

Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre

Avaliação Clínica e Laboratorial de Diferentes Sistemas Adesivos em Dentistaria Restauradora

Tese de Doutoramento em Ciências da Saúde, ramo de Medicina Dentária, especialidade de Dentistaria Operatória sob orientação do Prof. Doutor João Carlos Tomás Ramos e do Professor Doutor António Duarte Sola Pereira da Mata apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Março 2014



UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Tese de Doutoramento apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra
para obtenção do grau de Doutor em Ciências da Saúde,
ramo de Medicina Dentária, especialidade de Dentistaria Operatória.

A Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra não aceita qualquer responsabilidade em relação à doutrina e a forma desta dissertação (Regimento da Faculdade de Medicina de Coimbra, 1931, Art. 108, § único).

Orientadores

Prof. Doutor João Carlos Tomás Ramos

Professor Doutor António Duarte Sola Pereira da Mata

A elaboração deste trabalho decorreu em colaboração com:

I. Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC):

- a) Consulta de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial.

II. Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra (FMUC):

- a) Área de Medicina Dentária;
- b) Laboratório de Ensaios Mecânicos da Área da Medicina Dentária;
- c) Laboratório de Bioestatística e Informática Médica;
- d) Laboratório de Microscopia Confocal do Centro de Oftalmologia do IBILI.

III. Faculdade de Farmácia da Universidade de Coimbra (FFUC):

- a) Laboratório de Tecnologia Farmacêutica.

IV. Instituto Pedro Nunes (IPN):

- a) Laboratório de Ensaios, Desgaste e Materiais.

V. Universidade de Aveiro (UA):

- a) Departamento de Engenharia Cerâmica e do Vidro.

“... O fim duma viagem é apenas o começo doutra. É preciso ver o que não foi visto, ver outra vez o que se viu já, ver na Primavera o que se vira no Verão, ver de dia o que se viu de noite, com sol onde primeiramente a chuva caía, ver a seara verde, o fruto maduro, a pedra que mudou de lugar, a sombra que aqui não estava. É preciso voltar aos passos que foram dados, para os repetir, e para traçar caminhos novos ao lado deles. É preciso recomeçar a viagem. Sempre.”

“O viajante volta já”

José Saramago em Viagem a Portugal

Ao Pedro e ao meu filho João Pedro
Sempre a meu lado e no meu coração.

Aos meus pais
A quem devo tudo o que hoje sou.

À minha irmã Filipa,
A todos os meus.

Aos meus amigos.

À Área de Medicina Dentária.
À Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra.

AGRADECIMENTOS

A concretização deste projeto contou com a ajuda imprescindível de algumas pessoas, a quem expresso os meus sinceros agradecimentos pela sua disponibilidade, dedicação e generosidade.

Ao Professor Doutor João Luís Maló de Abreu, pela obra que construiu e pelo incentivo permanente à nossa formação e diferenciação. Mesmo longe está sempre presente.

Ao Prof. Doutor João Carlos Ramos por todos os ensinamentos, apoio, dedicação, profissionalismo, conselhos e orientação neste trabalho. É, sem dúvida, a pessoa com quem mais aprendi e que mais contribuiu para o meu engrandecimento enquanto Médica Dentista e docente universitária. Acima de tudo, é para mim, um bom amigo. Obrigada por tudo e pela confiança em mim.

Ao Professor Doutor António Mata pela ajuda, interesse e incentivo na elaboração e desenvolvimento deste projeto. Obrigada pelos preciosos conhecimentos científicos que permanentemente transmite.

À Prof. Doutora Eunice Carrilho pela confiança que desde o início depositou em mim.

Aos Prof. Dr. Leite da Silva e Dr. José Mário Martins pela amizade e estima que nos unem.

Aos meus amigos e colegas Salomão Rocha e Júlio Fonseca que unificaram, a par comigo, um projeto importante para o enriquecimento da nossa vida pessoal e profissional e que contribuíram de uma forma altruísta para a viabilidade e conclusão deste trabalho.

À Dra. Ana Chambino e ao Dr. Fernando Marques pelo empenho, disponibilidade e apoio inesgotável em todas as fases do desenvolvimento deste trabalho.

À Dra. Carla Coimbra pela amizade e ajuda imprescindível na gestão organizacional do estudo clínico e experimental.

À Cláudia Brites pela disponibilidade e incansável colaboração como assistente no decurso do estudo clínico e na preparação de amostras do estudo laboratorial.

Ao Professor Doutor Francisco Caramelo pelos ensinamentos e ajuda fundamental na análise estatística deste trabalho.

À Dra. Ana Messias pela forma incansável com que ajudou na revisão desta dissertação. Obrigada pela paciência, entusiasmo, incentivo e amizade.

Ao Prof. Doutor Fernando Guerra pela revisão atenta desta dissertação.

Ao Dr. Mário Martins pela leitura, verificação das referências bibliográficas e revisão da terminologia química do conteúdo deste trabalho.

Aos Eng.^{os} António Fonseca e João Paulo Dias do Instituto Pedro Nunes pela disponibilidade com que sempre me receberam e pela ajuda prestada na fase experimental deste trabalho.

À Doutora Rosa Fernandes pela disponibilidade e colaboração na aquisição das imagens de microscopia confocal.

Ao Professor Doutor Augusto Barros da Universidade de Aveiro pela amabilidade e apoio no acesso aos meios técnicos indispensáveis à concretização do trabalho laboratorial.

À Doutora Carla Vitorino pelo auxílio prestado na fase laboratorial deste estudo.

À D. Alda Neves pela ajuda na inclusão das amostras para a elaboração do estudo laboratorial.

Às Dras. Sandra Campos, Sofia Torres e Sofia Alves pelo apoio prestado em fases do procedimento experimental e laboratorial deste projeto.

Aos Drs. João Fagulha e João Martins pela colaboração na organização das imagens deste trabalho.

Ao Dr. João Pato pela amizade e colaboração na compilação de artigos.

À Dra. Anabela Paula pela amizade e companheirismo no exercício da atividade docente.

A todos os Professores e colegas que me acompanharam nesta caminhada académica, pelos seus conhecimentos e amizade transmitida.

À minha grande amiga Ana Margarida Simões pela persistência e energia transmitida para o atingir dos meus objetivos.

Às minhas queridas amigas Cristina Gomes e Cecília Mendes sempre a meu lado desde os tempos de estudante.

Ao Vitor Monteiro pela ajuda na organização do curriculum vitae.

Ao Nuno Beirão e Pedro Cruz pelo apoio na componente gráfica.

A toda a equipa da Orisclinic, da Clínica de Medicina Dentária de Esgueira e da Clínica Médica e Dentária Dental Ponte pela compreensão e apoio logístico nos meus momentos de ausência.

Aos funcionários da Área de Medicina Dentária da FMUC, pela simpatia com que sempre me tratam desde os meus tempos de aluna.

Aos alunos e ex-alunos do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da FMUC, que são uma superior motivação para a melhoria constante do meu desenvolvimento pedagógico-científico e clínico. Acreditem que também aprendo muito com todos vós.

A todos os pacientes que compreenderam e viabilizaram a realização deste projeto.

A todas as entidades a quem solicitei materiais e informações, pela cedência, disponibilidade e colaboração.

Decerto a tantos outros que de uma forma desinteressada contribuíram para a concretização deste trabalho.

Por último e mais uma vez agradeço o apoio de toda a minha família e amigos que são as pessoas mais importantes da minha vida.

Sumário

Agradecimentos

I – Enquadramento teórico

I.1. Escolha do tema

I.2. Tecidos dentários

I.3. Preparação cavitária e *smear layer*

I.4. Adesão

I.5. Resinas compostas

I.6. Longevidade das restaurações

II – Investigação clínica e laboratorial

2.1. Ensaio clínico

2.2. Ensaio laboratorial

Introdução e objetivos

Materiais e métodos

Resultados

Discussão

Conclusões

III – Perspetivas futuras

IV – Resumo

V – *Abstract*

VI – Bibliografia

VII – Anexos

VIII – Índice

Capítulo I. Enquadramento teórico

I. Escolha do tema

A pesar de toda a evolução científica e tecnológica atual e da proficuidade das fontes de conhecimento e educação, a recidiva de cárie, a fratura e a deterioração das restaurações adesivas constituem, nos países desenvolvidos ou em vias de desenvolvimento, as principais causas responsáveis pela necessidade de tratamentos nos dentes posteriores¹⁻⁸. Estes factos podem estar relacionados com lacunas específicas ao nível dos próprios materiais restauradores adesivos, do conhecimento e técnica dos operadores, dos cuidados de manutenção pós-operatórios ou mesmo com condicionalismos ambientais e/ou inatos dependentes dos próprios pacientes⁹⁻¹³.

Sem qualquer prejuízo da quota parte de responsabilidade de cada um destes fatores, uma pesquisa científica minimamente seletiva e criteriosa revela facilmente a existência um déficit de conhecimento científico com um nível de evidência elevado no que concerne à utilização dos vários tipos de sistemas adesivos hoje disponíveis para a restauração de cavidades de classe I e/ou II de Black em dentes posteriores. Ao invés, a maioria dos estudos aborda maioritariamente o comportamento de diferentes tipos de resinas compostas quando aplicadas neste tipo de cavidades^{9, 11, 14-17}. No que concerne às restaurações adesivas diretas com resinas compostas não parece existir mesmo qualquer ensaio clínico randomizado multicêntrico publicado que compare a eficácia dos diferentes tipos de sistemas adesivos disponíveis atualmente. Por conseguinte, muitos dos conceitos proclamados atualmente de forma quase global relativos a esta temática resultam de estudos com níveis de evidência abaixo do desejável ou são extrapoladas de forma questionável a partir de trabalhos de investigação de bom nível de evidência mas com materiais, amostras e objetivos de estudo não coincidentes.

Neste contexto, a realização do presente trabalho experimental, envolvendo um ensaio clínico randomizado com diferentes sistemas adesivos, procurou dar um contributo legítimo, atual e algo pioneiro para uma área crucial da Medicina Dentária contemporânea que se pretende preventiva, conservadora, estética e tão efetiva quanto possível.

2. Tecidos dentários

O processo de odontogênese inicia-se como resultado da interação entre o epitélio odontogénico, de origem ectodérmica e o ectomesênquima subjacente, sendo que os componentes do dente têm duas origens embriológicas

diferentes: o epitélio ectodérmico, de onde deriva o esmalte e o ectomesênquima que dará origem à dentina, ao tecido pulpar e ao periodonto de sustentação. A dentinogênese, formação de dentina, inicia-se de forma centrípeta sempre antes da amelogenese ou formação do esmalte que, ao invés, se dá numa orientação centrífuga. O esmalte e a dentina são tecidos substancialmente diferentes e que desempenham papéis cruciais na eficácia e longevidade das restaurações adesivas, pelo que importa perceber detalhadamente a sua morfologia, composição e estrutura (figuras 1 e 2)¹⁸.

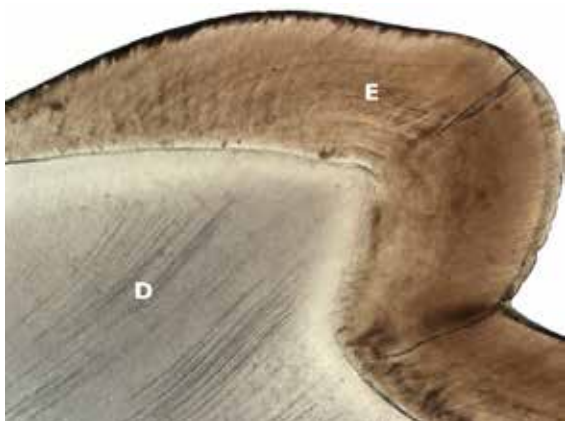


Figura 1: Imagem de microscopia ótica de um corte longitudinal de um dente onde se pode diferenciar o esmalte (E) e a dentina (D).

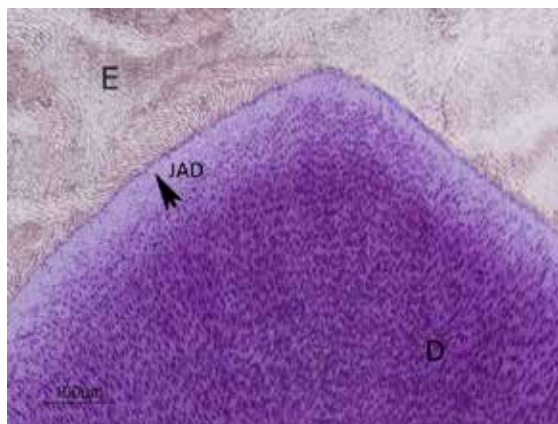


Figura 2: Imagem de um corte histológico de um dente evidenciando o esmalte (E), a dentina (D) e a junção amelodentinária (JAD).

2.1. Esmalte

A formação do esmalte dentário ou amelogenese é um processo biológico complexo, porém bem coordenado e que envolve duas fases: a de secreção e a de maturação. Na fase secretora, toda a matriz proteica do esmalte é formada e a de maturação compreende o período em que toda a espessura do esmalte é depositada na porção coronária até à erupção do dente na cavidade oral. A matriz proteica, sintetizada e secretada pelos ameloblastos, é constituída, por diferentes tipos de proteínas: as amelogeninas e as não amelogeninas como a ameloblastina, a enamulina, a tuftelina e as proteases como a enamelinina, uma metaloproteinase da matriz (MMP-20) ou a serinaproteinase, sendo que a proporção das amelogeninas em relação às não-amelogeninas é de cerca de 19:1. As amelogeninas são proteínas estruturais que formam estruturas globulares conhecidas como nanosferas, que por sua vez se agrupam dando origem a uma estrutura organizada fundamental para a formação adequada da fase mineral. As não-amelogeninas do esmalte parecem ser nucleares para a indução da formação da hidroxiapatite durante o processo de mineralização, parecendo que, a MMP-20 é crucial para a degradação das amelogeninas e essencial para o crescimento axial dos cristais de hidroxiapatite. Durante o estágio de maturação, os ameloblastos tornam-se menos ativos na síntese e secreção das proteínas da matriz do esmalte. Contudo, produzem outra proteína, a calicreína-4, fortemente implicada no processo de degradação da matriz orgânica do esmalte e também no espessamento dos cristais de hidroxiapatite. Na fase da maturação, também a alteração estrutural dos ameloblastos parece exercer um papel importante na mineralização e maturação do esmalte pela remoção da água e dos produtos de degradação da matriz, assim como no transporte do cálcio^{18,19}. O início da maturação do esmalte ou da sua mineralização acontece quase de imediato, de modo que o esmalte recém-formado é constituído em cerca de 65% de água, 20% de conteúdo orgânico e 15% de conteúdo inorgânico, apresentando uma consistência branda. A secreção deste esmalte parcialmente mineralizado continua até que se forme praticamente a totalidade da espessura do esmalte^{18,19}.

O esmalte é constituído por uma estrutura cristalina composta por milhares de cristais de hidroxiapatite de dimensões nanométricas (40 nm) orientados num padrão tridimensional que, em conjuntos, formam a unidade microscópica básica do esmalte denominada de prisma. Os prismas de esmalte apresentam uma dimensão variável entre 4 e 7 μm . Cada prisma é rodeado por uma bainha que confere um aumento localizado de espaço e contém um elevado conteúdo proteico. Num corte seccional, o prisma de esmalte apresenta um padrão em “buraco de fechadura” onde a parte central, mais volumosa, é denominada de cabeça do prisma e a periférica de cauda do prisma ou zona interprismática (figura 3). Nestas zonas a orientação diferencial do eixo-c dos cristais de hidroxiapatite e o eixo longitudinal do prisma é notória. Ao passo que na cabeça do prisma os cristais dispõem-se paralelamente ou apresentam apenas uma ligeira inclinação em relação ao longo do eixo dos prismas; na cauda, esses cristais inclinam-se em ângulos de 70° a 90° com o longo eixo dos prismas, condicionando maiores espaços inter-cristalinos, que funcionam como canais de difusão para o interior do tecido e estão preenchidos por conteúdo orgânico e água (figura 4). Assim, o esmalte maduro não é um tecido absolutamente hermético, ele apresenta microporosidades, apresentando por isso alguma permeabilidade o que confere a este tecido um comportamento anisotrópico. Estes canais de difusão ou microporos localizam-se preferencialmente na zona interprismática ou nas regiões que traduzem o padrão de crescimento incremental do esmalte e estão ocupadas por uma rede macromolecular de material orgânico que controla a difusão molecular neste tecido dentário. A densidade dos prismas ou a sua cristalinidade varia ao longo da espessura do esmalte o que determina uma distribuição não uniforme do seu conteúdo mineral. Geralmente decresce desde a superfície mais externa em direção à dentina. Ao invés, o conteúdo orgânico, o fluido e a porosidade aumenta naquela direção. Apesar da difusão no esmalte possuir uma elevada variação qualitativa e quantitativa entre os diferentes dentes e dentro do mesmo dente, podem ocorrer interações iónicas com a cavidade oral e, conseqüentemente, alterações da sua estrutura cristalina²⁰⁻²³.

