-dentina, a dentina terciária é produzida apenas pelas células afetadas diretamente pelo estímulo. A qualidade e a quantidade de dentina terciária produzida está relacionada com a resposta celular, que depende da intensidade e duração do estímulo. A dentina terciária é subclassificada como dentina reacionária formada por odontoblastos pré-existentes ou dentina reparadora formada por odontoblastos recentemente diferenciados (Nanci, 2018).

O sucesso clínico da medicina dentária requer uma compreensão profunda da natureza anatómica e biológica do dente, com os seus componentes de esmalte, dentina, polpa e cimento, bem como os tecidos de suporte de osso e gengiva. O tratamento que não respeita os parâmetros físicos, químicos e biológicos dos tecidos dentários pode levar a falhas prematuras na restauração, comprometer a integridade coronária, cáries recorrentes, desconforto do paciente, ou mesmo necrose pulpar (Hilton et al., 2013).

1.2. Adesão

1.2.1. Princípios de adesão

O processo de adesão pode ser definido de uma forma simples como a união de duas superfícies ou materiais independentes mantidos em contacto sem a intervenção de forças externas. Nada é dito, no entanto, quanto ao tipo, resistência ou estabilidade a longo prazo da união adesiva, apenas que ela está presente. No sentido mais estrito dizemos que a adesão é uma medida da força de atração entre dois materiais diferentes e é diferenciada da coesão pois esta última está relacionada com as forças de atração dentro de um mesmo material, ou seja, das forças que o mantêm unido (Hilton et al., 2013).

A adesão pode resultar da formação de ligações químicas primárias que podem ser covalentes, iônicas ou metálicas capazes de produzir uniões fortes e duradouras. Pode ainda resultar de forças secundárias como ligações de hidrogénio e forças de *Van der Waals*, que em comparação com as ligações primárias são de menor duração devido ao facto das suas energias de ligação serem mais baixas. Quer seja baseada em ligações primárias ou secundárias, a adesão depende de fortes interações moleculares entre duas superfícies em contato íntimo, e ambos os tipos de interações são evidentes nos materiais de adesão dentários. Também é possível unir dois materiais através de uma interação puramente mecânica, mediada por forças de atrito entre as superfícies em contato próximo. A ligação mecânica representa também uma união adesiva, pois depende de impedimentos e obstruções ao movimento para ter estabilidade (Hilton et al., 2013).

A interação de duas superfícies ou materiais depende de muitos fatores, os mais importantes estão relacionados com a energia. Na natureza, há uma tendência para que todos os objetos procurem um estado de energia mínima, por ser este o seu estado mais estável. Em geral, a superfície de um material tem mais energia do que o seu interior isto porque as moléculas presentes na superfície apresentam ligações incompletas. Noutras palavras, estas moléculas precisam de se ligar a outras moléculas para satisfazer os seus complexos de ligação e reduzir o seu estado geral de energia. Essa ligação pode ocorrer com oxigénio, água ou outras moléculas. Quanto mais alta a energia da superfície, mais recetiva está para se ligar a outro material, como um adesivo. Há por isto uma procura por abordagens que aumentem a energia de uma superfície para aumentar a adesão. Na medicina dentária, estas abordagens incluem a limpeza de superfície com pedra-pomes ou pastas profiláticas, condicionamento ácido, ou limpeza com solventes para remover contaminantes. Quando um material adesivo, por norma na forma de líquido, é aplicado a uma superfície para adesão, o adesivo vai-se espalhar pela superfície até um certo ponto. Este processo é denominado molhabilidade e é muito importante potencializar este efeito físico para garantir uma boa adesão. A razão é bastante óbvia ao considerarmos que quanto mais contacto íntimo existe entre dois materiais independentes maior é a sua força de adesão. Assim, um líquido que se acumula numa superfície, mas não se espalha apresenta o mínimo de superfícies em contacto. Por outro lado, um líquido que flui numa superfície criando uma união entre os dois é um exemplo de boa molhabilidade. Uma propriedade crítica do adesivo que afeta a quantidade de propagação é a tensão superficial do próprio adesivo. As moléculas do adesivo têm uma afinidade entre si que faz com que fiquem juntas em vez de interagir com a superfície com a qual entram em contato. Se a

tensão superficial for muito alta, o adesivo tende a formar gotas e não se espalhar. Assim um substrato com alta energia de superfície e um adesivo com baixa tensão superficial confere uma condição ideal para que haja adesão (Hilton et al., 2013).

Outras variáveis que também influenciam a adesão são a rugosidade da superfície do substrato, a viscosidade do adesivo, a mudança dimensional que ocorre no adesivo durante a polimerização e a longevidade do adesivo e da nova interface. Uma superfície rugosa, produz uma elevada área e potencial para interações de superfície, contanto que o adesivo se espalhe na superfície e consiga fluir para as irregularidades (Hilton et al., 2013).

Para que ocorra adesão o adesivo deve passar do estado líquido para o sólido quando aplicado numa superfície. A maioria dos adesivos dentários, que possuem monómeros na sua composição, sofrem contração significativa durante este processo de endurecimento. Esta contração pode ter um efeito prejudicial na adesão ao criar forças que puxam o adesivo para longe do substrato. Isto é especialmente preocupante quando o material adesivo está a ser simultaneamente aderido a dois substratos opostos e rígidos, como as paredes opostas de uma preparação cavitária. Por fim, espera-se que a interface que se forma entre o substrato e o adesivo seja duradoura e resistente a forças físicas externas, bem como à degradação química ou biológica, caso contrário, a adesão falha (Hilton et al., 2013).

Um pré-requisito também importante para conseguir adesão mecânica à dentina é a camada híbrida. Desde que Nakabayashi et al. propuseram a formação da camada híbrida em 1982, acredita-se que seja o principal fator envolvido no mecanismo de adesão à dentina. A camada híbrida ideal é criada através da penetração de monómeros adesivos na dentina superficialmente desmineralizada e subsequente polimerização do adesivo (Abo et al., 2006). A formação de uma camada híbrida através da impregnação de componentes de resina na rede de colagénio exposta após o condicionamento ácido da dentina cria uma ligação correta entre a resina e a dentina. A impregnação incompleta de resina na rede de colagénio resulta na presença de uma zona de dentina desmineralizada exposta dentro da camada híbrida. A presença de uma zona de dentina desmineralizada provoca uma redução da força de ligação. Além disso, uma inadequada hibridação pode aumentar a um ritmo notável com um aumento da espessura da camada híbrida, o que leva a uma diminuição da resistência adesiva (Hashimoto et al., 2000).

1.2.2. Sistemas Adesivos

Após preparação dentária com instrumentos de alta rotação é deixada uma camada de detritos na superfície dentária, acabando por formar a *smear layer*. Esta atua como uma barreira física e reduz a permeabilidade da dentina em cerca de 86%. As estratégias adesivas atuais classificam-se de acordo com a forma que os sistemas adesivos interagem com *smear layer*. Enquanto uma abordagem *etch and rinse* dissolve e remove a *smear layer*, a abordagem *self-etch* torna-a mais permeável (Sezinando, 2014). Dependendo do número de procedimentos necessários para a adesão, os adesivos de *self etch* podem ser subdivididos em sistemas de duas etapas (que requerem uma etapa adesiva separada) ou de uma etapa (que combinam todos os procedimentos de adesão numa única aplicação) (Poggio et al., 2014). Os sistemas adesivos *self etch* também são classificados com base no seu valor inicial de pH: ultra suave (pH de 2,5 ou mais), suave (pH aproximadamente 2), moderado (pH de 1 a 2), e forte (pH de 1 ou menos) (Van Meerbeek et al., 2020).

Seguindo a abordagem *etch and rinse*, o dente é primeiro condicionado, com 30-40% de ácido ortofosfórico, e lavado com água. Esta etapa de condicionamento é seguida pela etapa do *primer* e aplicação da resina adesiva, resultando num procedimento de aplicação em três etapas. Esta técnica de condicionamento e lavagem é a abordagem mais eficaz para obter uma ligação eficiente e estável ao esmalte. Os prolongamentos de resina são formados a partir da polimerização *in situ* da resina dentro das porosidades criadas, envolvendo assim os cristais de hidroxiapatite expostos individualmente. Na dentina, o mecanismo de ligação primário dos adesivos *etch and rinse* é principalmente baseado na difusão e depende da hibridização ou do entrelaçamento micromecânico da resina dentro da estrutura de fibrila de colagénio exposta. Adesivos *etch and rinse* de dois passos combinam o *primer* e o adesivo numa só aplicação (muitas vezes referidos como adesivos *one bottle*) (Peumans et al., 2005).

Os adesivos *self etch* usam monómeros ácidos não laváveis que condicionam e preparam a dentina simultaneamente. O dente não é lavado com água, o que não só diminui o tempo de aplicação clínica, mas também reduz significativamente a sensibilidade da técnica (Peumans et al., 2005).

Além de um procedimento de aplicação de dois e um passo - dependendo do uso de um agente de ligação livre de solvente ou não, deve ser feita uma distinção adicional entre adesivos *self etch* “suaves” e “fortes”. Os adesivos *self etch* “fortes” têm um pH bastante

baixo e foram documentados com um mecanismo de ligação e ultra-morfologia interfacial semelhante à produzida por adesivos *etch and rinse* (Peumans et al., 2005).

Conseqüentemente, o mecanismo de ligação subjacente de adesivos *self etch* “fortes” é principalmente baseado na difusão, semelhante à abordagem de *etch and rinse*. Os adesivos *self etch* “leves” dissolvem apenas parcialmente a superfície da dentina, de forma que uma quantidade substancial de hidroxiapatite permaneça disponível dentro de uma camada híbrida nanométrica. A adesão é conseqüentemente obtida micro-mecanicamente por meio de hibridização superficial e por interação química adicional de grupos carboxilo/fosfato específicos de monómeros funcionais com hidroxiapatite residual (Peumans et al., 2005). Os adesivos de *self etch* de um passo ou também chamados de adesivos *all-in-one*, combinam todas as três funções de condicionamento, preparação e adesão numa única etapa de aplicação, sem uma fase de lavagem com água (Van Meerbeek et al., 2020).

Os mais recentes adesivos são os chamados adesivos universais, que podem ser aplicados de acordo com a escolha pessoal em ambos os modos *etch and rinse* ou *self etch*, ou de modo combinado envolvendo um condicionamento seletivo do esmalte com um modo de adesão *self etch* de 1 passo (Van Meerbeek et al., 2020).

A adesão à dentina implica atualmente o uso de uma de duas abordagens, ou seja, o modo de ligação *etch and rinse* ou o modo *self etch* ultra suave. Ambos os modos têm as suas vantagens e desvantagens em termos de eficácia e longevidade adesiva a longo prazo (Van Meerbeek et al., 2020).

1.2.3. Sistema adesivo *Etch and Rinse*

A técnica *etch and rinse* envolve o condicionamento com ácido ortofosfórico para produzir porosidades profundas no esmalte rico em hidroxiapatite e para desmineralizar a dentina até uma profundidade de 4 a 6 μm , expondo a rede de colagénio livre de hidroxiapatite com uma transição abrupta para a camada subjacente de dentina não afetada. A *smear layer* é totalmente removida. Após enxaguar o ácido ortofosfórico, o esmalte pode ser seco com o jato de ar, o que o torna branco opaco, que constitui um sinal clínico de que o esmalte foi adequadamente atacado. No esmalte, o ácido ortofosfórico cria grandes porosidades entre os prismas do esmalte que após a infiltração da resina, resultam em macro prolongamentos de resina. No núcleo dos prismas de esmalte, os cristais de hidroxiapatite são diluídos por desmineralização (superficial), enquanto as

porosidades estreitas e profundas são criadas, pelas quais a resina é atraída por ação capilar para formar micro prolongamentos de resina. Após polimerizar, a resina é interligada micromecanicamente, produzindo uma adesão mais duradoura ao tecido dentário, por esta razão deve-se preservar o máximo de esmalte possível no preparo dos dentes (Van Meerbeek et al., 2020).

