



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EFICÁCIA DE UM NOVO SISTEMA ADESIVO NO SELAMENTO IMEDIATO
DA DENTINA (IDS)**

Trabalho submetido por

Alina Moscovciuc

para a obtenção do grau de **Mestre em Medicina Dentária**

novembro de 2022



INSTITUTO UNIVERSITÁRIO EGAS MONIZ

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**EFICÁCIA DE UM NOVO SISTEMA ADESIVO NO SELAMENTO IMEDIATO
DA DENTINA (IDS)**

Trabalho submetido por

Alina Moscovciuc

para a obtenção do grau de **Mestre em Medicina Dentária**

Trabalho orientado por

Prof. Doutora Alexandra Pinto

e coorientado por

Mestre Tomás Amorim Afonso

novembro de 2022

Dedicatória

*Para a minha querida Avó, Anna
a estrelinha mais brilhante no céu.*

Agradecimentos

À Prof. Doutora Alexandra Pinto, que foi sem dúvida um alicerce indispensável para a realização deste trabalho. Por todo o apoio e pela constante e incansável disponibilidade. Obrigada por toda a ajuda, ensinamento e palavras de incentivo que me transmitiu ao longo do meu percurso na clínica.

Ao Mestre Tomás Amorim Afonso, por ter partilhado comigo a sua paixão pela Medicina Dentária, pelos inúmeros conhecimentos transmitidos e por todo o apoio e incentivo ao longo do curso.

Ao IUEM e ao Prof. Doutor José João Mendes, pela amizade, incentivo permanente à nossa formação e profissionalismo durante estes 7 anos, um espaço que certamente chamo de minha segunda casa.

À Prof. Doutora Ana Mano Azul, por toda a ajuda essencial no início do meu percurso em Medicina Dentária, e por ter transmitido a paixão pela Dentisteria.

Ao Prof. Doutor Mário Polido, pela autorização e cedência dos equipamentos e materiais do Laboratório de Biomateriais.

Ao Prof. Doutor Luís Proença, pela sua incansável ajuda, disponibilidade e paciência na realização do tratamento estatístico deste trabalho.

Ao Mestre Paulo Monteiro, pelo material que me disponibilizou imprescindível para a realização deste projeto.

À AAIUEM, que me fez sair da zona de conforto. Agradeço a todos os que fizeram com que fosse uma experiência inesquecível, onde aprendi verdadeiramente o significado de espírito de equipa, compromisso e lealdade.

Aos meus Pais pelo esforço para me darem esta oportunidade na vida.

Aos meus Avós, por acreditarem sempre em mim e apoiarem todas as minhas decisões. Por me proporcionarem todos os meios para a conquista dos meus sonhos e por me desejarem sempre o melhor.

À Diana por ser a minha pessoa e à Isabel que abracei como uma irmã. Por todas as memórias que criámos juntas, mesmo nas situações mais difíceis da minha vida, por todos os momentos que nos uniram e por estarem sempre presentes.

À minha querida Inês. Por teres sido o meu pilar tanto a nível pessoal como académico. Obrigada por toda a amizade e apoio diário, companheirismo e espírito de entre-ajuda. Por todas as memórias que criámos ao longo dos últimos 2 anos. Sabes bem o lugar que ocupas no meu coração. #MíticaBox10

Às Marcelinas, pela amizade e constante apoio durante o curso, à Mariana, Inês, Pipa, Rita e Catarina.

Resumo

Objetivo: Comparar a resistência adesiva (μ TBS) de um sistema adesivo funcional e a sua combinação com uma resina composta *flowable*, com uma estratégia *gold-standard* no selamento imediato da dentina (IDS).

Materiais e Métodos: 24 molares hígidos foram distribuídos aleatoriamente por 3 grupos experimentais, tendo sido submetidos ao IDS para uma posterior restauração indireta em resina composta. Os grupos incluíam o controlo OptiBond™ FL (OFL) e dois grupos experimentais Clearfil™ SE Protect (CP) e Clearfil™ SE Protect + *flow* (CPF). O micrótomo foi programado para o corte nos seus eixos X e Y, dando origem a palitos com secção transversal de $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$. Todos os grupos foram armazenados em dois tempos diferentes – ao imediato (24h) e a longo prazo (3 meses) – em saliva artificial, para posterior ensaio de μ TBS. Os resultados foram tratados estatisticamente com o teste *one-way* ANOVA seguido do teste *Post-Hoc* Turkey HSD. Nas metodologias de análise estatística inferencial, o nível de significância definido foi de 5%, com aceitação da hipótese nula caso $p > 0,05$.

Resultados: Os grupos OFL_24 e OFL_3M apresentaram diferenças estatisticamente significativas nos valores de μ TBS no imediato e a longo prazo ($p < 0,001$). Não foram verificadas diferenças significativas entre os grupos CP e CPF, tanto a curto como a longo prazo ($p > 0,05$) no teste de microtração. O tempo de armazenamento não influenciou a resistência adesiva dos agentes de IDS utilizados.

Conclusão: A utilização do adesivo OFL como agente de IDS influencia os valores de resistência adesiva à restauração indireta em resina composta. O adesivo CP e CP na combinação com o *flow* demonstraram valores de resistência adesiva semelhantes, pelo que não existem vantagens em revestir este sistema adesivo com resina fluída. Ambas as afirmações são verdadeiras no imediato e após 3 meses de armazenamento em saliva.

Palavras-chave: IDS, resistência adesiva, Clearfil SE Protect, MDPB.

Abstract

Introduction: To compare the microtensile bond strength (μ TBS) of a functional adhesive and its combination with flowable resin composite, with a gold-standard strategy in immediate dentin sealing (IDS).

Materials and Methods: 24 permanent sound human molars were randomly allocated to 3 experimental groups and subjected to IDS for a subsequent indirect composite restoration. Groups included control OptiBond™ FL (OFL) and two experimental groups Clearfil™ SE Protect (CP) and Clearfil™ SE Protect + flow (CPF). Microtome was programmed to cut in its X and Y axes, so microspecimens were obtained with a cross-section $1\pm0,2\text{ mm}^2$. All groups were stored in two different times – immediate (24h) and long-term (3 months), in artificial saliva, for a subsequent μ TBS test. Results were statistically treated with one-way ANOVA test followed by the Post-Hoc Turkey HSD test. In the methodologies of inferential statistical analysis, the significance level set was 5%, with acceptance of the null hypothesis if $p > 0.05$.

Results: The OFL_24 and OFL_3M groups showed significant differences in μ TBS values in both short and long-term ($p<0.001$). There were no significant differences between CP and CPF groups, both in the short and long term ($p>0.05$) in the microtensile bond strength test. Storage time did not influence the microtensile bond strength of the used IDS agents.

Conclusion: The use of the OFL adhesive as IDS agent influences the microtensile bond strength values in indirect composite restoration. The CP adhesive and CP in combination with flow showed similar bond strength values, so there are no advantages in coating this adhesive system with flowable resin. Both sentences are true at 24h and after 3 months storage time.

Key words: IDS, adhesive strength, Clearfil SE Protect, MDPB.

Índice Geral

I. INTRODUÇÃO	13
1. Composição e Estrutura dos Substratos Dentários.....	13
1.1. Esmalte	14
1.2. Dentina	15
2. Adesão e Sistemas Adesivos	16
2.1. Mecanismos de Adesão	17
2.2. Evolução dos Sistemas Adesivos	18
2.3. Sistemas adesivos <i>etch-and-rinse</i>	19
2.4. Sistemas adesivos <i>self-etch</i>	20
3. Restaurações Indiretas.....	22
3.1. Restauração indireta a resina composta vs. cerâmica.....	23
4. Selamento Imediato da Dentina (IDS)	25
4.1. IDS <i>etch-and-rinse</i> vs. <i>self-etch</i>	25
4.2. Vantagens da técnica	26
4.3. Técnica passo a passo.....	27
5. Estudo da interface adesiva <i>in vitro</i>	27
5.1. <i>Microtensile Bond Strength</i>	28
6. Enquadramento	30
II. OBJETIVOS DO ESTUDO	31
III. HIPÓTESES DO ESTUDO.....	31
IV. MATERIAIS E MÉTODOS.....	33
1. Amostra de estudo.....	33

2. Materiais	34
3. Protocolo de preparação das amostras	37
3.1. Selamento imediato da dentina	38
3.2. Procedimento restaurador indireto	43
3.3. Teste de resistência adesiva à microtração	47
4. Análise estatística	49
V. RESULTADOS	51
1. Análise da Resistência Adesiva (μ TBS)	51
VI. DISCUSSÃO	57
VII. CONCLUSÕES	65
1. Relevância Clínica	65
2. Perspetivas Futuras	66
VIII. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	67

Índice de Figuras

Figura 1. Amostra exemplificativa.....	33
Figura 2. Amostra fixada no suporte acrílico com cera colante.....	37
Figura 3. Micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark).	37
Figura 4. Máquina polidora (LabolPol-4, Struers A/S, Ballerup, Denmark).	38
Figura 5. Protocolo de realização do IDS do grupo experimental OFL_24 e OFL_3M. (1) dente hígido; (2) dente seccionado; (3) aplicação de ácido ortofosfórico; (4) aplicação do primer; (5) aplicação do bond; (6) fotopolimerização durante 20 segundos a 700 mW/cm ³	40
Figura 6. Protocolo de realização do IDS dos grupos experimentais CP_24, CP_3M, CPF_24 e CPF_3M. (1) dente seccionado; (2) aplicação do primer acídico; (3) aplicação do bond; (4) fotopolimerização durante 20 segundos a 700 mW/cm ³ ; (5) aplicação do flow após o IDS (apenas para os grupos CPF_24 e CPF_3M).	40
Figura 7. Fotopolimerizador COXO® DB 686 (Froshan COXO Medical Instruments, Guangdong, China).	41
Figura 8. Estufa (Memmert INE 400, Schwabach, Germany).	41
Figura 9. Restauração provisória.....	42
Figura 10. Conformador Porcelain Sampler (Smile Line, Saint-Imier, Switzerland)....	43
Figura 11. Disco de resina composta Filtek™ Supreme XTE.	43
Figura 12. Amostra exemplificativa da restauração indireta no dente.	45
Figura 13. Amostra após secção nas direções X e Y.	45
Figura 14. Esquema representativo da preparação das amostras para o teste de microtração.....	47
Figura 15. Craveira digital - Storm Digital Caliper (CDC/N 0-150 mm, Pontoglio, BS, Itália).	48
Figura 16. Palito fixado no jig de Geraldeli.	48
Figura 17. Máquina de testes universal (Shimadzu, Autograph AG-IS, Tokyo, Japan).	48
Figura 18. Microscópio ótico (EMZ-8TR, MejiTechno Co., Ltd., Saitama, Japan).	49
Figura 19. Esquema representativo do tipo de fratura.	49
Figura 20. Diagrama de extremos e quartis da resistência adesiva entre os grupos experimentais e tempos de armazenamento.	52

Figura 21. Gráfico de barras comparativo da resistência adesiva (MPa) e desvio padrão de cada grupo experimental às 24h e aos 3 meses.53

Índice de Tabelas

Tabela 1. Composição e especificação técnica dos materiais utilizados.....	34
Tabela 2. Instruções para a realização do IDS com OptiBond™ FL (Kerr Corporation, USA) (Protocolo de cimentação de restaurações indiretas IUEM – Departamento de Medicina Dentária Conservadora).	39
Tabela 3. Instruções para o selamento como pré-tratamento para restauração indireta com Clearfil™ SE Protect (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japan).....	39
Tabela 4. Instruções do fabricante da Resina Composta Filtek™ Supreme XTE.	43
Tabela 5. Protocolo de preparação do disco em resina composta para posterior restauração indireta (Protocolo de cimentação de restaurações indiretas IUEM – Departamento de Medicina Dentária Conservadora).	44
Tabela 6. Protocolo de preparação dos grupos experimentais para a adesão da restauração indireta (Protocolo de cimentação de restaurações indiretas IUEM – Departamento de Medicina Dentária Conservadora).	44
Tabela 7. Protocolo da cimentação da restauração indireta com resina composta Filtek™ Z100 (3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA) (Protocolo de cimentação de restaurações indiretas IUEM – Departamento de Medicina Dentária Conservadora).	45
Tabela 8. Análise quanto ao tipo de fraturas obtidas em cada grupo experimental (%). 51	
Tabela 9. Resultados da média, desvio padrão, valor mínimo e máximo relativamente aos valores de resistência adesiva (MPa) consoante os grupos experimentais e tempo de armazenamento.....	52
Tabela 10. Teste <i>one-way</i> ANOVA.	53
Tabela 11. Teste Post-Hoc de <i>Turkey</i> HSD.....	54
Tabela 12. Teste Post-Hoc de <i>Turkey</i> HSD - subconjuntos homogêneos.	55
Tabela 13. Teste paramétrico T- <i>Student</i>	56

Lista de Siglas

4-META – 4-metacriloxietil-trimelitato-anidrido

10-MDP – 10-metacriloiioxidecil dihidrogenofosfato

μ TBS – *microtensile bond strength*

ABRZ – *acid-base resistant zone*

ADM – *Academy of Dental Materials*

Bis-EMA – bisfenol-A dimetacrilato etoxilado

Bis-GMA – bisfenol-A glicidil dimetacrilato

CAD/CAM – *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing*

CP – Clearfil™ SE Protect

CPF – Clearfil™ SE Protect + *flow*

ER – *etch-and-rinse*

FPT – falha pré-teste

HAp – hidroxiapatite

HEMA – 2-hidroxietil metacrilato

IDS – *immediate dentin sealing*

MDPB – 12-brometo de metacriloiioxidodecilmiridínio

MMPs – metaloproteinases da matriz

NaF – fluoreto de sódio

OFL – OptiBond™ FL

QAC – amónia quaternária polimerizável

SE – *self-etch*

SEM – microscopia eletrónica de varrimento

SiC – carbeto de silício

TEGDMA – dimetacrilato de trietileno glicol

UDMA – dimetacrilato de uretano

I. Introdução

Durante muito tempo as restaurações diretas em amálgama e ouro integravam a rotina da clínica restauradora (Barabanti et al., 2015). Atualmente, a dentisteria adesiva enfrenta desafios na adoção de novos materiais dentários e tecnologias, de modo a satisfazer as elevadas exigências dos pacientes por restaurações cada vez mais estéticas e conservadoras (Berrantes & Carlos, 2018). As alternativas estéticas incluem restaurações diretas em resina composta e restaurações indiretas (como os *inlays*, *onlays* e *overlays*) em resina composta, cerâmica ou materiais híbridos (Barabanti et al., 2015; Gailani et al., 2021). Os preparos para as restaurações indiretas tendem a ser minimamente invasivos e bastante conservadores, exigindo menos requisitos mecânicos na preparação para fins de retenção. Desta forma, o fator adesivo torna-se um ponto crítico no sucesso da reabilitação clínica (Abad-Coronel et al., 2019).

1. Composição e Estrutura dos Substratos Dentários

O esmalte e a dentina apresentam uma composição muito distinta, apesar de serem tecidos altamente mineralizados e compostos por uma matriz organizada cuja unidade fundamental são os cristais de hidroxiapatite carbonatados (Bartlett, 2013; Kumar, 2014).

O esmalte envolve a coroa do dente, delimitando-o e conferindo a sua morfologia (Chiego, 2018). É constituído maioritariamente por matéria inorgânica, cerca de 96% em peso de cristais de hidroxiapatite (HAp), sendo o restante composto por 3% de água e 1% de conteúdo orgânico residual (Kumar, 2014). A componente orgânica, por sua vez, é composta por proteínas não-colagénicas, incapazes de formar colagénio, das quais se destacam as amelogeninas, enamelinas e as ameloblastinas (Kumar, 2014; Nanci & TenCate, 2013).

Por sua vez, a dentina é um tecido conjuntivo mineralizado, constituindo a maior parte em massa e volume do dente. Dada a sua formação anterior ao esmalte, a mesma determina a forma e a anatomia da coroa, a dimensão e o número das raízes (Kumar, 2014; Nanci & TenCate, 2013). A componente inorgânica, à semelhança do esmalte, é composta por cristais de HAp, embora em menor quantidade e organização, sendo que o seu conteúdo orgânico é a parte mais relevante neste substrato (Bartlett, 2013; Chiego, 2018).

O esmalte é rico em conteúdo inorgânico, pelo que é mais duro e altamente resistente à força, do que qualquer outro tecido do corpo humano. Por outro lado, a dentina sendo rica em conteúdo orgânico, é mais resiliente do que o esmalte. Estes tecidos apresentam uma capacidade regenerativa diferente em resposta às diversas agressões a que são sujeitos, pelo que tais variações refletem propriedades diferentes de cada substrato (Neel et al., 2016).

1.1. Esmalte

A estrutura e a composição do esmalte conferem-lhe propriedades únicas. O seu elevado conteúdo mineral composto por cristais firmemente unidos, faz deste tecido uma estrutura microporosa, conferindo-lhe translucidez, dependendo da sua espessura (Beniash et al., 2019).

O facto de apresentar uma elevada dureza, módulo de elasticidade e resistência ao desgaste, confere-lhe uma elevada estabilidade (Habelitz et al., 2001). Não obstante, apresenta uma baixa resistência à tração, com capacidade de deformação plástica limitada e uma maior propensão à propagação de fraturas, explicando, desta forma, a sua friabilidade (Cuy et al., 2002; Giannini et al., 2004). Esta última propriedade é camuflada pela elevada resistência à compressão e resiliência proporcionada pela dentina, que lhe serve de suporte (Ryou et al., 2011).

Quimicamente, este substrato é uma estrutura cristalina altamente mineralizada, formado a partir de ameloblastos. A nível estrutural, consiste em cristais de HAp dispostos por inúmeros prismas de esmalte unidos pela matriz orgânica, que variam de forma, diâmetro e orientação. Esta orientação parece estar particularmente correlacionada com a dissolução dos cristais de HAp (Ritter, 2019). A fórmula da HAp é bastante variável, pelo que os iões como o flúor podem substituir os iões hidroxilo, presentes na superfície do esmalte (formando cristais de fluorapatite), levando consequentemente à diminuição da solubilidade dos mesmos. Como tal, estas trocas iónicas são de extrema importância, na medida em que estes cristais proporcionam uma menor taxa de desmineralização do esmalte e fomentam a sua remineralização (Park et al., 2008; Ritter, 2019).

Embora o esmalte seja um tecido duro e denso devido ao seu elevado teor de HAp, este atua como uma membrana permeável a determinados iões e moléculas (Thompson & Silva, 2013).

1.2. Dentina

A dentina é um substrato biológico constituído por cristais de HAp incorporados numa matriz de colagénio, transmitindo cor e uma base elástica ao esmalte subjacente, sendo indiretamente responsável pela força e durabilidade das estruturas dentárias, atuando como uma barreira protetora para os tecidos vitais da polpa (Carvalho et al., 2012; Perdigão, 2010).

A matriz dentinária é atravessada por inúmeros túbulos dentinários, contendo odontoblastos, que são, por sua vez, responsáveis pela produção e manutenção da dentina. Tais estruturas encontram-se distribuídas por toda a sua espessura, revestidos por uma camada de dentina peritubular, mais mineralizada do que a dentina intertubular circundante. Por sua vez, os odontoblastos são considerados parte dos tecidos pulpares e dentinários uma vez que os seus corpos celulares se relacionam com a câmara pulpar e os seus prolongamentos se estendem para os túbulos dentinários. Por esta razão, a dentina é caracterizada como um tecido vivo, com capacidade de reagir a estímulos fisiológicos e patológicos, e potencial regenerador que o esmalte não dispõe (Nanci & TenCate, 2013; Neel et al., 2016; Ritter, 2019).