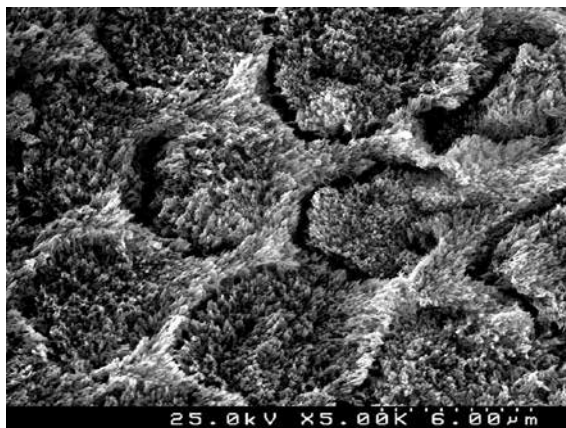


Figura 3: Imagem de MEV de esmalte humano evidenciando a sua unidade microscópica básica do esmalte, o prisma de esmalte numa configuração típica em forma de “buraco de fechadura”.

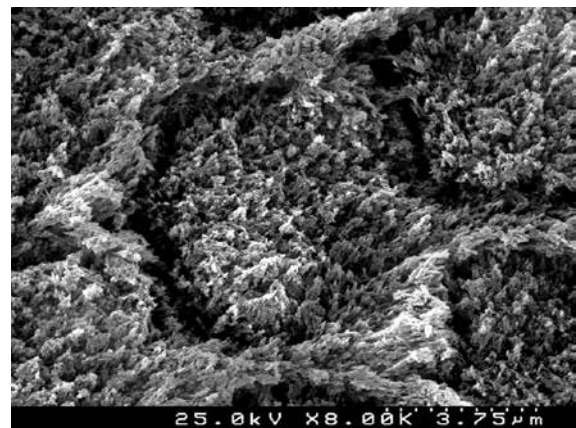


Figura 4: Imagem de MEV de esmalte humano evidenciando a exposição de inúmeros cristais de hidroxiapatite à superfície de um prisma de esmalte.

O esmalte maduro é o tecido dentário de origem ectodérmica mais mineralizado do corpo humano, desprovido de células e incapaz de sofrer remodelação ou reparação. A espessura do esmalte é variável consoante as regiões do dente e entre diferentes tipos de dentes, sendo mais espesso nas cúspides (~2,5 mm) e bordos incisais e mais fino na base das fossetas e fissuras e na região cervical onde termina em bisel^{19,21}.

O esmalte é constituído em cerca de 96% do seu peso por conteúdo inorgânico, cujo componente primário é a hidroxiapatite, sendo o restante material componente orgânico (1%) e água (3%). Sendo a parte

mineral, inorgânica três vezes mais pesada do que a fase orgânica, torna-se mais relevante compreender a constituição do esmalte em função do volume. Assim, 86% do volume do esmalte maduro é conteúdo inorgânico, 12% é água e os restantes 2% são formados pela matriz orgânica¹⁸. O componente inorgânico do esmalte é essencialmente composto por hidroxiapatite, com a fórmula estequiométrica $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, onde os íons cálcio e fosfato se dispõem em torno de um eixo colunar central ocupado pelos íons hidroxilo que formam o longo eixo de cada cristal ou eixo-c. Esta coluna central fica rodeada por duas estruturas triangulares, desfasadas entre si, de íons cálcio e fosfato, que ficam, por sua vez, rodeadas por um hexágono de íons cálcio. Contudo, esta formulação é variável na maioria dos tecidos mineralizados, incluindo o esmalte, onde mais frequentemente o cálcio e o fosfato se encontram na forma carbonatada ou fluoretada, com os íons flúor e carbonato a substituírem o íon hidroxilo. Podem ainda encontrar-se pequenas variações na sua composição com a eventual presença de outros elementos como o sódio, alumínio, bário, magnésio, estrôncio, entre outros^{20,22}. A presença destes íons pode interferir no comportamento da apatite, particularmente no que diz respeito à sua solubilidade em pH reduzido. A fluoroapatite estabiliza a estrutura cristalina, reduzindo a sua solubilidade, o que determina um importante papel na prevenção e controlo do desenvolvimento das lesões de cárie. Apesar disto, a presença de apatite fluoretada está mais relacionada com as zonas mais superficiais do esmalte, já que a sua presença resulta de interações iónicas que ocorrem à superfície do mesmo. Pelo contrário, a forma carbonatada da apatite gera uma fase menos estável e mais solúvel, sendo que a incorporação do carbonato ocorre exclusivamente durante a maturação tecidual, ficando esta mais concentrada na porção mais interna do esmalte, o que pode explicar a mais rápida progressão das lesões de cárie assim que são alcançadas as camadas mais profundas do esmalte junto da junção amelo-dentinária. A presença do magnésio e sódio foram também implicados na destabilização dos cristais de apatite, tornando-os mais solúveis²². A matriz orgânica do esmalte maduro ocupa preferencialmente os espaços interprismáticos e as bainhas dos prismas sendo essencialmente composta por proteínas não-amelogeninas, sem a participação do colagénio, característica que a distingue de outros tecidos mineralizados, como a dentina¹⁸.

A estrutura e composição do esmalte conferem-lhe propriedades únicas. O seu elevado conteúdo mineral, faz deste tecido uma estrutura microporosa composta por cristais firmemente unidos, que lhe confere uma aparência semelhante ao vidro, cuja translucidez depende essencialmente da sua espessura²⁰. Este tecido apresenta uma elevada dureza, um elevado módulo de elasticidade, uma elevada resistência ao desgaste, conferindo-lhe uma elevada estabilidade ao longo da vida²⁴. Apesar disto, apresenta uma baixa resistência à tração, o que explica a sua friabilidade^{25,26}. Esta última propriedade é mascarada pela elevada resistência à compressão proporcionada pela dentina, um tecido mais resiliente que lhe serve de suporte tornando-se indispensável para a durabilidade funcional do esmalte²⁷. Mesmo assim, podem visualizar-se clinicamente e com alguma frequência a presença de microfraturas na superfície do esmalte. As suas propriedades mecânicas relacionam-se com a direcionalidade das forças aplicadas em função da orientação dos prismas, sendo que, a resistência do esmalte é consideravelmente mais fraca quando este sofre tensões perpendiculares à orientação dos prismas²⁴⁻²⁶. Este facto pode exercer um impacto profundo na compreensão das falhas marginais que ocorrem nas restaurações adesivas. Apesar das elevadas forças de adesão ao esmalte proporcionadas por alguns sistemas adesivos poderem prevenir as tensões de contração secundárias à polimerização das resinas compostas e, conseqüentemente, a ocorrência de fendas marginais, a sua concentração nas margens pode ser suficientemente forte para desencadear microfraturas coesivas ao nível do esmalte, particularmente em zonas onde as forças de tração são aplicadas perpendicularmente aos prismas de esmalte, o que acontece frequentemente ao nível das margens cavo-superficiais das preparações cavitárias^{25,26}.

2.2. Dentina

A formação da dentina, ou dentinogénese é um processo biológico extracelular, controlado pelos odontoblastos, que envolve, à semelhança do esmalte uma primeira fase de secreção da matriz que sofre, posteriormente maturação pela sua mineralização parcial. A matriz de dentina, composta por proteínas e proteoglicanos, dá-se de uma forma unidirecional, e forma na linha da frente um tecido não mineralizado adjacente às células a que se denominou de pré-dentina. Esta pré-dentina transformar-se-á em dentina quando sofrer mineralização numa fase em que já se encontra distante da zona peri-celular. Por sua vez, os odontoblastos orientados do lado inverso aos ameloblastos formam uma camada que delinea a cavidade pulpar e, à medida que secretam a matriz extracelular, polarizam-se, deixando o corpo celular distante da superfície de dentina produzida. Contudo, pode-se identificar um prolongamento proeminente do seu citoplasma, o processo odontoblástico, que vai permanecendo no interior da matriz, sofrendo um alongamento progressivo, concomitante à neoformação da dentina²⁸.

A matriz de dentina é uma complexa rede de estruturas fibrilares e globulares que compõem a arquitetura orgânica deste tecido²⁹. Nela podem ser identificadas diferentes tipos de proteínas decorrentes da síntese e secreção da matriz dentinária, tais como o colagénio, as fosfoproteínas, a sialoproteína da dentina, a osteoclastina, entre outras. Contudo, o maior conteúdo proteico da matriz é essencialmente constituído por colagénio do tipo I, que forma uma rede fibrilar²⁹. As fibras de colagénio encontram-se envolvidas numa substância fundamental amorfa, composta essencialmente por glicosaminoglicanos, como os condroitinosulfatos que podem relacionar-se com algumas proteínas não colagénicas para formar proteoglicanos, constituintes importantes da matriz de dentina. Os proteoglicanos são polianiões de elevado peso molecular cuja presença é essencial já que são responsáveis pelo arranjo estrutural tridimensional do colagénio³⁰. Nesta matriz, para além das proteínas podem também encontrar-se lípidos, como os fosfolípidos ou glicolípidos²⁹. O colagénio tipo I funciona como uma estrutura de suporte para a deposição mineral, ao passo que os proteoglicanos e outras proteínas não colagénicas completam esta matriz orgânica^{30,31}.

A estrutura terciária do colagénio tipo I refere-se à unidade fundamental originalmente conhecida como tropocolagénio referindo-se à tripla hélice formada pela interconexão de três cadeias polipeptídicas. As moléculas da tripla hélice auto organizam-se longitudinal e bilateralmente e formam fibrilhas pela agregação de 4 a 8 moléculas de colagénio, mantendo-se um espaço interfibrilar de cerca de 40 nm, que, por sua vez, formam feixes que apresentam caracteristicamente um padrão em bandas que se repete periodicamente em distâncias de 67 nm e que resultam de discretas alterações do diâmetro das fibrilhas. Estes feixes podem ainda estar conectados por intermédio de fibrilhas proteicas não colagénicas de menor diâmetro³²⁻³⁵. As proteínas da matriz não colagénicas desempenham um papel fundamental no processo de mineralização e transformação da pré-dentina em dentina. O componente inorgânico da dentina é composto, à semelhança do esmalte, por fosfato de cálcio na forma de uma hidroxiapatite cristalina. Apesar disto, os cristais de hidroxiapatite da dentina são mais pequenos e finos relativamente aos encontrados no esmalte³⁰.

Podem ser identificados diferentes tipos de dentina: primária, secundária e terciária, podendo, esta última, diferenciar-se em reparadora ou reacional. A dentina primária é essencialmente composta por dentina do manto e dentina circumpulpar. À primeira camada de dentina formada pelos odontoblastos secretores denominou-se de dentina do manto com cerca de 150 µm de espessura. A dentina do manto, diferencia-se da dentina circumpulpar por ser menos mineralizada e porosa e por apresentar fibras de colagénio mais espessas com cerca de 0.1 a 0.2 µm de diâmetro dispostas perpendicularmente à junção com o esmalte, onde por vezes se encontram as suas projeções sob a forma de fusos. Assim, ao conjunto formado por esta camada de dentina associada à camada mais interna de esmalte aprismático designou-se de junção amelo-dentinária (figuras 5 e 6)^{31,36}.

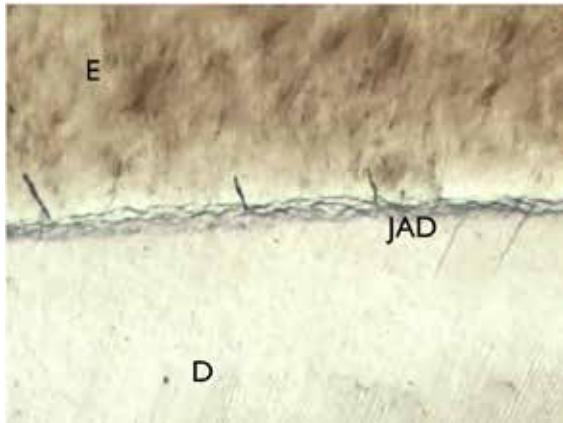


Figura 5: Imagem de microscopia ótica evidenciando em pormenor a junção amelo-dentinária (JAD).

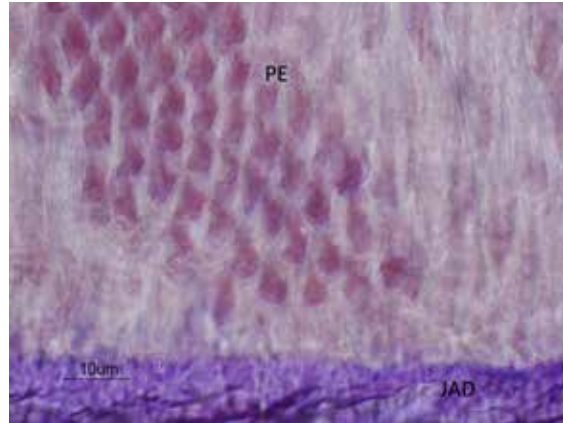


Figura 6: Imagem de um corte histológico de um dente evidenciando a junção amelo-dentinária (JAD) e os prismas de esmalte (PE).

À medida que os odontoblastos produzem estas fibras de colagénio de grande diâmetro, eles também vão aumentando de tamanho até que o espaço extracelular fique completamente obliterado, permanecendo os odontoblastos recobertos por uma substância amorfa composta em essência por proteoglicanos. Nesta fase, os odontoblastos começam a mover-se em direção ao órgão pulpar, diferenciando-se concomitantemente o processo odontoblástico, que constitui a principal extensão da célula. Os espaços entre estes prolongamentos celulares permitem o início da deposição mineral, concomitante com a deposição de matriz orgânica, determinando um aspeto globular subjacente a esta dentina do manto. A partir desta fase a dentinogénese assume subsequentemente alterações significativas, dando origem à denominada dentina circumpulpar, caracteristicamente tubular. As fibrilhas de colagénio são de menor espessura, permanecendo mais densamente entrelaçadas e geralmente alinhadas em ângulo reto relativamente aos túbulos. A mineralização da matriz orgânica ocorre progressivamente ao longo das extensões citoplasmáticas dos odontoblastos que ocupam os túbulos dentinários, formando a dentina intertubular. Estes túbulos estendem-se em toda a extensão dentinária desde a junção amelo-dentinária até à região pulpar. À medida que é formada nova dentina ocorrem algumas alterações na dentina previamente formada, resultantes da diminuição do diâmetro do processo odontoblástico, formando-se um colar de dentina muito mais mineralizada em torno do espaço por ele deixada a que se denominou de dentina peritubular (figuras 7 e 8)^{28, 30, 31, 36, 37}.

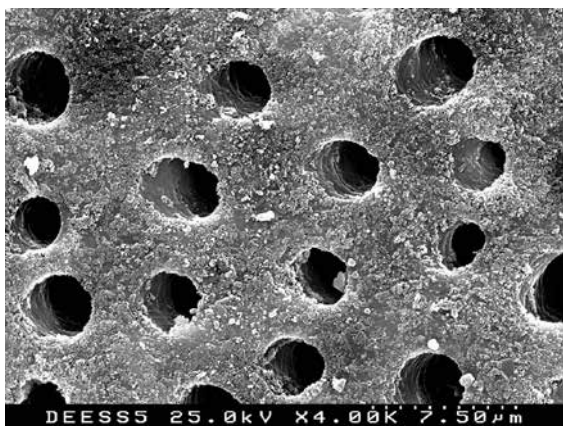


Figura 7: Imagem de MEV de dentina evidenciando a exposição dos túbulos dentinários.

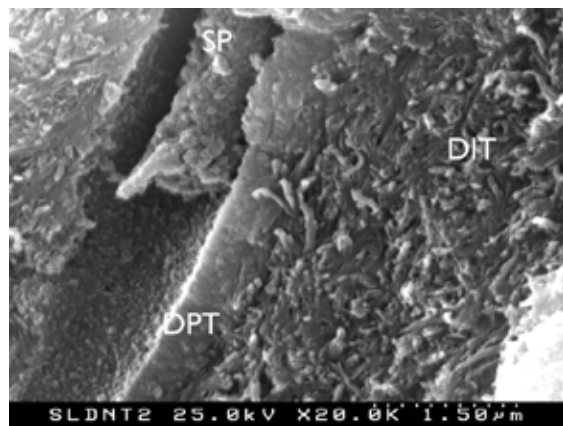


Figura 8: Imagem de MEV de um corte longitudinal de dentina humana evidenciando a exposição de um túbulo dentinário onde se pode diferenciar a dentina intertubular (DIT), a dentina peritubular (DPT) e um *smear plug* (SP) a obliterar a entrada do túbulo.