A adesão à dentina é mais desafiante. Adotando uma abordagem *etch and rinse*, o ácido ortofosfórico é considerado bastante forte para a dentina, resultando numa profundidade de desmineralização dependente do tempo. O condicionamento ácido deve ser limitado a um máximo de 15 segundos para não sobre-condicionar a dentina: quanto mais profundo é o condicionamento da dentina, mais difícil é para a resina infiltrar até à profundidade de desmineralização. Após a lavagem com água, a técnica de *wet bonding* com água deve ser obrigatoriamente aplicada para adesivos *etch and rinse* que fornecem *primers* à base de acetona ou etanol (*etch and rinse* 3 passos) ou combinem *primer*/adesivo com o mesmo tipo de solvente (*etch and rinse* 2 passos). Uma técnica *dry bonding* é muito menos sensível para adesivos que fornecem *primers* à base de água ou água/etanol (*etch and rinse* 3 passos) ou combinações *primer*/adesivo com o mesmo tipo de solvente (*etch and rinse* 2 passos). Clinicamente é fácil de padronizar a secagem até que o esmalte fique branco fosco e a dentina opaca. No entanto, a dentina nunca deve ser seca com ar por muito tempo (desidratada), pois o colagénio pode formar "coágulos" que dificilmente podem ser infiltrados pela resina. Após a secagem suave com ar, a aplicação de um *primer* à base de água/etanol vai humedecer novamente a rede de colagénio parcialmente colapsada, facilitando a difusão da resina. O *primer* (ou a combinação *primer*/adesivo) deve ser aplicado pelo menos 15 segundos. Esfregar ativamente a superfície de dentina com um *microbrush* com uma leve pressão do dedo intensifica localmente a interação do monómero funcional com a dentina, favorecendo a penetração da resina na rede de colagénio. Secar suavemente a superfície com *primer* para ajudar a evaporar o solvente é um passo frequentemente subestimado; na secagem suave ao ar, a superfície brilhante não constitui um sinal clínico de que o solvente do *primer* foi removido de forma adequada. O *primer* deve ser repetido/ prolongado enquanto permanecerem pontos opacos visíveis na superfície da dentina. É vantajoso ter um *primer* que contenha um foto iniciador, com o intuito de o aprofundar na rede de colagénio exposta. A etapa final envolve a aplicação uniforme da resina adesiva numa camada visivelmente espessa que deve ser imediatamente fotopolimerizada para estabilizar a interface adesiva e bloquear imediatamente a absorção de água por osmose da dentina

subjacente. Após a polimerização, a resina é micromecanicamente interligada pela formação de prolongamentos de resina nos túbulos dentinários, bem como por hibridização inter e intratubular, sem qualquer interação química primária envolvida (Van Meerbeek et al., 2020).

1.3. Resinas Compostas

As resinas compostas têm uma grande variedade de aplicações na medicina dentária, incluindo materiais restauradores, revestimentos de cavidades, selantes de fossas e fissuras, núcleos e *build-ups*, *inlays*, *onlays*, coroas, etc (Ferracane, 2011).

Uma resina composta é um composto tridimensional constituído por pelo menos dois componentes químicos diferentes. Inclui uma matriz orgânica, partículas inorgânicas, agentes de ligação bem como sistemas de iniciadores e catalisadores.

A matriz orgânica é composta por bisfenol A gliceril dimetacrilato (Bis-GMA), um hidróxietil metacrilato (HEMA), dimetacrilato de trietileno glicol (TEGDMA), e dimetacrilato de uretano (UDMA) (Zhou et al., 2019). O Bis-GMA e UDMA possuem boas propriedades mecânicas, mas têm elevadas viscosidades, o que os torna difíceis de misturar com as partículas. O TEGDMA tem baixa viscosidade e é normalmente utilizado como diluente para combinar com Bis-GMA ou UDMA. Tem também duas ligações duplas mas um baixo peso molecular, resultando numa maior contração de polimerização (Wang et al., 2021).

As partículas inorgânicas incluem geralmente dióxido de silício (sílica), quartzo, outros pós de vidro, partículas cerâmicas, etc., que podem aumentar a dureza, resistência ao desgaste e translucidez da resina.

O agente de ligação consiste vulgarmente num silano orgânico como o 3-metacriloxipropiltrimetoxissilano, cujo grupo funcional químico pode aumentar a resistência de ligação entre as partículas de reforço e a matriz de resina.

A polimerização do compósito é iniciada por um sistema iniciador, tal como a canforoquinona (CQ) ou a fenilpropanodiona (PPD), quando é aplicada energia externa (luz ou calor). O catalisador é adicionado para controlar a velocidade de polimerização. Outros constituintes como a dimetil-glioxima também podem ser utilizados para melhorar certas propriedades físicas, tais como a fluidez (Zhou et al., 2019). O sistema fotoiniciador CQ/amina é o mais utilizado nos materiais dentários, a CQ atua como fotoiniciador e a amina atua como co-iniciador. As aminas mais comuns incluem o 4-

dimetilaminobenzoato de etilo (4-EDMAB), amina alifática (2-(dimetilamino), metacrilato de etilo (DMAEMA), etc. O sistema CQ/amina tem um mecanismo de fotoiniciação denominado de "captação hidrogénica". Quando irradiada pela luz, a CQ é ativada, e interage depois com a amina que atua como doadora de hidrogénio para gerar um α -radical aminoalquílico e um radical cetilo-CQ, o primeiro inicia a polimerização dos monómeros de metacrilato. Contudo, o sistema CQ/amina tem falhas, tais como a toxicidade da amina e a cor da CQ. Outros fotoiniciadores como o óxido de fenilbis (2,4,6-trimetilbenzoílo)-fosfina e tetracilgermanos foram também investigados, e espera-se que venham a substituir o sistema CQ/amina (Wang et al., 2021).

A composição das resinas compostas evoluiu bastante desde a sua introdução pela primeira vez na medicina dentária há mais de 50 anos. As mudanças mais importantes envolveram alterações na carga inorgânica, que foi propositadamente reduzida em tamanho para que os materiais fossem mais fácil e eficazmente polidos e demonstrassem maior resistência ao desgaste (Ferracane, 2011).

Os compósitos dentários convencionais tinham tamanhos médios de partículas que excediam largamente $1\mu\text{m}$. Estes materiais "macroparticulados" eram muito fortes, mas difíceis de polir. Para abordar a questão da estética, os fabricantes começaram a formular compósitos "microparticulados", inapropriadamente nomeados na altura. Na verdade, estes materiais deveriam ter sido denominados "nanoparticulados", uma vez que o tamanho médio das partículas de reforço de sílica amorfa esférica era de aproximadamente 40nm , mas provavelmente não foram devido à falta de reconhecimento do conceito de "nano" na altura. Estes compósitos eram facilmente polidos, mas fracos e era necessária uma solução que produzisse resistência adequada com melhor polimento e estética. Desta forma, o tamanho das partículas foi reduzido para produzir os "compósitos híbridos de pequenas partículas". Estes foram ainda designados como "de partícula média", com tamanhos médios de partículas ligeiramente superiores a $1\mu\text{m}$, mas incluindo também partículas "microparticuladas" de silício de 40nm .

Aprimoramentos no tamanho das partículas resultaram em compósitos com partículas com cerca de $0,4-1,0\mu\text{m}$, que inicialmente eram chamados "miniparticulados" e que por fim passaram a ser referidos como "micro-híbridos". Estes materiais são considerados compósitos universais uma vez que podem ser utilizados para a maioria das aplicações anteriores e posteriores com base na sua combinação de resistência e polimento.

A inovação mais recente foi o desenvolvimento dos compósitos "nanoparticulados". Os fabricantes modificaram as formulações dos "micro-híbridos" para incluir mais

nanopartículas e nomearam este grupo de "nano-híbridos". Em geral, é difícil distinguir os nano-híbridos dos micro-híbridos. As suas propriedades, tais como resistência à flexão e módulo, tendem a ser semelhantes, sendo as nano-híbridas um grupo num intervalo inferior das micro-híbridas, sendo ambos maiores do que as microparticuladas. É sugerido que as propriedades ligeiramente inferiores de alguns compósitos nano-híbridos se devem à incorporação de partículas de resina pré-polimerizada (Ferracane, 2011).

1.4. Restaurações pré-endodônticas

Um dos passos mais importantes para o sucesso do tratamento endodôntico é conseguir um bom isolamento absoluto (Heydrich, 2005). O uso de isolamento absoluto é obrigatório no tratamento do canal radicular (Hargreaves et al., 2011).

Antes de iniciar o tratamento endodôntico é importante remover toda a lesão de cárie e remover quaisquer restaurações que apresentem infiltração marginal, instabilidade ou ambas. Após a realização deste procedimento é comum restar pouca estrutura dentária (Heydrich, 2005). Uma estrutura dentária insuficiente impede a colocação do grampo, e por isso o médico dentista deve, em primeiro lugar, determinar se o dente é periodontalmente são e passível de ser restaurado (Hargreaves et al., 2011).

Quando o dente é considerado passível de ser restaurado, mas a margem de estrutura dentária são é subgingival, devem ser considerados uma série de métodos menos invasivos, como uso de um grampo "deep reaching", colocar o grampo no dente adjacente para obter isolamento múltiplo ou colocar as pontas do grampo em tecido gengival (Heydrich, 2005).

Apesar das opiniões variarem, a maior parte dos clínicos concorda que uma reconstrução pré-endodôntica estável fornece menos uma preocupação antes, durante e depois do tratamento, até à realização da restauração definitiva (Heydrich, 2005).

A reconstrução de paredes coronárias é uma técnica que facilita a reconstrução de dentes com extrema destruição coronária e radicular antes do tratamento endodôntico, preservando o acesso individual dos canais (Hargreaves et al., 2011).

O uso desta técnica melhora o tratamento endodôntico ao prevenir a infiltração marginal antes, durante e após o tratamento usado antes da restauração final, facilitando o tratamento ao aumentar a área de superfície dentária para estabilização do grampo, e prevenindo futuro colapso do dente por cárie ou fratura (Heydrich, 2005).

1.5. Hipoclorito de Sódio

1.5.1. O que é

A solução de Hipoclorito de sódio (NaOCl) é com frequência usada como desinfetante ou como um agente branqueador. Constitui o irrigante de escolha em endodontia, devido à sua eficácia relativamente a organismos patogênicos e na digestão da polpa. É um excelente agente antibacteriano, capaz de dissolver tecido necrosado, tecido pulpar vital e os componentes orgânicos da dentina e do biofilme (Hargreaves et al., 2011).

O NaOCl apresenta muitas propriedades que são desejáveis num irrigante de canais radiculares e foi descrito, portanto, como o mais próximo do ideal de todos os compostos de irrigação disponíveis.

A instrumentação de canais deve ser complementada por soluções de irrigação ativa para aumentar a eficácia da preparação mecânica e da remoção das bactérias. A irrigação é definida como a lavagem de uma cavidade corporal ou uma ferida com água ou um líquido contendo medicação (Hargreaves et al., 2011). Os objetivos da irrigação são tanto mecânicos quanto biológicos. O objetivo mecânico envolve retirar detritos, lubrificar o canal e dissolver tecido orgânico e inorgânico. A função biológica dos irrigantes está relacionada com o seu efeito antimicrobiano (Hargreaves et al., 2011).

A limpeza eficaz dos canais radiculares é essencial para o sucesso dos tratamentos endodônticos. Devido à complexa anatomia do canal radicular, o uso de várias técnicas de instrumentação por si só não é eficaz na produção de um canal radicular livre de bactérias. Grandes áreas de dentina do canal radicular podem permanecer intocadas pelos instrumentos; isso enfatiza a importância de meios químicos de limpeza e desinfecção dos canais radiculares. Vários produtos químicos, por exemplo, irrigantes, desinfetantes, condicionadores e medicamentos entre consultas são usados em conjunto com a instrumentação mecânica para garantir o sucesso dos tratamentos endodônticos. A irrigação remove todos os tecidos e materiais soltos, necróticos ou contaminados do canal radicular antes de serem empurrados para os tecidos apicais (Abuhaimed & Neel, 2017).

No campo endodôntico, o NaOCl possui um amplo espectro de atividade antimicrobiana contra microrganismos endodônticos e biofilmes, incluindo microbiotas difíceis de erradicar dos canais radiculares, como *Enterococcus*, *Actinomyces* e *Candida*.

O NaOCl dissolve materiais orgânicos como tecido pulpar e colagénio. Se a parte orgânica da *smear layer* for dissolvida com o NaOCl e as bactérias no interior do canal radicular principal, canais laterais e túbulos dentinários - caso em contacto direto com o irrigante- forem destruídas, então as endotoxinas podem ser eliminadas em menor escala (Hargreaves et al., 2011).