Ao contrário do esmalte, o conteúdo inorgânico da dentina constitui cerca de 70% em peso na forma de HAp. No que concerne à componente orgânica, esta é maioritariamente constituída por fibras de colagénio tipo I, representando cerca do 20% e os restantes 10% por água, uma quantidade consideravelmente maior à encontrada no esmalte (Goldberg, 2011; Linde & Goldberg, 1993). A matriz orgânica e a sua arquitetura tubular proporcionam uma grande capacidade de resistência às forças de compressão, tensão e flexão, servindo de suporte para o esmalte dentário (Perdigão et al., 2013; Ritter, 2019).

1.2.1. Tipos de dentina

Podemos classificar a dentina em vários tipos de acordo com o seu tempo de desenvolvimento e as particularidades histológicas do tecido.

A dentina primária é formada rapidamente durante a formação do dente e possui uma rede compacta de colagénio. É constituída por uma rede de fibras de colagénio de tipo I que se mineralizam devido a proteínas não colagénicas. A parte externa da dentina primária (dentina do manto) é menos mineralizada do que a dentina circumpulpar. Esta dentina é sintetizada até à formação completa da raiz (Bleicher et al., 2015; Tjäderhane et al., 2009).

A dentina secundária é aquela que se encontra adjacente à polpa, sintetizada continuamente a um ritmo mais lento ao da dentina primária. A composição química e a organização estrutural desta dentina são idênticas às da dentina primária. É conhecida por possuir uma disposição dos túbulos dentinários mais irregular, apresentando uma curvatura em “s” como defesa pulpar, tornando esta dentina menos permeável (Bleicher et al., 2015; Goldberg, 2011; Tjäderhane et al., 2009).

Enquanto os tipos de dentina supramencionados são resultantes de um processo fisiológico, a dentina terciária é sintetizada por odontoblastos quando os dentes sofrem uma agressão externa, em resposta a estímulos patológicos. Esta dentina pode ainda diferenciar-se em dentina reacional e reparadora, que difere pela natureza da resposta da polpa, tipo de células envolvidas no processo dentinogénico e a estrutura do tecido mineralizado depositado (Bleicher et al., 2015). Segundo Tjäderhane et al. (2009), a dentina reacional é formada por odontoblastos pré-existentes, é tubular e a sua estrutura é semelhante à dentina secundária. Por sua vez, a dentina reparadora possui uma estrutura e mineralização mais variável, sendo formada por *odontoblast-like cells*.

2. Adesão e Sistemas Adesivos

Segundo a *American Society for Testing and Materials* a adesão é definida como “estado em que duas superfícies de natureza igual ou distinta se mantêm unidas por forças interfaciais, que podem ser físicas, químicas ou ambas”.

A utilização de sistemas adesivos iniciou-se em 1955, com Buonocore, que propôs o conceito de *etching*, isto é, a aplicação de ácido fosfórico no esmalte, com o objetivo de criar microporosidades, permitindo desta forma a adesão das resinas compostas (Buonocore, 1955; Söderholm, 2007). Desde aí, a adesão ao esmalte permaneceu consistente ao longo de vários anos, revelando-se a adesão à dentina mais imprevisível, levando a sucessivas modificações dos sistemas adesivos, focadas na necessidade de ultrapassar os obstáculos na adesão à dentina (Coelho et al., 2012).

Hoje em dia, lidamos com o conceito de uma Dentisteria Minimamente Invasiva, em que o sucesso da restauração assenta na integridade e longevidade da interface criada entre o material restaurador e o substrato, em detrimento da retenção macromecânica da cavidade a restaurar, como defendido antigamente (Cardoso et al., 2011; Desai et al., 2021).

2.1. Mecanismos de Adesão

A interação dos sistemas adesivos com os diferentes substratos, nomeadamente o esmalte e a dentina, é bastante diferenciada, estando intimamente relacionada com as características estruturais, morfológicas e histológicas destes substratos biológicos (Langer & Ilie, 2013).

A previsibilidade na adesão ao esmalte deve-se ao facto de ser um substrato homogéneo, essencialmente composto por cristais de HAp bem organizados em prismas, apresentando valores de adesão usualmente mais elevados. O condicionamento ácido promove o aumento da energia de superfície e cria microporosidades na superfície do esmalte, cuja microretenção é o mecanismo ideal para a adesão micromecânica (Coelho et al., 2012; Perdigão, 2020; Van Meerbeek et al., 2020). O objetivo deste condicionamento é desidratar e desmineralizar completamente o esmalte a fim de se criar uma interligação com a resina polimerizada (Fusayama, 1992; Peumans et al., 2014).

Em contrapartida, a dentina é caracterizada por ser um substrato mais heterogéneo, variável e dinâmico, tornando a técnica de adesão a este tecido mais sensível e imprevisível (Coelho et al., 2012; Perdigão, 2020). Sendo que o condicionamento ácido na dentina e a subsequente lavagem não desmineraliza apenas, mas também remove a *smear layer* expondo a rede de fibras de colagénio que compõem o substrato, torna a

dentina um substrato desafiante em termos adesivos (Van Meerbeek et al., 2020). Para ocorrer a formação da camada híbrida (camada de resina infiltrada na matriz de colagénio) neste substrato, torna-se importante manter a rede de colagénio hidratada e com uma energia de superfície suficiente para a subsequente infiltração dos monómeros de resina, o que nem sempre é fácil de controlar (Anusavice et al., 2013; Nakabayashi et al., 1991; Spencer et al., 2010). Devido às diferenças de conteúdo mineral que o esmalte e a dentina apresentam, a adesão à dentina torna-se mais peculiar e desafiante, como supramencionado, uma vez que o colapso das fibras de colagénio pode resultar em falhas de adesão (Van Meerbeek et al., 2020).

Existem dois tipos de adesão – a adesão micromecânica e a adesão química. É possível obter uma adesão micromecânica através de microretenções, com a formação de microporosidades que levará à formação de *resin-tags*, que se entrelaçam mecanicamente para aderir. Estas microretenções podem tanto ser obtidas quimicamente, através do condicionamento ácido, como mecanicamente, aquando do preparo cavitário. A adesão química poderá ser alcançada através de ligações químicas de monómeros funcionais específicos, resultando na união de iões de cálcio da HAp à resina, sendo este tipo de adesão o ideal para a dentina (Perdigão, 2020; Van Meerbeek et al., 2020).

Sabe-se que a interface adesiva é passível de degradação através de vários mecanismos, sendo que os mais frequentes incluem a degradação hidrolítica e a enzimática (Souza et al., 2018). A degradação hidrolítica provocada pela absorção de água, e devido às características hidrofílicas dos sistemas adesivos, leva ao fenómeno de degradação da camada híbrida (Perdigão et al., 2013). Por sua vez, a degradação enzimática deve-se à ativação das metaloproteinases da matriz (MMPs), que são enzimas capazes de degradar a matriz de colagénio (Sekton, 2010). As MMPs podem ser ativadas num ambiente com pH baixo, aquando do condicionamento ácido, conduzindo à degradação do colagénio presente na camada híbrida com o decorrer do tempo (Perdigão et al., 2013; Souza et al., 2018).

2.2. Evolução dos Sistemas Adesivos

O desenvolvimento e a utilização cada vez mais regular dos materiais adesivos, começou a revolucionar a Medicina Dentária Restauradora e Preventiva em múltiplos

aspectos. Desde então, e com a evolução dos sistemas adesivos, o conceito convencional do preparo cavitário tem sofrido alterações, uma vez já não ser necessário preparar a cavidade baseando-se apenas na retenção mecânica. Os adesivos dentários tornaram-se então fulcrais para o sucesso dos materiais restauradores (Migliau, 2017). A necessidade cada vez mais crescente do conceito de Dentisteria Minimamente Invasiva, conduziu a uma intensa pesquisa no campo dos materiais adesivos (Desai et al., 2021).

Atualmente, os sistemas adesivos podem classificar-se em *etch-and-rinse* (ER) e *self-etch* (SE), consoante a sua forma de interação com o tecido dentinário. A técnica adesiva ER remove a *smear-layer* através da aplicação do ácido ortofosfórico, enquanto que a técnica SE a modifica, mantendo-a como substrato durante o processo da adesão (Van Landuyt et al., 2007). Adicionalmente, a procura cada vez mais por materiais mais versáteis, levou ao aparecimento de uma nova família de adesivos – adesivos universais ou multimodo – podendo ser utilizados quer como adesivos ER ou SE (Sezinando, 2014).

2.3. Sistemas adesivos *etch-and-rinse*

A técnica adesiva ER foi a primeira técnica a ser introduzida, podendo ser utilizada em dois ou três passos. Tradicionalmente, a técnica de três passos consiste na aplicação de um ácido, seguido de um *primer* hidrofílico e posteriormente um agente adesivo hidrofóbico (*bond*). Por sua vez, a diferença para a técnica de dois passos é que o *primer* e *bond* estão misturados numa solução única (Sezinando, 2014; Van Meerbeek et al., 2003).

Nestes sistemas adesivos, o condicionamento ácido remove tanto a *smear-layer* como os *smear-plugs* da dentina, aumentando a sua permeabilidade e expondo as fibras de colagénio. Este passo é considerado um passo crítico, sendo que é necessário manter uma adequada humidade da dentina, uma vez que a desidratação excessiva da mesma poderá conduzir ao colapso das fibras, impedindo a subsequente infiltração dos monómeros de resina. Por outro lado, uma hidratação excessiva pode comprometer a qualidade da interface adesiva. Além disso, a remoção completa da *smear-layer* pode ainda resultar num aumento da sensibilidade pós-operatória (Coelho et al., 2012; Perdigão, 2007).

O *primer*, aplicado subsequentemente ao ácido, que contém na sua composição solventes hidrofílicos – 2-hidroxietil metacrilato (HEMA), dissolvidos em solventes

orgânicos (acetona, etanol e/ou água) tem diversas finalidades, entre as quais: melhorar a molhabilidade e expandir a matriz de colagénio, deslocar a água residual da sua superfície e transformá-la numa superfície mais hidrofóbica, assegurando, desta forma, uma energia de superfície dentinária mais elevada, de forma a permitir uma adequada infiltração do *bond* (Coelho et al., 2012; Van Landuyt et al., 2008).

A aplicação do *bond* constitui o passo subsequente ao *primer*, com o objetivo de formar uma camada de fibras de colagénio totalmente infiltrada por resina, formando *resin-tags* (retenção micromecânica) (Coelho et al., 2012). Os seus principais constituintes são dimetacrilatos hidrofóbicos que permitem a co-polimerização com o *primer*, destacando-se o bisfenol-A glicidil dimetacrilato (Bis-GMA), dimetacrilato de uretano (UDMA) e dimetacrilato de trietileno glicol (TEGDMA) (Moszner et al., 2005).

Entre os diversos sistemas adesivos existentes no mercado, o OptiBond FL (Kerr, Orange, CA, USA) utilizado na técnica adesiva ER de três passos é considerado *gold-standard* de adesão ao esmalte. Por sua vez, este demonstra valores superiores de resistência adesiva, maior grau de conversão e menor nanoinfiltração quando comparado com outros sistemas adesivos (Loguercio et al., 2014).

2.4. Sistemas adesivos *self-etch*

Para colmatar algumas limitações associadas à técnica ER, como o controlo correto do grau de humidade da dentina, foi introduzida uma nova família de adesivos – *self-etch* ou autocondicionantes (Sezinando, 2014).

Não sendo necessária a aplicação isolada do ácido, este adesivo dispõe de um *primer* ácido que dissolve parcialmente a *smear-layer* e os cristais de HAp, resultando numa camada híbrida que incorpora os mesmos como substrato (Perdigão, 2007). Por possuírem um pH menos ácido, a desmineralização e a impregnação dos monómeros de resina ocorrem em simultâneo e à mesma profundidade, minimizando a possibilidade de formação de uma zona de colagénio não infiltrada por resina, suscetível à degradação hidrolítica (Oliveira et al., 2004). No entanto, devido ao seu valor de pH, esta técnica resulta numa desmineralização mais superficial do esmalte. Embora esta estratégia adesiva seja considerada o “*gold-standard*” da adesão à dentina, no esmalte apresenta uma resistência adesiva inferior. Para contornar este problema, recomenda-se proceder à

técnica *selective enamel etching*, que condiciona apenas as margens em esmalte com ácido ortofosfórico de forma tradicional (Perdigão, 2007; Sezinando, 2014).

Estes adesivos trouxeram algumas vantagens, simplificando os procedimentos clínicos na medida em que levam à diminuição da sensibilidade técnica, existindo menos etapas no procedimento clínico, o que não só permite uma menor margem para erros técnicos, nomeadamente na secagem da dentina, como também economiza tempo e diminui a sensibilidade pós-operatória (Coelho et al., 2012; Sezinando, 2014).

Em oposição aos adesivos ER, os adesivos SE para além da adesão micromecânica, apresentam potencial de adesão química. De facto, verifica-se uma interação química entre os monómeros acídicos funcionais com os cristais de HAp (Milia et al., 2012; Sezinando, 2014). Quimicamente são constituídos por grupos específicos de carboxilo ou fosfato, como o 4-metacriloxietil-trimelitato-anidrido (4-META), 10-metacriloiloxidecil dihidrogenofosfato (10-MDP) e 12-brometo de metacriloiloxidodecilpiridínio (MDPB), com potencial de ligação química aos materiais restauradores e estabelecimento de ligações iónicas ao cálcio proveniente da HAp (Giannini et al., 2015; Shibuya et al., 2019). Como tal, os adesivos que contêm estes monómeros, revelam de forma bastante consistente um desempenho favorável, particularmente no que diz respeito ao aumento da resistência adesiva a longo prazo (Matsui et al., 2015).

Tem sido descrita uma zona de resistência ácido-base, denominada de ABRZ (*acid-base resistant zone*), observada pela primeira vez por Tsuchiya et al. (2004). Embora o mecanismo da sua formação ainda não esteja claro, quando formada, esta zona encontra-se subjacente à camada híbrida aquando da utilização de alguns adesivos SE. Presumiu-se que a penetração dos monómeros para além da camada híbrida e a interação química entre os monómeros funcionais acídicos e os cristais de HAp pode contribuir para a formação da ABRZ (Li et al., 2010). Esta camada desempenha um papel essencial na prevenção de lesões de cárie secundárias, selamento marginal e durabilidade das restaurações (Matsui et al., 2015).

2.4.1. Clearfil™ SE Protect

No sentido de expandir a tecnologia adesiva, a *Kuraray Noritake Dental Inc.* desenvolveu um sistema adesivo *self-etch* de dois passos – Clearfil™ SE Protect – que

contém na sua composição do *primer* um monómero antibacteriano MDPB e um *bond* com libertação contínua de flúor (Kuraray, 2014).

O MDPB é um monómero de metacrilato de amónio quaternário polimerizável, cuja incorporação em sistemas adesivos tem demonstrado uma forte componente bactericida. Este monómero permanece imobilizado na presença de outros monómeros. Deste modo, confere um efeito inibidor do crescimento bacteriano e das MMPs, contudo, sem comprometer a resistência da interface adesiva (Belmar da Costa et al., 2021; Hashimoto et al., 2018; Ozel et al., 2016). Assim, o MDPB pode inibir as enzimas colagenolíticas, conferindo um efeito protetor à camada híbrida (Imazato et al., 2003; Tezvergil-Mutluay et al., 2015). O grau de polimerização deste monómero é aproximadamente de 70%, de forma a que o conteúdo residual não polimerizado possui efeito bactericida mesmo após a polimerização (Imazato et al., 1998).

O fluoreto de sódio (NaF) contido no Clearfil SE Protect é revestido por uma cápsula polimérica única que permite a libertação de flúor ao longo do tempo, mantendo a integridade da interface adesiva. Podemos também contar com a formação de uma camada denominada de “super dentina”, na qualidade de ABRZ, capaz de proteger a dentina subjacente (Kuraray, 2014) já descrita anteriormente. Após vários estudos, chegou-se à conclusão que a formação desta camada é influenciada não só pelos monómeros funcionais, como também pela libertação de flúor dos sistemas adesivos, capazes de remineralizar a superfície dentinária (Nikaido et al., 2011, 2021). Outro estudo sugere ainda que a libertação de fluoreto pode levar à precipitação da fluorapatite, e sendo esta menos solúvel, confere proteção à dentina da eventual desmineralização (Viana et al., 2020).

3. Restaurações Indiretas

As restaurações indiretas são efetuadas fora da cavidade oral, a partir de uma impressão do dente preparado (Wassell et al., 1995). Esta técnica acaba por contornar algumas das desvantagens das restaurações diretas.

Uma restauração indireta devidamente confeccionada oferece uma boa adaptação marginal, é resistente ao desgaste e relativamente menos propensa à sensibilidade pós-

operatória. Esta última característica está ligada ao facto da maior parte da polimerização ocorrer fora da cavidade oral, reduzindo significativamente o *stress* na interface adesiva, o que permite uma interação mais estável e duradoura. Assim, o único momento de contração de polimerização encontra-se limitado à interface adesiva (Barabanti et al., 2015; Nandini, 2010). O fabrico das peças protéticas em resina composta tem ainda como vantagem, um melhor desempenho mecânico, uma redução significativa da contração de polimerização, integridade marginal precisa, contactos proximais ideais, excelente morfologia anatómica, ótima estética bem como uma polimerização mais homogénea (Angeletaki et al., 2016; Barabanti et al., 2015; Cardoso et al., 2012; Köken et al., 2018; Nandini, 2010).

Atualmente, encontram-se à disposição diversos materiais e técnicas para a realização de uma restauração indireta, permitindo ao médico dentista optar pela confeção da mesma no laboratório ou no próprio consultório (*chairside*), com recurso a *Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing* (CAD/CAM) (Heymann et al., 2013; Magne, 2006). O processo de fresagem deste sistema permite obter um material mais homogéneo, diminui a presença de porosidades, sendo mais fiável em comparação com as restaurações convencionais (Mainjot et al., 2016).

Dependendo da sua extensão, estas restaurações podem ser classificadas como *inlays* (sem envolvimento cuspídeo), *onlays* (com envolvimento de pelo menos uma cúspide) ou *overlays* (com todas as cúspides envolvidas) (Felden et al., 1998; Fuzzi & Rappelli, 1998). Tanto as resinas compostas como as cerâmicas são materiais utilizados neste tipo de restaurações, sendo que todos eles têm demonstrado bons resultados (Morimoto et al., 2016).

3.1. Restauração indireta a resina composta vs. cerâmica

A resina composta indireta oferece uma alternativa estética à cerâmica, sendo o seu desempenho clínico semelhante. O facto de os compósitos serem economicamente mais favoráveis, resultou num aumento da procura por restaurações indiretas à base de resina composta (D’Arcangelo et al., 2015). Além disso, estudos sugerem que este material é mais fácil de aderir, passível de reparar e possui um módulo de flexão mais elevado (Gresnigt et al., 2019; Lu & Chiang, 2018). Adicionalmente, apresenta um menor risco

de fraturas marginais devido à maior capacidade de absorção de forças mastigatórias (Goyatá et al., 2018). Este facto pode ser explicado pelo módulo de elasticidade semelhante à dentina que este material possui, permitindo algum grau de deformação durante as cargas oclusais (Cardoso et al., 2012).

Por outro lado, os materiais cerâmicos fornecem ótimas propriedades estéticas, estabilidade de cor, biocompatibilidade e são resistentes a forças compressivas. No entanto, são suscetíveis às forças de tração e mais propensos à fratura do que os compósitos. A cerâmica é mais dura e resistente ao desgaste do que os compósitos, mas o facto de possuir um elevado módulo de elasticidade, dificulta a absorção de forças oclusais, transmitindo grande parte destas ao dente restaurado ou ao antagonista, reduzindo, desta forma, a longevidade da restauração (Chabouis et al., 2013; Nandini, 2010).