Após a formação completa dos dentes, os odontoblastos tornam-se senescentes, reduzindo a sua capacidade bio-secretora. Apesar disto, estas células continuam a produzir dentina a uma ritmo mais lento, entre 1 a 2 μm por dia. Esta dentina, denominada de dentina secundária ou fisiológica relacionada em toda a sua extensão com o órgão pulpar, dificilmente se distingue da dentina primária pois apresenta uma estrutura tubular contínua e regular. Apesar disto, apresenta menor conteúdo em cálcio, fosfato e matriz colagénica por unidade de volume, convertendo-se numa estrutura mais porosa e com menor microdureza relativamente à dentina primária²⁸.

Podemos ainda distinguir a dentina terciária reacional que se forma em resposta a determinados estímulos agressores, como a cárie dentária, processos de desgaste fisiológicos e/ou patológicos, como por exemplo a atrição, a erosão, a abfração, entre outros; como resposta a procedimentos restauradores ou mesmo por variações cíclicas acentuadas da temperatura. Do ponto de vista histológico, dependendo do estímulo e da sua agressividade, podem ocorrer diferentes alterações estruturais relativamente à dentina primária e secundária. Esta dentina reacional é produzida por odontoblastos primários e pode apresentar alguma continuidade e comunicação com a estrutura tubular previamente estabelecida, particularmente se for desenvolvida por um estímulo menos agressivo, identificando-se, ainda assim, uma linha de demarcação que a separa da dentina secundária, denominada de linha cálcio-traumática. Apesar disto, muitas vezes, aquela continuidade é globalmente perdida condicionando uma diminuição da permeabilidade dentinária naquela zona, constituindo-se uma verdadeira barreira protetora do órgão pulpar^{28, 38-40}.

Quando os estímulos agressores são mais severos, como aqueles que acontecem em processos cariosos de evolução rápida ou decorrentes da execução de proteções pulpares diretas, entre outros envolvidos na preparação de cavidades profundas, podem provocar a necrose dos odontoblastos primários. Nesta situação de necrose celular, a produção de dentina terciária vai depender da capacidade de diferenciação celular na zona pulpar, para formar novas células a partir de células mesenquimatosas indiferenciadas ou outras com este potencial, transformando-se em células odontoblastóides. Estas células assumem-se como odontoblastos secundários e são capazes de sintetizar colagénio do tipo I, bem como outras proteínas, evidenciando um fenótipo típico dos odontoblastos, sendo que, neste processo de troca, a densidade destas células é significativamente inferior às de odontoblastos primários perdidos^{28, 31}. Esta dentina terciária produzida pelas novas células odontoblastóides denomina-se de dentina reparadora e pode adquirir uma ultramorfologia muito diversificada em termos qualitativos e quantitativos⁴¹.

A dentina madura é um tecido conjuntivo avascular especializado e mineralizado de origem ectomesenquimatosa, o segundo mais duro do organismo, logo depois do esmalte. É recoberta pelo esmalte na sua porção coronária e pelo cimento na porção radicular, sendo que a sua superfície interna delimita a cavidade pulpar com quem tem relações estreitas, pelo que mais do que da dentina propriamente dita, muitas vezes se contextualiza o complexo dentino-pulpar. A dentina é um tecido complexo e hidratado composto por uma percentagem, por peso, de água de cerca de 12%, de conteúdo orgânico de 18% e de conteúdo mineral de 70%. Estruturalmente, à semelhança do esmalte, o volume ocupado pelos componentes dentinários é mais importante no que concerne aos procedimentos adesivos. Assim, cerca de 50% do volume da dentina é conteúdo inorgânico, cerca de 20% é água e os restantes 30% formam a matriz orgânica, sendo que, a sua distribuição é desigual conferindo-lhe heterogeneidade^{28, 31}. Os túbulos dentinários distribuem-se radialmente, segundo uma conformação ligeiramente cónica, desde a polpa até à junção amelo-dentinária por toda a espessura de dentina, em que a porção mais larga do túbulo fica orientada em relação à polpa, determinando uma maior permeabilidade em zonas dentinárias mais profundas⁴². O diâmetro e densidade dos túbulos variam desde 0.9 μm e 20.000 túbulos/ mm^2 junto à junção amelo-dentinária até aos 2.5 μm e 45.000 túbulos/ mm^2 junto da interface com a pré-dentina, com uma densidade média de 30.000 túbulos/ mm^2 com cerca de 1.2 μm na zona média de dentina, pelo que um volume considerável da dentina é ocupado pelos túbulos dentinários⁴². Longitudinalmen-

te, os túbulos têm cerca de 3 a 4 mm de comprimento⁴³. Cada túbulo contém na sua porção mais profunda e próxima da polpa o processo odontoblástico que mantém este tecido mineralizado em contacto direto com o órgão pulpar, sendo por isso considerado um substrato vital e dinâmico, capaz de desencadear mecanismos específicos de defesa quando sujeito a estímulos agressores^{40,44,45}. Para além disso, possui igualmente terminações nervosas, fluido extracelular, também conhecido como fluido dentinário, uma membrana orgânica denominada de lâmina limitans e conteúdo proteico em que os glicosaminoglicanos e proteoglicanos assumem uma maior relevância na formação da matriz orgânica. A parede dos túbulos é composta por uma dentina mais mineralizada denominada de dentina peritubular ou intratubular, ao passo que toda a dentina que ocupa os espaços entre os túbulos é denominada de dentina intertubular⁴⁶. Dada a distribuição radial dos túbulos dentinários as zonas mais superficiais de dentina contêm cerca de 96% de dentina intertubular, sendo que, apenas 3% corresponde à dentina peritubular e 1% é ocupado pelo fluido dentinário. Em zonas mais profundas de dentina, próximo da polpa, a dentina peritubular representa 66% e a dentina intertubular 12%, sendo que cerca de 22% da área de superfície é ocupada por fluido dentinário, maioritariamente composto por água, conferindo-lhe propriedades hidrofílicas^{37,42-44}. A variação regional da distribuição tubular implica que a dentina oclusal seja mais permeável ao nível do órgão pulpar do que na superfície junto ao esmalte e que a dentina proximal seja mais permeável do que a dentina oclusal⁴³.

A permeabilidade da dentina resulta da soma da permeabilidade tubular, conhecida como permeabilidade dentinária ou permeabilidade transdentinária e da permeabilidade da matriz dentinária designada por permeabilidade intradentinária. A permeabilidade dentinária expressa a capacidade de diferentes substâncias se difundirem até à polpa através dos túbulos dentinários de acordo com o movimento do fluido dentinário, que se encontra num gradiente de pressão pulpar positivo (no sentido externo, desde a polpa) e constante, de cerca de 14 cm H₂O⁴⁷. É igualmente responsável pela ocorrência de sensibilidade dentinária^{43,47}. A permeabilidade intradentinária refere-se à capacidade de difusão de compostos, nomeadamente dos monómeros adesivos, quer pela matriz dentinária ocupada pela dentina intertubular, quer por entre as fibrilhas de colagénio que circundam os túbulos dentinários após o seu condicionamento ácido, da qual resulta a formação de camada híbrida e dos prolongamentos de resina⁴³.

As estratégias naturais de defesa frente a agentes agressores determinam que as modificações estruturais que ocorrem na dentina impliquem numa alteração da arquitetura tubular tipicamente encontradas ao nível da dentina primária e secundária, devido ao risco subsequente de posterior agressão pulpar por penetração tubular facilitada^{40,45}. Estas alterações estruturais podem traduzir-se por diferentes padrões, nomeadamente relacionados com a precipitação de cristais e proteínas intratubulares, com a aposição de dentina altamente mineralizada intratubular, com a formação de uma camada atubular, entre outras possíveis, sendo que todas, invariavelmente, contribuem significativamente para a redução da permeabilidade dentinária^{43,48}.

A heterogeneidade do tecido dentinário secundária às variações dos componentes estruturais e morfológicos tem implicações sobre as suas propriedades óticas, mecânicas, com repercussões no desenvolvimento de patologias e nos respetivos tratamentos. De uma forma geral, o aumento da densidade tubular em direção ao órgão pulpar reduz as propriedades mecânicas ao nível da dentina profunda, nomeadamente relacionadas com uma diminuição da microdureza e da resistência à tensão e à fratura podendo estar relacionada quer com a sua maior permeabilidade quer com o seu menor conteúdo em colagénio. De uma forma geral e comparativamente ao esmalte, a dentina apresenta uma menor dureza e módulo de elasticidade, mas uma maior resistência coesiva, que se coadunam com a sua principal função estrutural de suporte ao esmalte dentário²⁷.

A caracterização histopatológica da dentina esclerótica ou da dentina desmineralizada assume uma importância relevante, já que constituem substratos frequentes e muito particulares das terapêuticas restauradoras adesivas.

2.2.1. Dentina esclerótica

Em determinados processos fisiológicos e/ou patológicos, a dentina pode sofrer alterações significativas no seu conteúdo mineral e orgânico. A dentina esclerótica pode surgir como resposta a estímulos quer patológicos, quer fisiológicos. Com o envelhecimento, a dentina sofre esclerose tubular progressiva em resposta a estímulos lentos mas cumulativos, relacionados sobretudo com o desgaste fisiológico dos dentes decorrentes da sua função ao longo do tempo, sendo que a presença de túbulos dentinários colapsados podem resultar de uma retração fisiológica dos processos odontoblásticos ou da sua morte³⁹. Por outro lado, este tipo de dentina é particularmente evidente em processos patológicos, nomeadamente em lesões cervicais não cariosas (LCNCs) como as decorrentes de abrasão, abfração e/ou erosão. Pode também ser identificada em dentes sujeitos a processos cariosos de evolução lenta e prolongada, sob zonas de atrição dentária ou mesmo sob restaurações^{41, 48, 49}.

A ultramorfolgia deste tipo de lesões apresenta características específicas que tornam este substrato ímpar no interior da cavidade oral. A sua crescente prevalência associada à necessidade de restaurar as mesmas adesivamente, justifica que este substrato seja pormenorizadamente estudado, já que vários estudos indicaram que este substrato constitui um obstáculo para os procedimentos adesivos⁴⁸⁻⁵¹.

Nas LCNCs, podem distinguir-se duas camadas principais, uma superficial de dentina hipermineralizada que recobre uma segunda que corresponde à dentina esclerótica propriamente dita caracterizada pela oclusão parcial ou total dos túbulos dentinários^{48, 52}. A camada superficial hipermineralizada tem uma espessura variável até 20 µm e é caracterizada superficialmente por uma colonização bacteriana filamentosa de 5 µm recobrando uma matriz mineralizada intermicrobiana de cerca de 15 µm de espessura. A colonização bacteriana e a espessura desta camada é mais evidente nas zonas de maior profundidade destas lesões. Ao longo das margens cervicais e oclusais, esta camada hipermineralizada é de menor espessura e praticamente desprovida da presença de bactérias, particularmente na região cervical⁴⁸. As bactérias estão implicadas na patogénese desta zona, o que implica que a dentina sofra inicialmente um processo de desmineralização antes de se tornar hipermineralizada. Para além disso, os ácidos ou sub-produtos do metabolismo bacteriano podem induzir uma desnaturação do colagénio, que funciona como uma rede estrutural, apesar de alterada, necessária à deposição mineral secundária ao processo de remineralização. A desnaturação do colagénio implica um aumento significativo dos espaços interfibrilares que permite a deposição de cristais de maiores dimensões. Assim, esta zona hipermineralizada é sumariamente composta por uma rede de colagénio desnaturado cristalizada por conteúdo mineral, cujos cristais de grandes dimensões se dispõem de uma forma regular e paralela, ao longo do seu maior eixo, entre os quais se podem identificar diferentes espécies bacterianas aprisionadas^{48, 49, 52}.

A camada subjacente de dentina esclerótica apresenta uma oclusão tubular parcial ou total dos túbulos dentinários secundária à deposição de dentina peritubular e/ou pela presença de depósitos minerais na forma de um fosfato de cálcio modificado. Estes depósitos minerais, ácido-resistentes, apresentam, por norma, uma estrutura com a forma de um romboedro, mas na zona mais superficial estes podem formar aglomerados na forma de bastão, preenchendo totalmente os orifícios tubulares^{48, 53, 54}. A concentração dos íões cálcio e fosfato, traduzida pela razão Ca/P demonstrou ser semelhante na dentina hipermineralizada (1.67) quando comparada com a dentina esclerótica (1.71) subjacente. Contudo esta mesma relação demonstrou ser significativamente mais reduzida ao nível dos depósitos minerais (1.38). Nestas estruturas foi ainda identificada a presença de uma pequena percentagem de magnésio (4.57%, por peso), confirmando tratarem-se de cristais de *whitlockite*⁴⁸. Comparativamente às dentinas primária e secundária, a dentina esclerótica apresenta uma maior dureza devido ao seu elevado grau de esclerose tubular e conteúdo mineral, responsável também pelo seu aspecto ótico transparente ou translúcido^{39, 52}.

A adesão a este tipo de dentina parece estar mais dificultada já que, de uma forma geral, as forças de adesão encontradas neste tipo de dentina revelaram ser sistematicamente menores, em cerca de 20 a 45%, quando comparadas com as obtidas para a dentina normal^{48, 50, 55}. Este facto deve-se à presença inevitável de potenciais obstáculos que impedem uma adequada infiltração dos monómeros de resina em profundidade na dentina, quando esta não é instrumentada, nomeadamente, a presença da camada superficial hipermineralizada ácido-resistente, a presença ocasional de uma camada superficial bacteriana parcialmente mineralizada e a presença de depósitos mineralizados que ocluem os túbulos dentinários^{48, 50, 51}. Na medida em que estas características variam grandemente ao longo das superfícies oclusais, cervicais e na zona mais profunda e angulada da lesão, que se apresenta muitas vezes em forma de cunha, também a ultramorfolgia das interfaces adesivas adquirem diferentes aspetos consoante a região onde se estabelece a adesão. Para os sistemas adesivos que utilizam o ácido fosfórico, a zona hipermineralizada presente nas regiões oclusais e cervicais destas lesões é normalmente completamente dissolvida após a sua aplicação, conduzindo a este nível à formação de zonas híbridas de espessura semelhante às conseguidas a nível da dentina normal. Contudo, a maior espessura da zona hipermineralizada localizada na zona mais profunda das lesões comporta-se como uma barreira à difusão ácida, podendo impedir uma efetiva penetração do ácido em profundidade. Deste modo, a formação da camada híbrida nesta área revela-se com uma morfologia atípica, pouco homogénea e de espessura reduzida, em torno de 2 μm . Contudo, podem mesmo encontrar-se zonas onde não há formação da camada híbrida. Para os sistemas adesivos autocondicionantes, também as interfaces adesivas por eles produzidas revelam-se inconstantes e ainda de menor espessura, limitando-se a uma zona superficial envolvendo a hibridização da matriz intermicrobiana e a camada hipermineralizada alcançando apenas uma espessura entre 0.5 a 0.8 μm . Também se pode observar, frequentemente, a ausência da formação da camada híbrida em algumas zonas da lesão, particularmente quando aumenta a espessura da dentina hipermineralizada. Estas flutuações morfológicas são contínuas, oscilam em áreas muito reduzidas e podem constituir zonas gatilho onde se iniciam falhas adesivas responsáveis pela elevada variabilidade e reduzidas forças de adesão registadas para a dentina esclerótica quando comparada com a dentina normal^{48, 53}.

2.2.2. Dentina desmineralizada

Para uma abordagem restauradora e de acordo com os princípios que determinam uma dentistaria minimamente invasiva, torna-se de extrema importância perceber estrutural e histologicamente a composição das lesões de cárie e determinar qual o ponto limite ideal para a sua remoção, de forma a eliminar apenas a zona infecciosa e necrótica, conservando o máximo de estrutura dentária sã, assegurando uma maior longevidade da função biomimética dos dentes⁵⁶.

Apesar da crescente implementação de diversas estratégias preventivas no sentido de diminuir a incidência da cárie dentária, a ainda elevada prevalência deste tipo de lesões, associada à necessidade de restaurar as mesmas adesivamente, justifica que este substrato seja pormenorizadamente estudado, já que vários estudos indicaram que pode interferir negativamente na qualidade da adesão⁵⁷⁻⁶¹.

Um trabalho pioneiro conduzido por Takao Fusayama e colaboradores permitiu descrever morfológicamente a dentina cariada como uma estrutura formada por duas camadas: uma superficial, muito desmineralizada, com invasão bacteriana e sem capacidade de remineralização que foi denominada de dentina infetada; e uma profunda em que a desmineralização é moderada, apresentando capacidade de recaptação mineral, a que se denominou de dentina afetada por cárie⁶².