1.5.2. Efeitos na resistência adesiva à dentina

O NaOCl tem um efeito proteolítico inespecífico, capaz de dissolver componentes orgânicos da região intertubular e peritubular, como as fibrilas de colagénio. A ação proteolítica do NaOCl compreende a fragmentação de longas cadeias de peptídeos e a formação de N-cloraminas com grupos amina terminais (Pioch et al., 2001; Aguilera et al., 2012; Abuhaimed & Abou Neel, 2017). A aplicação de NaOCl a 10% na dentina humana produz túbulos dentinários amplamente abertos e exposição dos ramos laterais da dentina, aumentando a rugosidade da superfície e criando uma estrutura porosa com múltiplas irregularidades que permite melhor retenção mecânica, permitindo maior penetração dos monómeros adesivos na dentina com formação de ramos laterais da resina. Além disso, as fibrilas de colagénio expostas na superfície da dentina apresentam menor energia de superfície do que a dentina mineralizada e o hipoclorito pode aumentar a energia livre do substrato, o que melhoraria a molhabilidade da dentina e a impregnação de monómero (Pioch et al., 2001; Saboia et al., 2008; Yamazaki et al., 2008; Abuhaimed & Abou Neel, 2017).

Além disso, o NaOCl pode reduzir a energia de superfície da dentina, melhorando a penetração e compatibilidade com monómeros hidrofóbicos em comparação com a dentina condicionada com ácido (Pioch et al., 2001; Dayem, 2010). O NaOCl é um potente oxidante biológico e em solução aquosa forma radicais superóxidos, desta forma, interrompe e compete com a propagação dos radicais livres de vinil gerados durante a polimerização, resultando numa terminação prematura da cadeia e produzindo uma polimerização incompleta do adesivo (Uceda-Gómez et al., 2003; Fuentes et al., 2004; Uceda-Gómez et al., 2007; Aguilera et al., 2012; Abuhaimed & Abou Neel, 2017; Wang et al., 2017).

Foram relatados resultados controversos sobre a técnica de desproteínização (Abuhaimed & Abou Neel, 2017). Embora alguns estudos tenham observado uma

melhoria significativa na resistência adesiva após a desproteção da dentina com NaOCl (Pioch et al., 2001; Silva et al., 2007; Silva et al., 2009; Pucci et al., 2016) outros estudos mostraram que a adesão foi afetada negativamente pelo tratamento com hipoclorito (Uceda-Gómez et al., 2003; Pimenta et al., 2004; Uceda-Gómez et al., 2007; Saboia et al., 2008). Estes resultados diferentes podem ser parcialmente atribuídos à composição variada dos sistemas adesivos (Barbosa de Souza et al., 2005; Abo et al., 2006; Xiong et al., 2006; Silva et al., 2007).

1.5.3. Formas de neutralizar o seu efeito

A ação negativa do NaOCl na força de adesão à dentina pode ser revertida por alguns antioxidantes naturais, por exemplo, ácido ascórbico, ascorbato de sódio, ácido rosmarínico, extratos de chá verde e proantocianidina. Estes antioxidantes podem melhorar a resistência de união à dentina tratada com NaOCl e estabilizar a interface resina-dentina devido às suas capacidades antioxidantes. Removem ainda o remanescente de hipoclorito de sódio por reação de oxidação-redução (Abuhaimed & Neel, 2017).

1.6. Antioxidantes

1.6.1. Objetivo dos antioxidantes

Alguns investigadores demonstraram que a aplicação de um antioxidante/ agente redutor teve um efeito inverso na ligação à dentina, comprometida pelo tratamento com NaOCl (Lai et al., 2001; Vongphan et al., 2005). Os agentes antioxidantes têm três mecanismos antioxidantes principais para controlar a oxidação, que incluem mecanismos de quebra de cadeias de radicais livres, mecanismos de quelação de metais e mecanismos de quelação de radicais livres. No caso do mecanismo de quelação de radicais livres, os antioxidantes podem reagir com oxidantes para neutralizar elétrons não emparelhados e formar um produto estável, limitando a atividade dos agentes oxidantes. Assim sendo, o tratamento com um agente antioxidante pode restaurar o potencial redox do substrato dentinário oxidado, levando a uma polimerização ótima da resina composta (Prasansuttiporn et al., 2011).

1.6.2. Ascorbato de sódio (origem sintética)

O ascorbato de sódio é um sal do ácido ascórbico conhecido pela sua ação antioxidante. Stevens, observou que uma lavagem com ascorbato de sódio a 10% (por 5 e 60 segundos) após irrigação com NaOCl restaurou imediatamente pelo menos 50% da resistência adesiva original com os cimentos de resina usados (autocondicionante, autoadesivo) (Stevens, 2014). A aplicação de ascorbato de sódio a 10% durante 10 minutos na dentina tratada com NaOCl aumentou a resistência adesiva do sistema de condicionamento total.

A ação do ascorbato de sódio foi mais eficaz no aumento da resistência adesiva do que o ácido ascórbico. Isto porque o ascorbato de sódio tem uma ação redutora na dentina radicular e, portanto, não interfere na polimerização do metil metacrilato em cimentos de resina usados para preencher canais radiculares. Foi também sugerido que o ascorbato de sódio pode promover a reação de polimerização da resina adesiva sem terminação prematura causada pelo NaOCl e ainda reverter a rutura da ligação na dentina tratada com NaOCl (Abuhaimed & Neel, 2017).

1.6.3. Proantocianidina (origem natural)

A Proantocianidina foi encontrada em alta concentração no extrato de semente de uva, extrato de casca de castanheira, grãos de cacau, casca de limão e folhas de avelã. Observou-se que a capacidade antioxidante da proantocianidina é 20 vezes maior do que a relatada para o ascorbato de sódio; a sua absorção pode ser mais rápida e completa do que o NaOCl. A ação da proantocianidina a 5% é mais eficaz do que o ascorbato de sódio a 10% na reversão da ação do hipoclorito de sódio. O ácido gálico, observado na proantocianidina, pode desempenhar um papel importante no aumento da resistência adesiva. A capacidade da proantocianidina de formar ligações cruzadas e de, portanto, estabilizar o colagénio, pode também aumentar a resistência adesiva. Todos estes fatores contribuem para a forte ação da proantocianidina na reversão da ação negativa do NaOCl.

Foi observado que a proantocianidina aumentou a resistência adesiva e a longevidade dos cimentos resinosos à dentina no canal radicular após um curto armazenamento em água; melhorou ainda a resistência da dentina desmineralizada à degradação. A inclusão de proantocianidina nos adesivos dentários, no entanto, reduziu a resistência adesiva particularmente quando incorporado em alta concentração (3%). Além disso, a

incorporação da proantocianidina no adesivo produziu um menor efeito na resistência adesiva quando comparada com a sua incorporação no *primer* (Abuhaimed & Neel, 2017).

1.7.Máquina de Testes Universal

Melhorias futuras na adesão de estruturas dentárias requer métodos de teste *in vitro* que forneçam dados fiáveis para o desenvolvimento de materiais e/ou avaliação de variáveis experimentais. São necessários múltiplos métodos de ensaio para compreender e melhorar o desempenho clínico dos materiais dentários; no entanto, um método de ensaio escolhido deve ser relativamente fácil de executar e deve ser repetível dentro e entre laboratórios, e, em última análise, útil para prever resultados clínicos (Armstrong et al., 2017).

A resistência adesiva é por norma medida em microtração. O teste de resistência adesiva à microtração (μ TBS) foi desenvolvido por Sano et al. em 1994 (van Meerbeek et al., 2010). Este teste apresenta inúmeras vantagens principalmente quando comparado aos testes de resistência adesiva à macrotração. Estas vantagens incluem a mais rentável utilização dos dentes com múltiplas amostras provenientes de um só dente, melhor controlo das diferenças regionais (por exemplo, dentina periférica *versus* dentina central), melhor distribuição de tensão na interface o que evita falhas coesivas no substrato dentário ou compósito, etc (van Meerbeek et al., 2010). A grande vantagem do teste de μ TBS é que os investigadores podem concentrar-se em substratos clinicamente relevantes com faces tridimensionais (Sano et al., 2020). Este teste constitui uma ferramenta muito útil para a investigação adesiva. No entanto, a ocorrência de falhas pré-teste ainda é um problema significativo para o teste quando se utilizam adesivos com baixa resistência adesiva (Sano et al., 2020).

O teste utiliza amostras em forma de bastão com 1 mm \times 1 mm de área de seção transversal. As maiores diferenças entre os valores de resistência adesiva estão relacionados com a técnica e não com o material, e os resultados indicam que a adesão resina-dentina pode não ser tão homogênea como se pensava anteriormente (Sano et al., 2020).

1.8. Enquadramento do estudo

A técnica de isolamento absoluto para obtenção de um tratamento endodôntico seguro e previsível pode ser desafiante. Muitas vezes o processo para a remoção de cárie pode deixar o médico dentista com pouco remanescente dentário. Quando tal acontece é necessário reconstruir a anatomia dentária de modo a conseguir a colocação do grampo e alcançar um isolamento absoluto adequado. Numa situação em que é preciso recuperar estrutura dentária é possível recorrer a uma elevação das margens realizando a chamada restauração pré-endodôntica.

Durante o procedimento endodôntico, tanto restauração como remanescente dentário são tratados com um irrigante endodôntico. O NaOCl constitui o irrigante de escolha em endodontia. Existem, no entanto, estudos que comprovam que a irrigação com NaOCl diminui a resistência adesiva à dentina. Ao ser comprovado há um comprometimento não só da restauração pré-endodôntica como da futura restauração definitiva. Existem ainda estudos que admitem que o uso de antioxidantes pode reverter os efeitos negativos desta irrigação. É assim imposto ao médico dentista tomar a decisão sobre a substituição ou a manutenção da restauração pré-endodôntica. É também necessário avaliar se existe alguma solução que reverta os alegados efeitos negativos da irrigação. Até à data não existe bibliografia que suporte a manutenção ou a substituição de restaurações anteriores ao tratamento endodôntico. É então neste contexto que surge este estudo, não só para avaliar o efeito do NaOCl na resistência adesiva à dentina, mas também os efeitos antioxidantes na mesma.

Influência de dois agentes antioxidantes na resistência adesiva à dentina de restaurações pré-endodônticas após irrigação com hipoclorito de sódio

II. Objetivos do estudo

Avaliar a influência de dois agentes antioxidantes na resistência adesiva à dentina de restaurações pré-endodônticas sujeitas a irrigação com hipoclorito de sódio.

III. Hipóteses do estudo

Hipótese nula 1: Não existem diferenças estatisticamente significativas na resistência adesiva à dentina, após irrigação com hipoclorito de sódio.

Hipótese nula 2: Não existem diferenças estatisticamente significativas na resistência adesiva à dentina quando utilizamos um agente antioxidante em restaurações pré-endodônticas.

Hipótese nula 3: Não existem diferenças estatisticamente significativas na resistência adesiva à dentina entre os dois agentes antioxidantes usados.

Influência de dois agentes antioxidantes na resistência adesiva à dentina de restaurações pré-endodônticas após irrigação com hipoclorito de sódio

IV. Materiais e métodos

4.1. Amostra de estudo

O presente estudo obteve aprovação pela Comissão de Ética do Instituto Universitário Egas Moniz (processo interno nº 941) (Anexo I).

Selecionaram-se 20 molares humanos hígidos, doados pelo Banco de Dentes da Clínica Universitária Egas Moniz (Anexo II).

Após extração, os dentes foram lavados com água corrente para eliminar sangue e tecidos que estivessem aderidos e posteriormente, efetuou-se a remoção de resíduos com auxílio de destartarizador, bisturi, lâmina 15 e lâmina 12 e curetas periodontais (Figura 1).

Os dentes foram armazenados em solução de Cloramina Trihidratada a 1% para desinfecção durante 1 semana, segundo a norma ISO/TS 11405:2015. Em seguida os dentes foram colocados em água destilada a 4°C.




Figura 1 - Imagem exemplificativa da amostra

4.2. Materiais

Os materiais utilizados para o presente estudo encontram-se descritos na Tabela 1.