Segundo Magne (2006), quando submetemos restaurações indiretas à base de resina composta e em cerâmica a testes de fadiga, apesar de estas possuírem um desempenho semelhante, as cerâmicas acabam por apresentar uma ligeira vantagem no que diz respeito à sua adaptação à dentina, adaptação marginal e à capacidade de estabilização das cúspides. No entanto, algumas destas diferenças podem tornar-se clinicamente insignificantes com o eventual selamento imediato da dentina (conceito abordado no próximo capítulo).

Um estudo realizado por Ereifej et al. (2009) compara a resistência marginal entre diferentes materiais cerâmicos e compósitos no contexto das restaurações indiretas. A resistência marginal reflete a capacidade de um material restaurador manter a sua integridade marginal após aplicação de uma força. Os seus resultados foram ao encontro de um outro estudo realizado por Tsitrou et al. (2007), concluindo que a resina composta apresenta uma menor tendência para criação de defeitos marginais em comparação com a cerâmica, conferindo melhores resultados em termos de adaptação marginal. A utilização de compósitos indiretos, por vezes, pode ser preferível à cerâmica, uma vez que, devido à sua natureza dúctil, permite uma adequada absorção de cargas oclusais, enquanto a cerâmica carece desta capacidade devido à sua fragilidade (Brunton et al., 1999; Ereifej et al., 2009).

4. Selamento Imediato da Dentina (IDS)

Durante o preparo do dente para a adesão de uma restauração indireta, existe uma grande exposição de dentina e consequentemente de túbulos dentinários, suscetível a contaminação bacteriana e sensibilidade pós-operatória. Desta forma, recomenda-se o IDS, visto que a dentina recém-cortada é o substrato ideal em termos de adesão dentária (Magne, 2005; Murata et al., 2018).

A aplicação imediata de um agente adesivo à dentina recém-cortada, após a preparação do dente e antes das impressões definitivas, foi uma técnica introduzida na década de 90 por Pashley et al. (1992), dando origem ao conceito de “Selamento Imediato da Dentina” (do inglês *Immediate Dentin Sealing* – IDS) (Helvey, 2011; Magne, 2005).

A polimerização deste agente resulta na diminuição da permeabilidade da dentina exposta, através da formação de *resin-tags* no interior dos túbulos dentinários, levando à hibridização da dentina peritubular (Sahin et al., 2012). Desta forma, vários estudos indicam que esta técnica se traduz num aumento significativo dos valores de resistência adesiva, apresentando benefícios no que diz respeito à microinfiltração bacteriana, hipersensibilidade dentinária e formação de *gaps* durante o procedimento restaurador indireto (Duarte et al., 2009; Magne et al., 2005; Magne & Nielsen, 2009; Samartzi et al., 2021; Swift, 2009).

4.1. IDS *etch-and-rinse* vs. *self-etch*

O IDS poderá ser executado com recurso a um sistema adesivo ER ou SE, estando convencionalmente indicado o primeiro, como é o caso do OptiBond™ FL (Kerr, Orange, CA, USA). De facto, ao possuir carga inorgânica na sua composição, forma uma espessura de revestimento consistente e uniforme mesmo após a realização de todos os procedimentos inerentes à restauração indireta (Magne et al., 2007; Rocca et al., 2015). A adição de partículas de carga inorgânica, mesmo em quantidades reduzidas, aumenta consideravelmente a resistência ao desgaste a longo prazo, uma vez que as suas propriedades mecânicas melhoram (compressão, resistência à tração e diminuição do módulo de elasticidade) (Stavridakis et al., 2005).

Contudo, alguns clínicos optam por realizar o IDS com um adesivo SE, no sentido de evitar problemas relacionados com o ER, por ser uma técnica menos sensível pela inexistência da etapa de condicionamento com ácido ortofosfórico antes da aplicação do *primer*. Com esta técnica, o risco de colapso das fibras de colagénio torna-se menor e a *smear-layer* mantém-se impregnada como substrato, incorporando-se na camada adesiva, resultando, desta forma, numa redução da sensibilidade pós-operatória (Torres et al., 2017).

Em contrapartida, por geralmente não apresentarem carga inorgânica, recomenda-se a aplicação de uma camada suplementar de resina fluída com o intuito de aumentar a força adesiva, sendo esta uma etapa importante cujo objetivo é manter a integridade da interface adesiva e proteger da inibição pelos radicais livres do oxigénio, preservando o revestimento do IDS mesmo após a limpeza do preparo (Goes et al., 2008; Jayasooriya et al., 2003). Além disso, a resina fluída pode proteger a camada híbrida do *stress* durante a cimentação adesiva aquando da sua polimerização (Pereira et al., 2020). Outro fator problemático dos adesivos sem carga está relacionado com a sua ausência de tradução radiográfica (Frankenberger et al., 2002; Kuraray, 2014). Assim sendo, as áreas radiotransparentes poderão ser interpretadas como lesões de cárie secundária ou *gaps* (Frankenberger et al., 2002).

4.2. Vantagens da técnica

Estão descritas na literatura inúmeras razões para justificar a aplicação do IDS. Como já foi referido anteriormente, a dentina recém-cortada é o substrato ideal para os procedimentos adesivos, livre de contaminações dos cimentos provisórios e materiais de impressão. O selamento dentinário protege a dentina contra infiltração bacteriana durante a restauração provisória e consequentemente diminui a microinfiltração marginal e, ao proteger o complexo pulpar, diminui também a sensibilidade pós-operatória, conferindo um maior conforto ao paciente (Carvalho et al., 2021; Magne et al., 2005, 2007).

As forças de adesão à dentina desenvolvem-se gradualmente ao longo do tempo. Sabemos que os procedimentos das restaurações indiretas carecem de um maior número de consultas, permitindo, desta forma, que esta força de ligação se forme num ambiente

livre de *stress*, sem estar sujeita a forças constantes, contribuindo, desta forma, para uma melhor adaptação da restauração (Carvalho et al., 2021; Magne et al., 2005, 2007).

4.3. Técnica passo a passo

A técnica descrita por Magne (2005, 2014) sugere que o primeiro passo do IDS é efetuar uma correta identificação da dentina, realizando o condicionamento ácido em toda a superfície do dente durante 2-3 segundos. Este procedimento facilita a visualização da dentina, que se torna mais brilhante. De seguida, é necessário voltar a expor a dentina fresca, com recurso a uma broca diamantada, sobre a qual irá ser aplicado o sistema adesivo.

O OptiBond™ FL (Kerr, Orange, CA, USA) deverá ser utilizado de acordo com as instruções do fabricante. A técnica adesiva ER com OptiBond FL consiste então na aplicação do ácido ortofosfórico a 37,5% na dentina durante 15 segundos, lavagem abundante e uma leve secagem durante 5 segundos, tendo-se um especial cuidado uma vez que a secagem excessiva poderá resultar em colapso das fibras de colagénio. Seguidamente, aplicação do *primer* com movimentos suaves durante 30 segundos e secagem durante 5 segundos, a fim de evaporar os solventes. Por fim, aplicação do *bond*, também com movimentos suaves durante 15 segundos, uma leve secagem durante 5 segundos, para homogeneização do mesmo e fotopolimerização durante 20 segundos. Após este passo, é necessária a aplicação de uma camada de glicerina seguidamente de uma nova polimerização durante 10 segundos. Esta última etapa tem como objetivo polimerizar a camada inibida pelo oxigénio que se forma à superfície no *bond*. É ainda de salientar que é recomendada uma secagem por sucção (pressão de ar negativa) (Magne, 2005; Magne et al., 2005).

5. Estudo da interface adesiva *in vitro*

A correta utilização dos sistemas adesivos torna-se fundamental com o desenvolvimento das técnicas restauradoras modernas. Deste modo, é importante encontrar um teste *in vitro* que forneça dados fiáveis sobre a *performance* clínica dos sistemas adesivos (Armstrong et al., 2017; Van Meerbeek et al., 2010).

O método ideal para testar a resistência adesiva deve recorrer a um método que requeira pouca sensibilidade técnica, ser relativamente rápido e de fácil reprodução. Deve ainda permitir a medição de uma variável específica, mantendo as outras variáveis constantes. Deve também possibilitar a comparação de um material/técnica com o “*gold-standard*”, de forma a prever os resultados clínicos e testar simultaneamente vários grupos experimentais (Van Meerbeek et al., 2010).

5.1. *Microtensile Bond Strength*

Surge então em 1994, uma ferramenta importante para o estudo da resistência adesiva – o teste de microtração (do inglês, *microtensile bond strength* - μ TBS) – introduzido por Sano et al. (1994), que se tornou um dos testes de resistência adesiva mais padronizados e versáteis da atualidade (Van Meerbeek et al., 2010).

O tamanho da área adesiva divide os testes em duas tipologias possíveis – “macro” e “micro”. Os testes macro, com área de interface adesiva igual ou superior a 3mm², baseiam-se em testes de forças de cisalhamento (“*shear*” – SBS), de tração (“*tensile*” – TBS) ou fratura (“*push-out*”). Já os testes micro, com área de interface adesiva igual ou inferior a 1mm², baseiam-se em testes de força de micro-cisalhamento (“*micro-shear*” – μ SBS), micro-tração (“*micro-tensile*” – μ TBS) e micro-fratura (“*micro-push-out*”) (Van Meerbeek et al., 2010).

O teste de resistência adesiva “micro” permite testar a interface adesiva de amostras de dimensões reduzidas. Este método prevê a execução de cortes perpendiculares entre si da amostra para uma posterior confeção de palitos, com a área de interface adesiva de aproximadamente 1mm². De seguida, os palitos são fixados num “*jig*” metálico (estrutura de suporte do palito) e posteriormente tracionados na máquina de testes universal a uma velocidade constante (0,5-1mm/min) (Armstrong et al., 2017). Através da razão entre a força aplicada no momento da fratura (N) e a área transversal da interface adesiva (mm²), conseguimos obter então os valores de resistência adesiva (μ TBS), expressas em MPa. Para validar esta fórmula, é necessário que a amostra seja submetida a um *stress* uniforme e uniaxial no seu momento de máximo *stress* de tração e que o mesmo esteja distribuído de forma homogénea pela menor área transversal da interface adesiva (Armstrong et al., 2017; Pashley et al., 1999; Raposo et al., 2012).

Diversas vantagens encontram-se descritas relativamente aos testes de microtração. Uma reduzida área de interface adesiva permite uma melhor distribuição de *stress* no momento da aplicação da força, conduzindo a uma diminuição de falhas coesivas, aproximando os resultados da realidade clínica. No entanto, uma menor área aderida requer uma maior sensibilidade técnica, traduzindo-se numa complexidade mais elevada e tempo de trabalho exigido para a obtenção de amostras geometricamente consistentes (Armstrong et al., 2017; Sano et al., 2020; Van Meerbeek et al., 2010).

Para a elaboração de testes de microtração, o presente estudo baseou-se num protocolo redigido pela *Academy of Dental Materials* (ADM) (Armstrong et al., 2017), possibilitando uma uniformização do método e consequente reprodução e relevância clínica.

Apesar do comportamento dos materiais *in vitro* ser diferente das condições clínicas, torna-se importante simular condições semelhantes às encontradas num cenário clínico (Sano et al., 1994). Por conseguinte, as amostras foram armazenadas em saliva artificial, que se assemelha quimicamente à saliva humana, no sentido de simular o envelhecimento natural ocorrido no meio intra-oral (Marchesi et al., 2013). De forma a evitar a proliferação bacteriana, a saliva artificial foi mudada semanalmente, tal como sugerido no estudo realizado por Eckert & Platt. (2007).

Estão descritos na literatura diversos métodos de envelhecimento artificial para testar as forças adesivas, tais como, armazenamento em água destilada ou saliva artificial, a termociclagem, ataques enzimáticos e substâncias químicas, testes mecânicos e ainda alterações de pH (Amaral et al., 2007; Sirisha et al., 2014; Van Meerbeek et al., 2010), sendo que o envelhecimento em água e a termociclagem são os métodos mais utilizados (Van Meerbeek et al., 2010). Na presente investigação laboratorial utilizou-se o método de armazenamento em saliva artificial durante 3 meses.

As amostras foram sujeitas a um método de exposição direta, isto é, os dentes foram seccionados em palitos antes de serem armazenados (Toledano et al., 2007). Consequentemente, a redução da área de contacto resulta na aceleração da degradação da interface adesiva. Contudo, na exposição indireta, as amostras são preservadas inteiras, pelo que a água demora algum tempo a difundir-se até à interface adesiva (Amaral et al., 2007; Toledano et al., 2007; Zebic et al., 2018).

6. Enquadramento

O principal desafio dos novos adesivos dentários é ser simultaneamente eficaz nos dois substratos dentários, de forma a alcançar restaurações mais duradouras, permitindo um bom selamento marginal e prevenção de lesões de cárie secundária (Perdigão, 2020).

O Clearfil SE Protect contém na sua composição um monómero antibacteriano MDPB e partículas de carga reativa com libertação contínua de flúor (Kuraray, 2014). O MDPB é descrito como um poderoso agente antimicrobiano, capaz de co-polimerizar dentro da matriz orgânica na presença de outros monómeros e fornecer uma ação inibitória contra bactérias cariogénicas e MMPs, protegendo a camada híbrida. O facto deste sistema adesivo beneficiar da libertação de flúor, no contexto adesivo, pode levar à precipitação da fluorapatite – um mineral menos solúvel – deixando, desta forma, a dentina mais protegida da desmineralização. Adicionalmente, a formação da ABRZ confere uma proteção complementar à dentina. Por conseguinte, especula-se que o Clearfil SE Protect reúne as características necessárias para proteger a dentina, promovendo a sua remineralização e estabilidade a longo prazo (Belmar da Costa et al., 2021).

Como tal, a incorporação do monómero antibacteriano MDPB e partículas de carga reativa com libertação de flúor parece ser uma estratégia promissora no combate a bactérias residuais, na inibição das enzimas colagenolíticas e na remineralização da superfície dentinária, sem comprometer a qualidade da interface adesiva (Giannini et al., 2015; Hashimoto et al., 2018; Imazato et al., 1998; Nikaido et al., 2011; Ozel et al., 2016).

O objetivo do IDS tem por base o selamento e otimização da adesão dentinária. O Clearfil SE Protect ao possuir as características supramencionadas, poderá ser potencialmente vantajoso utilizá-lo como agente de IDS. Neste contexto, a presente investigação laboratorial propõe avaliar a eficácia da resistência adesiva à dentina utilizando o Clearfil SE Protect como agente de IDS. Os resultados serão comparados ao adesivo *gold-standard* Optibond FL, cuja elevada *performance* clínica e laboratorial está devidamente comprovada.

II. Objetivos do estudo

O objetivo do presente estudo é avaliar a resistência adesiva de um novo sistema adesivo, Clearfil™ SE Protect e Clearfil™ SE Protect com resina *flowable*, como agente de IDS, no imediato (24h) e a longo prazo (3 meses), comparando ao sistema adesivo *gold-standard*, OptiBond™ FL.

III. Hipóteses do estudo

Hipótese nula 1 (H1₀): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect como agente de IDS não influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, após 24h.

Hipótese alternativa 1 (H1₁): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect como agente de IDS influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, após 24h.

Hipótese nula 2 (H2₀): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect como agente de IDS não influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, após 3 meses de armazenamento em saliva artificial.

Hipótese alternativa 2 (H2₁): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect como agente de IDS influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, após 3 meses de armazenamento em saliva artificial.

Hipótese nula 3 (H3₀): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect + *flow* como agente de IDS não influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, após 24h.

Hipótese alternativa 3 (H3₁): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect + *flow* como agente de IDS influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, após 24h.

Hipótese nula 4 (H4₀): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect + *flow* como agente de IDS não influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, após 3 meses de armazenamento em saliva artificial.

Hipótese alternativa 4 (H4₁): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect + *flow* como agente de IDS influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, após 3 meses de armazenamento em saliva artificial.

Hipótese nula 5 (H5₀): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect como agente de IDS não influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, quando comparado ao Clearfil™ SE Protect + *flow* após 24 horas.

Hipótese alternativa 5 (H5₁): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect como agente de IDS influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, quando comparado ao Clearfil™ SE Protect + *flow* após 24 horas.

Hipótese nula 6 (H6₀): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect como agente de IDS não influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, quando comparado ao Clearfil™ SE Protect + *flow* após 3 meses de armazenamento em saliva artificial.

Hipótese alternativa 6 (H6₁): O uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect como agente de IDS influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, quando comparado ao Clearfil™ SE Protect + *flow* após 3 meses de armazenamento em saliva artificial.

Hipótese nula 7 (H7₀): 3 meses de armazenamento em saliva artificial não influenciam a resistência adesiva dos agentes de IDS utilizados.

Hipótese alternativa 7 (H7₁): 3 meses de armazenamento em saliva artificial influenciam a resistência adesiva dos agentes de IDS utilizados.

IV. Materiais e Métodos

1. Amostra de estudo

A presente investigação foi submetida à apreciação da Comissão de Ética do Instituto Universitário Egas Moniz (IUEM), tendo obtido o seu parecer positivo (Anexo I) (nº de processo 1129).

A amostra total do estudo consistiu em vinte e quatro molares hígidos humanos, extraídos há menos de 6 meses, obtida através do Banco de Dentes Humano da Clínica Universitária Egas Moniz, por meio de um consentimento informado, que autoriza a doação de dentes e a sua posterior utilização em estudos laboratoriais realizados no IUEM (Anexo II). Foram selecionados dentes hígidos, sem sinais de lesões de cárie ou de fratura e restaurações prévias que comprometessem a integridade das faces necessárias para a realização do estudo, tendo sido extraídos por razões periodontais ou ortodônticas (Figura 1). No Laboratório de Biomateriais da Egas Moniz foi realizado o trabalho laboratorial (Anexo III).



Figura 1. Amostra exemplificativa.

Após a sua extração, os dentes foram lavados com água de forma a eliminar o sangue e possíveis tecidos aderidos aos mesmos. Cada dente foi limpo com recurso a curetas de *Gracey* e destartarizador, tendo sido removido o tecido orgânico e ligamento remanescente da superfície externa.

De seguida, os dentes foram imersos numa solução de Cloramina-T trihidratada a 1% entre 4 e 7°C durante uma semana, promovendo a sua desinfecção, conforme recomendado (Armstrong et al., 2017).

Após o protocolo supramencionado, os dentes foram armazenados em água desionizada a 4°C, sendo esta substituída semanalmente até à sua utilização. Todos os protocolos foram executados pelo mesmo operador, com uma temperatura e humidade controladas durante todo o estudo $[(23 \pm 2^\circ\text{C}) + \text{HR } (50 \pm 5)]$ (Armstrong et al., 2017).

2. Materiais

Os materiais utilizados neste estudo encontram-se descritos na Tabela 1.

Tabela 1. Composição e especificação técnica dos materiais utilizados.