Histologicamente, a camada superficial mais externa denominada de dentina infetada por cárie, caracteriza-se pela desnaturação da matriz de colagénio ao longo dos túbulos dentinários e pela presença de bacté-

rias que proliferam no seu interior. Devido à desmineralização que acompanha o processo de cárie a dentina peritubular vai desaparecendo e o diâmetro tubular aumenta. As ramificações laterais intertubulares permitem ainda maior difusão bacteriana e, à medida que os túbulos se unem uns aos outros, originam-se áreas de necrose. As fibras de colagénio encontram-se desnaturadas, perdem as suas ligações intermoleculares e os cristais perdem qualquer relação com a estrutura orgânica. A necrose celular e a completa desnaturação do colagénio inviabiliza a ocorrência de um processo de remineralização. Deste modo, esta dentina infetada por cárie deve ser sempre eliminada clinicamente^{63, 64}.

A camada mais interna, denominada de dentina afetada por cárie, pode ser diferenciada em três áreas, a zona túrbida, a zona transparente e a zona subtransparente^{56, 64}. Histologicamente, a zona túrbida compreende a transição com a dentina infetada, podendo identificar-se ainda algum grau de desmineralização da dentina intertubular, contudo as fibras de colagénio não se apresentam desnaturadas, mantendo as suas bandas, embora possam apresentar uma diminuição das suas ligações intermoleculares. Outra característica é que os cristais de hidroxiapatite são mais curtos, já que a desmineralização se inicia pelas suas extremidades. Nesta zona pode ainda ser identificada a presença de bactérias⁶³. Na zona transparente a dentina intertubular está também parcialmente desmineralizada, apresenta um menor conteúdo mineral e determina uma área de grande porosidade^{58, 65, 66}. A dentina peritubular é caracterizada pela presença de cristais β -fosfato tricálcico (*whitlockite*) no interior dos túbulos dentinários, tornando-a mais resistentes ao condicionamento ácido^{58, 66}. A deposição contínua destas estruturas granulares em forma de romboedro condicionam algum grau de esclerose tubular responsável pela diminuição da permeabilidade deste tecido e pelo seu aspecto ótico transparente ou translúcido^{39, 67}. Esta deposição intratubular pode ser interpretada como um mecanismo de defesa ativo ou como o resultado de um fenómeno cíclico de dissolução e precipitação dos cristais. Esta camada de dentina reacional apresenta uma menor permeabilidade, restringindo a passagem de ácidos, bactérias e produtos bacterianos, servindo de proteção ao órgão pulpar. Por este motivo, esta zona deve ser preservada na remoção do tecido cariado. A zona subtransparente é uma área de transição entre a zona transparente e a dentina sã subjacente, pelo que se encontram menos calcificações intratubulares e mais áreas de dentina sã^{56, 64}.

A determinação clínica da fronteira entre a dentina infetada e afetada é um dos grandes desafios da atualidade, na medida em que determina o ponto limite ideal para a remoção do tecido cariado. A utilização de diversos materiais e métodos de diagnóstico e terapêuticos já foram propostos com aquele objetivo. O método de diagnóstico mais amplamente divulgado e, provavelmente mais utilizado entre os profissionais para a sua identificação, baseia-se na perceção empírica da dureza da dentina com recurso a instrumentos manuais. A subjetividade inerente a este procedimento associado à noção de que a dentina reacional apresenta uma menor dureza relativamente à dentina sã, implica que, na maioria das vezes, se execute um sobre-tratamento. Por este motivo, foram propostos outros métodos de diagnóstico de maior sensibilidade, nomeadamente pela utilização de soluções corantes, de métodos que utilizam a fluorescência induzida por laser de díodos, entre outros. Da mesma forma, diferentes formas de instrumentação, alternativas aos procedimentos mecânicos e manuais convencionais, foram propostas com o intuito de promover uma remoção seletiva da dentina infetada, nomeadamente pela utilização de instrumentos rotativos seletivos, através de métodos de remoção químico-mecânicos, pela ablação por LASER, entre outros. Apesar disto, por diferentes razões ainda nenhuma destas abordagens se impôs como uma verdadeira alternativa aos métodos convencionais de diagnóstico ou terapêuticos^{56, 59, 68}.

Comparativamente à dentina normal, a dentina afetada por cárie apresenta um menor módulo de elasticidade e menor nanodureza, apesar da presença de cristais mineralizados que determinam algum grau de esclerose tubular^{65, 67}. Estas alterações podem ser devidas à desmineralização parcial da matriz dentinária, à perda de algumas ligações entre as fibrilhas de colagénio e à menor concentração dos iões cálcio e fosfato nos cristais de β -fosfato tricálcico^{48, 58, 66}.

As alterações morfológicas e biomecânicas observadas na dentina afetada por cárie pode também explicar as diferenças encontradas do perfil de adesão interfacial no que diz respeito à profundidade de desmineralização, à capacidade de penetração das resinas adesivas e à espessura da camada híbrida encontradas na dentina afetada por cárie⁵⁸. As forças de adesão encontradas neste tipo de dentina são tipicamente inferiores às proporcionadas pela dentina intacta, independentemente do sistema adesivo utilizado^{57,60,61}. A maior porosidade e hipomineralização da matriz dentinária permite que os ácidos a penetrem com mais facilidade condicionando uma maior desmineralização em profundidade, cerca de duas vezes superior à encontrada para a dentina intacta, condicionando camadas híbridas imperfeitas, com um maior número de defeitos intrínsecos e de maior espessura, entre 6 a 8 µm. Por outro lado, a nível tubular, a presença dos cristais ácido-resistentes pode bloquear uma adequada penetração dos monómeros adesivos e limitar a formação dos prolongamentos de resina^{57,58,61,66}.

Independentemente do tipo de lesão e substratos disponíveis para adesão, na maioria das vezes, a sua terapêutica assume uma primeira fase que envolve a preparação de uma cavidade. Os conceitos atuais de preparação cavitária que assentam numa filosofia de mínima intervenção associada à máxima preservação da estrutura dentária são resultam do efeito combinado da evolução dos materiais adesivos e do desenvolvimento de métodos de preparação cavitária diferenciais^{69,70}.

O método ideal para a remoção de lesões de cárie deve ser rápido, seletivo, conservador, atraumático, cómodo e pouco dispendioso. Para o tratamento de lesões de cárie de grandes dimensões, a necessidade de recorrer a tecnologias que permitam determinar, com efetividade e segurança, o ponto limite ideal para a remoção do tecido cariado, por forma a estabelecer a fronteira entre dentina infetada e afetada, torna-se uma questão de grande pertinência, no sentido de preservar a vitalidade pulpar. As principais metodologias que visam a preparação cavitária distinguem-se amplamente nos princípios pelos quais atuam e incluem a preparação convencional com instrumentos rotativos e/ou manuais, a preparação com ultrassons, a preparação com jacto abrasivo, a remoção químico-mecânica ou a ablação com LASER. Cada uma determina a formação de uma superfície de características próprias e diferentes entre si que podem influenciar significativamente os procedimentos adesivos e restauradores subsequentes^{59,68,71,72}. Apesar do interesse de algumas metodologias de preparação cavitária alternativas aos métodos convencionais, em indicações particulares da Dentistaria Operatória atual, a sua descrição não se enquadra nos objetivos e no âmbito do trabalho de investigação desta dissertação. Na medida em que a metodologia dita convencional para a preparação cavitária é atualmente a mais utilizada e a mais relevante para os procedimentos adesivos, far-se-á, de seguida, uma abordagem mais pormenorizada sobre esta metodologia de preparação cavitária, bem como a caracterização da *smear layer* superficial formada sobre os substratos.

3. Preparação cavitária e *smear layer*

As preparações cavitárias realizadas com instrumentos rotativos e/ou manuais convencionais são efetuadas sempre com perceção táctil que condicionam a precisão de corte, mas não são seletivos. Outras desvantagens decorrentes do seu uso prendem-se com o desconforto que desencadeiam, já que geram calor, ruído, pressão e vibração^{59,68}. A preparação cavitária é executada pela utilização de instrumentos rotativos, por intermédio de brocas de diferentes tipos, sendo as de carboneto de tungsténio e as diamantadas as mais frequentemente utilizadas, quer em alta ou baixa rotação, aliada, por norma, à instrumentação manual com recurso a escavadores de dentina. Para a remoção de dentina cariada, são também utilizadas brocas esféricas de carboneto de tungsténio em baixa rotação com um diâmetro adequado à dimensão da cavidade sob refrigeração abundante, devendo iniciar-se a remoção de dentina cariada desde a zona mais periférica em direção ao centro

da lesão de cárie de modo a minimizar o risco de infeção no caso de ocorrer uma exposição pulpar⁵⁶. Nesta fase, as preparações são na maioria das vezes complementadas pelo uso de escavadores manuais de dentina, que permitem elucidar o clínico na percepção sensorial da resistência do tecido ao corte^{68,73}.

Atualmente, esta metodologia combinada é a mais eficiente em termos de tempo de preparação cavitária sendo, por isso, ainda a mais utilizada para a remoção de lesões de cárie^{74,75}. Contudo, as cavidades executadas de acordo com estes procedimentos implicam numa elevada subjetividade dos critérios clínicos que determinam o ponto limite para a remoção de dentina cariada, essencialmente baseados na percepção empírica da dureza da dentina e da sua alteração de cor. Estes factos aliados à noção de que a dentina afetada apresenta uma menor dureza relativamente à dentina normal, implica que, na maioria das vezes, se execute uma excessiva preparação cavitária, determinando o carácter não seletivo deste método^{56,68,73}.

Alguns estudos foram conduzidos no sentido de averiguar o modo de atuação de substâncias bioquímicas corantes utilizadas para a deteção de dentina cariada e em como esta coloração se relacionava com as características ultra-estruturais das várias zonas de lesão de cárie. As primeiras formulações utilizavam corantes numa base de propilenoglicol, sendo que, a sua utilização baseava-se no princípio de que a pigmentação dos tecidos traduziria sempre uma zona infeciosa associada à presença de colagénio desnaturado, denunciado uma zona infetada de cárie, e a ausência de pigmentação corresponderia a uma zona não infetada. Clinicamente, as superfícies já validadas como livres de cárie com recurso a instrumentos manuais exibiam com recorrência pigmentação, apesar de mais ténue ou menos saturada relativamente à intensidade da cor original do corante em causa. Desta forma, a interpretação daqueles resultados conduziu a erros iatrogénicos frequentes relacionados com sobre preparações e um número aumentado de exposições pulpares⁷⁶. Numa fase posterior, alguns autores referiram que as zonas coradas, mas pouco saturadas, não se encontravam infetadas, o colagénio apresentava-se íntegro e circundado por elevados níveis de hidroxiapatite e cristais de β -fosfato tricálcico, devendo ser, por isso, preservadas^{65,67}. Também o baixo peso molecular do propilenoglicol poderia ser responsável pela pigmentação da dentina intacta, já que a sua penetração fica muito facilitada. Neste contexto, a utilização de corantes numa base de polipropilenoglicol de maior peso molecular parecem ser mais específicos para a deteção da dentina cariada⁷⁷. Ainda assim, os corantes devem ser utilizados com alguma prudência dada a baixa sensibilidade da técnica associada à utilização de alguns materiais comercializados para este efeito⁷⁶.

A preparação mecânica dos tecidos duros do dente com recurso a instrumentos rotativos ou manuais convencionais deixam à sua superfície resíduos orgânicos e inorgânicos cuja combinação resulta na formação de uma camada designada de *smear layer* (figuras 9-12)^{23,78-80}. Sobre a dentina, esta estrutura é composta basicamente por agregados de hidroxiapatite fraturada, colagénio desnaturado e bactérias^{78,80,81}. A ação de corte dos instrumentos gera fricção e calor, que faz com que esta camada frágil fique fracamente aderida à superfície subjacente, com valores baixos de adesão à dentina (até cerca de 5 MPa)⁸¹. Contudo, este facto explica a sua manutenção à superfície, mesmo após se efetuar um normal procedimento de lavagem⁸⁰. Assim, a *smear layer* que recobre a dentina consiste em partículas globulares de cerca de 0.05 a 0.1 μm de diâmetro separadas por canais de água condicionando uma subestrutura granular que determina uma superfície irregular, porosa e cuja espessura pode oscilar entre os 0.5 e os 2 μm ⁸⁰⁻⁸². Para além de recobrir todas as superfícies preparadas, a nível dentinário, estes resíduos preenchem contiguamente a entrada dos orifícios dos túbulos dentinários, formando *smear plugs* em profundidade, cujo comprimento pode variar entre os 1 e 10 μm ⁸⁰. O conjunto formado pela *smear layer* e pelos *smear plugs* condiciona uma diminuição da permeabilidade dentinária até cerca de 86%^{43,83,84}, mantendo-se, mesmo assim, microporosidades na zona intertubular, que permitem a difusão do fluido dentinário⁸¹. A *smear layer* que recobre o esmalte apresenta, à semelhança do que acontece ao nível da dentina, uma camada espessa composta essencialmente por fragmentos de cristais de hidroxiapatite de maiores dimensões densamente compactados com glicoproteínas salivares, conferindo-lhe um aspeto superficial de elevada rugosidade, sendo que, a sua sub-superfície pode apresentar fendas de grande amplitude^{23,85}.

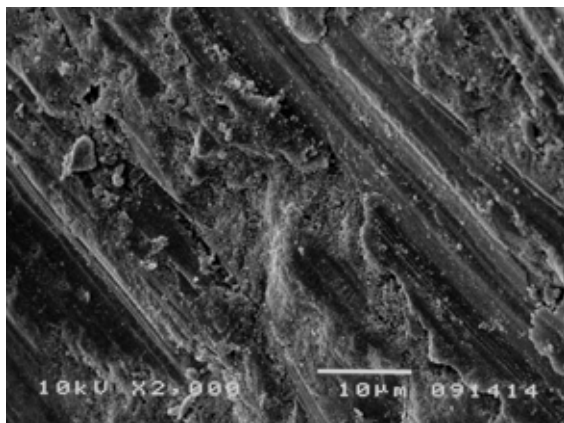


Figura 9: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte coberta por *smear layer*.

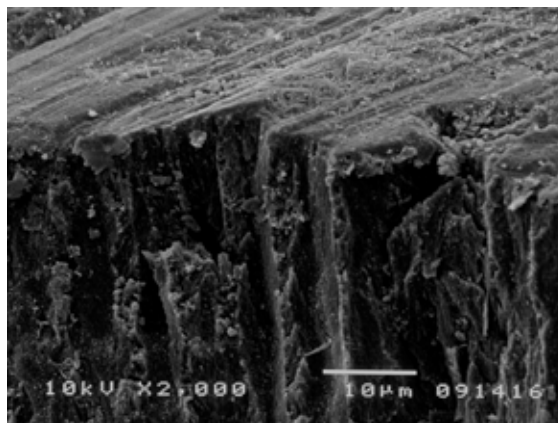


Figura 10: Imagem de MEV de esmalte evidenciando uma superfície coberta por *smear layer* e a respectiva secção transversal obtida por fratura.

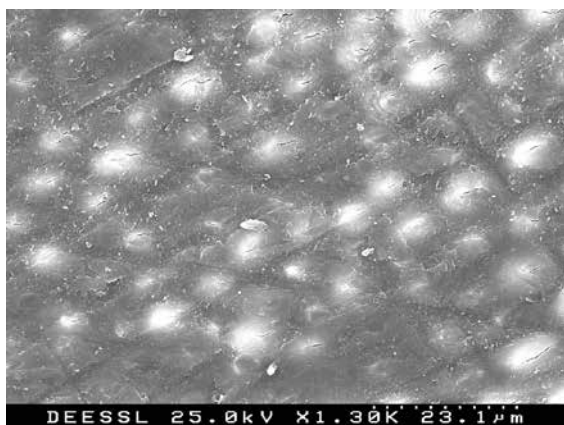


Figura 11: Imagem de MEV de uma superfície de dentina coberta por *smear layer*.

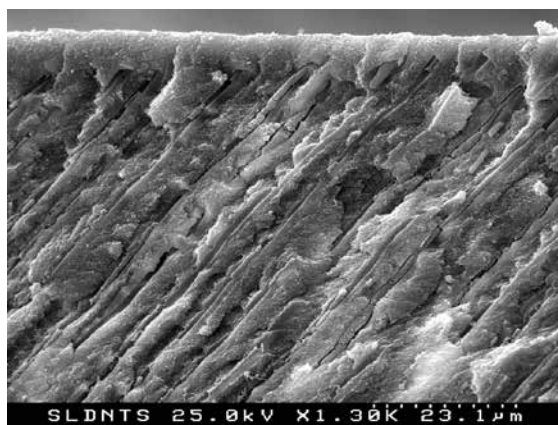


Figura 12: Imagem de MEV de dentina evidenciando uma superfície coberta por *smear layer* e a respectiva secção transversal obtida por fratura.