Tabela 1 – Materiais utilizados, composição e especificações técnicas

Material	Fabricante	Composição	Lote	Validade	Imagem
Ácido ortofosfórico	Kerr Corporation, Orange, CA, USA	Gel de ácido ortofosfórico a 37,5%	A2270	2024-02	
Optibond FL™	Kerr Corporation, Orange, CA, USA	<i>Primer</i> – etanol, água, HEMA, GPDM, MMEP, butilhidroxitolueno, canforoquinona Adesivo- Bis-GMA, HEMA, GDMA, ODMAB, canforoquinona, partículas de carga.	8118099	2023-03-31	
Resina Composta - Grandio®SO	VOCO GmbH, Germany	Bis-GMA, Bis-EMA, TEGDMA	2105479	2023-08	
Hipoclorito de Sódio	-	Solução de Hipoclorito de sódio a 1%	-	-	
Extrato de Semente de Uva (Proantocianidina) a 5%	Laboratório de preparações do IUEM	Extrato de semente de uva, água destilada	-	-	

Ascorbato de Sódio a 10%	Laboratório de preparações do IUEM	Ascorbato de sódio, água destilada	-	-	
--------------------------	------------------------------------	------------------------------------	---	---	---

4.3. Preparação das amostras

Após limpeza e desinfecção os dentes foram seccionados a 2/3mm da junção amelocimentária (JAC) com recurso a um disco diamantado num micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark) (Figura 2) sob refrigeração constante de água e a baixa rotação. A coroa dentária foi ainda seccionada perpendicularmente ao longo eixo do dente a 4 mm da superfície oclusal de forma a expor a dentina (Figura 3). Todos os vestígios de tecido pulpar foram removidos e a câmara pulpar foi preenchida com cola de cianoacrilato.

Durante o processo de preparação dos dentes a hidratação não foi comprometida.



Figura 2 - Micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark)

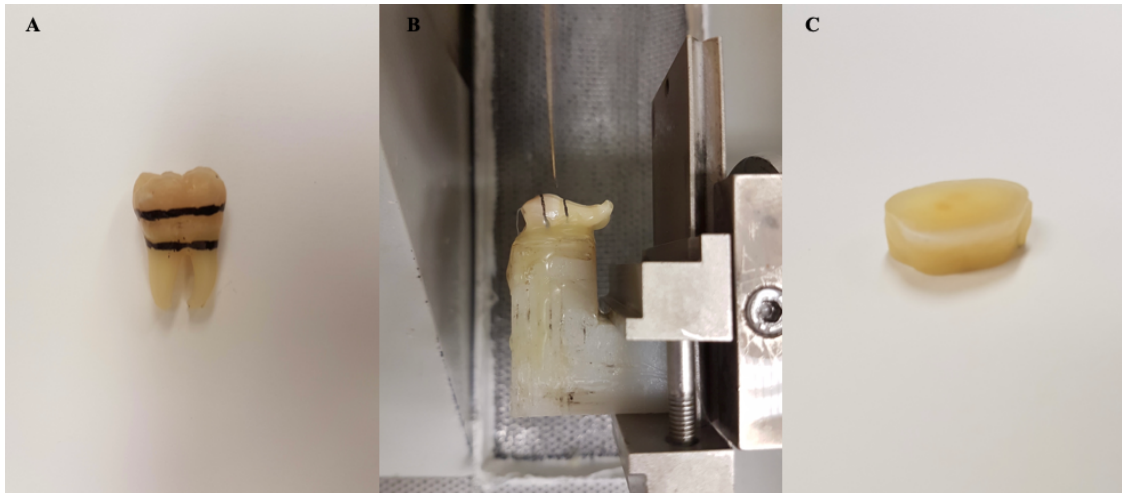


Figura 3 - Corte dos dentes (A: Marcação das zonas onde o dente vai ser seccionado; B: Dente no micrótopo de tecidos duros (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark); C: Dente seccionado)

De forma a simular a *smear layer* utilizou-se uma lixa de papel de carbetto de silício (SiC), de grão 600 (grão médio) (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA) (Figura 4), sob água corrente numa máquina polidora (LaboPol-4, Struers A/S, Ballerup, Denmark) até obter uma superfície lisa e homogênea (Figura 5).



Figura 4 – Polidora (LaboPol-4, Struers A/S, Ballerup, Denmark)



Figura 5 - Simulação da *smear layer* na polidora (LaboPol-4, Struers A/S, Ballerup, Denmark)

Os dentes foram distribuídos aleatoriamente pelos 4 grupos experimentais:

Grupo controle, n=5 (amostras irrigadas com água);

Grupo 1, n=5 (amostras irrigadas com NaOCl);

Grupo 2, n=5 (amostras irrigadas com NaOCl + aplicação de agente antioxidante proantocianidina);

Grupo 3, n=5 (amostras irrigadas com NaOCl + aplicação de agente antioxidante Ascorbato de Sódio).

Foram então simuladas restaurações pré-endodônticas (Figura 6) segundo o protocolo descrito nas Tabelas 2 e 3.

Tabela 2 – Simulação de restaurações pré-endodônticas – protocolo adesivo

Técnica Etch-and-rinse com sistema adesivo Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA), segundo as instruções do fabricante

1. Aplicar ácido ortofosfórico a 37,5% no esmalte e dentina por 15 segundos, lavar abundantemente por 15 segundos e secar sem desidratar
2. Aplicar *primer* na dentina durante 15 segundos e secar durante 5 segundos
3. Aplicar adesivo na dentina durante 15 segundos, secar 3 segundos e fotopolimerizar durante 10 segundos

Tabela 3 - Simulação de restaurações pré-endodônticas – protocolo restaurador

Aplicação de resina composta Voco GrandioSo (VOCO GmbH, Germany)

- 1) Matriz composta de 6mm com marcações de 2 em 2 mm
- 2) Colocar a resina em incrementos de 2 mm obtendo uma altura final de 4 mm
- 3) Fotopolimerizar por 20 segundos - fotopolimerizador calibrado com radiômetro Optilux Radiometer (Kerr, Orange, EUA) de 5 em 5 utilizações.



Figura 6 - Simulação da restauração pré-endodôntica

Após a simulação das restaurações pré-endodônticas foram simuladas as aberturas endodônticas (Figura 7) de acordo com o protocolo descrito na Tabela 4.

Tabela 4 - Protocolo para simulação das restaurações pré-endodônticas

Simulação das aberturas endodônticas

1. Com broca esférica diamantada de grão médio (foi utilizada sempre a mesma broca);
2. Dimensões: no mínimo 3 mm vestibulo-lingual e 3 mm mesio-distal;
3. Profundidade \pm 6mm (medidos com sonda periodontal).

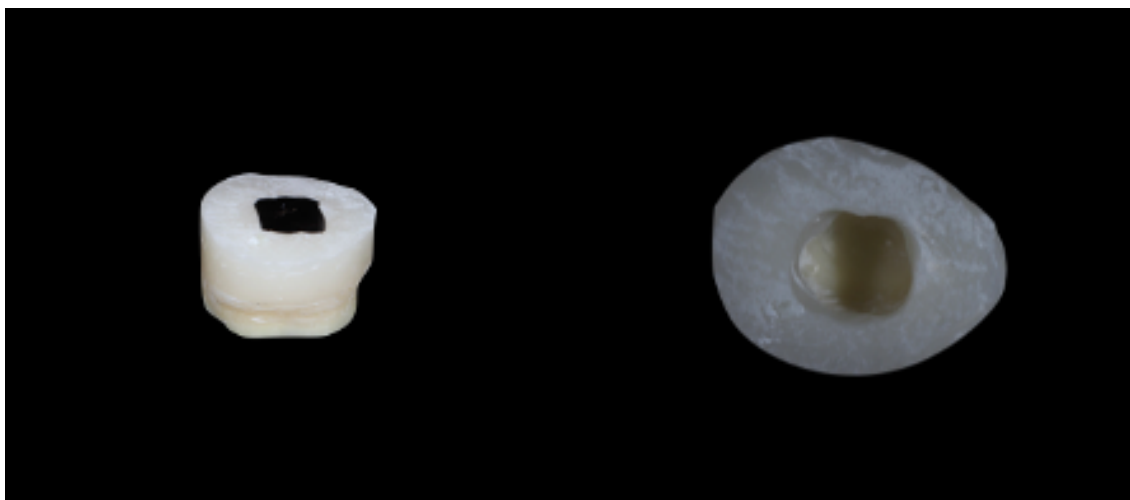


Figura 7 - Simulação da abertura endodôntica

De seguida procedeu-se à irrigação com água do grupo controlo e com NaOCl a 1% dos restantes grupos segundo o Protocolo clínico da Egas Moniz (do Mar, 2020) (Figura 8):

- a) Irrigação em intervalos de 2 minutos durante 60 minutos
- b) Cerca de 40 ml por conduto



Figura 8 - Irrigação com NaOCl 10%

A aplicação dos agentes antioxidantes realizada apenas nos grupos 2 (Figura 9) e 3 (Figura 10) segundo o seguinte protocolo:

a) Grupo 2

Proantocianidina 5%

Irrigar cada dente com 10 ml durante 10 minutos (Manimaran et al., 2011)



Figura 9 – Aplicação do agente antioxidante proantocianidina 5% durante 10 minutos nos dentes do grupo 2

b) Grupo 3

Ascorbato de sódio 10%

Irrigar cada dente com 10 ml durante 10 minutos (Manimaran et al., 2011)



Figura 10 - Aplicação do agente antioxidante ascorbato de sódio 10% durante 10 minutos nos dentes do grupo 3

Por último o acesso endodôntico foi restaurado através da realização de novo protocolo adesivo com Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA) segundo a estratégia adesiva *etch and rinse* e restauração com resina composta Voco GrandioSO (VOCO GmbH, Germany) tal como a primeira restauração.

Foi marcada com caneta de acetato o limite da restauração pré-endodôntica para se poderem identificar os palitos restantes. As amostras foram então seccionadas no micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark) com uma lâmina diamantada a baixa velocidade nas direções X e Y, irrigada com água, para obter palitos com uma secção transversal de $1 \pm 0,3 \text{mm}^2$.

Descartaram-se os palitos da restauração pré-endodôntica e os restantes foram colados individualmente a um *jig* de aço inoxidável de Geraldeli, com o auxílio de cola de cianoacrilato (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, EUA) (Figura 11A). Seguidamente os palitos foram testados em tensão até ocorrer fratura (Figura 11B), numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão) (Figura 12), a uma velocidade de 0,5 mm/min (Armstrong et al., 2017).

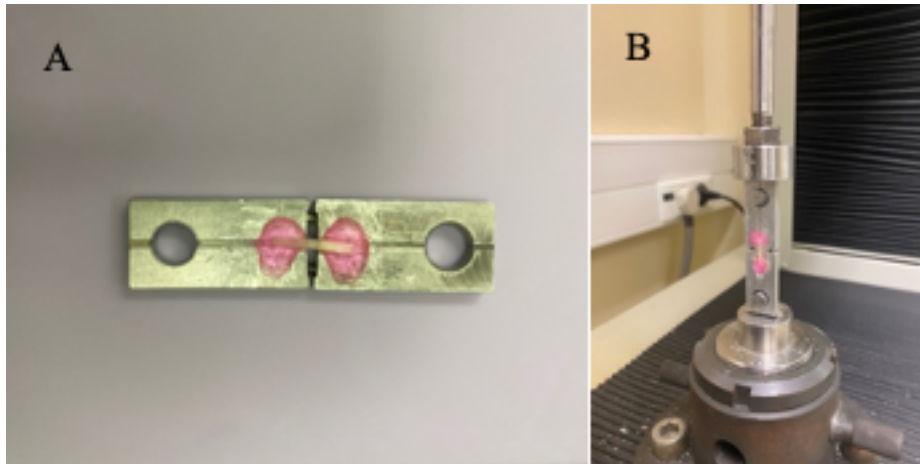


Figura 11 – Teste de microtração na máquina de testes universais (A: Palito no *jig* de Geraldeli; B: Colocação do *jig* na máquina de testes universais para realização do teste de microtração)

A força em MPa foi obtida através da divisão da resistência à fratura em N pela área transversal da interface adesiva em mm².



Figura 12 - Máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Kyoto, Japão)

O esquema da Figura 13 é uma representação esquemática da preparação das amostras.