Nome do produto (lote; validade)	Composição Química	Fabricante	Imagem Ilustrativa
Cloramina T	1000 mL de Cloramina T a 1%	Preparado no Laboratório de Preparações do IUEM	
Saliva artificial (Fusayama/Meyer solution) pH 6,3-6,4	0,4g NaCl, 0,4g KCl, 0,906g $\text{CaCl}_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$, 0,39g $\text{NaH}_2\text{PO}_4 \cdot \text{H}_2\text{O}$, 0,142g Na_2HPO_4 , 0,005g $\text{Na}_2\text{S} \cdot 9\text{H}_2\text{O}$, 1g de Ureia em 1000 mL de H_2O desionizada	Preparado no Laboratório de Preparações do IUEM	
Clearfil™ SE Protect (Primer lote: C30117; val: 30/11/2023) (Bond lote: C20123; val: 30/11/2023)	Primer (pH = 2,0): 10-MDP; 12-MDPB; 2-HEMA; dimetacrilato hidrofílico; solvente (água) Bond : 10-MDP; Bis-GMA; 2-HEMA; dimetacrilato hidrofóbico; N,N-dietanol-p-toluidina; CQ; Partículas de carga (fluoreto de sódio reativo e sílica coloidal silanizada)	Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japan	

OptiBond™ FL (Primer lote: 8537249; val: 31/10/2023) (Bond lote: 8537250; val: 31/10/2023)	Primer: HEMA; GPDM; MMEP; CQ; BHT; solvente: água e etanol Bond: Bis-GMA; HEMA; TEGDMA; GPDM; UDMA; ODMAB; CQ Partículas de carga inorgânica: SiO ₂ , bário, aluminoborosilicato, NaSiF ₆ , agente de união A174	Kerr Corporation, USA	
CyberTech Etch Gel 37% (Lote: A2270; Val: 02/2024)	Ácido fosfórico 37% (H ₃ PO ₄)	DE Healthcare Products Gillingham UK	
Filtek™ Z100 (lote: N899149; val:28/01/2023)	Matriz orgânica: TEGDMA e Bis-GMA Partículas de carga inorgânica: zircônia/sílica, 66% em volume com partículas de 3,5-0,01µm	3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA	
Filtek™ Supreme XTE (lote: N899149; val:28/01/2023)	Matriz orgânica: Bis-GMA; UDMA; TEGDMA, PEGDMA; Bis-EMA Partículas de carga inorgânica: sílica 20nm; zircônia 4-11nm (72,5% por peso e 55,6% por volume)	3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA	
Synergy® D6 Flow (lote: K82197; val:01/06/2024)	Metacrilatos; vidro de bário silanizado; ácido silícico amorfo hidrofóbico Partículas de carga inorgânica: 42% em volume e 63% em peso	Coltène/ Whaledent AG Switzerland	

Bis-Silane™	Etanol; ácido propanóico; metacriloilpropiltrimetoxisilano	Bisco, Inc. Schaumburg, USA	
CoJet™ Sand	Partículas de trióxido de alumínio revestidas por sílica (30µm)	3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA	
TempBond NE	Base: óxido de zinco, óleo mineral, lecitina, amido de milho e pigmentos de óxidos de ferro. Catalisador: ácido poliórgano	Kerr Corporation, USA	
Elite HD+ Putty Soft (Base lote: 381050; val: 11/2024) (Catalisador lote:381050; val: 11/2024)	Silicone de adição (polivinilsiloxano)	Zhermack S.p.A., Badia Polesine (RO), Italy	
Elite HD+ Light Body (lote: 374797; val: 08/2024)	Silicone de adição hidrofílico de baixa viscosidade (polivinilsiloxano)	Zhermack S.p.A., Badia Polesine (RO), Italy	
Acrytemp self-curing (lote: 376888; val: 30/09/2024)	Ésteres metacrílicos multifuncionais Resina auto-polimerizável bis-acrílica	Zhermack S.p.A., Badia Polesine (RO), Italy	
Super Bonder® Original	Etilcianoacrilato (80-85%) 6,6'-di-terc-butil-2,2'-metilenodi-p-cresol (0,1-0,5%)	Loctite® Itapevi, Brasil	

3. Protocolo de preparação das amostras

Inicialmente, foram realizadas impressões com silicones de adição (Elite HD+ Putty Soft e Light Body, Zhermack S.p.A., Badia Polesine (RO), Italy) (especificações na Tabela 1), numa moldeira com o intuito de se obter uma impressão das coroas dos dentes, para uma posterior confecção das restaurações provisórias.

Seguidamente, os dentes foram fixados num suporte acrílico, com recurso a cera colante (Figura 2), de forma a serem seccionados paralelamente à face oclusal, no sentido mesio-distal, a 3 mm das cúspides, de forma a expor a dentina coronária média. Os cortes foram realizados com recurso ao micrótomo de tecidos duros (Figura 3) Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark) com um disco diamantado sob constante refrigeração de água, a uma velocidade de 0.350 mm/s.



Figura 2. Amostra fixada no suporte acrílico com cera colante.

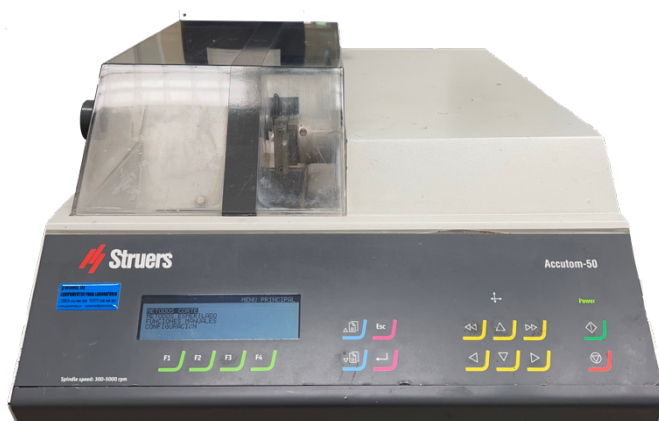


Figura 3. Micrótomo de tecidos duros (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark).

De forma a simular uma *smear-layer* adequada para o procedimento experimental, procedeu-se ao polimento da superfície com recurso a uma máquina polidora (LaboPol-4, Struers A/S, Ballerup, Denmark) (Figura 4), com um disco de papel de carbetto de silício (SiC), de grão 600 (grão médio) (Buehler Ltd, Lake Bluff, IL, USA), sob água corrente durante 1 minuto, até à obtenção de uma superfície homogénea.



Figura 4. Máquina polidora (LaboPol-4, Struers A/S, Ballerup, Denmark).

Os dentes seccionados foram divididos pelos três grupos experimentais, consoante o sistema adesivo utilizado:

- **OFL** – IDS com OptiBond™ FL ($n = 8$);
- **CP** – IDS com Clearfil™ SE Protect ($n = 8$);
- **CPF** – IDS com Clearfil™ SE Protect + *flow* ($n = 8$).

3.1. Selamento imediato da dentina

Procedeu-se então ao protocolo do IDS nos 3 grupos experimentais (Figura 5 e Figura 6). A técnica de aplicação do sistema adesivo foi executada conforme as recomendações do fabricante, tanto para o OptiBond™ FL como para o Clearfil™ SE Protect (Tabela 2 e Tabela 3, respetivamente). Nos grupos CPF_24 e CPF_3M, após o protocolo de IDS realizado, foi realizada uma etapa adicional, sendo que foi colocada uma camada fina de resina composta *flowable* Synergy® D6 Flow (Coltene/Whaledent AG Switzerland) (especificações Tabela 1). Após a fotopolimerização, foi aplicada glicerina à superfície do dente, tendo sido fotopolimerizada por mais 20 segundos, de forma a garantir uma completa polimerização da resina.

Tabela 2. Instruções para a realização do IDS com OptiBond™ FL (Kerr Corporation, USA) (Protocolo de cimentação de restaurações indiretas IUEM – Departamento de Medicina Dentária Conservadora).

IDS com OptiBond™ FL
1. Aplicar ácido ortofosfórico a 37,5% na dentina durante 15 segundos;
2. Lavar com água durante 15 segundos;
3. Secar com seringa de ar durante 3 segundos sem desidratar;
4. Aplicar o <i>primer</i> delicadamente durante 15 segundos;
5. Secar com seringa de ar durante 5 segundos;
6. Aplicar o <i>bond</i> delicadamente durante 15 segundos;
7. Aplicar levemente ar durante 5 segundos;
8. Fotopolimerizar durante 20 segundos;
9. Aplicar glicerina e fotopolimerizar por mais 20 segundos.

Tabela 3. Instruções para o selamento como pré-tratamento para restauração indireta com Clearfil™ SE Protect (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japan).

IDS com Clearfil™ SE Protect
1. Aplicar gentilmente o <i>primer</i> durante 20 segundos;
2. Não lavar e secar levemente;
3. Aplicar o <i>bond</i> e secar levemente;
4. Fotopolimerizar durante 10 segundos a 400-515 nm;
5. Aplicar a resina composta <i>flowable</i> Synergy® D6 Flow (Coltene/Whaledent AG Switzerland) e fotopolimerizar durante 20 segundos*;
6. Aplicar glicerina e fotopolimerizar por mais 20 segundos.

* realizado apenas para os grupos CPF_24 e CPF_3M.

Durante o processo de fotopolimerização, recorreu-se ao fotopolimerizador COXO® DB 686 (Froshan COXO Medical Instruments, Guangdong, China) (Figura 7) que apresenta um comprimento de onda entre os 420 e os 480 nm e uma intensidade de 700 mW/cm². De modo a garantir a intensidade adequada, a mesma foi medida a cada cinco utilizações com recurso a um radiómetro analógico Optilux Radiometer (SDS Kerr, Orange, EUA).

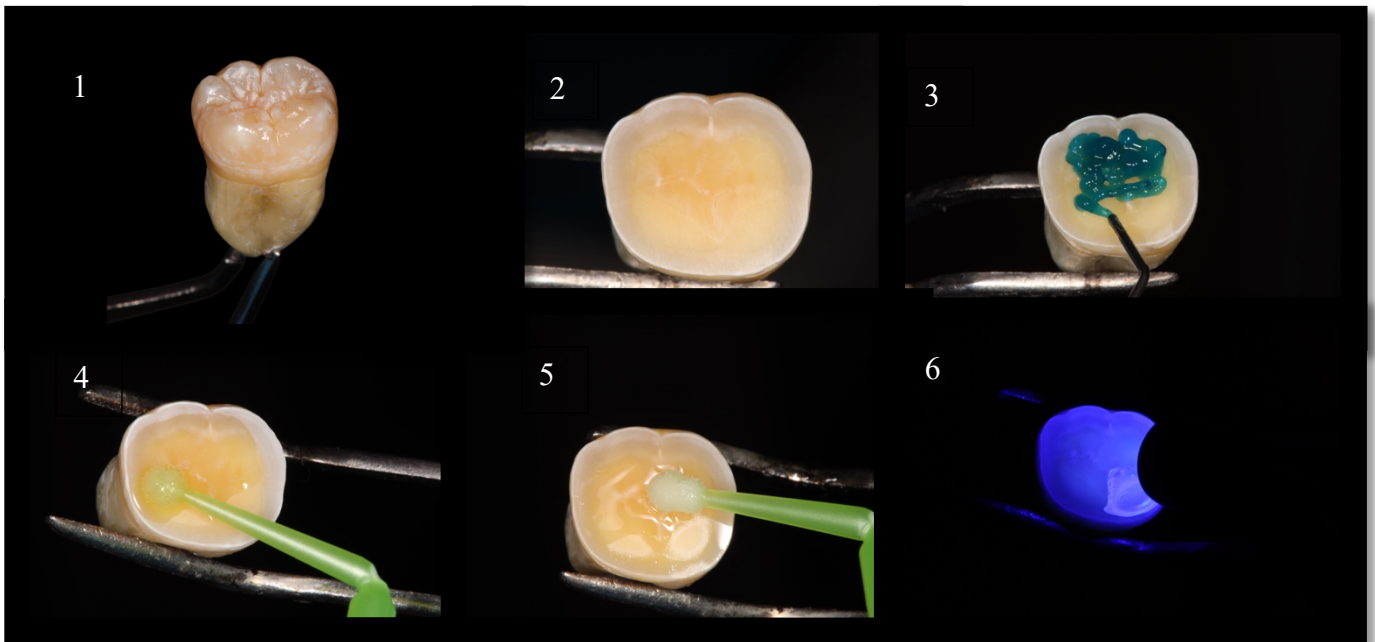


Figura 5. Protocolo de realização do IDS do grupo experimental OFL_24 e OFL_3M. (1) dente hígido; (2) dente seccionado; (3) aplicação de ácido ortofosfórico; (4) aplicação do primer; (5) aplicação do bond; (6) fotopolimerização durante 20 segundos a 700 mW/cm³.

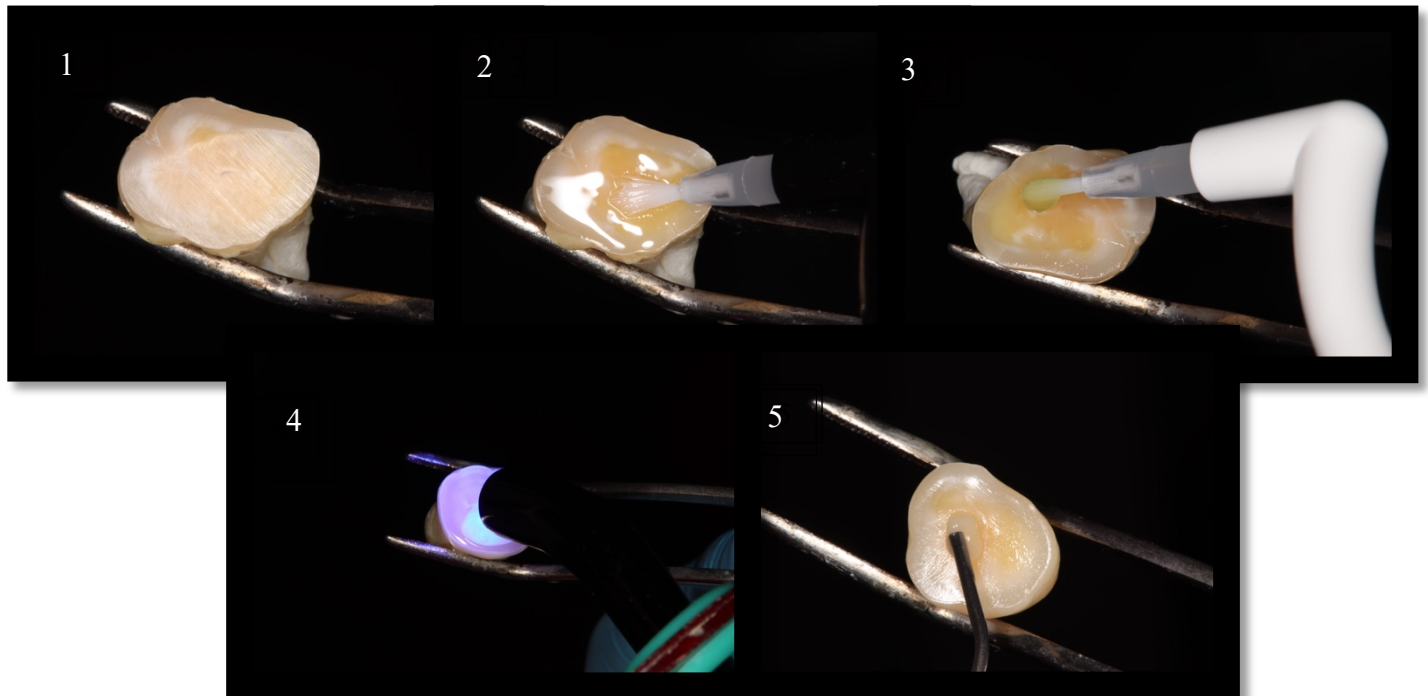


Figura 6. Protocolo de realização do IDS dos grupos experimentais CP_24, CP_3M, CPF_24 e CPF_3M. (1) dente seccionado; (2) aplicação do primer ácido; (3) aplicação do bond; (4) fotopolimerização durante 20 segundos a 700 mW/cm³; (5) aplicação do flow após o IDS (apenas para os grupos CPF_24 e CPF_3M).



Figura 7. Fotopolimerizador COXO® DB 686 (Froshan COXO Medical Instruments, Guangdong, China).

Após a realização do protocolo do IDS, as amostras foram imersas durante 24 horas em água desionizada numa estufa a 37°C (Memmert INE 400, Schwabach, Germany) (Figura 8).



Figura 8. Estufa (Memmert INE 400, Schwabach, Germany).

Utilizaram-se silicones de adição – *light* e *putty* (Elite HD+ Putty Soft e Light Body, Zhermack S.p.A., Badia Polesine (RO), Italy) – com o intuito de simular a impressão dos preparos com o IDS executado. Posteriormente, e de forma a simular uma restauração provisória existente no cenário clínico, procedeu-se à confeção das mesmas com uma resina bis-acrílica, Acrytemp *self-curing* (Zhermack S.p.A., Badia Polesine (RO), Italy) (especificações na Tabela 1), a partir das impressões previamente realizadas. Como tal, a restauração provisória e a superfície do dente foram vaselinadas de forma a facilitar a sua remoção posterior.

As restaurações provisórias obtidas foram posteriormente cimentadas aos dentes (Figura 9) com um cimento provisório sem eugenol, TempBond NE (Kerr Corporation, USA) (especificações na Tabela 1).



Figura 9. Restauração provisória.

Finalizada a etapa da cimentação, os dentes foram armazenados na estufa a 37°C em água desionizada durante 24 horas, permitindo completar o tempo de presa e simulando o tempo decorrido entre consultas no cenário clínico. Posteriormente, as restaurações provisórias foram removidas e as superfícies foram limpas com recurso a uma sonda periodontal e um pó de polimento à base de pedra-pomes com escova profilática em baixa rotação, para dar início ao procedimento restaurador indireto.

De modo a facilitar a inserção dos dentes na moldeira aquando da tomada das impressões e a desinserção dos mesmos com a restauração provisória, as suas raízes não foram seccionadas logo no início, pelo que o corte das mesmas decorreu após esta etapa. Procedeu-se então ao seccionamento das raízes, 2 mm abaixo da junção amelo-cementária, no micrótomo de tecidos duros, nas mesmas condições referidas anteriormente. Os tecidos pulparem foram removidos com recurso a curetas de *Gracey* e

a cola de cianoacrilato (Loctite, Itapevi, Brasil) (especificações na Tabela 1) foi utilizada para preencher a câmara pulpar.

3.2. Procedimento restaurador indireto

De forma a simular uma peça protética da restauração indireta, foi utilizado um conformador Porcelain Sampler (Smile Line, Saint-Imier, Switzerland) (Figura 10) que serviu para a confecção de discos de resina composta Filtek™ Supreme XTE (especificações na Tabela 1).

Foram efetuados incrementos de 2 mm, respeitando as normas recomendadas pelo fabricante (Tabela 4) de forma a obter discos com 4 mm de altura, medidos com sonda periodontal graduada (Figura 11).



Figura 10. Conformador Porcelain Sampler (Smile Line, Saint-Imier, Switzerland).

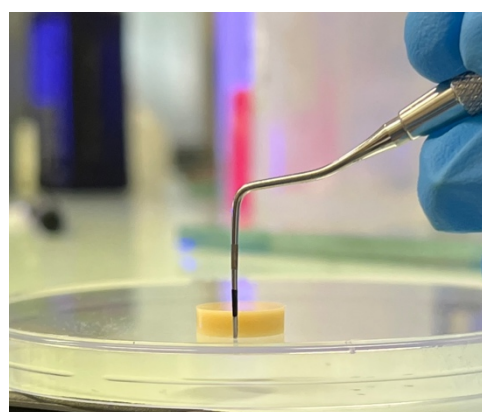


Figura 11. Disco de resina composta Filtek™ Supreme XTE.

Tabela 4. Instruções do fabricante da Resina Composta Filtek™ Supreme XTE.

Técnica de aplicação	
1.	Aplicar o material restaurador em camadas de 2,0 mm segundo a técnica incremental;
2.	Fotopolimerizar durante 20 segundos, com uma intensidade mínima de 400 mW/cm ² num raio de 400-500 nm.

Os discos e as amostras foram posteriormente preparados de acordo com a Tabela 5 e Tabela 6.

Tabela 5. Protocolo de preparação do disco em resina composta para posterior restauração indireta (Protocolo de cimentação de restaurações indiretas IUEM – Departamento de Medicina Dentária Conservadora).