A rugosidade superficial e a morfologia da *smear layer* produzida, nomeadamente a sua densidade e espessura, são amplamente determinadas pelo tipo de instrumentos utilizados, nomeadamente o tipo de broca empregue (aço, diamante, carboneto de tungsténio), a dimensão do grão da broca e a velocidade da rotação empregue⁸⁶. Alguns autores indicaram que estas variáveis podem afetar as forças de adesão ao esmalte e dentina⁸⁷⁻⁹³. Por isso, torna-se também importante reconhecer qual o tipo de *smear layer* produzida nos estudos experimentais de adesão consoante a utilização de lixas abrasivas de diferentes grãos. Assim, a sua espessura demonstrou aumentar com o aumento do tamanho do grão quer de brocas diamantadas, quer das lixas abrasivas^{87,93,94}. Inclusivamente foi reportado que, para a dentina, a preparação da sua superfície com instrumentos rotativos seria equivalente à obtida por lixas de grão entre 60 a 320^{87,95}. Ainda no que concerne à espessura, alguns estudos demonstraram que sob *smear layers* mais espessas os valores de adesão à dentina diminuíam^{92,95}, enquanto que outros estudos não o confirmaram^{51,94}. Outros autores demonstraram que a adesão à dentina e ao esmalte é mais favorável quando as superfícies são preparadas com brocas de carboneto de tungsténio em baixa rotação comparativamente às brocas diamantadas ou lixas abrasivas de grão 600^{89,91} e quando se utilizam brocas diamantadas de menor grão em detrimento das de grão muito elevado^{88,90,92}. A densidade, mais do que a espessura da *smear layer* produzida pela ação de brocas diamantadas pode comprometer a eficácia da adesão dos sistemas adesivos, especialmente dos autocondicionantes^{23,93}. As figuras 13 à 16 ilustram a *smear layer* produzida sobre o esmalte por uma lixa de grão 600 e com uma broca diamantada com grão médio com cerca de 125 µm, onde se denota um diferencial de espessura e densidade.

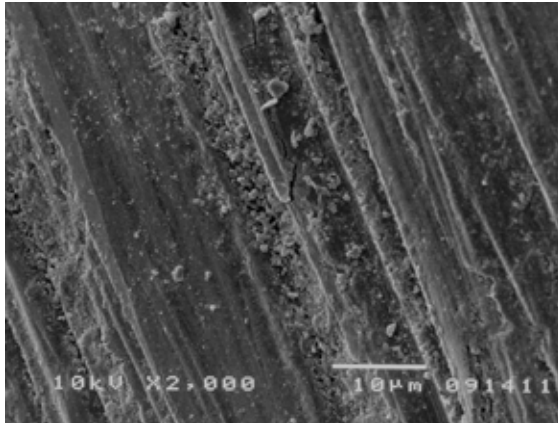


Figura 13: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte preparada com um lixa abrasiva de grão 600.

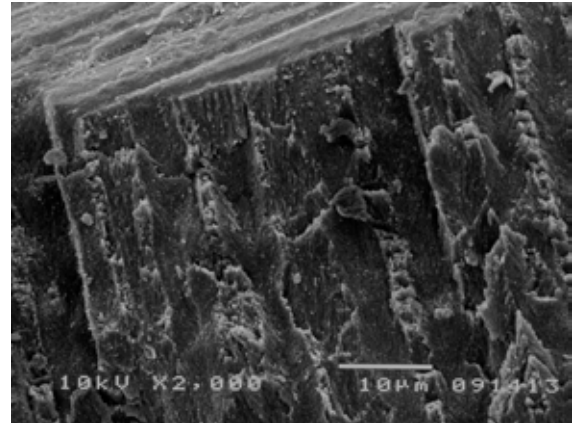


Figura 14: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte em corte preparada com um lixa abrasiva de grão 600.

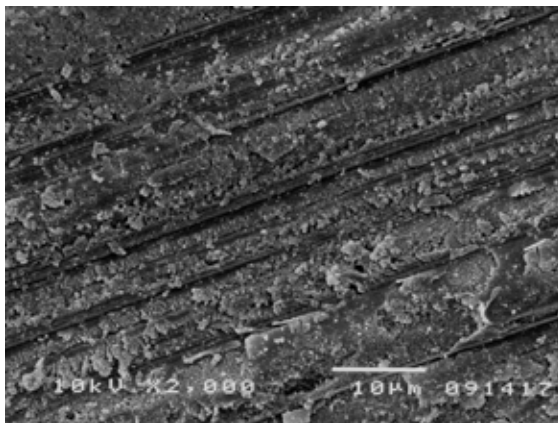


Figura 15: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte preparada com uma broca diamantada de 125 µm.

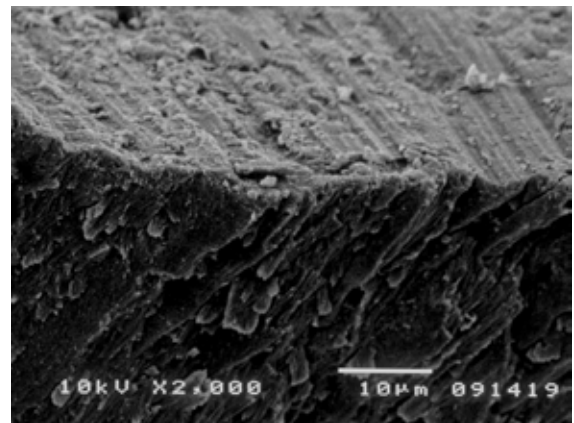


Figura 16: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte em corte preparada com uma broca diamantada de 125 µm.

Durante as preparações cavitárias, a exposição dentinária implica um deslocamento concomitante do fluido tubular devido ao gradiente de pressão pulpar positivo a que está permanentemente sujeito^{43, 47}, o que, por sua vez, explica a constante humidade superficial da dentina exposta⁹⁶. O grau de permeabilidade dentinária depende de diversos fatores, nomeadamente, o diâmetro e comprimento dos túbulos; a viscosidade do fluido dentinário; o tamanho das moléculas das substâncias nele dissolvida; o gradiente de pressão hidrostática; a área de superfície disponível para a difusão; o grau de oclusão tubular e a capacidade de remoção de substâncias pela circulação pulpar⁹⁷. Uma elevada permeabilidade dentinária pode facilitar os processos de difusão através dos túbulos dentinários e permitir a entrada na polpa de substâncias tóxicas provenientes das bactérias ou dos próprios materiais restauradores, que atuam como verdadeiros estímulos agressores se a sua concentração a este nível atingir limiares críticos, podendo induzir reações pulpares inflamatórias^{40, 45, 98-100}.

A medição da condutância hidráulica permite avaliar a facilidade com que os fluidos se movimentam ao longo dos túbulos dentinários, sendo que esta se relaciona inversamente com o seu comprimento e diretamente com a quarta potência do seu raio. À medida que a dentina se torna mais fina durante a preparação cavitária, os túbulos tornam-se mais curtos e largos e, por isso, mais hipercondutivos⁴³. Um estudo *in vitro* demonstrou que a resistência total ao movimento do fluido dentinário está naturalmente assegurada pela resistência intratubular secundária à presença de fibras de colagénio em 6%, em 8% pela resistência pulpar relacionada com a presença dos odontoblastos e dos seus processos e, por fim, pela resistência oferecida pela *smear layer* que, ao

ocluir a superfície dentinária e a entrada dos orifícios tubulares, contribui com a maior significância para a redução da permeabilidade dentinária, nos restantes 86%⁸³. Num outro estudo⁷⁸, David Pashley atribuiu duas funcionalidades antagónicas em relação à *smear layer*. Se, por um lado, esta poderia atuar como um protetor cavitário natural, pela obliteração dos túbulos dentinários e redução da permeabilidade dentinária, apesar de funcionar, concomitantemente, como um reservatório de microrganismos e dos seus subprodutos, por outro, a sua presença poderia impedir uma adesão efetiva das resinas aos substratos ao dificultar a difusão dos monómeros em profundidade. Desta forma, a escolha preferencial entre a utilização dos sistemas adesivos que removem ou dos que dissolvem e incorporam a *smear layer* é, ainda hoje, um dos pontos de maior debate na área da adesão.

A remoção da *smear layer* com agentes acídicos devolve um elevado grau de humidade à superfície dentinária exposta pela exsudação de fluido dentinário a partir dos túbulos⁹⁶. A dentina torna-se, desta forma, um substrato altamente hidrofílico e assume-se como uma barreira semi-permeável. O aumento da permeabilidade dentinária transforma a dentina num substrato de manipulação clínica difícil no que concerne aos procedimentos adesivos, já que estes materiais são muito sensíveis à presença da água^{34, 39, 79, 84, 101-103}. Idealmente, deveríamos dispor de estratégias terapêuticas restauradoras capazes de induzir uma impermeabilidade total das interfaces estabelecidas com os tecidos dentários, por forma a promover um selamento hermético e impedir a progressão de substâncias tóxicas em direção ao órgão pulpar.

Efetivamente, a utilização de substâncias acídicas desmineralizantes, constitui desde os meados do século passado um dos grandes avanços na área da dentistaria adesiva restauradora. Desde então, a crescente diferenciação de compostos acídicos, bem como dos seus modos de atuação, particularmente sobre a *smear layer*, implicou que a melhor classificação dos sistemas adesivos, na atualidade, seja aquela que os diferencia em dois grandes grupos baseados na forma em como interagem com esta, sendo cada um deles subdividido de acordo com o número de passos clínicos necessários para completar todo procedimento adesivo: os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar e os sistemas adesivos autocondicionantes. O processo de adesão, bem como as funcionalidades de ambos os sistemas adesivos serão descritos no ponto seguinte desta dissertação.

4. Adesão

A palavra adesão deriva da palavra latina *adhaerere*, composta por *ad* (para) e *haerere* (aderir). O conceito de adesão reflete a capacidade de uma substância aderir a outra e refere-se às forças ou energias que ocorrem entre átomos ou moléculas numa interface capazes de manter duas fases juntas^{104, 105}.

O advento da adesão aos tecidos duros do dente assumiu um ponto de viragem e marcou uma nova era na Dentistaria Operatória, bem como noutras áreas da Medicina Dentária. A capacidade de uma união adesiva efetiva entre os substratos dentários e os materiais restauradores permite-nos falar, na atualidade, de uma dentistaria operatória conservadora, minimamente invasiva e mais previsível. Os conceitos relacionados com a implementação de uma dentistaria adesiva tiveram o seu início com a introdução da primeira resina composta para a restauração de cavidades, combinadas com a utilização de agentes adesivos. Desde então, as etapas de preparação cavitária, propostas por G.V. Black desde 1917, que preconizavam a remoção de tecido são e a execução de cavidades com formas geométricas específicas para promover áreas de retenção para o material de restauração, particularmente o amálgama de prata, ficaram obsoletas, invertendo-se, em absoluto, o antigo conceito de “extensão para a prevenção” para a “prevenção da extensão”^{69, 70}.

Com a introdução da técnica de condicionamento ácido, em 1955, por Buonocore, a investigação na área da adesão dentária nunca mais cessou. Após observar os resultados decorrentes da utilização industrial

do ácido fosfórico no pré-tratamento da superfície de metais, que melhorava a adesão de tintas e revestimentos resinosos, este autor, utilizou pela primeira vez, o ácido fosfórico a 85% para fazer aderir resina acrílica ao esmalte¹⁰⁶. Contudo, foi John Gwinnett quem, pela primeira vez, analisou ao microscópio eletrónico a interface adesiva obtida, tendo reportado a capacidade de penetração da resina por entre as irregularidades prismáticas do esmalte resultantes do condicionamento ácido, descrevendo uma nova estrutura que resultava da hibridização dos dois componentes, esmalte e resina¹⁰⁷. Em 1982, Nakabayashi e colaboradores foram os percursores de um novo e importante conceito na área da adesão à dentina ao demonstrar que as resinas podiam igualmente infiltrar a dentina condicionada por ácido fosfórico, formando uma camada estrutural superficial composta pela matriz orgânica (fibras de colagénio) da dentina desmineralizada infiltrada por monómeros resinosos dos sistemas adesivos, a que denominaram de camada híbrida^{108, 109}. Posteriormente, o grupo de Meerbeek descreveu pormenorizadamente esta estrutura através de microscopia eletrónica de varrimento (MEV) e transmissão (TEM) e denominou-a de zona de interdifusão dentina-resina¹¹⁰.

A utilização de sistemas adesivos visa, por um lado, promover uma adesão aos tecidos duros do dente, nomeadamente ao esmalte e dentina, e por outro, estabelecer uma união aos materiais restauradores. A adesão ao esmalte e dentina resulta essencialmente de um processo de troca em que os monómeros de resina substituem o conteúdo mineral previamente removido dos tecidos duros do dente por intermédio de agentes acídicos que, após polimerização “*in situ*”, ficam micro-mecanicamente interligados, constituindo o principal mecanismo de adesão à estrutura dentária, transversal a todos os tipos de sistemas adesivos^{33, 111, 112}. A adesão química por intermédio de ligações iónicas promovidas por monómeros específicos incorporados em alguns sistemas adesivos deve ser também considerada como um complemento importante, já que parece contribuir significativamente para a estabilidade da adesão ao longo do tempo. A ligação entre o adesivo e a resina composta de restauração é secundária a um processo de copolimerização das ligações duplas de carbono residuais presentes na camada superficial do adesivo não polimerizada devido à presença do oxigénio. Este é também o mesmo princípio de ligação química que se estabelece entre os diversos incrementos de resina composta inerentes ao procedimento restaurador^{111, 113, 114}.

4.1. Princípios de adesão

A adesão reflete a capacidade de uma substância aderir a outra e pode ser resultante de diferentes processos, nomeadamente, mecânicos, físicos e/ou químicos. Seja qual for o mecanismo segundo o qual dois materiais possam aderir entre si, as forças interfaciais que os mantêm unidos devem permitir que fiquem em íntimo contacto. A adesão química é representada por forças de valência primária, tais como as ligações covalentes, iónicas ou metálicas, a adesão física depende das forças de valência secundária como as forças de *Van der Waals* ou pontes de hidrogénio e a adesão mecânica resulta da interpenetração de uma substância noutra, tal como acontece maioritariamente durante os procedimentos adesivos aos substratos dentários^{104, 105}.

Os sistemas adesivos são materiais geralmente disponíveis no estado líquido, apesar de se apresentarem com diferentes viscosidades, e visam aderir quer a substratos sólidos biológicos quer às resinas compostas de restauração. O contacto estabelecido entre o substrato, esmalte ou dentina, e o adesivo é dependente do grau de molhabilidade superficial do substrato pelo adesivo que é caracterizado pelo ângulo de contacto formado pela dispersão de uma gota de adesivo na superfície do substrato. A molhabilidade de um líquido é inversamente proporcional ao ângulo de contacto que este forma com o sólido sobre o qual é colocado. Logo, quanto menor for esse ângulo, maior será a molhabilidade do adesivo. As propriedades físicas que, por sua vez, determinam o ângulo de contacto são a tensão de superfície do adesivo e a energia de superfície do substrato

dentário. A tensão de superfície, determinada pela coesão intermolecular, é inversamente proporcional à molhabilidade do adesivo porque evita o espalhamento do mesmo. Por outro lado, a energia de superfície do substrato dentário reflete a sua capacidade de quebrar as ligações intermoleculares do adesivo, competindo com a tensão superficial deste último, logo é directamente proporcional à molhabilidade. Assim, para que o ângulo de contacto se aproxime o mais possível de zero graus, o que determina o seu espalhamento espontâneo, a tensão superficial do líquido deve ser menor do que a energia de superfície do substrato, garantindo, deste modo, um maior grau de molhabilidade entre aqueles dois componentes^{105, 115, 116}. Os compostos com elevadas energias de superfície incluem estruturas cristalinas de elevada dureza e forças intermoleculares fortes, tal como o esmalte. Ao contrário, a presença de material orgânico como o colagénio, componentes salivares ou resinas orgânicas, conferem uma menor energia de superfície às estruturas que compõem, tal como a dentina^{115, 117}. Desta forma, e de acordo com estes conceitos, compreende-se que a molhabilidade dos adesivos está potencialmente mais facilitada no esmalte comparativamente à dentina. Apesar disto, a firme camada de glicoproteínas salivares, designada de película aderida, adsorvida à superfície do esmalte, reduz significativamente a sua energia superficial, impedindo uma molhabilidade efetiva deste substrato²⁰. Por outro lado, também a contaminação superficial dos substratos por sangue ou saliva, ou a presença de *smear layer* resultante dos procedimentos de preparação cavitária podem produzir o mesmo efeito¹¹⁶. Desta forma, a adesão aos substratos deve ser sempre precedida de uma limpeza e do pré-tratamento da sua superfície por forma a aumentar a sua energia superficial, tornando-os mais recetivos à adesão. Este pré-tratamento do esmalte e dentina com vista a aumentar a sua energia de superfície e consequente molhabilidade é conseguida pela utilização de substâncias acídicas^{33, 112, 114, 116, 118-120}, tema este, desenvolvido com mais pormenor num segmento posterior desta dissertação. Adicionalmente, deve-se, sempre que possível, efetuar os procedimentos adesivos sob isolamento absoluto do campo operatório, nomeadamente com recurso à utilização de dique de borracha^{12, 121}.