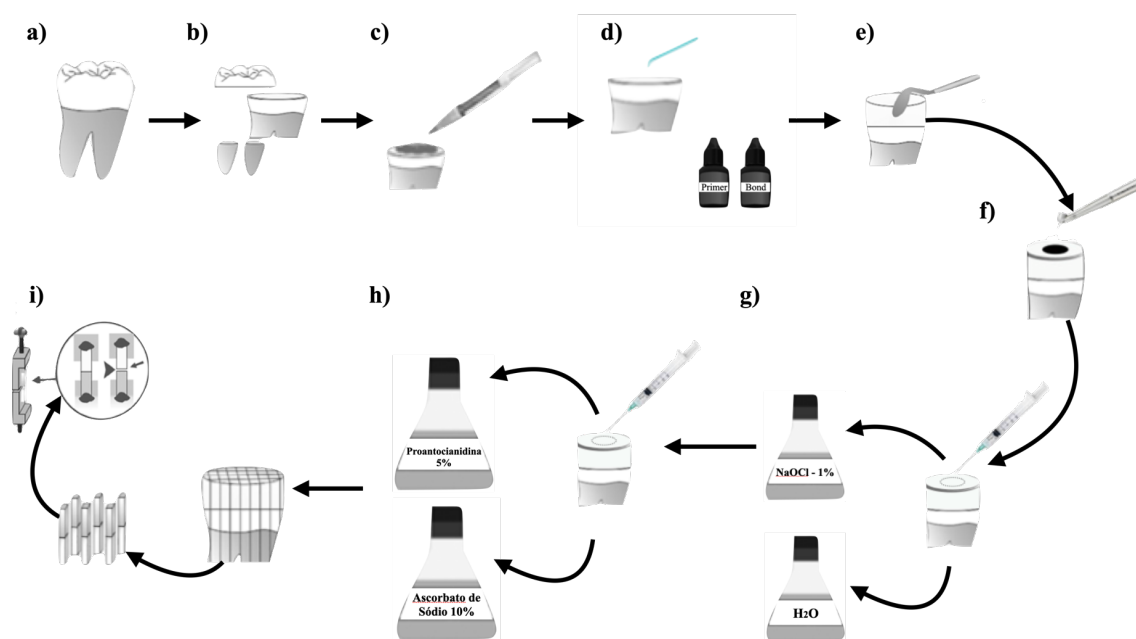


Figura 13 - Representação esquemática da preparação das amostras. (a) Molares limpos e desinfetados; (b) Seccionou-se cada amostra a 2/3mm da JAC e a 4 mm da superfície oclusal no micrótomo de tecidos duros; (c) Após simulação da smear layer realizou-se condicionamento ácido com ácido ortofosfórico 37,5%; (d) Foi realizado protocolo adesivo com Optibond FL (Kerr Corporation, Orange, CA, USA); (e) Realizou-se um bloco de compósito que simulou uma restauração pré-endodôntica; (f) Com uma broca diamantada realizou-se o acesso endodôntico; (g) As amostras do grupo controlo foram irrigadas com água e as dos restantes grupos (1,2 e 3) com NaOCl; (h) os grupos 2 e 3 foram de seguida irrigados com Proantocianidina a 5% e Ascorbato de sódio 10%, respetivamente, durante 10 minutos; (i) Por fim, as amostras foram novamente restauradas, seccionadas em palitos e testados na máquina de testes universal

Após fratura o palito foi analisado quanto ao tipo de fratura de acordo com o critério descrito na Figura 14, por forma a classificá-lo em: fratura adesiva, caso ocorra na interface adesiva, fratura coesiva de dentina ou de resina composta conforme ocorra em dentina ou na resina composta, respetivamente, ou fratura mista, caso aconteça tanto ao nível da interface adesiva como de dentina e/ou resina composta (Armstrong et al., 2017).

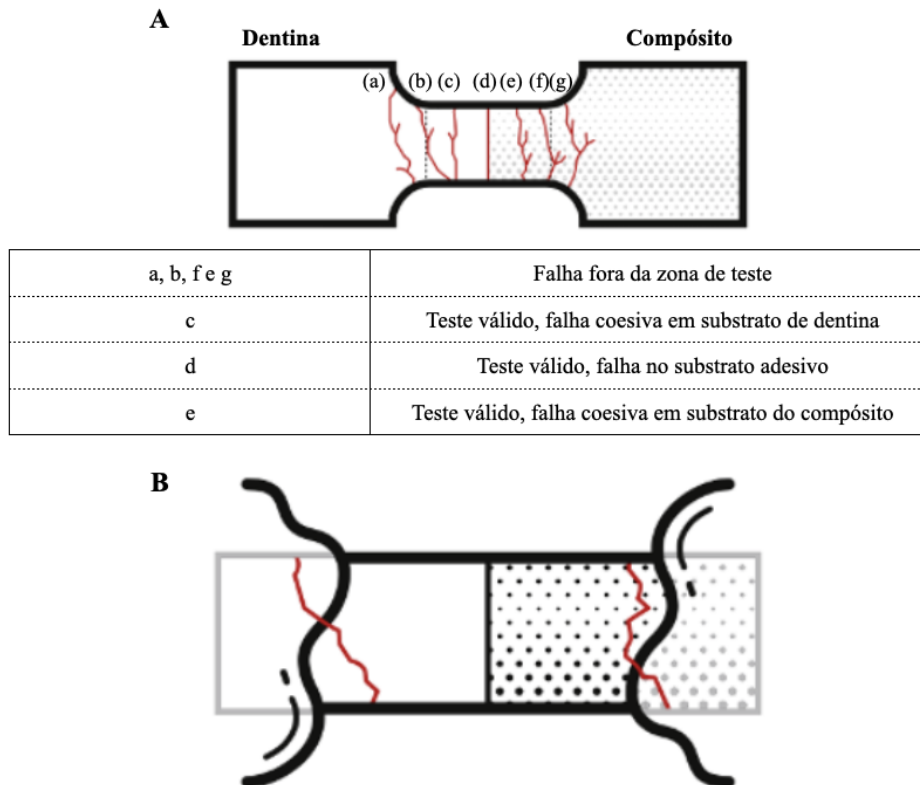


Figura 14 – A: Determinação do tipo de falha; B: Qualquer tipo de falha que envolva a cola deve ser considerada um teste inválido (Adaptado de Armstrong, 2017)

4.4. Análise máquina de testes universal

Os *jigs* de fixação ativa devem utilizar: um método para alinhamento cuidadoso das amostras e uma cola tipo gel como por exemplo Zapit que permita aplicação suficientemente afastada da interface adesiva (Armstrong et al., 2017). De preferência alinhar a amostra na cola parte gel antes da aplicação do spray endurecedor.

Durante o próprio teste:

- 1) Não permitir que as amostras desidratem ($23 \pm 2 \text{ }^\circ\text{C}$; $50 \pm 5\%\text{RH}$).
- 2) Força pré-carga: 0,5-1,0N.
- 3) Taxa de carga: 0,5-1,0 mm/min, produzindo rutura final.

4.5. Análise Estatística

Toda a análise estatística foi efetuada com recurso ao programa IBM SPSS *Statistics* 26.0 para *Windows*.

Para o estudo foi estabelecido um nível de significância de 5% ($p \leq 0,05$) por forma a aceitar ou rejeitar as hipóteses nulas e efetuado um teste ANOVA *one-way* para comparar as médias dos valores de resistência adesiva. Calcularam-se as médias, desvios padrão e intervalos de confiança para os resultados dos testes de microtração (μ TBS) de cada grupo experimental e foi realizada tabulação cruzada para comparação dos tipos de falhas obtidos por cada grupo experimental.

Neste estudo as falhas pré-teste, às quais atribuímos o valor médio entre zero e o menor valor de resistência de ligação obtido em toda a experiência, foram incluídas (Luque-Martinez et al., 2014). O teste do qui-quadrado não foi realizado por não se verificarem as condições para a sua aplicabilidade.

V. Resultados

Foi realizada a comparação das médias da resistência adesiva dos 4 grupos (controlo, 1, 2 e 3), com recurso ao teste ANOVA *one way* nos quais foram identificadas diferenças estatisticamente significativas nos valores médios das resistências entre os grupos controlo (irrigação com água) e grupo 3 (irrigação com NaOCl + agente antioxidante Ascorbato de Sódio), $p < 0,001$; entre o grupo 1 (irrigação com NaOCl) e o grupo 3 (irrigação com NaOCl + agente antioxidante Ascorbato de Sódio) foram encontradas diferenças significativas, $p = 0,013$ e entre o grupo 2 (irrigação com NaOCl + agente antioxidante proantocianidina) e o grupo 3 (irrigação com NaOCl + agente antioxidante Ascorbato de Sódio) foram encontradas diferenças significativas, $p = 0,014$.

Entre o grupo controlo (irrigação com água) e o grupo 1 (irrigação com NaOCl) não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas, $p = 0,130$, bem como entre o grupo 1 (irrigação com NaOCl) e o grupo 2 (irrigação com NaOCl + agente antioxidante proantocianidina), $p = 0,999$.

Os valores resultantes do número de amostras analisadas, média, desvio-padrão e intervalo de confiança foram registados na Tabela 5.

Tabela 5 - Número de amostras, média, desvio-padrão e intervalos de confiança de acordo com cada grupo experimental

Grupo	Número de amostras (N)	Média (MPa)	Desvio Padrão	Intervalo de confiança de 95% para a média	
				Limite inferior	Limite superior
Controlo	58	20,6619	15,08421	0,94	60,67
1	58	15,8134	13,04052	1,35	46,71
2	67	15,5050	10,91477	,88	39,60
3	72	9,3394	8,60785	0,75	33,18

Na figura 15 é possível comparar o valor médio das forças medidas em MPa e o desvio-padrão entre os grupos experimentais.

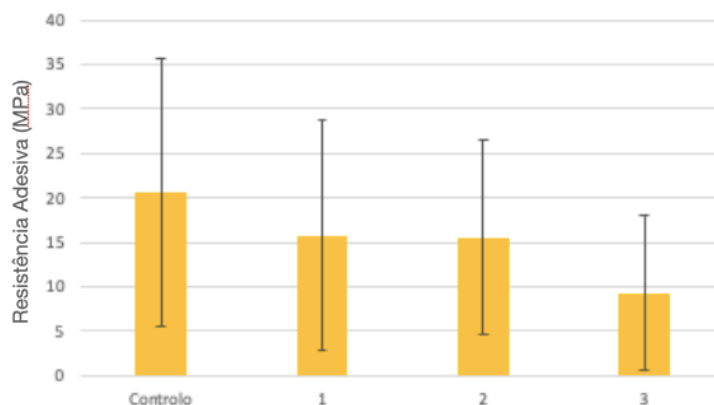


Figura 15 – Médias (MPa) e desvio-padrão por grupo experimental

As fraturas obtidas foram classificadas quanto à zona em que ocorreram, contabilizou-se o número de falhas de cada tipo de acordo com cada grupo experimental e os dados estão expressos na Figura 16. Verifica-se que em todos os grupos predominam falhas adesivas.

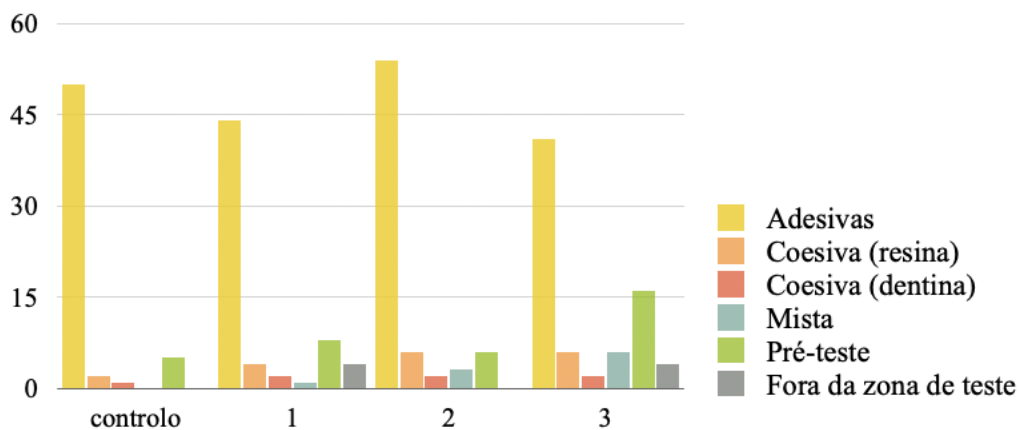


Figura 16 – Tipo de falha por grupo experimental

VI. Discussão

O presente estudo efetuado no IUEM teve com objetivo avaliar a resistência adesiva à dentina através do seu tratamento com os agentes antioxidantes proantocianidina e ascorbato de sódio após irrigação com NaOCl. Os resultados demonstrados levaram a que a hipótese nula 1 fosse aceite, uma vez não existirem diferenças estatisticamente significativas na resistência adesiva à dentina, após irrigação com hipoclorito de sódio. Rejeitou-se a hipótese nula 2 visto existirem diferenças estatisticamente significativas na resistência adesiva à dentina quando utilizamos um agente antioxidante em restaurações pré-endodônticas. Por fim, rejeita-se a hipótese nula 3 dado existirem diferenças estatisticamente significativas na resistência adesiva à dentina entre os dois agentes antioxidantes usados.