Protocolo de preparação da resina composta para restauração indireta
1. Descontaminar a superfície interna com álcool;
2. Jatear a zona interna da peça CoJet™ Sand (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) a uma pressão de 2 bar, durante 5 segundos a 10 mm de distância;
3. Aplicar ácido ortofosfórico a 37% com <i>microbrush</i> durante 1 minuto;
4. Lavar abundantemente e secar com seringa de ar;
5. Levar ao banho de ultrassons num copo álcool (95%) durante 4 minutos;
6. Secar a peça e ressecar com álcool;
7. Aplicar silano com um <i>microbrush</i> e esfregar durante 1 minuto (no caso do Bis-Silane™, Bisco, Inc., Schaumburg, USA);
8. Secar o silano durante 1 minuto num forno a 100°C;
9. Se a superfície ainda estiver brilhante, lavar com água quente (80°C);
10. Aplicar o <i>bond</i> com <i>microbrush</i> , não fotopolimerizar e armazenar num local sem luz.

Tabela 6. Protocolo de preparação dos grupos experimentais para a adesão da restauração indireta (Protocolo de cimentação de restaurações indiretas IUEM – Departamento de Medicina Dentária Conservadora).

Protocolo de preparação do dente para restauração indireta
1. Jatear o dente preparado com CoJet™ Sand (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) durante 5 segundos a 10 mm de distância;
2. Lavar abundantemente;
3. Aplicar ácido ortofosfórico a 37% durante 30 segundos;
4. Lavar durante 30 segundos e secar com seringa de ar;
5. Aplicar o <i>bond</i> durante 15 segundos, não fotopolimerizar.

O protocolo da cimentação adesiva com resina composta Filtek™ Z100 (3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA) encontra-se descrito na Tabela 7.

Tabela 7. Protocolo da cimentação da restauração indireta com resina composta Filtek™ Z100 (3M ESPE, St Paul, Minnesota, USA) (Protocolo de cimentação de restaurações indiretas IUEM – Departamento de Medicina Dentária Conservadora).

Protocolo de cimentação da restauração indireta	
1.	Aquecer a resina composta Filtek™ Z100 na temperatura T2 a 55°C no forno ENA Heat (Micerium S.p.A., Avegno, Ge, Italy);
2.	Aplicar a resina composta Filtek™ Z100 previamente aquecida na superfície interna da peça e assentá-lo com o posicionamento correto fazendo uma força controlada, mas contínua; retirar todos os excessos;
3.	Fotopolimerizar durante 20 segundos em cada face (perfazendo um total mínimo de 60 segundos);
4.	Aplicar glicerina e fotopolimerizar outros 20 segundos em cada face;

Seguidamente à sua preparação, as amostras restauradas (Figura 12) foram armazenadas em água desionizada, na estufa a 37°C durante 24 horas.

Os dentes foram posteriormente sujeitos a novos cortes no micrótomio de tecidos duros, de forma a obter palitos (Figura 13). O micrótomio foi programado para o corte nos seus eixos X e Y, com secção transversal de $1\pm0,2\text{ mm}^2$. Foram apenas escolhidos os palitos com substrato em dentina, tendo sido os mais periféricos, relativos ao esmalte, descartados.



Figura 12. Amostra exemplificativa da restauração indireta no dente.

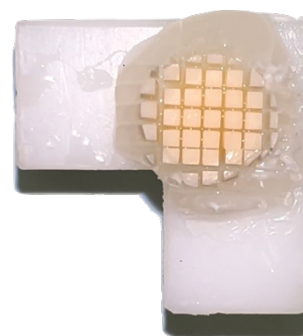


Figura 13. Amostra após secção nas direções X e Y.

Metade dos espécimes pertencente a cada grupo experimental resultantes do processo supramencionado, foram armazenados em saliva artificial (especificações na Tabela 1) na estufa a 37°C durante 24 horas, sendo depois sujeita ao teste de microtração. A metade remanescente foi armazenada nas mesmas condições num período de 3 meses. A saliva

artificial foi substituída semanalmente de forma a minimizar o risco de crescimento bacteriano.

Assim sendo, os três grupos experimentais deram origem a seis sub-grupos:

1. **OFL_24:** IDS OptiBond™ FL às 24h;
2. **OFL_3M:** IDS OptiBond™ FL aos 3 meses;
3. **CP_24:** IDS Clearfil™ SE Protect às 24h;
4. **CP_3M:** IDS Clearfil™ SE Protect aos 3 meses;
5. **CPF_24:** IDS Clearfil™ SE Protect + *flow* às 24h;
6. **CPF_3M:** IDS Clearfil™ SE Protect + *flow* aos 3 meses.

Na Figura 14 podemos visualizar um esquema representativo da preparação das amostras.

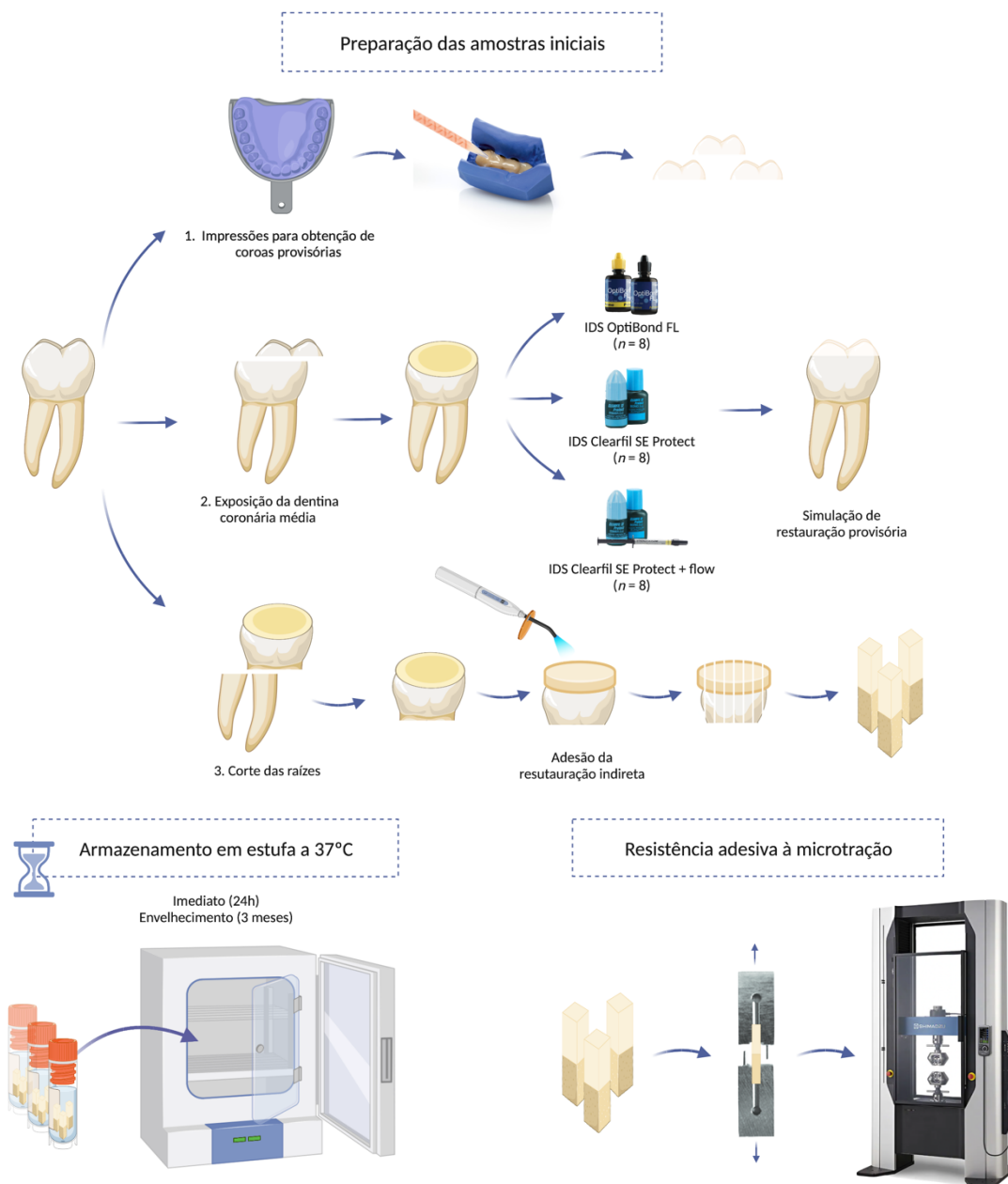


Figura 14. Esquema representativo da preparação das amostras para o teste de microtração.

3.3. Teste de resistência adesiva à microtração

A área da secção transversal da interface adesiva dos palitos foi calculada a partir das medições efetuadas com recurso a uma craveira digital, Storm Digital Caliper (CDC/N 0-150 mm, Pontoglio, BS, Itália) (Figura 15).



Figura 15. Craveira digital - Storm Digital Caliper (CDC/N 0-150 mm, Pontoglio, BS, Itália).

Cada palito foi fixado a um *jig* de aço inoxidável de *Geraldeli* com o auxílio da cola de cianoacrilato Würth® (Künzensaul, Alemanha) e o seu ativador Würth® (Künzensaul, Alemanha), deixando cuidadosamente a interface adesiva livre de cola (Figura 16). Os palitos foram testados numa máquina de testes universal (Shimadzu, Autograph AG-IS, Tokyo, Japan) (Figura 17) a uma velocidade de 0,1 mm/min até ocorrer uma fratura do palito (Armstrong et al., 2017). A resistência adesiva (MPa) foi calculada através do quociente entre a força aplicada no momento da fratura (N) e a área da superfície aderida (mm²) .



Figura 16. Palito fixado no jig de Geraldeli.

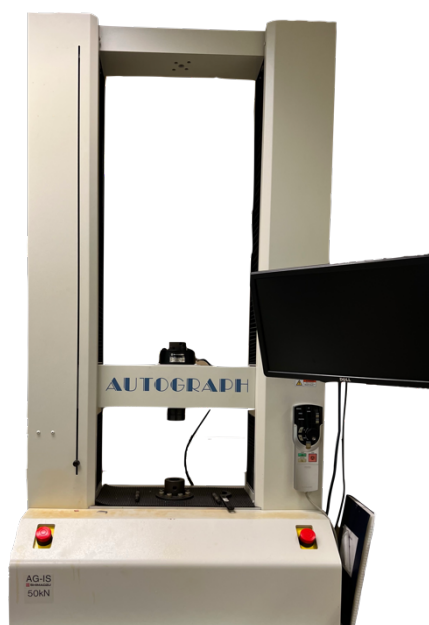


Figura 17. Máquina de testes universal (Shimadzu, Autograph AG-IS, Tokyo, Japan).

De forma a avaliar o tipo de fratura ocorrido em cada palito, a sua interface adesiva foi analisada com recurso a um microscópio ótico (EMZ-8TR, MejiTechno Co., Ltd., Saitama, Japan) (Figura 18) numa aplicação de 20x, tendo sido as falhas classificadas da seguinte forma (Figura 19):

- Falha adesiva – caso a fratura ter ocorrido na interface adesiva;
- Falha coesiva de dentina – caso a fratura ter ocorrido exclusivamente na dentina;
- Falha coesiva de compósito – caso a fratura ter ocorrido exclusivamente no compósito;
- Falha mista – caso a fratura ter ocorrido a nível da interface adesiva da dentina e/ou de compósito.

É de salientar que as falhas pré-teste (FPT) também foram incluídas, tendo sido atribuído um valor correspondente a metade do menor valor obtido no grupo de teste específico, como sugerido por Armstrong et al. (2017).



Figura 18. Microscópio ótico (EMZ-8TR, MejiTechno Co., Ltd., Saitama, Japan).

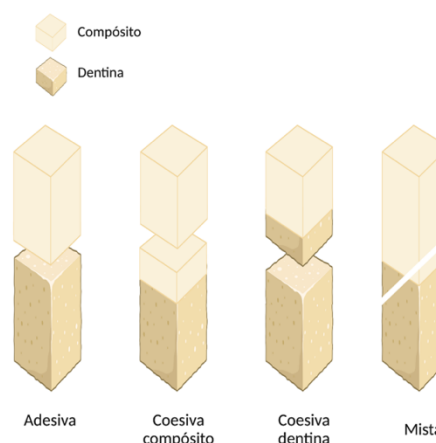


Figura 19. Esquema representativo do tipo de fratura.

4. Análise estatística

A análise estatística dos dados da presente investigação foi efetuada através do programa IBM SPSS *Statistics* v.28 (IBM Corporation, Armonk, USA). Esta envolveu metodologias de análise descritiva e inferencial. Neste último caso, de modo a proceder-se à comparação das médias dos valores de resistência adesiva (μ TBS), foi aplicado o teste *one-way* ANOVA seguido do teste *Post-Hoc* Tukey HSD, tendo sido previamente verificados os pressupostos de homogeneidade de variâncias (teste de *Levene*) e adequação à normalidade (testes de *Kolmogorov-Smirnov* e *Shapiro-Wilk*).

Nas metodologias de análise estatística inferencial, o nível de significância definido foi de 5%, com aceitação da hipótese nula caso $p > 0,05$.

V. Resultados

1. Análise da Resistência Adesiva (μ TBS)

No decorrer desta investigação, de forma a simplificar a interpretação dos resultados, os valores obtidos do tratamento estatístico dos dados adquiridos foram apresentados em forma de tabelas e gráficos.

A análise estatística envolveu um $n = 24$, com um total de 356 palitos resultantes dos grupos experimentais.

Encontram-se descritas na Tabela 8 as percentagens dos tipos de fratura possíveis a nível da interface resina-dentina – adesiva, coesivas, mista e FPT. Todos os grupos apresentaram predominantemente o tipo de falha adesiva.

Tabela 8. Análise quanto ao tipo de fraturas obtidas em cada grupo experimental (%).

TIPO DE FRATURA						
Grupo		Adesiva	Coesiva Dentina	Coesiva Compósito	Mista	FPT
24 horas	OFL	82%	3%	4%	7%	4%
	CP	78%	5%	3%	5%	9%
	CPF	89%	0%	4%	3%	4%
3 meses	OFL	86%	2%	2%	5%	5%
	CP	89%	2%	2%	2%	5%
	CPF	91%	2%	2%	1%	4%

Podemos observar na Tabela 9 os valores médios da resistência adesiva, o desvio padrão e o respetivo máximo e mínimo para cada grupo experimental, ao imediato (24 horas) e a longo prazo (3 meses).

Tabela 9. Resultados da média, desvio padrão, valor mínimo e máximo relativamente aos valores de resistência adesiva (MPa) consoante os grupos experimentais e tempo de armazenamento.

		Intervalos de confiança a 95%			
Grupo		Média (MPa)	Desvio padrão	Mínimo	Máximo
24 horas	OFL	9,55	4,37	2,22	25,36
	CP	6,44	2,99	1,27	15,64
	CPF	7,40	2,50	1,90	14,32
3 meses	OFL	9,90	3,05	2,64	15,78
	CP	7,71	3,97	1,50	27,34
	CPF	8,14	2,83	1,99	19,03

Assim sendo, torna-se possível concluir que os valores médios mais elevados de resistência adesiva foram obtidos para o grupo OFL, seguido de CPF, enquanto os valores mais baixos são verificados no grupo CP, tanto às 24 horas como aos 3 meses.

Encontra-se na Figura 20, o diagrama de extremos e quartis dos valores de resistência adesiva obtidos em cada grupo. Podemos concluir que o valor médio da resistência adesiva aos 3 meses foi superior para os três grupos experimentais, não tendo, no entanto, diferenças estatisticamente significativas.

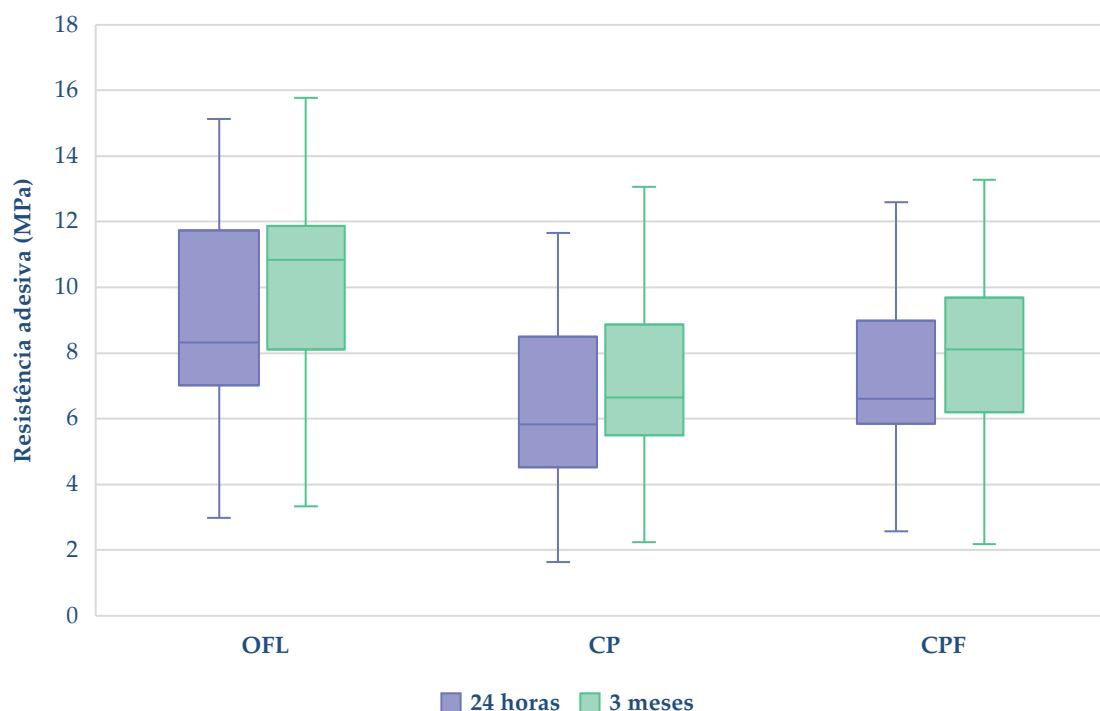


Figura 20. Diagrama de extremos e quartis da resistência adesiva entre os grupos experimentais e tempos de armazenamento.

Na Figura 21 podemos observar a distribuição por grupos dos valores médios de resistência adesiva e o respetivo desvio padrão.

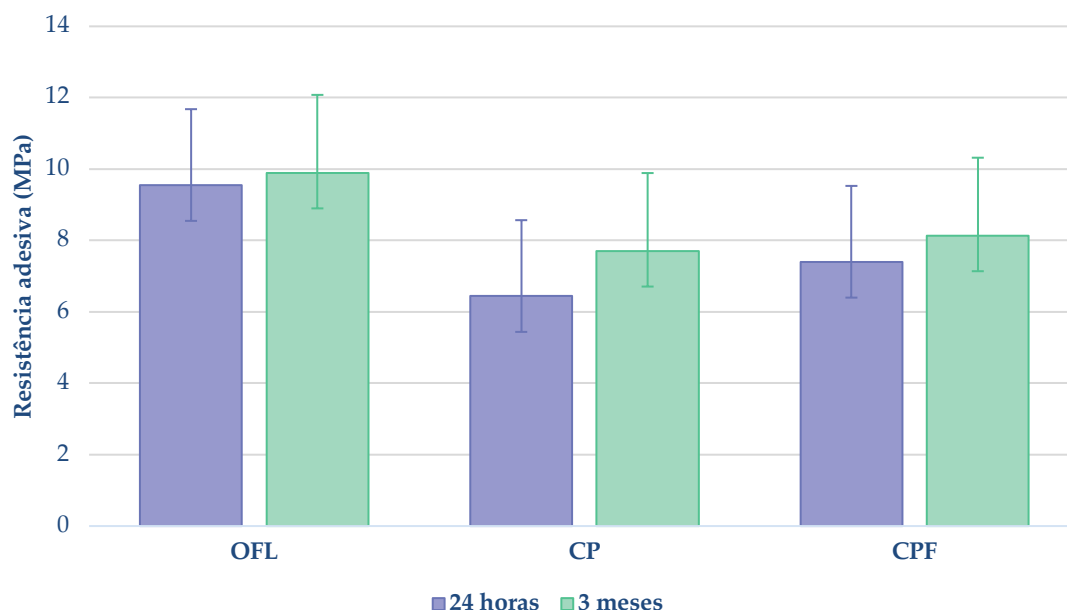


Figura 21. Gráfico de barras comparativo da resistência adesiva (MPa) e desvio padrão de cada grupo experimental às 24h e aos 3 meses.