As características estruturais e ultramorfológicas de cada uma das partes envolvidas na adesão assumem um papel importante no desempenho das interfaces produzidas, sendo, por isso, importante não só compreender detalhadamente a composição e os mecanismos de ação dos sistemas adesivos, bem como, conhecer os substratos e os materiais restauradores envolvidos no processo de adesão, por forma a otimizar o seu desempenho.

Independentemente do modo de atuação dos diferentes sistemas adesivos, todos eles contêm compostos similares. Contudo, a proporção relativa destes varia entre as diferentes classes de sistemas adesivos. Globalmente, a sua composição básica contém ácidos, diversos monómeros, solventes orgânicos, iniciadores e inibidores de polimerização e, por vezes, algum conteúdo inorgânico, apresentando cada um deles uma função específica. O conhecimento das propriedades químicas dos componentes dos sistemas adesivos é determinante para a compreensão do procedimento adesivo bem como para a previsão do seu comportamento^{114, 119}.

4.2. Composição dos sistemas adesivos

4.2.1. Compostos acídicos

Os ácidos constituintes dos sistemas adesivos, são utilizados para a remoção ou dissolução da *smear layer*, de algum conteúdo mineral do esmalte e da dentina e podem apresentar-se globalmente de duas formas: como uma etapa singular prévia do procedimento adesivo, no caso dos sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar, onde é utilizado um gel ou uma solução aquosa de ácido fosfórico em concentrações de 30 a 40%; ou combinados numa mistura constituída essencialmente por monómeros acídicos, água e outros monómeros, componentes dos *primers* acídicos dos sistemas adesivos autocondicionantes. O tratamento químico das superfícies do esmalte e da dentina com compostos acídicos permitem que estas fiquem mais receptivas à infiltração monomérica subsequente, determinando a sua retenção micromecânica, após polimerização “*in situ*”^{33, 112, 114, 119, 120}.

Os ácidos são substâncias que podem doar ou perder um protão. Em solução aquosa, libertam exclusivamente como catião, o ião hidroxónio (H_3O^+). Para a ionização de um ácido a molécula de água é responsável por capturar um hidrogénio que está positivamente polarizado no ácido, formando-se o ião hidroxónio e um anião correspondente ao composto presente no ácido, normalmente um grupo fosfato ou um grupo carboxílico. Assim, a força de um ácido é determinada pelo grau de ionização das suas moléculas, isto é, da sua maior ou menor capacidade para ceder protões. Um ácido é tanto mais forte quanto mais se dissocia em solução aquosa e, conseqüentemente, maior for a sua capacidade para ceder protões, apresentando uma maior constante de acidez ou constante de dissociação ácida (K_a). O pK_a é definido como o inverso do logaritmo de K_a e é uma grandeza que permite saber, de forma mais intuitiva, a força de um ácido sendo que, quanto menor é o pK_a de um ácido, maior é a sua capacidade de ionização e, conseqüentemente, mais forte é o ácido. O valor de pK_a de um ácido corresponde ao valor do pH quando, nesse meio, o ácido se encontra 50% ionizado e 50% não ionizado. Acima e abaixo deste valor de pH , o grau de ionização de um ácido altera-se conforme os meios no qual se dissocia, atuando estes como tampões. Assim, uma substância ácida ioniza-se mais ou menos consoante o pH básico ou ácido do meio no qual é colocada, respetivamente^{122, 123}. À medida que os compostos ácidos são aplicados à dentina, relativamente neutra ($\text{pH} \approx 6.9$), o pH da dentina decresce para valores dentro do intervalo [5.5 - 6.5]. Num período de 20 a 30 segundos estes ácidos são tamponados pela formação de sais de cálcio, o que se verifica pelo aumento gradual do pH da dentina condicionada, confirmando a sua capacidade tampão¹²⁴⁻¹²⁶.

O peso molecular e o valor de pK_a de um ácido foram considerados parâmetros de referência para prever a sua interação com os tecidos mineralizados dos dentes, sendo que os valores de pK_a dos monómeros fosfatados, bem como do ácido carboxílico, componentes ácidos dos sistemas autocondicionantes, demonstraram ser comparáveis ao valor de pK_a do ácido fosfórico. Contudo, o maior peso molecular destes monómeros influencia negativamente a sua capacidade de dissolução da hidroxiapatite¹²². Salz e colaboradores¹²² avaliaram o pK_a de diferentes monómeros ácidos em comparação ao ácido fosfórico calculando a capacidade de dissolução da hidroxiapatite em função do pK_a e do peso molecular dos monómeros. A título de exemplo, o monómero dihidronenofosfato de 10-metacrilóiloxidécilo (10-MDP) apresenta um pK_a de 2.2 e a capacidade de dissolver 1.6 g de hidroxiapatite por cada grama de monómero, ao passo que o ácido fosfórico apresenta um pK_a de 2.0, mas uma capacidade de dissolver 5.1 g de hidroxiapatite por cada grama de ácido. No entanto, para além da capacidade de dissolução dos monómeros ácidos, outros fatores podem afetar a agressividade dos sistemas que os utilizam, nomeadamente, o grau de solubilização dos sais de cálcio formados, a quantidade de água incorporada na solução e a capacidade de penetração e molhabilidade dos monómeros incorporados^{122, 127}. De facto, os mecanismos pelos quais algumas moléculas ácidas possuem a capacidade de estabelecer interações iónicas fortes com a hidroxiapatite, limitando a sua dissolução, enquanto que outras a desmineralizam severamente foram descritos com base no conceito “adesão-descalcificação” proposto pela primeira vez por Yoshida e colaboradores em 2001¹²⁸. Este modelo demonstra que, inicialmente, todos os ácidos que contêm usualmente um grupo fosfato ou um grupo carboxílico ligam-se iónicamente ao cálcio da hidroxiapatite, libertando-se simultaneamente iões fosfato (PO_4^{3-}) e hidroxilo (OH^-), por forma a tornar a superfície eletroneutra. A estabilidade do sal de cálcio formado, definida pela sua solubilidade, determina se o grupo ácido mantém aquela ligação ou não, isto é, dependendo do grau de dissolução do sal de cálcio formado, os ácidos aderem à hidroxiapatite ou descalcificam-na. O ácido fosfórico, o ácido maléico e alguns monómeros ácidos componentes dos sistemas autocondicionantes, como o hidrogenofosfato de 2-(metacrilóiloxietil)fenilo (fenil-P) ou o fosfato de [2-(metacrilóiloxi)etilo] (HEMA-fosfato), entre outros, ligam-se iónicamente à hidroxiapatite formando um sal de cálcio instável, que rapidamente se dissocia, de forma a que os aniões carboxilo ou fosfato removem os iões cálcio carregados positivamente da superfície até uma determinada profundidade, dependente do tempo de aplicação do ácido. Ao invés, alguns monómeros ácidos como o 10-MDP ou o ácido trimelítico de 4-metacrilóiloxietila (4-MET), mas também o ácido oxálico ou o polialquenóico, estabelecem ligações iónicas

com o cálcio da hidroxiapatite, formando sais estáveis de cálcio-fosfato ou cálcio-carboxilato, exercendo um efeito muito limitado de desmineralização da hidroxiapatite em profundidade, ou seja, em vez de dissolverem os cristais de hidroxiapatite, mantêm-nos^{112, 124, 128-130}.

4.2.2. Monómeros

Os monómeros são os componentes mais importantes dos sistemas adesivos, sendo, por isso, considerados os constituintes chave destes sistemas. Basicamente, podem-se distinguir dois tipos distintos: os monómeros de ligação e os monómeros funcionais¹¹⁴ (anexo 1). Os monómeros de ligação apresentam pelo menos dois grupos polimerizáveis contendo uma ligação dupla de carbono, como por exemplo, grupos vinil, metacrilato, metacrilamida, entre outros, que formam, após a sua polimerização por radicais livres, polímeros entrecruzados. Os grupos polimerizáveis mais frequentemente encontrados nos monómeros são os metacrilatos. As maiores vantagens destes grupos prendem-se com a facilidade na reação de polimerização por radicais livres e com o seu caráter incolor e insípido. Contudo, devido ao seu grupo éster (R1-CO-OR2), estes monómeros são vulneráveis à degradação pela água, ou seja, podem sofrer hidrólise. As metacrilamidas ao conterem um grupo amido (R1-CO-NH-R2) em vez do grupo éster, tornam-se mais resistentes à hidrólise tendo sido, por isso, incorporadas em alguns sistemas adesivos atuais^{119, 131-133}. Os monómeros de ligação são semelhantes aos encontrados no componente de matriz orgânica das resinas compostas e asseguram a ligação entre o sistema adesivo e a resina composta por intermédio de ligações covalentes. A maioria destes monómeros são metacrilatos, como por exemplo, o metacrilato de bisfenol A glicidil (Bis-GMA), o dimetacrilato de uretano (UDMA), e o dimetacrilato de trietilenoglicol (TEGDMA), entre outros. Estes monómeros apresentam diferentes propriedades respeitantes à sua viscosidade, solubilidade na água, contração de polimerização, reatividade e biocompatibilidade^{100, 134}. Uma vez que exibem um comportamento hidrofóbico, estas moléculas são classificadas como apolares¹¹⁴. Os monómeros de ligação promovem ligações entrecruzadas densas e constituem, após a sua polimerização, a matriz polimérica do adesivo que constitui o seu suporte estrutural principal, sendo responsável pelas suas propriedades, nomeadamente de resistência mecânica^{135, 136}.

Os monómeros funcionais contêm um grupo químico específico, denominado de grupo funcional, responsável por funções específicas, sendo os mais frequentes os grupos fosfato, ácido carboxílico e álcool, bem como um grupo polimerizável, geralmente um metacrilato, capaz de formar, após a sua polimerização, polímeros lineares^{114, 133, 136}. Exemplos destes monómeros são o metacrilato de 2-hidroxi-etilo (HEMA), (4-MET), 10-MDP, fenil-P, entre outros. Alguns monómeros apresentam uma estrutura molecular mais complexa, podendo conter vários grupos polimerizáveis e funcionais. Exemplos destes monómeros são o HEMA fosfato, o monofosfato de dipentaeritriol penta acrilato (PENTA-P), o monofluoreto de pentametacrilato oxietilciclohexa-fosfazeno (PEM-F), o ácido butano-1,2,3,4-tetracarboxílico éster di-2-hidroxi-etilmetacrilato (TCB), entre outros. Contudo alguns destes monómeros podem hidrolisar de imediato e formar monómeros com apenas um grupo de ligação¹¹⁴. Estruturalmente, os grupos polimerizáveis destes monómeros encontram-se incluídos num espaçador por forma a mantê-los separados dos grupos funcionais. Normalmente este espaçador é uma cadeia alquila, mas pode conter outros grupos como ésteres, amidos ou grupos aromáticos. A polaridade do espaçador é determinante da solubilidade do monómero na água e noutros solventes, sendo que, quanto mais hidrófilo for o espaçador maior será a sua absorção de água e conseqüente susceptibilidade à hidrólise. Além disso, a sua estrutura influencia também a flexibilidade e viscosidade dos monómeros, condicionando desta forma a sua capacidade de penetração e molhabilidade no substrato^{114, 119}. O grupo funcional dos monómeros funcionais exibe geralmente propriedades hidrofílicas e, consoante o grupo em causa, pode exercer outras ações específicas, tais como: promover a molhabilidade do substrato, como por exemplo o HEMA; condicionar a desmineralização

dos tecidos, tal como o fenil-P; determinar propriedades anti-bacterianas, como o brometo de metacrilóiloxidodecílpiridínio (MDPB)^{114, 119, 133, 137-140}.

Os sistemas adesivos autocondicionantes contêm na sua composição monómeros acídicos funcionais responsáveis pela fase de desmineralização dos tecidos duros dentários, determinando-lhes um padrão de condicionamento microretentivo com diferentes características consoante o monómero incorporado. Estes monómeros promovem também uma adequada molhabilidade dos substratos para assegurar uma boa difusão e penetração dos monómeros adesivos, garantindo a sua retenção micromecânica. Para além disso, podem ainda interagir quimicamente com a hidroxiapatite, estabelecendo ligações iónicas e formando sais, ou com o colagénio por intermédio de ligações de hidrogénio^{114, 119}. Podem ser distinguidos vários grupos acídicos funcionais, tais como o fosfato, o fosfonato, o ácido sulfónico ou o ácido carboxílico que se dissociam e libertam prótons em soluções aquosas, permitindo estabelecer reações do tipo ácido-base. Tal como já referenciado, o potencial de desmineralização destes monómeros depende grandemente da sua acidez que se estabelece da seguinte forma decrescente: ácido sulfónico > fosfato > fosfonato > ácido carboxílico^{119, 132}. Os grupos funcionais mais comumente utilizados nos monómeros comerciais são o carboxílico [-COOH] (Ex: 4-MET; anidrido de 4-metacrilóiloxietil trimelitato (4-META); ácido 11-metacrilóiloxi-1,10-undecanodicarboxílico (MAC-10) e os fosfóricos ou fosfónicos [-P] (Ex: fenil-P; 10-MDP; PENTA)¹³³, sendo que os ácidos dihidrogenados são sempre mais acídicos do que os monohidrogenados já que se podem dissociar para originar um maior número de prótons^{82, 114}. Tal como os grupos ésteres típicos dos metacrilatos, também os grupos fosfato ou carboxílico dos monómeros funcionais podem ser vulneráveis à hidrólise pela água¹¹⁴.

Muitos dos monómeros incorporados nos sistemas adesivos estão protegidos por patentes das empresas que os comercializam. Na realidade, ao contrário do que acontece com os monómeros de ligação à base de dimetacrilatos, já sobejamente investigados, o vasto número de monómeros funcionais diferenciais encontrados nos sistemas adesivos dificulta o estudo das suas propriedades, bem como da sua função e efetividade. Além disso, o papel desempenhado por um determinado monómero só poderá ser percebido quando diferentes quantidades deste forem incorporadas em formulações experimentais de um determinado adesivo, apesar de algumas das suas propriedades poderem ser deduzidas a partir da sua estrutura química. A maioria da investigação disponível é efetuada já com produtos comerciais, devendo inferir-se os resultados às propriedades particulares dos monómeros que o formam e não generalizá-los para um determinado grupo de sistemas adesivos¹¹⁴.

A nomenclatura associada aos monómeros é muitas vezes confusa, já que a tradução da sua fórmula química é efetuada maioritariamente por acrónimos ou nomes comerciais, podendo mesmo existir diferentes nomes para o mesmo composto¹¹⁴. Dada a vasta gama de monómeros funcionais componentes dos sistemas adesivos, descreveremos, nesta fase, apenas o HEMA, já que é um constituinte transversal à maioria dos sistemas adesivos. Devido à sua especificidade, alguns dos outros monómeros serão explorados noutras secções desta dissertação.

O HEMA é um monómero monofuncional que apresenta um grupo hidrofílico com afinidade para o substrato orgânico e um grupo hidrofóbico capaz de copolimerizar com outros monómeros. A molécula de HEMA é relativamente pequena, com um baixo peso molecular, de reduzida viscosidade e amplamente utilizada na formulação dos adesivos, particularmente dos *primers*¹⁰⁰. Contudo, apresenta uma reduzida biocompatibilidade na sua forma não polimerizada^{100, 141}. Estas características determinam que esta molécula seja capaz de se difundir facilmente pela dentina, podendo determinar contudo algum grau de toxicidade pulpar, particularmente na presença de cavidades profundas¹⁴². A incorporação do HEMA na maioria dos sistemas adesivos prende-se com o seu carácter hidrofílico, tornando-o um excelente promotor da adesão na medida em que permite aumentar a energia de superfície da dentina e, conseqüentemente, a sua molhabilidade, o que constitui um passo imprescindível para que ocorra uma infiltração adequada da resina adesiva no substrato dentinário^{137, 138, 143}. Para além de assegurar uma boa molhabilidade da dentina, o HEMA também condiciona uma maior estabilidade das

soluções que contêm uma mistura de compostos hidrofílicos e hidrofóbicos ao mantê-los em solução, assumindo particular importância para os sistemas adesivos autocondicionantes simplificados^{114, 119, 143, 144}. O HEMA é um monômero solúvel na água, etanol e/ou acetona e pode ser também considerado um solvente já que o seu grupo hidroxilo pode levar à formação de pontes de hidrogênio e determinar a sua evaporação, apesar desta ser limitada. Contudo, este monômero também reduz a pressão de vapor da água e do álcool, podendo interferir na adequada volatilização destes solventes¹⁴⁵. O HEMA, quer esteja na sua forma polimerizada ou na não polimerizada, apresenta uma elevada absorção de água, o que pode condicionar uma diluição dos monômeros de ligação, impedindo a sua adequada polimerização¹⁴⁶⁻¹⁴⁹. Mesmo após a polimerização, a sua presença nas cadeias dos polímeros determina que estas possam sofrer hidrólise, podendo comprometer a durabilidade das interfaces adesivas³⁴. Para além da absorção de água, a adição de grandes quantidades de HEMA condiciona a formação de cadeias poliméricas flexíveis, deteriorando o comportamento biomecânico dos polímeros^{114, 150, 151}.