Neste estudo não foi possível relatar qualquer efeito da irrigação com NaOCl na resistência adesiva à dentina, isto é, não houve nem aumento nem diminuição estatisticamente significativos na mesma. No entanto, vários autores, em diferentes estudos (Pioch et al., 2001; Munksgaard, 2002; Silva et al., 2007; Silva et al., 2009; Pucci et al., 2016; Fernández-Barrera et al., 2021) demonstraram que a desproteínização com NaOCl aumenta a resistência adesiva.

O mecanismo sugerido para explicar o aumento da resistência adesiva observado após o tratamento com NaOCl está relacionado com a sua ação desproteínizante. O NaOCl tem a capacidade de dissolver e remover o colagénio dentinário exposto, produzido pelo condicionamento ácido, e fornecer uma superfície de dentina mineralizada na qual se aplica a resina adesiva. Isto permite uma adesão direta entre a resina adesiva e a dentina sem camada híbrida (Wakabayashi et al., 1994; Vargas & Armstrong, 1997). De acordo com Prati et al., o NaOCl descreve um mecanismo invulgar de retenção micromecânica da resina à dentina mineralizada, chamado "formação de camada híbrida inversa" (Prati et al., 1999). Para a formação da camada híbrida convencional, a técnica baseia-se na utilização do condicionamento ácido para remover a *smear layer*, bem como a fase mineral da dentina (ou seja, expondo as fibrilas de colagénio). A resina infiltra-se em torno das fibrilas de colagénio expostas e substitui a fase mineral perdida.

A aplicação de NaOCl após o condicionamento ácido e antes da resina não só remove o colagénio exposto, mas também solubiliza as fibras da matriz mineralizada subjacente

criando porosidades nanométricas dentro da fase mineral. A resina adesiva infiltra-se, portanto, dentro da matriz mineralizada preenchendo estas porosidades nanométricas (Prati et al., 1999). Neste estudo, a aplicação de NaOCl foi feita previamente ao condicionamento ácido.

Pelo contrário, outros autores demonstram que o NaOCl diminui a resistência adesiva (Uceda-Gómez et al., 2003; Pimenta et al., 2004; Uceda-Gómez et al., 2007; Saboia et al., 2008; Dikmen et al., 2015; Dikmen & Tarim, 2018; Nima et al., 2020). Vários mecanismos para explicar o efeito adverso do NaOCl na resistência adesiva à dentina foram sugeridos. A redução da resistência adesiva após tratamento com NaOCl pode ser atribuída à remoção da matriz orgânica da dentina tratada, deixando a superfície adesiva menos receptiva (Weston et al., 2007). Além disso, a remoção da matriz orgânica da dentina impede a formação de uma camada híbrida consistente (Nikaido et al., 1999). O NaOCl atua como um agente oxidante e, conseqüentemente, impede a eficácia de polimerização da resina na interface resina-dentina (Saber & El-Askary, 2009). Outra causa possível para a redução da resistência adesiva é a presença de irrigantes residuais que podem facilmente difundir-se para a dentina através dos túbulos dentinários. Estes produtos químicos residuais podem contaminar a superfície da dentina e interferir com a penetração do adesivo na dentina ou com a polimerização do monômero de resina (Nikaido et al., 1999). Isto realça a importância da integridade das fibrilas de colagénio deixadas após o condicionamento ácido e a qualidade da camada híbrida na adesão da dentina (Perdigão et al., 2000). A redução dos íons cálcio e fósforo na dentina (Ari & Erdemir, 2005) e, conseqüentemente, uma redução da força e elasticidade da dentina (Sim et al., 2001; Marending et al., 2007) podem ser responsáveis pela redução da resistência adesiva.

Há ainda autores cujos estudos demonstraram não haver qualquer efeito do NaOCl na resistência adesiva à dentina (Munksgaard, 2002; Dikmen & Tarim, 2018; Nima et al., 2020; Fernández-Barrera et al., 2021). Uma explicação possível é que o agente irrigante é aplicado após o condicionamento ácido não influenciando a forma como a dentina é desmineralizada (Fernández-Barrera et al., 2021). Também foi sugerido que a composição dos sistemas adesivos como tipo e quantidade de solvente, monômeros, pH, e a presença de partículas de carga inorgânica influenciam o desempenho do adesivo, particularmente quando aplicado sobre a dentina desproteïnizada (Uceda-Gómez et al.,

2003; Pimenta et al., 2004; Barbosa de Souza et al., 2005). Por último também pode ser justificado pela especificidade dos diferentes sistemas adesivos ao efeito oxidante do NaOCl (Dikmen & Tarim, 2018).

Como verificado pela identificação de inúmeros estudos realizados com base neste tema, é possível constatar que os efeitos da desproteinização com NaOCl têm obtido resultados controversos. Os resultados obtidos neste estudo relativamente ao efeito do NaOCl vão de encontro aos obtidos em alguns estudos que afirmam que esta irrigação não aumenta nem diminui a resistência adesiva à dentina. Estes resultados podem ser explicados por fatores relativos à forma como o estudo foi conduzido como a falta de experiência do operador aliada à curva de aprendizagem necessária para a execução dos vários procedimentos, pela reduzida quantidade de amostras estudadas ou ainda por diferenças na metodologia. Pode ainda ser justificado por processos químicos e biológicos ocorridos durante o procedimento adesivo.

Espécies reativas de oxigénio (ROS) são espécies químicas formadas após a redução incompleta do oxigénio. Incluem principalmente o anião superóxido, o peróxido de hidrogénio, o oxigénio simples e o radical hidroxilo. Estas espécies químicas participam em fenómenos que atravessam toda a biologia, desempenhando um papel essencial na regulação de várias funções fisiológicas dos organismos vivos (Yang et al., 2019). A acumulação de ROS pode induzir stress oxidativo das células e levar à toxicidade e danos celulares se as ROS geradas não puderem ser eliminadas a tempo (Dimkpa et al., 2011; Hou et al., 2015). A presença e difusão de NaOCl nas células microbianas pode causar a produção excessiva de ROS (Candeias et al., 1994; Dukan et al., 1996; Kracke et al., 2015).

Todas as proteínas da matriz extracelular podem ser degradadas por metaloproteinases de matriz (MMPs), como tal, a expressão e ativação das MMPs devem ser mantidas sob controlo. Alterações de pH causadas pelo condicionamento ácido, os próprios monómeros de resina adesiva e ROS podem modular a ativação e expressão de MMPs. Quando ativadas, as MMPs podem degradar lentamente as fibrilas de colagénio (Sorsa et al., 2004; De Munck et al., 2010; Pashley et al., 2011). MMPs e catepsina estão presentes na composição da dentina e acredita-se que sejam responsáveis pela degradação das fibras de colagénio e pela inibição da ligação do compósito à dentina mineralizada na camada híbrida (Tjaderhane et al., 2013). Assim, a ativação das MMPs e a absorção de

água levam ao comprometimento da camada híbrida e posteriormente à falha adesiva entre dentina e resina (Serino et al., 2019).

Outro aspecto importante é o grau de conversão de monômero (DC%), parâmetro que indica a porcentagem de ligações duplas que reagiram durante a reação de polimerização. A reação de polimerização radical livre do metacrilato é rápida e resulta num DC% de 50-65% (Anusavice et al., 2013). Para o Optibond FL um estudo de Putzey et al. (2018) relatou um DC% de aproximadamente 67%. A polimerização de radicais livres permanece durante algum tempo mesmo após a emissão de luz de polimerização acabar, esta é chamada fase pós polimerização tardia ou *delayed post-curing stage* (DPCS) (Burtscher, 1993). Esta fase dura cerca de 24 h após a polimerização e ocorre quando há uma combinação entre os radicais livres e as ligações duplas dos grupos metacrilato ou entre dois radicais livres (Truffier-Boutry et al., 2006). Por esta razão em estudos futuros as amostras deveriam ser armazenadas em estufa durante 24 horas antes de serem testadas na máquina de testes universal. Um baixo grau de conversão de OptiBond FL pode resultar em mais libertação de monômeros após a polimerização (Demirci et al., 2008). Uma maior afinidade dos radicais livres à superfície impede a total reação de polimerização (Burtscher, 1993; Vallittu, 1997; Bijelic-Donova et al., 2015).

Como podemos aferir, as ROS além serem responsáveis pela ativação de MMPs (Svineng et al., 2009) são também capazes de diminuir o grau de conversão do monômero devido à maior afinidade de ligação aos radicais livres. A ação das MMPs na degradação da matriz de colagénio desempenha um papel significativo na destruição da interface adesiva (Tjaderhane et al., 2013). Isto resulta na perda da adesão de compósitos à dentina (Pashley et al., 2011). No entanto estes efeitos apenas seriam perceptíveis clinicamente a longo prazo razão pela qual não foram registadas diferenças na resistência adesiva à dentina.

Relativamente à reversão dos efeitos causados pelo NaOCl através do agente antioxidante proantocianidina Nagpal (2013) concluiu no seu estudo que 1 minuto de aplicação de 30% de solução de proantocianidina na câmara pulpar após irrigação com NaOCl melhorou a posterior adesão de adesivos *self etch* à dentina da câmara pulpar (Nagpal et al., 2013). Um estudo de Wang et al. obteve os mesmos resultados ao mostrar que a resistência adesiva à dentina tratada com NaOCl foi recuperada após a aplicação de 5% proantocianidina durante mais de 5 minutos ou 10%, ou 15% proantocianidina durante mais de 1 minuto. Concluiu-se que a aplicação de proantocianidina antes de um

procedimento adesivo pode restabelecer imediatamente a resistência de ligação comprometida da dentina tratada com NaOCl (Wang et al., 2019). Neste estudo nada foi possível aferir relativamente ao efeito antioxidante da proantocianidina, o que seria previsível uma vez que não foram relatados efeitos da ação do NaOCl.

No que toca à ação antioxidante do ascorbato de sódio, o estudo de Dikmen & Tarim já mencionado mostrou que a aplicação do ascorbato de sódio à dentina tratada com NaOCl aumentou significativamente a resistência adesiva dos sistemas adesivos que se mostraram afetados negativamente pelo efeito do NaOCl. Para o sistema adesivo que não foi afetado pela irrigação não houve diferença significativa entre o grupo NaOCl + ascorbato de sódio e o grupo NaOCl porque a aplicação de NaOCl não teve qualquer efeito na sua resistência adesiva (Dikmen & Tarim, 2018). Num estudo de da Cunha et al. o agente antioxidante ascorbato de sódio foi capaz de reverter o efeito da desproteinização realizado pelo NaOCl (da Cunha et al., 2010). Foi demonstrado que os efeitos dos agentes antioxidantes/redutores na resistência adesiva comprometida à dentina tratada com NaOCl dependeram dos seus tempos de aplicação e do seu potencial redox. Os tempos de aplicação de 5 ou 10 segundos de ascorbato de sódio a 10% não aumentaram significativamente a força de ligação à dentina tratada com NaOCl (Prasansuttiporn et al., 2011). Segundo os resultados deste estudo foi demonstrada uma diminuição da resistência adesiva no grupo irrigado com a solução de ascorbato de sódio, o que contraria estudos anteriores. Tal pode dever-se ao tempo de irrigação seguido neste protocolo (10 minutos).

Relativamente à comparação da ação antioxidante entre os dois agentes o estudo de Manimaran et al. demonstrou que 5,25% NaOCl causou uma redução significativa na resistência adesiva à dentina, mas esta pode ser revertida por 5% proantocianidina significativamente mais do que os 10% de ascorbato de sódio. As sementes extrato de uva contêm proantocianidina que melhora significativamente mais a resistência adesiva do que o ascorbato devido à sua elevada capacidade antioxidante e de interligação do colagénio (Manimaran et al, 2011). O presente estudo vai de encontro com os resultados descritos uma vez que ao comparar as resistências adesivas dos grupos 2 e 3 foram relatados valores superiores com a utilização de 5% proantocianidina *versus* a utilização de 10% ascorbato de sódio.