Após a comparação das médias de resistência adesiva dos grupos, com base no teste estatístico *one-way* ANOVA (Tabela 10), concluiu-se que existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos nos dois tempos avaliados ($p \leq 0,05^*$).

Tabela 10. Teste *one-way* ANOVA.

ANOVA						
	μ TBS	Soma dos quadrados	df	Quadrado médio	Z	Sig.
24 horas	Entre grupos	183,10	2	91,55	12,31	<0,001*
	Nos grupos	1264,79	170	7,44		
	Total	1447,85	172			
3 meses	Entre grupos	249,15	2	124,58	19,83	<0,001*
	Nos grupos	1030,20	164	6,28		
	Total	1279,35	166			

O teste supramencionado diz-nos que existem diferenças entre os grupos, no entanto, não especifica onde se encontram essas diferenças. Foi então realizado o teste *Post-Hoc* de Turkey HSD (Tabela 11) que nos irá permitir perceber quais são os diferentes grupos.

Tabela 11. Teste *Post-Hoc* de Turkey HSD.

Variável dependente	Grupo		Diferença média	Erro padrão	Sig.	
24 horas	OFL	CP	2,50681*	0,50657	< 0,001	
		CPF	1,52676*	0,52271	0,011	
	CP	OFL	-2,50681*	0,50657	< 0,001	
		CPF	-0,98006	0,49910	0,124	
	CPF	OFL	-1,52676*	0,52271	0,011	
		CP	0,98006	0,49910	0,124	
	3 meses	OFL	CP	2,94168*	0,47580	< 0,001
			CPF	1,95026*	0,47365	< 0,001
CP		OFL	-2,94168*	0,47580	< 0,001	
		CPF	-0,99143	0,47580	0,096	
CPF	OFL	-1,95026*	0,47365	< 0,001		
	CP	0,99143	0,47580	0,096		

*. A diferença média é significativa no nível 0,05.

A partir da análise do teste supramencionado, podemos concluir que:

- Resistência adesiva no imediato (24 horas):
 - Não existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos CP e CPF ($p = 0,124$);
 - Existem diferenças significativas entre estes e o grupo OFL (OFL vs. CP, $p < 0,001$) e (OFL vs. CPF, $p = 0,011$).
- Resistência adesiva a longo prazo (3 meses):

- Não existem diferenças estatisticamente significativas entre os grupos CP e CPF ($p = 0,096$);
- Existem diferenças significativas entre estes e o grupo OFL (OFL vs. CP, $p < 0,001$) e (OFL vs. CPF, $p < 0,011$).

Tabela 12. Teste Post-Hoc de Turkey HSD - subconjuntos homogêneos.

μ TBS				
Subconjunto para alfa = 0,05				
Grupo	N	1	2	
24 horas	OFL	53		8,8036
	CP	64	6,2968	
	CPF	56	7,2768	
	Sig.		0,135	1,000
3 meses	OFL	56		9,8971
	CP	55	6,9555	
	CPF	56	7,9469	
	Sig.		0,096	1,000

A análise do teste de comparação múltipla (Tabela 12) indica que o único grupo que demonstra ter diferenças significativas face aos restantes é o OFL, sendo que apresenta maior valor de resistência adesiva no imediato e a longo prazo (8,80 e 9,89 MPa, respetivamente).

O grupo CP apresentou um valor médio de resistência adesiva no imediato e a longo prazo de 6,29 e 6,95 MPa, respetivamente. A aplicação de uma camada de revestimento de resina *flow* no grupo CPF, resultou numa média de resistência adesiva superior aos grupos CP (CP_24 e CP_3M), embora sem diferença estatisticamente significativa, com um valor de 7,27 e 7,94 MP no imediato e a longo prazo, respetivamente.

Tabela 13. Teste paramétrico T-Student.

Teste-t para Igualdade de Médias							
μ TBS		Significância		Diferença de média	Erro de dif. padrão	95% intervalo de confiança da diferença	
		Unilateral p	Bilateral p			Superior	Inferior
OFL	Variâncias iguais assumidas	0,032	0,064	-1,09355	0,58321	-2,24969	0,06258
	Variâncias iguais não assumidas	0,032	0,063	-1,09355	0,58316	-2,24963	0,06252
CP	Variâncias iguais assumidas	0,070	0,139	-0,65868	0,44246	-1,53496	0,21759
	Variâncias iguais não assumidas	0,064	0,129	-0,65868	0,43029	-1,51129	0,19393
CPF	Variâncias iguais assumidas	0,070	0,140	0,67006	0,45098	-1,56380	0,22369
	Variâncias iguais não assumidas	0,070	0,140	0,67006	0,45098	-1,56382	0,22371

O Teste T-Student foi utilizado para comparar a resistência adesiva em dois períodos diferentes: às 24h e aos 3 meses. Podemos verificar que não existem diferenças estatisticamente significativas quando a variável em questão é o tempo ($p > 0,05$) (Tabela 13).

VI. Discussão

O presente estudo *in vitro* visou a realização de um estudo piloto, com o objetivo de avaliar a resistência adesiva de um sistema adesivo funcional Clearfil™ SE Protect e Clearfil™ SE Protect com resina *flowable*, como agentes de IDS, no imediato e a longo prazo, comparando ao sistema adesivo *gold-standard*, OptiBond™ FL. Segundo o fabricante (Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japan), a incorporação do monómero funcional MDPB e a sua combinação com partículas de carga reativa neste sistema adesivo, torna-o um elemento promissor no contexto da adesão ao substrato dentinário.

Em termos de adesão à dentina hígida, a literatura apresenta-se unânime, enfatizando um aumento marcado na resistência adesiva (Carvalho et al., 2021; Hardan et al., 2022; Magne et al., 2005; Samartzi et al., 2021). Os dados da revisão sistemática e meta-analíticos de Hardan et al. (2022) apoiam esta premissa, comprovando o supramencionado tanto na utilização de adesivos ER como nos SE. De facto, a aplicação imediata de um agente adesivo à dentina recém-cortada torna este substrato ideal para os procedimentos adesivos, apresentando benefícios essencialmente no que diz respeito à microinfiltração bacteriana durante a restauração provisória (Carvalho et al., 2021; Magne et al., 2005, 2007; Magne & Nielsen, 2009).

No sentido de avaliar o desempenho de um sistema adesivo, torna-se essencial estudar o seu comportamento micromecânico. Os valores de resistência adesiva são, neste sentido, responsáveis por assegurar a integridade e a qualidade da interface adesiva (Van Meerbeek et al., 2010). Assim sendo, a obtenção destes valores podem realizar-se através do teste de microtração, sendo este considerado um método sensível e confiável para avaliar a *performance* da adesão *in vitro* (Andrade et al., 2010; Durmuşlar & Ölmez, 2017).

Neste estudo, o grupo controlo constitui um sistema adesivo ER de 3 passos, cuja elevada *performance* clínica e laboratorial encontra-se devidamente descrita e comprovada. No que concerne aos resultados obtidos na presente investigação, o único grupo que demonstra ter diferenças estatisticamente significativas face aos restantes é o grupo OFL, com um valor médio mais elevado de resistência adesiva tanto no imediato como a longo prazo (Tabela 12).

No sentido de colmatar as limitações aquando do uso de um adesivo ER, Torres et al. (2017) descreve a técnica de IDS com adesivos SE. Este autor sugere que esta técnica diminui o risco de colapso da matriz de colagénio pela ausência da etapa de condicionamento da dentina com ácido ortofosfórico. O facto da *smear-layer* permanecer incorporada como substrato na camada adesiva, resulta numa redução da sensibilidade pós-operatória (Torres et al., 2017). Dado a quantidade mais reduzida de etapas, este tipo de adesivos torna os procedimentos clínicos mais simplificados, na medida em que levam à diminuição da sensibilidade técnica com uma menor margem para erros técnicos (Coelho et al., 2012; Sezinando, 2014). Naturalmente, o facto de apresentarem um potencial de adesão química através dos monómeros funcionais que os incorporam, revelam um desempenho bastante favorável, particularmente no que diz respeito à resistência adesiva a longo prazo (Matsui et al., 2015; Sezinando, 2014).

Apesar da estratégia adesiva SE ter demonstrado ser o *gold-standard* da adesão dentinária ao longo dos anos (Van Meerbeek et al., 2020), no presente ensaio clínico, a estratégia adesiva ER mostrou ser mais eficiente. O uso do adesivo OFL_24 demonstrou valores significativamente superiores ao adesivo CP_24 (Tabela 11). Este resultado pode ser justificado pela elevada presença de carga inorgânica que o OptiBond FL apresenta na sua composição, resultando em valores de união superiores (Dalby et al., 2012). Segundo o fabricante, este adesivo apresenta na sua composição 48% de carga inorgânica, sendo considerado um dos adesivos comercializados com maior percentagem de conteúdo inorgânico. Por conseguinte, estes resultados levam a crer que a presença de uma maior quantidade de carga inorgânica influenciou os valores de adesão do grupo OFL. De facto, o elevado conteúdo de carga neste sistema adesivo forma uma espessura de revestimento consistente e uniforme (Magne et al., 2005, 2007; Rocca et al., 2015), possibilitando a formação de uma camada híbrida mais espessa, capacitada para absorver tensões de contração de polimerização. É de salientar que no presente estudo, como se tratou de adesão de uma restauração indireta, o único material que sofreu contração de polimerização foi a resina composta Filtek™ Z100 (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA). Ademais, por se tratar de um compósito microhíbrido com uma grande percentagem de carga inorgânica, apresenta baixa contração de polimerização (Christensen, 1999). Encontra-se descrito na literatura que a camada híbrida formada pelos adesivos ER possui em média uma espessura que varia entre 4,2 - 7,4µm, com uma distribuição uniforme e regular de *resin-tags* (Junior et al., 2012). Além disso, este

adesivo apresenta resistência ao desgaste a longo prazo, às forças de tração e compressão. Por possuir um baixo módulo de elasticidade, torna-se mais flexível e absorve o *stress*, conferindo uma melhor adaptação à dentina (Magne, 2005; Stavridakis et al., 2005). Tendo em conta os resultados supramencionados, rejeita-se a hipótese nula $H1_0$, podendo afirmar que o uso do sistema adesivo Clearfil SE Protect como agente de IDS influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta às 24h, quando comparado ao adesivo *gold-standard*.

Tal como sugerido por Armstrong et al. (2017), foi definido um período de 3 meses para o armazenamento das amostras, sendo considerado um estudo laboratorial a longo prazo.

No que concerne aos resultados obtidos entre os grupos OFL e CP após 3 meses de armazenamento (Tabela 11), estes seguem o mesmo padrão dos grupos analisados anteriormente, pelo que o OFL_3M apresentou valores significativamente superiores em relação ao CP_3M, rejeitando, desta forma, a hipótese nula $H2_0$. Uma das principais desvantagens dos sistemas adesivos ER refere-se à eventual incompleta penetração dos monómeros de resina nas fibrilhas de colagénio, resultante de um *over-etching* por ação do condicionamento ácido, tornando-se suscetível à degradação hidrolítica (Perdigão et al., 2013; Souza et al., 2018). Por sua vez, um ambiente com baixo pH pode levar à ativação das MMPs, enzimas capazes de degenerar a matriz de colagénio presente na camada híbrida, comprometendo a sua durabilidade a longo prazo (Perdigão et al., 2013; Sekton, 2010; Souza et al., 2018). Devido às características supramencionadas, seria expectável uma diminuição da resistência adesiva no grupo OFL_3M. No entanto, tal não se verificou, pelo que uma das possíveis razões é o facto do armazenamento das amostras ter sido feito em saliva artificial e não em água, que contém componentes que ajudam na simulação de processos de remineralização (Belmar da Costa et al., 2021).

Um estudo realizado por Ferreira-Filho et al. (2018) analisou as forças de adesão com a técnica de IDS, utilizando vários sistemas adesivos. Um dos grupos incluiu a utilização do adesivo ER de 3 passos (OptiBond FL), e outro grupo utilizou um adesivo SE de 2 passos, pelo que se testou a resistência adesiva em dois períodos diferentes: aos 7 dias e aos 3 meses de armazenamento em água desionizada. Tanto aos 7 dias como aos 3 meses, o grupo do OptiBond FL não obteve diferenças estatisticamente significativas comparativamente ao grupo do adesivo SE, embora se tenham registado valores de

resistência adesiva inferiores neste último. Ainda relativamente ao período dos 3 meses de armazenamento, observou-se uma diminuição significativa dos valores de força de adesão do OptiBond FL, enfatizando, desta forma, a eventual ocorrência dos fenómenos de degradação hidrolítica e enzimática a que os adesivos ER são sujeitos.

No entanto, e em oposição aos resultados do estudo anterior, Magne et al. (2007) verificou que após 3 meses de armazenamento numa solução salina, os valores médios dos resultados de microtração ao utilizar o OptiBond FL no IDS, foram superiores aos iniciais. Este aumento pode ser justificado pelo facto de num contexto clínico, ao existir um tempo de espera para a confecção da restauração indireta, adia-se desta forma, a carga oclusal. Assim sendo, este tempo permite um desenvolvimento progressivo da resistência adesiva à dentina devido à dissipação de tensões residuais (Magne et al., 2007).

No que concerne aos resultados a longo prazo, seria expectável que o grupo CP exibisse as suas possíveis vantagens após 3 meses de armazenamento, apresentando valores de resistência adesiva semelhantes ao OFL. Segundo a literatura, o sistema adesivo Clearfil SE Protect parece ser menos vulnerável à degradação da camada híbrida, sendo esta premissa também suportada num estudo realizado por Muratovska et al. (2018). Em primeiro lugar, este adesivo dispõe de uma fraca acidez ($\text{pH}=2$), pelo que desmineraliza a dentina superficialmente, evitando a discrepância entre a profundidade de desmineralização e a profundidade de infiltração da resina, ainda que forme uma camada híbrida com uma espessura muito reduzida (Van Meerbeek et al., 2003). O facto de preservar algum teor de HAp, pode funcionar como recetor para uma adesão química adicional (Salvio et al., 2013; Van Meerbeek et al., 2003), importante na resistência à degradação hidrolítica a longo prazo (Coelho et al., 2012). Em segundo lugar, a presença do monómero funcional – 12-MDPB, um derivado da amónia quaternária polimerizável (QAC) – tem demonstrado uma forte componente bactericida (Belmar da Costa et al., 2021; Imazato et al., 1998; Kuraray, 2014; Ozel et al., 2016). Além disso, tem sido também demonstrado que este monómero potencia a inibição das MMPs, conferindo um efeito protetor à camada híbrida e contribuindo para a durabilidade da interface restauradora (Hashimoto et al., 2018; Imazato et al., 1998, 2003; Tezvergil-Mutluay et al., 2015). Por último, o Clearfil SE Protect conta ainda com partículas reativas de flúor com potencial para eventuais processos de remineralização (Ozel et al., 2016). Segundo Viana et al. (2020), o potencial remineralizante é justificado pela libertação contínua de flúor que leva à precipitação da fluorapatite. Sendo este mineral menos solúvel, forma

uma dentina protegida e reforçada. No entanto, apesar de todas as vantagens supramencionadas, verificaram-se valores de resistência adesiva significativamente inferiores ao *gold-standard* após 3 meses.

Uma das desvantagens relativas ao uso de sistemas adesivos simplificados está relacionado com a reduzida quantidade de carga inorgânica, o que se traduz numa inferior *performance* mecânica. Como tal, aquando da utilização de um sistema adesivo SE como agente de IDS, a literatura sugere o reforço do mesmo com uma resina composta de baixa viscosidade, de modo a conferir partículas de carga inorgânica à interface adesiva (Carvalho et al., 2021; Okuda et al., 2007). Ademais, Carvalho et al. (2021) e Okuda et al. (2007) defendem que esta estratégia torna-se uma opção bastante promissora no que diz respeito ao aumento da resistência de união à dentina, exibindo deste modo, um efeito protetor, reforçando a camada de dentina hibridizada. Samartzi et al. (2021) reforça esta ideia, defendendo que na eventualidade de ocorrerem fenómenos de degradação da interface adesiva ao longo do tempo, o *flow* poderá ser capaz de proteger a camada híbrida subjacente, preservando a integridade do selamento dentinário efetuado (Samartzi et al., 2021).

Tendo em conta o supramencionado, seria expectável que o problema relacionado com o baixo conteúdo inorgânico do Clearfil SE Protect fosse suprimido pela adição do *flow*. Porém, na presente investigação tal não se verificou, uma vez que os resultados do grupo OFL foram, mais uma vez, significativamente superiores em relação ao grupo CPF, a curto e a longo prazo (Tabela 11). Posto isto, as hipóteses nulas H_{30} e H_{40} foram rejeitadas.

Embora a literatura apresente inúmeros estudos que sugerem o reforço do IDS ao adicionar uma camada fina de resina composta *flowable* após a utilização de um sistema adesivo simplificado, na presente investigação, não se observaram diferenças estatisticamente significativas entre os grupos CP e CPF, tanto no imediato como a longo prazo (Tabela 11). Desta forma, aceitam-se as hipóteses nulas H_{50} e H_{60} , concluindo que o uso do sistema adesivo Clearfil™ SE Protect como agente de IDS não influencia a resistência adesiva à restauração indireta em resina composta, quando comparado ao Clearfil™ SE Protect + *flow* após 24 horas e 3 meses de envelhecimento em saliva artificial, respetivamente.

Estes resultados levam-nos a crer que, mesmo que o adesivo Clearfil SE Protect apresente um menor conteúdo de carga inorgânica, continua a ter um desempenho bastante favorável. Podemos então afirmar, com base nos resultados do presente estudo, que não existem vantagens em revestir este sistema adesivo com resina fluída, uma vez que por si só, este adesivo tem capacidade de formar uma camada híbrida suficientemente coesa e resistente.

Apesar da atualidade do tema e da existência de inúmeros estudos sobre a resistência adesiva no IDS, de momento, encontra-se descrito na literatura apenas um estudo sobre o uso do Clearfil SE Protect enquanto agente de IDS.

Contrariamente aos resultados obtidos no presente estudo entre os grupos CP_24 e CPF_24, a investigação laboratorial de Okuda et al. (2007) demonstra a vantagem do flow na combinação com o Clearfil Protect Bond, um adesivo antecessor do Clearfil SE Protect, com características semelhantes segundo a Kuraray (2014). Este estudo pretendeu avaliar o efeito do IDS nas restaurações indiretas apenas às 24 horas, tendo sido o protocolo semelhante ao nosso, à exceção de algumas marcas comerciais diferentes utilizadas na adesão da restauração indireta. A utilização do Clearfil Protect Bond para selamento dentinário, apresentou uma média de resistência adesiva de $10,5 \pm 3,0$ MPa, semelhante ao resultado obtido para o grupo CP_24 na presente investigação. O outro grupo compreendeu a aplicação de resina fluída subsequente ao Clearfil Protect Bond e de um *primer* autocondicionante que contém na sua composição componentes que ajudam a acelerar a polimerização. Em suma, o IDS reforçado traduziu-se em valores de adesão significativamente superiores. Assim, os resultados obtidos sugerem que o reforço do IDS, ao criar uma película de selamento mais espessa, confere uma proteção adicional ao adesivo aquando da remoção do cimento provisório (Okuda et al., 2007). Como referido, também fornece proteção à camada híbrida do *stress* proveniente da contração de polimerização aquando da adesão à restauração indireta, mantendo a integridade da interface adesiva (Pereira et al., 2020). O ensaio clínico de Choi et al. (2017), apesar de ter testado o IDS na combinação do OptiBond FL com *flow*, reforça este argumento.