4.2.3. Solventes

Todos os sistemas adesivos contêm na sua formulação algum tipo de solvente, estando este incorporado nos *primers* que contêm os monómeros anfipáticos. Os solventes mais utilizados são a água, o etanol e a acetona, já que são pouco dispendiosos, acessíveis e apresentam uma biocompatibilidade adequada. Têm como principal função facilitar a molhabilidade das superfícies pelos monómeros de resina, característica esta particularmente importante ao nível da dentina devido ao seu carácter hidrofílico^{114, 152}.

Os solventes são substâncias capazes de dispersar outra(s) substância(s), no seu meio. A dissolução de um composto (soluto) num solvente ocorre desde que o conjunto das atrações entre as moléculas do composto e do meio sejam pelo menos equivalentes ou superiores às que existiam entre as moléculas do soluto, por um lado, e as do solvente, por outro. A solubilidade é predominantemente determinada pelas características polares das moléculas, respeitando-se a regra de polaridade (“semelhante dissolve semelhante”), onde solventes polares dissolvem moléculas polares e solventes apolares dissolvem moléculas apolares. A polaridade dos solventes é determinada quer pela sua constante dielétrica quer pelo seu momento dipolar. Com base na respetiva polaridade, os solventes podem dividir-se em próticos polares ou protogénicos (ex: água, álcool), apróticos polares ou não-protogénicos (ex: acetona) e apolares (ex: hexano). Os solventes próticos polares são os que contêm grupos hidroxilo com a capacidade de estabilizar os iões através da cedência de um próton, estabelecendo assim uma ponte de hidrogênio, sendo exemplos destes a água e o etanol. Os solventes apróticos polares não possuem átomos de hidrogênio, pelo que não podem estabelecer pontes de hidrogênio, mas apresentam um momento dipolar elevado, que condiciona uma separação de cargas positivas e negativas dentro de cada molécula, o que faz com que possam estabilizar os iões em solução por interação entre a carga iónica e o dipolo permanente, sendo um exemplo típico destes solventes, a acetona^{114, 153}. Os solventes apolares são caracterizados pela ausência ou reduzida ocorrência de regiões eletricamente densas nas moléculas constituintes, apresentando baixos momentos dipolares e menores constantes dielétricas, sendo capazes de dissolver apenas outros compostos apolares¹⁵³.

A capacidade da água de dissolver um maior número de substâncias do que qualquer outro líquido comum, decorre das suas propriedades polares e, conseqüentemente, do estabelecimento de pontes de hidrogênio com as moléculas dessas substâncias. Contudo, a água é um solvente fraco para alguns componentes orgânicos, como os monómeros hidrofóbicos, o que pode ser ultrapassado pela adição de um segundo solvente como o etanol ou a acetona. À semelhança da água, o etanol é também um solvente polar capaz de formar pontes de hidrogênio com o soluto, embora mais fraco. A sua menor constante dielétrica, faz com que este solvente seja

mais apropriado para solutos menos polares. Já a acetona, apresenta um elevado momento dipolar associado a uma baixa constante dielétrica, permitindo que seja utilizada para a dissolução de compostos polares e apolares, sendo, por este motivo, um solvente de eleição quando se combinam monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos¹¹⁴.

Para além da polaridade, também devem ser conhecidas outras características dos solventes que determinam a sua volatilidade, nomeadamente a pressão de vapor e o seu ponto de ebulição. O ponto de ebulição do solvente determina a sua velocidade de evaporação. Um líquido entra em ebulição quando a pressão de vapor do líquido se torna igual à pressão existente sobre a sua superfície. Assim, quanto maior for a pressão de vapor nas condições ambientes, mais facilmente entrará o líquido em ebulição o que significa que, quanto maior a pressão de vapor de um líquido, menor é o seu ponto de ebulição e maior é a velocidade de evaporação do mesmo, isto é, maior é a sua volatilidade. Durante a aplicação dos sistemas adesivos, a pressão de vapor de um solvente é importante por forma a assegurar a sua evaporação^{114, 153}.

A água tem uma temperatura de ebulição elevada e uma baixa pressão de vapor, o que determina a sua baixa volatilidade, tornando-se mais difícil de remover das soluções dos adesivos após a sua aplicação. Já o etanol possui uma maior pressão de vapor, comparada com a da água, sendo, por isso, mais volátil. O etanol é muitas vezes utilizado em conjugação com a água, estabelecendo-se uma mistura de solventes azeotrópica, que implica o estabelecimento de pontes de hidrogénio entre aquelas duas moléculas polares e, conseqüentemente, uma maior volatilidade do agregado água-etanol. A adição deste co-solvente à água é particularmente relevante nos adesivos autocondicionantes ao acelerar a desidratação da dentina e a eliminação dos solventes residuais^{114, 119}.

A acetona possui uma pressão de vapor muito elevada relativamente à da água e do etanol, em cerca de dez e quatro vezes, respetivamente. Esta elevada volatilidade da acetona permite diminuir a quantidade de solvente residual dos adesivos nos tecidos dentários. Apesar da menor capacidade para estabelecer pontes de hidrogénio, o seu elevado momento dipolar, associado à sua volatilidade, faz com que a acetona exiba uma excelente capacidade para remover a água^{114, 146, 154}. No entanto a volatilidade da acetona pode também determinar uma alteração na composição da solução do *primer* após várias utilizações que impliquem uma constante abertura do frasco que o contém. A rápida evaporação do solvente condiciona um aumento da quantidade de monómeros face ao conteúdo de solvente, afetando a sua capacidade de penetração e portanto a adesão. Por este motivo, muitos sistemas adesivos adquiriram também uma forma de apresentação em monodose, para uso único e individual, com a vantagem adicional de diminuir o risco de infeção cruzada¹⁵⁵.

Contudo, quando os solventes são integrados no seio dos outros componentes dos sistemas adesivos podem comportar-se de um modo diferente, especialmente no que respeita à sua capacidade de evaporação. Invariavelmente, após a interação dos sistemas adesivos com os substratos parece persistir uma elevada quantidade de solvente residual que se deve quer à modificação do tempo de evaporação condicionado pelas presença dos outros ingredientes na formulação dos adesivos quer devido à barreira física condicionada pelo próprio substrato inibindo grandemente a sua evaporação dentro de um tempo clínico útil^{156, 157}. Assim, não é de esperar que ocorra uma evaporação espontânea dos solventes após a aplicação de um sistema adesivo, pelo que, é altamente recomendável empregar um jato de ar para a otimizar, utilizado de uma forma suave por forma a evitar, concomitantemente, a incorporação de oxigénio no seio da camada adesiva e a redução excessiva da sua espessura, que poderia interferir com a efetividade da sua polimerização^{113, 148, 158, 159}.

4.2.4. Iniciadores de polimerização

De acordo com o modo de indução da polimerização dos sistemas adesivos, químico ou por luz, podem ser-lhes incorporados diferentes tipos de iniciadores. À semelhança do que acontece com as resinas compos-

tas, a polimerização dos adesivos resulta de uma reação de polimerização de adição por radicais livres dos grupos insaturados com ligações duplas de carbono, que compõem a estrutura dos monómeros^{114,119}.

A escolha entre sistemas adesivos fotopolimerizáveis, autopolimerizáveis e/ou de dupla polimerização resulta da situação clínica específica na qual o material vai ser utilizado. A maioria dos sistemas adesivos utilizados na dentistaria adesiva restauradora são ativados por luz e apresentam como maior vantagem o controlo do início da reação de polimerização. O sistema adesivo deve ser adequadamente polimerizado antes da inserção da resina composta por forma a assegurar uma espessura adequada do mesmo, bem como um elevado grau de conversão^{114, 146-149}, uma baixa solubilidade e absorção de água¹⁶⁰⁻¹⁶³ e boas propriedades mecânicas^{150, 151, 164}. A utilização de sistemas adesivos autopolimerizáveis ou de dupla polimerização pode ser aconselhável em algumas situações clínicas, particularmente quando a luz não é capaz de alcançar a zona onde o adesivo foi colocado. Este facto, leva a que a maioria dos cimentos de resina apresentem sistemas químicos para autopolimerização ou sistemas de dupla polimerização que envolvem os dois sistemas de iniciação da polimerização¹⁶⁵.

Nos sistemas fotopolimerizáveis, a principal substância que atua como iniciador é uma α -dicetona, geralmente a canforoquinona (CQ) que, após a sua ativação resultante da absorção de luz, se combina com um co-iniciador, uma amina terciária, geralmente a N-dihidroxiethyl-p-toluidina (DHEPT), que atua como agente redutor, para a formação de radicais livres¹⁶⁶. A molécula de canforoquinona é um pó cristalino à temperatura ambiente, apresentando uma baixa solubilidade na água e uma cor inerentemente amarela. Apesar de ser incorporada em pequenas quantidades entre 0.03 a 1% em peso, a canforoquinona pode influenciar significativamente a cor da resina adesiva¹⁶⁷. A canforoquinona absorve luz num intervalo de comprimento de onda compreendido entre os 360 e 510 nm, apresentando um pico de absorção máximo na zona azul do espectro electromagnético ao nível dos 468 nm¹⁶⁶. Contudo, este pico pode desviar-se ligeiramente dependendo da solução em que se encontra. Geralmente, o pico de absorção máximo desvia-se para menores comprimentos de onda com o aumento da polaridade do solvente. Desta forma, para os sistemas adesivos que contêm elevadas quantidades de água, tal como nos sistemas autocondicionantes simplificados, a sua polimerização pode ficar comprometida quando são utilizados aparelhos com um espectro de emissão estreito, nomeadamente os subjacentes à tecnologia de díodos emissores de luz (LEDs) que contêm apenas semicondutores a emitir na zona azul do espectro electromagnético¹⁶⁸.

Nos sistemas autopolimerizáveis, a polimerização é iniciada quimicamente pela mistura de dois componentes independentes: o iniciador, geralmente o peróxido de benzoílo (PBO) e o co-iniciador, uma amina terciária capaz de desencadear uma reação química de polimerização pela formação de radicais livres. O peróxido de benzoílo é um sólido cristalino, sem cor, que deve ser armazenado no escuro sob refrigeração pois sofre fotólise lentamente. Quando sujeito a temperaturas elevadas, pode desencadear a formação de radicais livres. O PBO é solúvel em etanol ou acetona, mas apresenta baixa solubilidade na água, contudo, se dissolvido em água, pode sofrer hidrólise rapidamente, particularmente em ambiente básico. Consequentemente, esta molécula só deve ser usada em adesivos que contenham água se for armazenado num compartimento em separado. Em muito poucos sistemas pode ainda encontrar-se outro iniciador químico, o tri-n-butil borano (TBB) que não necessita de co-iniciador, já que é muito reativo com o oxigénio, resultando a formação de radicais livres de uma reação de autooxidação. Contudo, este composto é muito instável na água, no ar e em ambientes ácidos, o que restringe grandemente a sua utilização^{114, 166}.

Devido à sua estrutura, as aminas podem sofrer uma reação ácido-base com os monómeros ácidos, diminuindo a quantidade de co-iniciador disponível para que ocorra a reação de polimerização, facto este, particularmente relevante nos sistemas adesivos autocondicionantes simplificados^{119, 165, 169}. Consequentemente, a reação de polimerização pode retardar-se não só na camada superficial, devido à inibição pela presença do oxigénio, mas também em toda a espessura do adesivo¹⁷⁰. Assim, a concentração de amina nestes adesivos deve ser ajustada

à concentração dos monómeros ácidos. Todavia, a adição de um maior conteúdo de amins pode condicionar uma maior degradação e descoloração dos polímeros com o tempo, para além de aumentar a sua toxicidade^{100, 167}. A utilização de um segundo co-iniciador que não sofra desativação ou a utilização de fotoiniciadores que dispensem a presença de amins são recomendáveis na composição deste tipo de adesivos. Todos estes factos determinam a importância da noção da composição dos adesivos no que concerne aos sistemas de iniciação^{119, 171}.

4.2.5. Inibidores de polimerização

As reações de polimerização com radicais livres podem ser inibidas pela presença de qualquer molécula que reaja com o radical livre, tais como a hidroquinona, o eugenol ou o oxigénio. A adição de inibidores ou retardadores da polimerização torna-se necessária por forma a evitar que, em algumas situações extremas de armazenamento ou transporte, tal como o aumento da temperatura, possam desencadear a decomposição das moléculas iniciadoras ativando o processo de polimerização. Estas moléculas são incorporadas nos sistemas adesivos em pequenas quantidades e numa concentração variável de acordo com a instabilidade específica dos seus monómeros componentes, não inibindo significativamente a reação de polimerização dos adesivos quando realmente pretendida. O butilhidroxitolueno (BHT) ou o monometil éter de hidroquinona (MEHQ) são os inibidores de polimerização mais utilizados e permitem não só impedir a polimerização prematura dos monómeros, prolongando deste modo a sua semi-vida, como também estender o tempo de validade e de armazenamento dos adesivos^{114, 166}.

4.2.6. Conteúdo inorgânico

A incorporação de conteúdo inorgânico não é transversal a todos os sistemas adesivos, ao contrário do que acontece com as resinas compostas e, contrariamente a estas, o conteúdo incorporado e a sua composição desempenham um papel menos importante¹¹⁹. Tradicionalmente os sistemas adesivos não continham partículas de carga na sua composição¹⁷². Contudo, foram apontadas várias razões para justificar a adição de algum conteúdo inorgânico a estes materiais, nomeadamente, para permitir uma redução da contração de polimerização, melhorar as propriedades mecânicas relacionadas com a camada adesiva, entre as quais a sua resistência (tensão e compressão, módulo de elasticidade), reduzir a absorção de água e melhorar a resistência adesiva^{135, 162, 173-175}. Por outro lado, a relevância deste reforço estrutural é controversa já que a percentagem de conteúdo inorgânico passível de ser incorporado nestes sistemas é limitada a um valor variável entre 10 a 50% em peso, sendo geralmente superior nos sistemas que utilizam a resina adesiva em separado¹⁷⁶. Isto deve-se ao facto de o tamanho das partículas incorporadas nestes sistemas ser normalmente inferior a 20 nm, o que condiciona um grande aumento da área de superfície total por elas ocupada, o que, por sua vez, limita significativamente a quantidade de partículas que lhes podem ser incorporadas, já que toda a partícula deve estar rodeada de resina¹¹⁹. A incorporação de nanopartículas modifica a viscosidade dos sistemas adesivos e permite um aumento da sua espessura, o que pode constituir um mecanismo para aliviar as tensões de contração geradas durante a polimerização das resinas compostas¹⁷⁷⁻¹⁷⁹. Por último, a sua incorporação foi também considerada por forma a promover algum efeito terapêutico, nomeadamente de libertação de flúor, antibacteriano e/ou conferir radiopacidade à camada adesiva, que dependem essencialmente do tipo de partículas incorporadas^{114, 119, 140}.

No que diz respeito à composição das partículas, estas têm por base o dióxido de silício sob a forma de vidro de sílica numa associação com metais, tais como o bário ou o estrôncio, que conferem radiopacidade, ou a sílica amorfa, também designada de sílica coloidal ou pirogénica^{114, 119}. As partículas incorporadas nos sistemas

adesivos apresentam geralmente uma superfície hidrofóbica e são silanizadas por forma a otimizar a ligação química à matriz de resina, otimizando a transmissão de tensões entre a matriz e as partículas inorgânicas e prevenindo a degradação prematura da camada de resina¹⁸⁰. A dimensão das partículas incorporadas nos sistemas adesivos devem ser inferiores a 20 nm, por forma a poderem penetrar nos espaços interfibrilares, motivo pelo qual a sílica amorfa é mais frequentemente utilizada. Ainda assim, verificou-se que a capacidade de penetração das partículas através da malha de colagénio é limitada, sendo que se aglomeram, normalmente, no topo da camada híbrida e na entrada dos túbulos dentinários, denunciando o efeito de filtro condicionado por componentes do substrato dentinário após a sua desmineralização³⁴.