Influência de dois agentes antioxidantes na resistência adesiva à dentina de restaurações pré-endodônticas após irrigação com hipoclorito de sódio

VII. Conclusão

No presente estudo não foram relatados quaisquer efeitos na influência do tratamento da dentina com NaOCl. Por não ter sido verificada uma ação negativa (nem positiva) do mesmo não foi possível aferir se o uso de um antioxidante pode reverter esta mesma ação. No entanto verificou-se uma maior eficácia do agente antioxidante proantocianidina relativamente ao agente antioxidante ascorbato de sódio, já que este último teve mesmo um efeito negativo na resistência à dentina irrigada com NaOCl.

7.1. Relevância clínica

Sendo o NaOCl o irrigante endodôntico de escolha e não estando prevista uma alternativa ao uso deste é necessário conhecer bem os seus efeitos no esmalte e dentina. A hipótese de uma diminuição na eficácia da interface adesiva por si só constitui uma necessidade de reverter os seus efeitos. Após um tratamento endodôntico é necessário averiguar, caso se decida avançar com uma reabilitação direta, quais os procedimentos a seguir para conseguir obter um tratamento com maior qualidade e longevidade. Assim torna-se necessário prosseguir com estudos que afirmam o efeito do NaOCl e possíveis formas de o reverter. É necessário para o médico dentista saber se é necessário refazer quaisquer restaurações pré-existentes, se existe algum tratamento da superfície que lhe permita manter o substrato dentário e restaurador ou até mesmo se precisa de incluir algum pré-tratamento no seu protocolo de irrigação. Para neutralizar os efeitos da irrigação no substrato restauração–restauração já é aceite o protocolo com jato Cojet e silano, na dentina uma abordagem a considerar será o antioxidante proantocianidina.

Todo este campo da Medicina Dentária carece ainda de respostas e certezas pelo que constitui uma válida corrente de estudos para prosseguir no futuro.

7.2. Perspetivas futuras

Em investigações futuras seria relevante:

Aumentar a quantidade de amostras do estudo;

Avaliar resistência adesiva após armazenamento das amostras em estufa por 24h com protocolo de irrigação;

Testar grau de conversão do monómero;

Testar uma concentração de NaOCl superior;

Testar a utilização de sistemas adesivos de diferentes, como por exemplo aplicação de um sistema adesivo *self etch*;

Avaliar a resistência adesiva à dentina com a incorporação do próprio agente antioxidante no sistema adesivo;

Avaliar os resultados da resistência adesiva à dentina obtidos com o uso de diferentes concentrações do agente antioxidante;

Avaliar os resultados da resistência adesiva à dentina obtidos com o uso de diferentes tempos de aplicação do agente antioxidante;

Avaliar os resultados da resistência adesiva à dentina obtidos com o uso de diferentes agentes antioxidantes, já que temos a desvantagem da cor da proantocianidina.

VIII. Bibliografia

Abo, T., Asmussen, E., Uno, S., & Tagami, J. (2006). Short- and long-term in vitro study of the bonding of eight commercial adhesives to normal and deproteinized dentin. *Acta Odontologica Scandinavica*, 64(4), 237–243. <https://doi.org/10.1080/00016350600633177>

Abuhaimed, T. S., & Neel, E. A. A. (2017). Sodium Hypochlorite Irrigation and Its Effect on Bond Strength to Dentin. In *BioMed Research International* (Vol. 2017). Hindawi Limited. <https://doi.org/10.1155/2017/1930360>

Aguilera, F. S., Osorio, R., Osorio, E., Moura, P., & Toledano, M. (2012). Bonding efficacy of an acetone-based etch-and-rinse adhesive after dentin deproteinization. *Medicina Oral, Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 17(4), 649–654. <https://doi.org/10.4317/medoral.17717>

Anusavice, K., Shen, C., & Rawls, H. (2013). *Materiais Dentários Phillips* (12^a ed.). Elsevier Brasil.

Ari, H., & Erdemir, A. (2005). Effects of Endodontic Irrigation Solutions on Mineral Content of Root Canal Dentin Using ICP-AES Technique.

Armstrong, S., Breschi, L., Özcan, M., Pfefferkorn, F., Ferrari, M., & van Meerbeek, B. (2017). Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dental Materials*, 33(2), 133–143. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.11.015>

Bijelic-Donova, J., Garoushi, S., Lassila, L. V. J., & Vallittu, P. K. (2015). Oxygen inhibition layer of composite resins: Effects of layer thickness and surface layer treatment on the interlayer bond strength. *European Journal of Oral Sciences*, 123(1), 53–60. <https://doi.org/10.1111/eos.12167>

Burtscher, P. (1993). Stability of radicals in cured composite materials. In *Dent Mater* (Vol. 9).

Candeias, L. P., Stratford, M. R. L., & Wardman, P. (1994). Formation of hydroxyl radicals on reaction of hypochlorous acid with ferrocyanide, a model iron(II) complex. In *Free Rad. Res* (Vol. 20, Issue 4).

Chun, K. J., Choi, H. H., & Lee, J. Y. (2014). Comparison of mechanical property and role between enamel and dentin in the human teeth. *Journal of Dental Biomechanics*, 5(1), 1–7. <https://doi.org/10.1177/1758736014520809>

da Cunha, L. F., Furuse, A. Y., Mondelli, R. F. L., & Mondelli, J. (2010). Compromised Bond Strength after Root Dentin Deproteinization Reversed with Ascorbic Acid. *Journal of Endodontics*, 36(1), 130–134. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2009.09.008>

da Silva, E. M., Duarte, P. B. P. G., Poskus, L. T., Barcellos, A. A. L., & Guimarães, J. G. A. (2007). Nanoleakage and microshear bond strength in deproteinized human dentin. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 81(2), 336–342. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30670>

Dayem, R. N. (2010). Assessment of the penetration depth of dental adhesives through deproteinized acid-etched dentin using neodymium: Yttrium-aluminum-garnet laser and sodium hypochlorite. *Lasers in Medical Science*, 25(1), 17–24. <https://doi.org/10.1007/s10103-008-0589-4>

de Munck, J., Mine, A., van den Steen, P. E., van Landuyt, K. L., Poitevin, A., Opdenakker, G., & van Meerbeek, B. (2010). Enzymatic degradation of adhesive-dentin interfaces produced by mild self-etch adhesives. *European Journal of Oral Sciences*, 118(5), 494–501. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2010.00758.x>

de Souza, F. B., Vicente Silva, C. H., Palma Dibb, R. G., Delfino, C. S., & de Souza Beatrice, L. C. (2005). Bonding performance of different adhesive systems to deproteinized dentin: Microtensile bond strength and scanning electron microscopy. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 75(1), 158–167. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.30280>

Demirci, M., Hiller, K. A., Bosl, C., Galler, K., Schmalz, G., & Schweikl, H. (2008). The induction of oxidative stress, cytotoxicity, and genotoxicity by dental adhesives. *Dental Materials*, 24(3), 362–371. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.06.009>

Dikmen, B., & Tarim, B. (2018). The effect of endodontic irrigants on the microtensile bond strength of different dentin adhesives. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 21(3), 280–286. https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_282_17

Dikmen, B., Gurbuz, O., Ozsoy, A., Eren, M. M., Cilingir, A., & Yucel, T. (2015). Effect of Different Antioxidants on the Microtensile Bond Strength of an Adhesive

System to Sodium Hypochlorite-treated Dentin. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 17(6), 499–504. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a35257>

Dimkpa, C. O., Calder, A., Britt, D. W., McLean, J. E., & Anderson, A. J. (2011). Responses of a soil bacterium, *Pseudomonas chlororaphis* O6 to commercial metal oxide nanoparticles compared with responses to metal ions. *Environmental Pollution*, 159(7), 1749–1756. <https://doi.org/10.1016/j.envpol.2011.04.020>

Do Mar, M. (2020). Instituto Universitário Egas Moniz Mestrado Integrado em Medicina Dentária Avaliação do Efeito da Irrigação com Hipoclorito de Sódio na Integridade da Camada Híbrida em Restaurações Pré-Endodônticas com Recurso a Microscopia Eletrónica de Varrimento (MEV) e Ressonância Magnética Nuclear (RNRMN) [Dissertação de mestrado não publicada]. Instituto Universitário Egas Moniz.

Dukan, S., Danie`, D., & Touati, D. (1996). Hypochlorous Acid Stress in *Escherichia coli*: Resistance, DNA Damage, and Comparison with Hydrogen Peroxide Stress. In *Journal Of Bacteriology* (Vol. 178, Issue 21). <http://jb.asm.org/>

Fernández-Barrera, M. Á., da Silva, A. F., Pontigo-Loyola, A. P., Zamarripa-Calderón, J. E., Piva, E., & Cuevas-Suárez, C. E. (2021). The Effect of Deproteinizing Agents on Bond Strength of Resin-based Materials to Enamel: A Systematic Review and Meta-Analysis of In Vitro Studies. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 23(4), 287–296. <https://doi.org/10.3290/j.jad.b1649893>

Fuentes, V., Ceballos, L., Osorio, R., Toledano, M., Carvalho, R. M., & Pashley, D. H. (2004). Tensile strength and microhardness of treated human dentin. *Dental Materials*, 20(6), 522–529. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2003.05.005>

Hargreaves, K. M., Cohen, S., & Berman, L. H. (2011). *Cohen's pathways of the pulp* (10^a ed.). St. Louis, Mo.: Mosby Elsevier.

Hashimoto, M., Ohno, H., Endo, K., Kaga, M., Sano, H., & Oguchi, H. (2000). *The effect of hybrid layer thickness on bond strength: demineralized dentin zone of the hybrid layer*. www.elsevier.com/locate/dental

Heydrich, R. W. (2005). Pre-endodontic treatment restorations: A modification of the “donut” technique. *Journal of the American Dental Association*, 136(5), 641–642. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.2005.0236>

Hilton, T. J., Ferracane, J. L., & Broome, J. C. (2013). *Summitt's fundamentals of operative dentistry: a contemporary approach* (4^aed.). Hanover Park, IL: Quintessence Publishing Co. Inc.

Hou, J., Miao, L., Wang, C., Wang, P., Ao, Y., & Lv, B. (2015). Effect of CuO nanoparticles on the production and composition of extracellular polymeric substances and physicochemical stability of activated sludge flocs. *Bioresource Technology*, 176, 65–70. <https://doi.org/10.1016/j.biortech.2014.11.020>

Kracke, F., Vassilev, I., & Krömer, J. O. (2015). Microbial electron transport and energy conservation - The foundation for optimizing bioelectrochemical systems. In *Frontiers in Microbiology* (Vol. 6, Issue JUN). Frontiers Media S.A. <https://doi.org/10.3389/fmicb.2015.00575>

Lai, S. C., Mak, Y. F., Cheung, G. S., Osorio, R., Toledano, M., Carvalho, R. M., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2001). Reversal of compromised bonding to oxidized etched dentin. *Journal of dental research*, 80(10), 1919–1924. <https://doi.org/10.1177/00220345010800101101>

Luque-Martinez, I. v., Perdigão, J., Mnoz, M. A., Sezinando, A., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2014). Effects of solvent evaporation time on immediate adhesive properties of universal adhesives to dentin. *Dental Materials*, 30(10), 1126–1135. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.002>

Manimaran, V. S., Srinivasulu, S., Ebenezar, A. V. R., Mahalaxmi, S., & Srinivasan, N. (2011). Application of a proanthocyanidin agent to improve the bond strength of root dentin treated with sodium hypochlorite. *Journal of Conservative Dentistry*, 14(3), 306–308. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.85822>

Marending, M., Luder, H. U., Brunner, T. J., Knecht, S., Stark, W. J., & Zehnder, M. (2007). Effect of sodium hypochlorite on human root dentine - Mechanical, chemical and structural evaluation. *International Endodontic Journal*, 40(10), 786–793. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2007.01287.x>

Munksgaard, E. C. (2002). Wet or dry, normal or deproteinized dentin surfaces as substrate for dentin adhesives.

Nagpal R, Manuja, /, & Ik, P. (2013). Effect of Proanthocyanidin Treatment on the Bonding Effectiveness of Adhesive Restorations Effect of Proanthocyanidin Treatment on the Bonding Effectiveness of Adhesive Restorations in Pulp Chamber. In *The Journal of Clinical Pediatric Dentistry* (Vol. 38, Issue 1).

Nanci, A. (2018). Ten Cate's Oral Histology: Development, structure and function (9^a ed.). St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.

Nikaido, T., Takano, Y., Sasafuchi, Y., Burrow, M. F., & Tagami, J. (1999). Bond strengths to endodontically-treated teeth. *American journal of dentistry*, 12(4), 177–180.