Num estudo desenvolvido por Carvalho et al. (2021), onde foi testada a resistência adesiva de um adesivo SE para o selamento imediato da dentina, observaram-se valores significativamente superiores quando este adesivo era utilizado em combinação com resina fluída. Os resultados complementares de observação em microscopia eletrónica de

varrimento (SEM) demonstraram que a camada híbrida permanecia íntegra após a limpeza da superfície cimentada com material provisório, aquando da utilização do adesivo SE no modo IDS reforçado por *flow*. No entanto, a camada híbrida foi parcialmente danificada quando o adesivo SE foi utilizado isoladamente. Assim, estes resultados demonstram a importância de reforçar o IDS aquando da utilização de sistemas adesivos mais simplificados.

No que concerne aos resultados obtidos referente à variável “tempo de armazenamento, todos os grupos apresentaram médias de resistência adesiva similares às 24h e aos 3 meses (Tabela 13). Uma vez que não se verificaram valores estatisticamente significativos, podemos afirmar que os 3 meses de envelhecimento em saliva artificial não influenciam a resistência adesiva dos agentes de IDS utilizados, aceitando, desta forma, a hipótese nula H_{70} .

Apesar do protocolo do presente estudo ter sido similar ao estudo efetuado por Magne et al. (2005), os valores de resistência adesiva obtidos no grupo OFL_24 apresentam-se inferiores. Esta diferença pode dever-se ao facto da técnica ER requerer grande sensibilidade por parte do operador, da sua inexperiência e à curva de aprendizagem imprescindível para uma rigorosa aplicação do protocolo adesivo (Sirisha et al., 2014). Além disso, torna-se praticamente impossível realizar uma comparação direta dos resultados obtidos com outros estudos estabelecidos na literatura, uma vez que existe uma série de fatores condicionantes, como o número da amostra, a área da interface adesiva, o protocolo de tratamento da superfície dentinária e da peça, os materiais utilizados, o método e o tempo de conservação das amostras, entre outros.

Os resultados obtidos do teste de microtração deverão estar em concordância quando as investigações são padronizadas, mesmo que os resultados sejam provenientes de laboratórios diferentes. Contudo, torna-se difícil comparar os resultados da resistência adesiva entre os diferentes laboratórios, uma vez que recorrem a técnicas e parâmetros variáveis. Diversos motivos contribuem potencialmente para esta versatilidade de resultados inter-laboratoriais, entre eles encontra-se a metodologia de preparação do substrato dentinário e as propriedades dos materiais utilizados (Armstrong et al., 2010).

O armazenamento neste estudo foi efetuado através do método de exposição direta, isto é, as amostras foram seccionadas em palitos antes de serem conservadas na estufa, para um posterior ensaio de microtração (Toledano et al., 2007). Consequentemente, a

redução da área de contacto resulta numa diminuição do tempo necessário para a difusão da água, acelerando, desta forma, a degradação da interface adesiva (Amaral et al., 2007; Zebic et al., 2018). A ampla absorção de água provocada pelo contacto direto com o meio de armazenamento torna a interface adesiva mais suscetível a fenómenos de degradação hidrolítica e de plasticização (Zebic et al., 2018). No entanto, com base nos resultados obtidos, se a interface adesiva resiste a este método de exposição *in vitro*, melhor resistirá no contexto de uma exposição na prática clínica.

Após uma análise cuidadosa dos resultados obtidos do tipo de falhas, tanto a curto como a longo prazo, é possível concluir que, todos os grupos testados apresentaram maioritariamente falhas adesivas (Tabela 8). Esta análise serve para validar os resultados obtidos, pelo que, caso a maioria das falhas não fossem adesivas, o estudo não teria relevância experimental. A obtenção destes resultados são expectáveis neste tipo de teste (Armstrong et al., 2010), pelo que também se encontram em concordância com estudos focalizados no sistema adesivo Clearfil SE Protect, como os de Imazato et al. (2006) e Muratovska et al. (2018).

Os resultados do presente estudo favorecem a aplicação do IDS utilizando o adesivo OptiBond FL.

VII. Conclusões

Tendo em conta as limitações inerentes ao nosso estudo laboratorial, é possível concluir que a resistência adesiva utilizando o OptiBond FL como agente de IDS difere significativamente do adesivo Clearfil SE Protect e da sua combinação com o *flow*, no imediato e a longo prazo, continuando por isso, o OptiBond FL a ser a escolha de eleição no IDS.

O uso do Clearfil SE Protect demonstra resultados de resistência adesiva similares aos da sua combinação com o *flow*, pelo que não existem vantagens em revestir este sistema adesivo com resina fluída, uma vez que por si só, este adesivo apresenta uma resistência adesiva semelhante.

Por último, o tempo de armazenamento não influenciou a resistência adesiva dos agentes de IDS utilizados.

1. Relevância Clínica

A adesão eficaz e duradoura ao substrato dentinário é um dos objetivos mais desafiantes no contexto da dentisteria adesiva, tornando-se peculiar num tecido com elevado conteúdo orgânico e humidade intrínseca, como a dentina. Assim sendo, investigações recentes no âmbito da adesão dentária repousam essencialmente na procura de técnicas que visam aumentar a resistência adesiva à dentina não só através da introdução de monómeros funcionais que fomentem a adesão química, como também pela libertação de flúor dos sistemas adesivos, capazes de remineralizar a superfície dentinária.

A técnica IDS é amplamente utilizada na prática clínica, pelo que com a evolução dos sistemas adesivos, torna-se importante avaliar a sua implementação no IDS. No entanto, e apesar das possíveis vantagens que o Clearfil SE Protect dispõe, perante os resultados obtidos, de momento, não existem vantagens que justifiquem a substituição do uso do OptiBond FL como agente de IDS.

2. Perspetivas Futuras

Dado a escassez de estudos laboratoriais sobre o uso do sistema adesivo Clearfil SE Protect como agente de IDS, em investigações futuras será relevante:

- Avaliar a resistência adesiva e as suas propriedades nanomecânicas em dentina utilizando o Clearfil SE Protect, após envelhecimento a longo prazo (1 a 5 anos) em água ou termociclagem (com uma simulação de períodos superiores a 5 anos), aumentando o número da amostra;
- Caracterizar morfológicamente a camada híbrida formada pelo Clearfil SE Protect;
- Relacionar a qualidade da camada ABRZ com os resultados adesivos no IDS.

VIII. Referências bibliográficas

Abad-Coronel, C., Naranjo, B., & Valdiviezo, P. (2019). Adhesive Systems Used in Indirect Restorations Cementation: Review of the Literature. *Dentistry Journal*, 7(3), 71. <https://doi.org/10.3390/dj7030071>

Amaral, F. L. B., Colucci, V., Palma-Dibb, R. G., & Corona, S. A. M. (2007). Assessment of In Vitro Methods Used to Promote Adhesive Interface Degradation: A Critical Review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(6), 340–353. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2007.00134.x>

Andrade, A. M. de, Moura, S. K., Reis, A., Loguercio, A. D., Garcia, E. J., & Grande, R. H. M. (2010). Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: Effects of composite resin. *Journal of Applied Oral Science: Revista FOB*, 18(6), 591–598. <https://doi.org/10.1590/s1678-77572010000600010>

Angeletaki, F., Gkogkos, A., Papazoglou, E., & Kloukos, D. (2016). Direct versus indirect inlay/onlay composite restorations in posterior teeth. A systematic review and meta-analysis. *Journal of Dentistry*, 53, 12–21. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.07.011>

Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillip's Science of Dental Materials* (Edition 12). Elsevier.

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>

Armstrong, S., Geraldeli, S., Maia, R., Raposo, L. H. A., Soares, C. J., & Yamagawa, J. (2010). Adhesion to tooth structure: A critical review of “micro” bond strength test methods. *Dental Materials*, 26(2), e50–e62. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.155>

Barabanti, N., Preti, A., Vano, M., Derchi, G., Mangani, F., & Cerutti, A. (2015). Indirect composite restorations luted with two different procedures: A ten years follow up clinical trial. *Journal of Clinical and Experimental Dentistry*, e54–e59.

<https://doi.org/10.4317/jced.51640>

Bartlett, J. D. (2013). Dental Enamel Development: Proteinases and Their Enamel Matrix Substrates. *ISRN Dentistry*, 2013, 1–24. <https://doi.org/10.1155/2013/684607>

Belmar da Costa, M., Delgado, A. H., Amorim Afonso, T., Proença, L., Ramos, A. S., & Mano Azul, A. (2021). Investigating a Commercial Functional Adhesive with 12-MDPB and Reactive Filler to Strengthen the Adhesive Interface in Eroded Dentin. *Polymers*, 13(20), 3562. <https://doi.org/10.3390/polym13203562>

Beniash, E., Stifler, C. A., Sun, C. Y., Jung, G. S., Qin, Z., Buehler, M. J., & Gilbert, P. U. P. A. (2019). The hidden structure of human enamel. *Nature Communications*, 10(1), 4383. <https://doi.org/10.1038/s41467-019-12185-7>

Berrantes, R., & Carlos, J. (2018). Rehabilitating Form, Function and Natural Aesthetics with Onlay Ceramic IPS Empress Esthetic®: Evidence and Versatility. *Odovtos - International Journal of Dental Sciences*, 20(2), 17–29. <https://doi.org/10.15517/ijds.v0i0.30388>

Bleicher, F., Richard, B., Thivichon-Prince, B., Farges, J.-C., & Carrouel, F. (2015). Odontoblasts and Dentin Formation. Em *Stem Cell Biology and Tissue Engineering in Dental Sciences* (pp. 379–395). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-397157-9.00034-5>

Brunton, P. A., Cattell, P., Burke, F. J., & Wilson, N. H. (1999). Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(2), 167–171. [https://doi.org/10.1016/s0022-3913\(99\)70151-4](https://doi.org/10.1016/s0022-3913(99)70151-4)

Buonocore, M. G. (1955). A Simple Method of Increasing the Adhesion of Acrylic Filling Materials to Enamel Surfaces. *Journal of Dental Research*, 34(6), 849–853. <https://doi.org/10.1177/00220345550340060801>

Cardoso, M., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., & Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry: Bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56, 31–44. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x>

- Cardoso, R. M., Cardoso, R. M., Gomes, M. P., Guimarães, R. P., Filho, P. F. M., & Silva, C. H. V. (2012). Onlay com resina composta direta: Relato de caso Clínico. *Odontol. Clín.-Cient.*, 11(3), 6.
- Carvalho, M. A., Lazari-Carvalho, P. C., Polonial, I. F., Souza, J. B., & Magne, P. (2021). Significance of immediate dentin sealing and flowable resin coating reinforcement for unfilled/lightly filled adhesive systems. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 33(1), 88–98. <https://doi.org/10.1111/jerd.12700>
- Carvalho, R. M., Tjäderhane, L., Manso, A. P., Carrilho, M. R., & Carvalho, C. A. R. (2012). Dentin as a bonding substrate: Dentin bonding. *Endodontic Topics*, 21(1), 62–88. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2012.00274.x>
- Chabouis, H. F., Faugeron, V. S., & Attal, J.-P. (2013). Clinical efficacy of composite versus ceramic inlays and onlays: A systematic review. *Dental Materials*, 29(12), 1209–1218. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.09.009>
- Chiego, D. J. (2018). *Essentials of oral histology and embryology: A clinical approach* (Fifth edition). Elsevier.
- Choi, Y., Lee, E. J., & Kim, M. S. (2017). Effect of different immediate dentin sealing techniques on the microtensile bond strength. *Oral Biology Research*, 41(2), 63–68. <https://doi.org/10.21851/obr.41.02.201706.63>
- Christensen, G. J. (1999). SORTING OUT THE CONFUSING ARRAY OF RESIN-BASED COMPOSITES IN DENTISTRY. *The Journal of the American Dental Association*, 130(2), 275–277. <https://doi.org/10.14219/jada.archive.1999.0179>
- Coelho, A., Canta, J. P., Martins, J. N. R., Oliveira, S. A., & Marques, P. (2012). Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários – revisão da literatura. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 53(1), 39–46. <https://doi.org/10.1016/j.rpemd.2011.11.008>
- Cuy, J. L., Mann, A. B., Livi, K. J., Teaford, M. F., & Weihs, T. P. (2002). Nanoindentation mapping of the mechanical properties of human molar tooth enamel. *Archives of Oral Biology*, 47(4), 281–291. [https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(02\)00006-7](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(02)00006-7)

Dalby, R., Ellakwa, A., Millar, B., & Martin, F. E. (2012). Influence of Immediate Dentin Sealing on the Shear Bond Strength of Pressed Ceramic Luted to Dentin with Self-Etch Resin Cement. *International Journal of Dentistry*, 2012, 1–7. <https://doi.org/10.1155/2012/310702>

D’Arcangelo, C., Vanini, L., Casinelli, M., Frascaria, M., De Angelis, F., Vadini, M., & D’Amario, M. (2015). Adhesive Cementation of Indirect Composite Inlays and Onlays: A Literature Review. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 36(8), 570–577; quiz 578.

De Goes, M. F., Giannini, M., Di Hipólito, V., Carrilho, M. R. de O., Daronch, M., & Rueggeberg, F. A. (2008). Microtensile bond strength of adhesive systems to dentin with or without application of an intermediate flowable resin layer. *Brazilian Dental Journal*, 19(1), 51–56. <https://doi.org/10.1590/S0103-64402008000100009>

de Torres, É. M., Lopes, L. G., M Leite, M., R de Souza, D., & A Carvalho, M. (2017). Immediate Dentin Sealing with Self-etch Dentin Bonding Agent for Indirect Restoration. *World Journal of Dentistry*, 8(6), 490–495. <https://doi.org/10.5005/jp-journals-10015-1492>

Desai, H., Stewart, C. A., & Finer, Y. (2021). Minimally Invasive Therapies for the Management of Dental Caries—A Literature Review. *Dentistry Journal*, 9(12), 147. <https://doi.org/10.3390/dj9120147>

Duarte, S., de Freitas, C. R. B., Saad, J. R. C., & Sadan, A. (2009). The effect of immediate dentin sealing on the marginal adaptation and bond strengths of total-etch and self-etch adhesives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(1), 1–9. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)00073-0](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)00073-0)

Durmuşlar, S., & Ölmez, A. (2017). Microtensile Bond Strength and Failure Modes of Flowable Composites on Primary Dentin with Application of Different Adhesive Strategies. *Contemporary Clinical Dentistry*, 8(3), 373–379. https://doi.org/10.4103/ccd.ccd_310_17

Eckert, G. J., & Platt, J. A. (2007). A statistical evaluation of microtensile bond strength methodology for dental adhesives. *Dental Materials*, 23(3), 385–391. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.02.007>

- Ereifej, N., Silikas, N., & Watts, D. C. (2009). Edge strength of indirect restorative materials. *Journal of Dentistry*, 37(10), 799–806. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2009.06.009>
- Felden, A., Schmalz, G., Federlin, M., & Hiller, K. A. (1998). Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: Results up to 7 years. *Clinical Oral Investigations*, 2(4), 161–167. <https://doi.org/10.1007/s007840050064>
- Ferreira-Filho, R. C., Ely, C., Amaral, R. C., Rodrigues, J. A., Roulet, J. F., Cassoni, A., & Reis, A. F. (2018). Effect of Different Adhesive Systems Used for Immediate Dentin Sealing on Bond Strength of a Self-Adhesive Resin Cement to Dentin. *Operative Dentistry*, 43(4), 391–397. <https://doi.org/10.2341/17-023-L>
- Frankenberger, R., Lopes, M., Perdigão, J., Ambrose, W. W., & Rosa, B. T. (2002). The use of flowable composites as filled adhesives. *Dental Materials*, 12.
- Fusayama, T. (1992). Total Etch Technique and Cavity Isolation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 4(4), 105–109. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1992.tb00674.x>
- Fuzzi, M., & Rappelli, G. (1998). Survival rate of ceramic inlays. *Journal of Dentistry*, 26(7), 623–626. [https://doi.org/10.1016/s0300-5712\(98\)00004-9](https://doi.org/10.1016/s0300-5712(98)00004-9)
- Gailani, H. F. A., Benavides-Reyes, C., Bolaños-Carmona, M. V., Rosel-Gallardo, E., González-Villafranca, P., & González-López, S. (2021). Effect of Two Immediate Dentin Sealing Approaches on Bond Strength of Lava™ CAD/CAM Indirect Restoration. *Materials*, 14(7), 1629. <https://doi.org/10.3390/ma14071629>
- Giannini, M., Makishi, P., Ayres, A. P. A., Vermelho, P. M., Fronza, B. M., Nikaido, T., & Tagami, J. (2015). Self-Etch Adhesive Systems: A Literature Review. *Brazilian Dental Journal*, 26(1), 3–10. <https://doi.org/10.1590/0103-6440201302442>
- Giannini, M., Soares, C. J., & Carvalho, R. M. (2004). Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dental Materials*, 20(4), 322–329. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(03\)00110-6](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(03)00110-6)
- Goldberg, M. (2011). Dentin structure composition and mineralization. *Frontiers in*

Bioscience, E3(2), 711–735. <https://doi.org/10.2741/e281>

Goyatá, F. R., Siqueira, V. V., Novaes, I. C., Arruda, J. A. A., Barreiros, I. D., Novaes Júnior, J. B., Lanza, C. R. M., & Moreno, A. (2018). Técnicas alternativas de restauração indireta em resina composta: Relato de casos clínicos. *ARCHIVES OF HEALTH INVESTIGATION*, 7(7). <https://doi.org/10.21270/archi.v7i7.3018>

Gresnigt, M. M. M., Cune, M. S., Jansen, K., van der Made, S. A. M., & Özcan, M. (2019). Randomized clinical trial on indirect resin composite and ceramic laminate veneers: Up to 10-year findings. *Journal of Dentistry*, 86, 102–109. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2019.06.001>

Habelitz, S., Marshall, S. J., Marshall, G. W., & Balooch, M. (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology*, 46(2), 173–183. [https://doi.org/10.1016/S0003-9969\(00\)00089-3](https://doi.org/10.1016/S0003-9969(00)00089-3)

Hardan, L., Devoto, W., Bourgi, R., Cuevas-Suárez, C. E., Lukomska-Szymanska, M., Fernández-Barrera, M. Á., Cornejo-Ríos, E., Monteiro, P., Zarow, M., Jakubowicz, N., Mancino, D., Haikel, Y., & Kharouf, N. (2022). Immediate Dentin Sealing for Adhesive Cementation of Indirect Restorations: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Gels*, 8(3), 175. <https://doi.org/10.3390/gels8030175>

Hashimoto, M., Hirose, N., Kitagawa, H., Yamaguchi, S., & Imazato, S. (2018). Improving the durability of resin-dentin bonds with an antibacterial monomer MDPB. *Dental Materials Journal*, 37(4), 620–627. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-209>

Helvey, G. A. (2011). Adhesive dentistry: The development of immediate dentin sealing/selective etching bonding technique. *Compendium of Continuing Education in Dentistry (Jamesburg, N.J.: 1995)*, 32(9), 22, 24–32, 34–35; quiz 36, 38.

Heymann, H., Swift, E. J., Ritter, A. V., & Sturdevant, C. M. (Eds.). (2013). *Sturdevant's art and science of operative dentistry* (6th ed). Elsevier/Mosby.

Imazato, S., Ehara, A., Torii, M., & Ebisu, S. (1998). Antibacterial activity of dentine primer containing MDPB after curing. *Journal of Dentistry*, 26(3), 267–271. [https://doi.org/10.1016/S0300-5712\(97\)00013-4](https://doi.org/10.1016/S0300-5712(97)00013-4)

Imazato, S., Kinomoto, Y., Tarumi, H., Ebisu, S., & R. Tay, F. (2003). Antibacterial

activity and bonding characteristics of an adhesive resin containing antibacterial monomer MDPB. *Dental Materials*, 19(4), 313–319. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(02\)00060-X](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(02)00060-X)

Imazato, S., Kuramoto, A., Takahashi, Y., Ebisu, S., & Peters, M. C. (2006). In vitro antibacterial effects of the dentin primer of Clearfil Protect Bond. *Dental Materials*, 22(6), 527–532. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.009>

Jayasooriya, P. R., Pereira, P. N. R., Nikaido, T., & Tagami, J. (2003). Efficacy of a Resin Coating on Bond Strengths of Resin Cement to Dentin. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 15(2), 105–113. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2003.tb00325.x>

Junior, M. M., Rocha, E. P., Anchieta, R. B., Archangelo, C. M., & Luersen, M. A. (2012). Etch and rinse versus self-etching adhesives systems: Tridimensional micromechanical analysis of dentin/adhesive interface. *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 35, 114–119. <https://doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2011.11.012>

Köken, S., Juloski, J., Sorrentino, R., Grandini, S., & Ferrari, M. (2018). Marginal sealing of relocated cervical margins of mesio-occluso-distal overlays. *Journal of Oral Science*, 60(3), 460–468. <https://doi.org/10.2334/josnusd.17-0331>

Kumar, G. S. (2014). *Orban's Oral Histology & Embryology* (13th ed). Elsevier Health Sciences APAC.

Kuraray. (2014). "Clearfil SE Protect". Retirado da página: <https://kuraraydental.com/product/clearfil-se-protect/> (Acesso no dia 15 de outubro de 2022)

Langer, A., & Ilie, N. (2013). Dentin infiltration ability of different classes of adhesive systems. *Clinical Oral Investigations*, 17(1), 205–216. <https://doi.org/10.1007/s00784-012-0694-4>

Li, N., Nikaido, T., Takagaki, T., Sadr, A., Makishi, P., Chen, J., & Tagami, J. (2010). The role of functional monomers in bonding to enamel: Acid–base resistant zone and bonding performance. *Journal of Dentistry*, 38(9), 722–730. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2010.05.015>

- Linde, A., & Goldberg, M. (1993). Dentinogenesis. *Critical Reviews in Oral Biology and Medicine: An Official Publication of the American Association of Oral Biologists*, 4(5), 679–728. <https://doi.org/10.1177/10454411930040050301>
- Loguercio, A. D., Luque-Martinez, I., Muñoz, M. A., Szesz, A. L., Cuadros-Sánchez, J., & Reis, A. (2014). A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative Dentistry*, 39(6), 652–662. <https://doi.org/10.2341/13-236>
- Lu, P. Y., & Chiang, Y. C. (2018). Restoring Large Defect of Posterior Tooth by Indirect Composite Technique: A Case Report. *Dentistry Journal*, 6(4), E54. <https://doi.org/10.3390/dj6040054>
- Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing: A fundamental procedure for indirect bonded restorations. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry: Official Publication of the American Academy of Esthetic Dentistry*, 17(3), 144–154; discussion 155. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2005.tb00103.x>
- Magne, P. (2006). Composite resins and bonded porcelain: The postamalgam era? *Journal of the California Dental Association*, 34(2), 135–147.
- Magne, P. (2014). IDS: Immediate Dentin Sealing (IDS) for tooth preparations. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 16(6), 594. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a33324>
- Magne, P., Kim, T. H., Cascione, D., & Donovan, T. E. (2005). Immediate dentin sealing improves bond strength of indirect restorations. *THE JOURNAL OF PROSTHETIC DENTISTRY*, 94(6), 9.
- Magne, P., & Nielsen, B. (2009). Interactions between impression materials and immediate dentin sealing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 102(5), 298–305. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(09\)60178-5](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(09)60178-5)
- Magne, P., So, W. S., & Cascione, D. (2007). Immediate dentin sealing supports delayed restoration placement. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(3), 166–174. [https://doi.org/10.1016/S0022-3913\(07\)60052-3](https://doi.org/10.1016/S0022-3913(07)60052-3)
- Mainjot, A. K., Dupont, N. M., Oudkerk, J. C., Dewael, T. Y., & Sadoun, M. J. (2016). From Artisanal to CAD-CAM Blocks: State of the Art of Indirect Composites. *Journal of Dental Research*, 95(5), 487–495. <https://doi.org/10.1177/0022034516634286>

- Marchesi, G., Frassetto, A., Visintini, E., Diolosà, M., Turco, G., Salgarello, S., Di Lenarda, R., Cadenaro, M., & Breschi, L. (2013). Influence of ageing on self-etch adhesives: One-step vs. two-step systems. *European Journal of Oral Sciences*, 121(1), 43–49. <https://doi.org/10.1111/eos.12009>
- Matsui, N., Takagaki, T., Sadr, A., Ikeda, M., Ichinose, S., Nikaido, T., & Tagami, J. (2015). The role of MDP in a bonding resin of a two-step self-etching adhesive system. *Dental Materials Journal*, 34(2), 227–233. <https://doi.org/10.4012/dmj.2014-205>
- Migliaiu, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: From the IV generation to the universal type. *Annali Di Stomatologia*, 8(1), 1. <https://doi.org/10.11138/ads/2017.8.1.001>
- Milia, E., Cumbo, E., Cardoso, R. J. A., & Gallina, G. (2012). Current dental adhesives systems. A narrative review. *Current Pharmaceutical Design*, 18(34), 5542–5552. <https://doi.org/10.2174/138161212803307491>
- Morimoto, S., Rebello de Sampaio, F. B. W., Braga, M. M., Sesma, N., & Özcan, M. (2016). Survival Rate of Resin and Ceramic Inlays, Onlays, and Overlays: A Systematic Review and Meta-analysis. *Journal of Dental Research*, 95(9), 985–994. <https://doi.org/10.1177/0022034516652848>
- Moszner, N., Salz, U., & Zimmermann, J. (2005). Chemical aspects of self-etching enamel–dentin adhesives: A systematic review. *Dental Materials*, 21(10), 895–910. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.05.001>
- Murata, T., Maseki, T., & Nara, Y. (2018). Effect of immediate dentin sealing applications on bonding of CAD/CAM ceramic onlay restoration. *Dental Materials Journal*, 37(6), 928–939. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-377>
- Muratovska, I., Kitagawa, H., Hirose, N., Kitagawa, R., & Imazato, S. (2018). Antibacterial activity and dentin bonding ability of combined use of Clearfil SE Protect and sodium hypochlorite. *Dental Materials Journal*, 37(3), 460–464. <https://doi.org/10.4012/dmj.2017-294>
- Nakabayashi, N., Nakamura, M., & Yasuda, N. (1991). Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *Journal of Esthetic Dentistry*, 3(4), 133–138. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.1991.tb00985.x>

Nanci, A., & TenCate, A. R. (2013). *Ten Cate's oral histology: Development, structure, and function* (8th ed). Elsevier.

Nandini, S. (2010). Indirect resin composites. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 184. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.73377>

Neel, A. E., Aljabo, A., Strange, A., Ibrahim, S., Coathup, M., Young, A., Bozec, L., & Mudera, V. (2016). Demineralization-remineralization dynamics in teeth and bone. *International Journal of Nanomedicine*, Volume 11, 4743–4763. <https://doi.org/10.2147/IJN.S107624>

Nikaido, T., Ichikawa, C., Li, N., Takagaki, T., Sadr, A., Yoshida, Y., Suzuki, K., & Tagami, J. (2011). Effect of functional monomers in all-in-one adhesive systems on formation of enamel/dentin acid-base resistant zone. *Dental Materials Journal*, 30(5), 576–582. <https://doi.org/10.4012/dmj.2010-214>

Nikaido, T., Takagaki, T., Sato, T., Burrow, M. F., & Tagami, J. (2021). Fluoride-Releasing Self-Etch Adhesives Create Thick ABRZ at the Interface. *BioMed Research International*, 2021, 1–5. <https://doi.org/10.1155/2021/9731280>

Okuda, M., Nikaido, T., Maruoka, R., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2007). Microtensile Bond Strengths to Cavity Floor Dentin in Indirect Composite Restorations using Resin Coating. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 19(1), 38–46. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2006.00062.x>

Oliveira, S. S. A., Marshall, S. J., Habelitz, S., Gansky, S. A., Wilson, R. S., & Marshall, G. W. (2004). The effect of a self-etching primer on the continuous demineralization of dentin. *European Journal of Oral Sciences*, 112(4), 376–383. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0722.2004.00142.x>

Ozel, E., Kolayli, F., Tuna, E. B., & Er, D. (2016). *In vitro* antibacterial activity of various adhesive materials against oral streptococci. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30(1), 121–126. <https://doi.org/10.1080/13102818.2015.1090296>

Park, S., Wang, D. H., Zhang, D., Romberg, E., & Arola, D. (2008). Mechanical properties of human enamel as a function of age and location in the tooth. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 19(6), 2317–2324. <https://doi.org/10.1007/s10856-007-3340-y>

Pashley, D. H., Carvalho, R. M., Sano, H., Nakajima, M., Yoshiyama, M., Shono, Y., Fernandes, C. A., & Tay, F. (1999). The microtensile bond test: A review. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 1(4), 299–309.

Pashley, E. L., Comer, R. W., Simpson, M. D., Horner, J. A., Pashley, D. H., & Caughman, W. F. (1992). Dentin permeability: Sealing the dentin in crown preparations. *Operative Dentistry*, 17(1), 13–20.

Perdigão, J. (2007). New Developments in Dental Adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333–357. <https://doi.org/10.1016/j.cden.2007.01.001>

Perdigão, J. (2010). Dentin bonding—Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(2), e24–e37. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.149>

Perdigão, J. (2020). Current perspectives on dental adhesion: (1) Dentin adhesion – not there yet. *Japanese Dental Science Review*, 56(1), 190–207. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2020.08.004>

Perdigão, J., Reis, A., & Loguercio, A. D. (2013). Dentin Adhesion and MMPs: A Comprehensive Review: Dentin Adhesion and MMPs. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 25(4), 219–241. <https://doi.org/10.1111/jerd.12016>

Pereira, R. P., Ceccato, Y., Monteiro Júnior, S., & Gondo, R. (2020). Influência do selamento dentinário imediato com sistema adesivo universal na resistência de união. *Revista de Odontologia da UNESP*, 49, e20200071. <https://doi.org/10.1590/1807-2577.07120>

Peumans, M., De Munck, J., Mine, A., & Van Meerbeek, B. (2014). Clinical effectiveness of contemporary adhesives for the restoration of non-carious cervical lesions. A systematic review. *Dental Materials*, 30(10), 1089–1103. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.07.007>

Raposo, L. H. A., Armstrong, S. R., Maia, R. R., Qian, F., Geraldeli, S., & Soares, C. J. (2012). Effect of specimen gripping device, geometry and fixation method on microtensile bond strength, failure mode and stress distribution: Laboratory and finite element analyses. *Dental Materials*, 28(5), e50–e62. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2012.02.010>

Ritter, A. V. (Ed.). (2019). *Sturdevant's art and science of operative dentistry* (Seventh edition). Elsevier.

Rocca, G. T., Rizcalla, N., Krejci, I., & Dietschi, D. (2015). Evidence-based concepts and procedures for bonded inlays and onlays. Part II. Guidelines for cavity preparation and restoration fabrication. *The International Journal of Esthetic Dentistry*, 10(3), 392–413.

Ryou, H., Amin, N., Ross, A., Eidelman, N., Wang, D. H., Romberg, E., & Arola, D. (2011). Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 22(5), 1127–1135. <https://doi.org/10.1007/s10856-011-4293-8>

Sahin, C., Cehreli, Z. C., Yenigul, M., & Dayangac, B. (2012). In vitro permeability of etch-and-rinse and self-etch adhesives used for immediate dentin sealing. *Dental Materials Journal*, 31(3), 401–408. <https://doi.org/10.4012/dmj.2011-217>

Salvio, L. A., Di Hipólito, V., Martins, A. L., & de Goes, M. F. (2013). Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin. *European Journal of Dentistry*, 07(03), 315–326. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.115416>

Samartzi, T.-K., Papalexopoulos, D., Sarafianou, A., & Kourtis, S. (2021). Immediate Dentin Sealing: A Literature Review. *Clinical, Cosmetic and Investigational Dentistry, Volume 13*, 233–256. <https://doi.org/10.2147/CCIDE.S307939>

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. *Japanese Dental Science Review*, 56(1), 24–31. <https://doi.org/10.1016/j.jdsr.2019.10.001>

Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength—Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, 10(4), 236–240. [https://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90067-1](https://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90067-1)

Sekton, B. (2010). Matrix metalloproteinases: An overview. *Research and Reports in Biology*, 1. <https://doi.org/10.2147/RRB.S12043>

- Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive – A review. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial*, 55(4), 194–206. <https://doi.org/10.1016/j.rpemd.2014.07.004>
- Shibuya, K., Ohara, N., Ono, S., Matsuzaki, K., & Yoshiyama, M. (2019). Influence of 10-MDP concentration on the adhesion and physical properties of self-adhesive resin cements. *Restorative Dentistry & Endodontics*, 44(4), e45. <https://doi.org/10.5395/rde.2019.44.e45>
- Sirisha, K., Rambabu, T., Ravishankar, Y., & Ravikumar, P. (2014). Validity of bond strength tests: A critical review-Part II. *Journal of Conservative Dentistry: JCD*, 17(5), 420–426. <https://doi.org/10.4103/0972-0707.139823>
- Söderholm, K. J. M. (2007). Dental adhesives How it all started and later evolved. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 9 Suppl 2, 227–230.
- Souza, T. F. de, João, S. A. R. O., Pizi, E. C. G., & Catelan, A. (2018). Alternativas para minimizar a degradação da interface adesiva de restaurações dentais: Revisão da literatura. *ARCHIVES OF HEALTH INVESTIGATION*, 7(3). <https://doi.org/10.21270/archi.v7i3.2435>
- Spencer, P., Ye, Q., Park, J., Topp, E. M., Misra, A., Marangos, O., Wang, Y., Bohaty, B. S., Singh, V., Sene, F., Eslick, J., Camarda, K., & Katz, J. L. (2010). Adhesive/Dentin Interface: The Weak Link in the Composite Restoration. *Annals of Biomedical Engineering*, 38(6), 1989–2003. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-9969-6>
- Stavridakis, M. M., Krejci, I., & Magne, P. (2005). Immediate dentin sealing of onlay preparations: Thickness of pre-cured Dentin Bonding Agent and effect of surface cleaning. *Operative Dentistry*, 30(6), 747–757.
- Swift, E. J. (2009). IMMEDIATE DENTIN SEALING FOR INDIRECT BONDED RESTORATIONS. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 21(1), 62–67. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2008.00232.x>
- Tezvergil-Mutluay, A., Agee, K. A., Mazzoni, A., Carvalho, R. M., Carrilho, M., Tersariol, I. L., Nascimento, F. D., Imazato, S., Tjäderhane, L., Breschi, L., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2015). Can quaternary ammonium methacrylates inhibit matrix MMPs and cathepsins? *Dental Materials*, 31(2), e25–e32.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.10.006>

Thompson, V. P., & Silva, N. R. F. A. (2013). Structure and properties of enamel and dentin. Em *Non-Metallic Biomaterials for Tooth Repair and Replacement* (pp. 3–19). Elsevier. <https://doi.org/10.1533/9780857096432.1.3>

Tjäderhane, L., Carrilho, M. R., Breschi, L., Tay, F. R., & Pashley, D. H. (2009). Dentin basic structure and composition-an overview: Overview of dentin structure. *Endodontic Topics*, 20(1), 3–29. <https://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2012.00269.x>

Toledano, M., Osorio, R., Osorio, E., Aguilera, F. S., Yamauti, M., Pashley, D. H., & Tay, F. (2007). Durability of resin–dentin bonds: Effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dental Materials*, 23(7), 885–892. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2006.06.030>

Tsitrou, E. A., Northeast, S. E., & van Noort, R. (2007). Brittleness index of machinable dental materials and its relation to the marginal chipping factor. *Journal of Dentistry*, 35(12), 897–902. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2007.07.002>

Tsuchiya, S., Nikaido, T., Sonoda, H., Foxton, R. M., & Tagami, J. (2004). Ultrastructure of the Dentin-Adhesive Interface after Acid-Base Challenge. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 6(3), 8.

Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757–3785. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.04.044>

Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., Peumans, M., De Munck, J., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2008). The role of HEMA in one-step self-etch adhesives. *Dental Materials*, 24(10), 1412–1419. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2008.02.018>

Van Meerbeek, B., De Munck, J., Mattar, D., Van Landuyt, K., & Lambrechts, P. (2003). Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Operative Dentistry*, 28(5), 647–660.

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. *Dental*

Materials, 26(2), e100–e121. <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. *The Journal of Adhesive Dentistry*, 22(1), 7–34. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a43994>

Viana, Í., Alania, Y., Feitosa, S., Borges, A., Braga, R., & Scaramucci, T. (2020). Bioactive Materials Subjected to Erosion/Abrasion and Their Influence on Dental Tissues. *Operative Dentistry*, 45(3), E114–E123. <https://doi.org/10.2341/19-102-L>

Wassell, R. W., Walls, A. W., & McCabe, J. F. (1995). Direct composite inlays versus conventional composite restorations: Three-year clinical results. *British Dental Journal*, 179(9), 343–349. <https://doi.org/10.1038/sj.bdj.4808919>

Zebic, M. L., Dzeletovic, B., & Miletic, V. (2018). Microtensile bond strength of universal adhesives to flat versus Class I cavity dentin with pulpal pressure simulation. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 30(3), 240–248. <https://doi.org/10.1111/jerd.12363>

Anexos

Anexo I



Comissão de Ética EGAS MONIZ

Processo Interno n.º 1129

PLATAFORMA

Ex.ma Senhora
Alina Moscovciuc

Monte de Caparica, 29 de setembro de 2022.

Ex.ma Senhora,

Em resposta ao Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado: **“Eficácia de um novo Sistema Adesivo no Selamento Imediato da Dentina (IDS)”**, foi aprovado por unanimidade.

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz



Professora Doutora Maria Fernanda de Mesquita

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

Anexo II



EGAS MONIZ

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

Código | IMP.CDEM.12_00

IDENTIFICAÇÃO DO PROPONENTE: Alina Moscovciuc

TÍTULO DO TRABALHO: Eficácia de um novo Sistema Adesivo no Selamento Imediato da Dentina (IDS)

Exma. Comissão de Ética,

Declara-se que Alina Moscovciuc pode utilizar 24 molares hígidos do Banco de Dentes Humanos (BDH) da Clínica Dentária Egas Moniz (CDEM).

Aguarda-se a aprovação da Comissão Científica e da Comissão de Ética, para cedência dos dentes.

Monte da Caparica, 27 de janeiro de 2022

A Direção Clínica

Anexo III



Pedido de Autorização para realização do trabalho de projeto final do MIMD no Biomaterials Lab

Identificação do Estudante: Alina Moscovciuc , nº 111043

Título do Trabalho: Eficácia de um novo Sistema Adesivo no Selamento Imediato da Dentina (IDS)

Excelentíssimo Professor Doutor Mário Cruz Polido,

A aluna Alina Moscovciuc, vem por este meio solicitar o acesso ao Biomaterials Lab para realização do projeto final do Mestrado Integrado em Medicina Dentária, intitulado de: Eficácia de um novo Sistema Adesivo no Selamento Imediato da Dentina (IDS), orientado pela Professora Doutora Alexandra Franco Montalegre Pinto Rodrigues.

Com os melhores cumprimentos,

Monte da Caparica, 29 de Abril de 2022

Assinado por: MÁRIO HUMBERTO DOS SANTOS
CRUZ POLIDO
Num. de Identificação: 05329287
Data: 2022.05.13 11:04:13+01'00'