Nima, G., Cavalli, V., Bacelar-Sá, R., Ambrosano, G. M. B., & Giannini, M. (2020). Effects of sodium hypochlorite as dentin deproteinizing agent and aging media on bond strength of two conventional adhesives. *Microscopy Research and Technique*, 83(2), 186–195. <https://doi.org/10.1002/jemt.23401>

Ortiz-Ruiz, A. J., Teruel-Fernández, J. de D., Alcolea-Rubio, L. A., Hernández-Fernández, A., Martínez-Beneyto, Y., & Gispert-Guirado, F. (2018). Structural differences in enamel and dentin in human, bovine, porcine, and ovine teeth. *Annals of Anatomy*, 218, 7–17. <https://doi.org/10.1016/j.aanat.2017.12.012>

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*, 27(1), 1–16. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.016>

Perdigão, J., Lopes, M., Geraldeli, S., Lopes, G. C., & García-Godoy, F. (2000). *Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding*. www.elsevier.com/locate/dental

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*, 21(9), 864–881. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.02.003>

Pimenta, L. A., Amaral, C. M., Bedran de Castro, A. K., & Ritter, A. V. (2004). Stability of dentin bond strengths using different bonding techniques after 12 months: total-etch, deproteinization and self-etching. *Operative dentistry*, 29(5), 592–598.

Pioch, T., Kobaslija, S., Huseinbegović, A., Müller, K., & Dörfer, C. E. (2001). The effect of NaOCl dentin treatment on nanoleakage formation. *Journal of Biomedical Materials Research*, 56(4), 578–583. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11400136>

Poggio, C., Scribante, A., della Zoppa, F., Colombo, M., Beltrami, R., & Chiesa, M. (2014). Shear bond strength of one-step self-etch adhesives to enamel: Effect of acid pretreatment. *Dental Traumatology*, 30(1), 43–48. <https://doi.org/10.1111/edt.12027>

Prasansuttiorn, T., Nakajima, M., Kunawarote, S., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2011). Effect of reducing agents on bond strength to NaOCl-treated dentin. *Dental Materials*, 27(3), 229–234. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.007>

Prati, C., Chersoni, S., & Pashley, D. H. (1999). *Effect of removal of surface collagen fibrils on resin-dentin bonding*. www.elsevier.com/locate/dental

Pucci, C. R., Barbosa, N. R., Bresciani, E., Yui, K. C., Huhtala, M. F., Barcellos, D. C., & Torres, C. R. (2016). Influence of Dentin Deproteinization on Bonding

Degradation: 1-year Results. *The journal of contemporary dental practice*, 17(12), 985–989.

Putzeys, E., Duca, R. C., Coppens, L., Vanoirbeek, J., Godderis, L., van Meerbeek, B., & van Landuyt, K. L. (2018). In-vitro transdental diffusion of monomers from adhesives. *Journal of Dentistry*, 75, 91–97. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2018.05.023>

Saber, S.-E. D. M., & El-Askary, F. S. (2009). *European Journal of Dentistry* 84.

Saboia, V. P. A., Nato, F., Mazzoni, A., Orsini, G., Putignano, A., Giannini, M., & Breschi, L. (2008). Adhesion of a Two-step Etch-and-Rinse Adhesive on Collagen-depleted Dentin. In *J Adhes Dent* (Vol. 10).

Sano, H., Chowdhury, A. F. M. A., Saikaew, P., Matsumoto, M., Hoshika, S., & Yamauti, M. (2020). The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. In *Japanese Dental Science Review* (Vol. 56, Issue 1, pp. 24–31). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2019.10.001>

Serino, G., Bignardi, C., Boccafoschi, C., Scotti, N., Berutti, E., & Audenino, A. (2019). Collagen cross-linker effect on the mechanical properties of the radicular hybrid layer in restorative dentistry: A nanoindentation study. *WIT Transactions on Engineering Sciences*, 124, 195–203. <https://doi.org/10.2495/MC190191>

Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive - A review. In *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentaria e Cirurgia Maxilofacial* (Vol. 55, Issue 4, pp. 194–206). Elsevier Doyma. <https://doi.org/10.1016/j.rpemd.2014.07.004>

Silva, G. O., Barcellos, D. C., Pucci, C. R., Borges, A. B., & Torres, C. R. (2009). Longitudinal bond strength evaluation using the deproteinized dentin technique. *General dentistry*, 57(4), 328–335.

Sim, T. P. C., Knowles, J. C., Ng, Y.-L., Shelton, J., & Gulabivala, & K. (2001). Effect of sodium hypochlorite on mechanical properties of dentine and tooth surface strain. In *International Endodontic Journal* (Vol. 34).

Sorsa, T., Tjäderhane, L. T., & Salo, T. (2004). Matrix metalloproteinases (MMPs) in oral diseases. <http://www.blackwellmunksgaard.com>

Stevens, C. D. (2014). Immediate shear bond strength of resin cements to sodium hypochlorite-treated dentin. *Journal of Endodontics*, 40(9), 1459–1462. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2014.02.022>

Svineng, G., Ravuri, C., Rikardsen, O., Huseby, N. E., & Winberg, J. O. (2008). The role of reactive oxygen species in integrin and matrix metalloproteinase expression

and function. In *Connective Tissue Research* (Vol. 49, Issues 3–4, pp. 197–202). <https://doi.org/10.1080/03008200802143166>

Tjäderhane, L., Nascimento, F. D., Breschi, L., Mazzoni, A., Tersariol, I. L. S., Geraldeli, S., Tezvergil-Mutluay, A., Carrilho, M. R., Carvalho, R. M., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2013). Optimizing dentin bond durability: Control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dental Materials*, 29(1), 116–135. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.08.004>

Truffier-Boutry, D., Demoustier-Champagne, S., Devaux, J., Biebuyck, J. J., Mestdagh, M., Larbanois, P., & Leloup, G. (2006). A physico-chemical explanation of the post-polymerization shrinkage in dental resins. *Dental Materials*, 22(5), 405–412. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.04.030>

Uceda-Gómez, N., Loguercio, A. D., Moura, S. K., Helena, R., Grande, M., Oda, M., Reis, A., & Dourado, A. (2007). Long-term bond strength of adhesive systems applied to etched and deproteinized dentin. www.scielo.br/jaos

Uceda-Gómez, N., Reis, A., Rocha De Oliveira, M., Dds, C., Dourado, A., Dds, L., Eloy, L., & Filho, R. (2003). Effect of sodium hypochlorite on the bond strength of an adhesive system to superficial and deep dentin efeito do hipoclorito de sódio na resistência de união de um sistema adesivo na dentina superficial e profunda.

Vallittu, P. K. (1997). Oxygen inhibition of autopolymerization of polymethylmethacrylate-glass fibre composite. In *Journal Of Materials Science: Materials In Medicine* (Vol. 8).

van Meerbeek, B., de Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P., van Landuyt, K., Lambrechts, P., & Vanherle, G. (2003). Adhesion to Enamel and Dentin_ Current Status and Future ... *Operative Dentistry*, 215–235.

van Meerbeek, B., Peumans, M., Poitevin, A., Mine, A., van Ende, A., Neves, A., & de Munck, J. (2010). Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. In *Dental Materials* (Vol. 26, Issue 2). <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.148>

van Meerbeek, B., Yoshihara, K., van Landuyt, K., Yoshida, Y., & Peumans, M. (2020). From Buonocore's pioneering acid-etch technique to self-adhering restoratives. A status perspective of rapidly advancing dental adhesive technology. *Journal of Adhesive Dentistry*, 22(1), 7–34. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a43994>

Vargas, M., & Armstrong, S. R. (1997). Resin-dentin shear bond strength and interfacial ultrastructure with or without a hybrid layer. <https://www.researchgate.net/publication/13747799>

Vongphan, N., Senawongse, P., Somsiri, W., & Harnirattisai, C. (2005). Effects of sodium ascorbate on microtensile bond strength of total-etching adhesive system to NaOCl treated dentine. *Journal of Dentistry*, 33(8), 689–695. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2005.01.008>

Wakabayashi, Y., Kondou, Y., Suzuki, K., Yatani, H., & Ynmasbita, A. (1994). *Effect of Dissolution of Collagen on Adhesion to Dentin*.

Wang, T. feng, Feng, X. wei, Gao, Y. xue, Wang, M., Wang, Y. ning, Sa, Y., & Jiang, T. (2017). Effects of different concentrations and exposure time of sodium hypochlorite on the structural, compositional and mechanical properties of human dentin. *Journal of Huazhong University of Science and Technology - Medical Science*, 37(4), 568–576. <https://doi.org/10.1007/s11596-017-1774-0>

Wang, Y., Chen, C., Zang, H. L., & Liang, Y. H. (2019). The recovery effect of proanthocyanidin on microtensile bond strength to sodium hypochlorite-treated dentine. *International Endodontic Journal*, 52(3), 371–376. <https://doi.org/10.1111/iej.13005>

Wang, Y., Zhu, M., & Zhu, X. X. (2021). Functional fillers for dental resin composites. In *Acta Biomaterialia* (Vol. 122, pp. 50–65). Acta Materialia Inc. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2020.12.001>

Weston, C. H., Ito, S., Wadgaonkar, B., & Pashley, D. H. (2007). Effects of Time and Concentration of Sodium Ascorbate on Reversal of NaOCl-Induced Reduction in Bond Strengths. *Journal of Endodontics*, 33(7), 879–881. <https://doi.org/10.1016/j.joen.2007.04.004>

Xiong, Y., Chen, J.-H., Wang, H., & Zhang, L. (2006). Evaluation of shear bond strength and microleakage of deproteinized dentin bonded with three total-etch adhesive systems. In *Int Chin J Dent* (Vol. 6).

Yamazaki, P. C. V., Bedran-Russo, A. K. B., & Pereira, P. N. R. (2008). The effect of load cycling on nanoleakage of deproteinized resin/dentin interfaces as a function of time. *Dental Materials*, 24(7), 867–873. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2007.11.005>

Yang, B., Chen, Y., & Shi, J. (2019). Reactive Oxygen Species (ROS)-Based Nanomedicine. *Chemical reviews*, 119 (8), 4881–4985. <https://doi.org/10.1021/acs.chemrev.8b00626>

Zhou, X., Huang, X., Li, M., Peng, X., Wang, S., Zhou, X., & Cheng, L. (2019). Development and status of resin composite as dental restorative materials. In *Journal of Applied Polymer Science* (Vol. 136, Issue 44). John Wiley and Sons Inc. <https://doi.org/10.1002/app.48180>

Anexos

Anexo I (Parecer da Comissão de Ética)

Comissão de Ética EGAS MONIZ



Proc. Interno nº 941

Ex.ma Senhora
Joana Sofia Lino

Monte de Caparica, 28 de janeiro de 2021.

Ex.ma Senhora,

Em resposta ao Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado **“Influência de dois agentes antioxidantes na resistência adesiva à dentina de restaurações pré-endodônticas após irrigação com hipoclorito de sódio”**, foi aprovado por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz

Prof.^a Doutora Maria Fernanda de Mesquita

Anexo II (Autorização para utilização do banco de dentes)




Requisição de Dente(s) do Banco de Dentes Humano (BDH)

Código | IMP.CDEM.02_00

N.º de entrada:		/	
Data:		/ /	
Nome Aluno / Docente/ Medico Dentista	Joana Sofia Martins Lino		
Número de aluno	112472	Ano curricular	5º ano MIMD
E-mail	joana.sofia.lino@gmail.com	Telefone	919150070
Dente(s) a requisitar	20 molares hígidos		
Objectivo da Requisição	<p>Requisito 20 molares hígidos para a minha Tese de Mestrado, em investigação.</p> <p>O título da investigação é "Influência de dois agentes antioxidantes na resistência adesiva à dentina de restaurações pré-endodónticas após irrigação com hipoclorito de sódio".</p> <p>O objetivo deste estudo é avaliar a influência de dois agentes antioxidantes na resistência adesiva à dentina de restaurações pré-endodónticas sujeitas a irrigação com hipoclorito de sódio.</p> <p>Esta investigação tem a orientação da Professora Alexandra Pinto Rodrigues.</p>		
Assinatura do Requirante		Data	12/01/2021
Autorização da Direcção Clínica	<input checked="" type="checkbox"/> Sim	<input type="checkbox"/> Não	Motivo:

Assinatura da Direcção Clínica		Data	12/01/2021
-----------------------------------	---	------	------------

Tomei conhecimento da resposta:

Assinatura do Requisitante		Data	14/1/21
-------------------------------	---	------	---------