4.2.7. Compostos específicos

Nos sistemas adesivos podem ainda ser encontrados outros compostos com diferentes especificidades. A adição de moléculas com propriedades antibacterianas é uma delas¹⁴⁰. A razão para a sua utilização resulta da dificuldade em garantir uma remoção completa da dentina cariada, bem como em assegurar o controlo da placa bacteriana. Estas situações podem condicionar a presença de bactérias nas interfaces adesivas que podem participar em potenciais processos de micro ou nano infiltração ocasionando, em última instância, uma recidiva de cárie e inflamação pulpar. Na aplicação de adesivos autocondicionantes, que implicam a incorporação da *smear layer* dissolvida, a utilização de agentes antibacterianos pode também ser relevante^{114, 119}. Diferentes moléculas incorporadas nos sistemas adesivos foram implicadas na sua ação antibacteriana, na forma de agentes solúveis, tais como a clorexidina, o cloreto de benzalcónio e o glutaraldeído, como monómeros funcionais, tais como o MDPB ou como componentes das partículas inorgânicas (prata, óxido de zinco)^{114, 140}. Particularmente, a copolimerização dos monómeros implicam que fiquem retidos na matriz de resina orgânica, o que pode reduzir o seu efeito apenas para níveis bacteriostáticos¹³⁹.

Alguns fabricantes incorporaram ainda corantes na formulação dos adesivos autocondicionantes. Estes corantes facilitam a visualização da homogeneização da solução com a mistura dos componentes e da sua completa dispersão pela cavidade. Após a sua polimerização, a coloração atenua-se, tornando-se praticamente incolor^{114, 119}.

4.3. Estratégias de adesão

A constante evolução dos sistemas adesivos no que concerne à sua composição, modo de atuação e de aplicação condicionou uma tendência de mercado para serem introduzidos adesivos cada vez mais simples e rápidos. Uma vasta gama de materiais foram comercializados e diversas classificações têm sido sugeridas na literatura científica.

Uma das classificações que melhor caracteriza cientificamente os sistemas adesivos foi proposta por Van Meerbeek e colaboradores em 2003¹¹¹, ao considerar a sua ação sobre a *smear layer* e o número de passos envolvidos na sua aplicação, permitindo diferenciar duas principais estratégias de adesão relacionadas com os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar (*etch&rinse*) que removem por completo a *smear layer* e os sistemas adesivos autocondicionantes (*self-etch*) que incorporam a *smear layer* dissolvida. Os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar podem atuar em três (C&L 3P) ou dois passos (C&L 2P), envolvendo sempre uma etapa inicial de condicionamento caracterizado pela aplicação de um ácido ao esmalte/dentina, usualmente um ácido ortofosfórico a 37%. Nos sistemas de três passos, esta etapa de condicionamento ácido e lavagem é seguida da aplicação intermédia de um *primer* e, por último, pela aplicação de uma resina hidrofóbica. Nos adesivos simplificados do tipo condicionar e lavar de dois passos o *primer* e a resina estão combinados num único frasco

e correspondem à quinta geração também denominados de sistemas monofrasco (*one-bottle*). Os sistemas adesivos autocondicionantes dispensam a etapa isolada de condicionamento ácido e lavagem e, ao invés, utilizam monómeros acídicos. Podem aplicar-se em dois passos distintos (AC 2P) ou num passo único (AC 1P). Nos de dois passos, numa primeira aplicação, os monómeros em conjunto com os *primers* acídicos condicionam e preparam os substratos, seguidos duma segunda aplicação de uma resina hidrófoba em separado, que corresponde à sexta geração de adesivos, do tipo I (*two-bottle/two-step*). Os de aplicação única, podem combinar monómeros acídicos, *primers* e a resina hidrófoba em duas soluções, que requerem mistura prévia à sua aplicação em passo único e correspondem à sexta geração de adesivos tipo II (*two-bottle/one-step*) ou combinam todos aqueles componentes num frasco único de aplicação única correspondendo à sétima geração de adesivos (*one-bottle/one-step*). Um novo grupo de materiais denominados de sistemas adesivos universais ou multi-modo (*universal, multi-mode*) foi recentemente introduzido no mercado. A sua principal particularidade em termos de aplicação clínica reside no facto de poderem ser utilizados como sistemas do tipo condicionar e lavar, como sistemas autocondicionantes ou como sistemas que utilizam o condicionamento seletivo do esmalte, para além de serem indicados para uma grande variedade de substratos diferentes¹⁸¹⁻¹⁸⁴ (tabela I).

Tabela I: Classificação dos sistemas adesivos.

Categoria	Técnica (Geração)	Condicionamento	Priming	Adesivo
Condicionar e lavar (C&L)	3 Passos (4ª geração)	Ácido fosfórico 32-40% (E+D)	Primer	Resina adesiva
	2 Passos (5ª geração)	Ácido fosfórico 32-40% (E+D)	Primer + Resina adesiva	
Autocondicionante (AC)	2 Passos (6ª geração)	Monómeros acídicos + Primer		Resina adesiva
	1 Passo (7ª geração)	Monómeros acídicos + Primer + Resina adesiva		
Universais	C&L 2 Passos	Ácido fosfórico 32-40% (E+D)	Primer + Resina adesiva	
	AC 1P ou 2 P	Monómeros acídicos + Primer + Resina adesiva		
	Condicionamento seletivo esmalte + AC dentina	Ácido fosfórico 32-40% (E)	Monómeros acídicos (D) + Primer + Resina adesiva	

E: esmalte; D: dentina.

Apesar disto, a classificação cronológica dos sistemas adesivos, de acordo com gerações é a mais amplamente divulgada, particularmente na vertente comercial, e o seu maior interesse assenta na perspetiva histórica que reproduz. Contudo, carece de alguma clareza na medida em que não categoriza os adesivos com critérios objetivos, podendo mesmo ser enganosa, dado que um profissional menos informado poderá assumir que um adesivo de uma geração mais recente determina um desempenho superior ao das gerações anteriores¹⁸⁵. Os sistemas adesivos de primeira, segunda e terceira geração já não são atualmente comercializados, podendo ser distinguidas desde os seus primórdios sete diferentes gerações de adesivos, que serão sumariamente descritas.

Adesivos de primeira geração

A primeira geração de sistemas adesivos surgiu como resultado dos trabalhos de Buonocore que, em 1956, demonstrou que a utilização de uma resina de dimetacrilato de glicerol fosfato (GPDM) se ligaria quimicamente à dentina previamente condicionada com ácido clorídrico¹⁸⁶. Contudo, tanto os valores das forças de adesão à dentina eram muito baixos, entre 2 a 3 MPa, comparativamente aos proporcionados ao esmalte (15 a 20 MPa), como a adesão exibia uma elevada instabilidade hidrolítica¹⁵⁵. Posteriormente, em meados da década de sessenta, Bowen desenvolveu um co-monómero com atividade de superfície bifuncional, designado

por metacrilato de N-fenilglicina glicidil (NPG-GMA)¹⁸⁷, na qual uma parte terminal da molécula se ligaria à dentina e esmalte por quelação com os íons cálcio, enquanto a outra formaria uma união química de copolimerização com a resina composta¹⁸⁸. Nesta época foi então desenvolvido o primeiro adesivo dentinário disponível comercialmente, então denominado de Cervident (SS White, E.U.A.). Apesar desta potencial adesão química associada a uma melhor estabilidade na água, a sua utilização exibiu maus resultados clínicos na restauração de lesões cervicais sem retenções mecânicas adicionais¹⁵⁵. Mais tarde foi demonstrado que não existiriam ligações iônicas entre aquela molécula e a hidroxiapatite¹⁸⁹.

Adesivos de segunda geração

A segunda geração de sistemas adesivos foi introduzida em 1978, no Japão. O primeiro sistema comercial, o Clearfil Bond System F, desenvolvido pela Kuraray, era constituído quimicamente por grupos éster-fosfafos, contendo na sua composição HEMA e fenil-P em etanol. Outros sistemas foram posteriormente desenvolvidos, sendo que o mecanismo de ação residia em promover a adesão direta à *smear layer*, pela interação iônica dos grupos fosfato da resina e o cálcio presente nela¹⁹⁰. Os valores das forças de adesão obtidos por estes sistemas mantinham-se baixos, em torno dos 5 MPa^{190, 191}, no limiar das forças de ligação entre a *smear layer* e a dentina⁸¹. O reduzido poder de penetração destes monómeros e a fraca capacidade para molhar a superfície condicionavam que a adesão fosse estabelecida a esta e não à dentina subjacente, limitando-se, por isso, à resistência coesiva da *smear layer*¹⁹². Nestes sistemas, as forças de adesão eram demasiado baixas para resistir às tensões de contração resultantes da contração das resinas compostas durante a sua polimerização¹⁹³ o que, aliado à elevada susceptibilidade hidrolítica deste tipo de ligações¹⁹¹, justificavam o seu fraco desempenho clínico resultando na perda prematura de restaurações de lesões cervicais^{194, 195}.

Adesivos de terceira geração

A terceira geração de sistemas adesivos foi introduzida após o desenvolvimento, por Fusayama e colaboradores, do conceito de condicionamento ácido à dentina com o intuito de remover a *smear layer* e providenciar retenções micromecânicas, ao permitir que um adesivo do tipo éster-fosfato se infiltrasse nos túbulos dentinários abertos¹⁹⁶. Baseado neste conceito de condicionamento ácido total, foi introduzido comercialmente, em 1984, o sistema adesivo Clearfil New Bond (Kuraray) que continha HEMA e 10-MDP na sua composição com componentes hidrofóbicos e componentes hidrofílicos capazes de penetrar nos túbulos dentinários abertos, proporcionando retenção micromecânica às resinas. Contudo, o movimento centrífugo do fluido nos túbulos dentinários determinava a sua presença abundante na superfície de adesão, comprometendo a retenção micromecânica destas resinas de carácter predominantemente hidrofóbico¹⁵⁵. Nestas condições, o insucesso restaurador devido à falta de selamento marginal e associado à presença de inflamação pulpar implicou que esta técnica não tivesse ganho viabilidade clínica no ocidente até ao início dos anos 90¹⁹⁷.

A remoção da *smear layer* pela utilização de ácidos ou agentes quelantes reduzia a disponibilidade de íons cálcio para interagir com monómeros funcionais, pelo que outro tipo de mecanismos de atuação foram desenvolvidos no sentido de a modificar. Em 1982, Bowen e colaboradores¹⁹⁸ avaliaram a aplicação de uma solução ácida de 6,8% de oxalato de ferro como condicionador da dentina seguida da aplicação de soluções a 5% de NPG-GMA ou metacrilato de N-tolilglicina glicidil (NTG-GMA) e 5% de dietilmetacrilato piromelítico (PMDM) dissolvidas em acetona. Apesar dos valores de adesão obtidos com esta combinação serem significativamente superiores aos que eram obtidos com os sistemas de segunda geração, a formação de precipitados insolúveis de oxalato de cálcio e fosfatos férricos à superfície da dentina, após a aplicação do agente condicionante, interferia com a capacidade do adesivo molhar eficazmente a dentina, impedindo a sua adequada infiltração¹⁹⁹.

Outros sistemas foram sendo continuamente investigados. Nakabayashi e colaboradores avaliaram a aplicação de um sistema à base do monómero 4-META constituído por grupos químicos hidrofílicos e hidrofóbicos¹⁰⁸. Neste sistema a dentina era condicionada com 10% de ácido cítrico e 3% de cloreto de ferro, seguida da aplicação de uma solução aquosa de 35% de HEMA combinada com uma resina adesiva que continha 4-META, MMA e TBBO que proporcionava uma maior adesão à dentina, de cerca de 18 MPa²⁰⁰. Alguns sistemas baseados nesta metodologia foram desenvolvidos comercialmente, tais como, o Super Bond C&B (Sun Medical) e o Amalgambond Plus (Parkell).

O primeiro produto a receber a certificação de utilização pela American Dental Association foi o Scotchbond 2 (3M Dental Products), em 1987¹⁵⁵. Este sistema era composto essencialmente por uma solução aquosa de 2,5% de ácido maleico e 55% de HEMA, seguido da aplicação de uma resina adesiva predominantemente hidrofóbica à base de Bis-GMA e HEMA. O condicionamento e infiltração simultânea da superfície dentinária resultante da ação deste sistema tornou-o também o precursor dos sistemas autocondicionantes atuais, apesar da sua utilização ser apenas aconselhada na dentina¹⁵⁵.

Assim, esta terceira geração de adesivos baseou-se na utilização de um agente condicionador da dentina que infiltra e modifica a *smear layer* resultando numa ligeira desmineralização da dentina subjacente, por forma a permitir a retenção micromecânica da resina adesiva. Outros monómeros acídicos, tais como o PENTA, com o intuito de a infiltrar e modificar foram também comercializados nos sistemas ProBond e Prisma Universal Bond (Dentsply DeTrey).

Adesivos de quarta geração

A remoção completa da *smear layer* por ácidos e o conceito de condicionamento ácido ao esmalte e dentina em simultâneo, ou seja, o então designado condicionamento ácido total (*total-etch*) foram os princípios base para a formulação dos sistemas adesivos de quarta geração²⁰¹. Estes sistemas são compostos por três componentes aplicados em três passos sucessivos e independentes: o agente condicionante, geralmente um gel aquoso de ácido fosfórico; um *primer* hidrofílico; e uma resina fluída hidrofóbica. Esta é a primeira das gerações que ainda se mantém comercializada na atualidade, categorizada nos sistemas do tipo condicionar e lavar, destacando-se pelo enorme avanço que determinaram na adesão à dentina, sendo considerados, ainda hoje, sistemas adesivos de eleição dado o seu excelente desempenho quer em estudos *in vitro* quer em estudos *in vivo*^{9, 12, 16, 17, 111}. Alguns dos sistemas comercializados representativos desta geração são o Optibond FL (Kerr), All-Bond 2 (Bisco) ou o Scotch Bond Multipurpose Plus (3MEspe).

Adesivos de quinta geração

A diferença básica entre os sistemas adesivos de quarta e quinta geração reside no número de componentes que cada sistema utiliza. A quinta geração incorpora os dois componentes, *primer* e resina fluída, num único frasco, simplificando os procedimentos clínicos. Estes produtos estão também categorizados atualmente nos sistemas do tipo condicionar e lavar, mas de dois passos. Alguns dos sistemas comercializados representativos desta geração são o Prime & Bond NT (Dentsply DeTrey), One-Step (Bisco), Single Bond (3M Dental Products), Excite (Ivoclar Vivadent), OneCoat Bond (Coltène).

Adesivos de sexta geração

Esta geração de adesivos está categorizada nos sistemas autocondicionantes, que são caracterizados pela ausência do passo de condicionamento ácido em separado, e pode ser diferenciada em dois tipos. Um que engloba os sistemas adesivos constituídos por duas soluções, uma formada pelo *primer* ácido e a outra pela

resina adesiva, que são aplicados de forma sequencial e separada: primeiro o *primer* ácido que desmineraliza o esmalte e dentina simultaneamente, seguido da colocação da resina fluída hidrofóbica. Os sistemas pertencentes ao segundo tipo são também constituídos por duas soluções, mas que se misturam previamente à sua aplicação em passo único. Assim, esta geração de sistemas autocondicionantes engloba os sistemas autocondicionantes de dois passos e os sistemas autocondicionantes de um passo com dois componentes¹⁵⁵. Alguns dos sistemas comercializados representativos desta geração são o Clearfil SE Bond (Kuraray), AdheSE (Ivoclar Vivadent), Optibond XTR (Kerr) para os sistemas de dois passos e Adper Prompt L-Pop (3M Espe), Xeno III (Dentsply De Trey) para os sistemas de um passo/dois componentes.

Adesivos de sétima geração

A sétima geração é a mais recente e surgiu para simplificar ainda mais os procedimentos da adesão dentária. É um sistema verdadeiramente monofrasco, autocondicionante, que combina o ácido, o *primer* e a resina adesiva no mesmo recipiente. É um sistema de passo único, frequentemente designado de “tudo em um” (all-in-one). Alguns dos sistemas comercializados representativos desta geração são o Clearfil S³ Bond (Kuraray), G-Bond (GC Corporation), Xeno V⁺ (Dentsply DeTrey).

Adesivos Multi-modo ou Universais

Recentemente, foi introduzido um novo tipo de sistemas adesivos denominados de “universais ou “multi-modo” já que podem ser aplicados segundo diferentes estratégias de adesão, podendo adequar-se o protocolo de adesão a cada situação clínica específica. Contudo, existe muito pouca literatura científica sobre o desempenho desta nova classe de adesivos. Alguns dos sistemas comercializados representativos desta geração são o Clearfil Universal Bond (Kuraray) e o Scotchbond Universal (3MEspe).

Alguns dos mais relevantes sistemas adesivos utilizados e comercializados atualmente podem ser consultados no anexo 2. Os mecanismos de atuação dos sistemas que integram a quarta, quinta, sexta e sétima geração dos sistemas adesivos que correspondem aos sistemas do tipo condicionar e lavar e aos sistemas autocondicionantes serão detalhadamente descritos de seguida no âmbito da sua ação na *smear layer*.

4.3.1. Sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar

Os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar ou do inglês, “*etch-and-rinse*” são facilmente reconhecidos porque exigem uma etapa isolada de condicionamento ácido ao esmalte e dentina que remove por completo a *smear layer*, seguida de uma fase de irrigação abundante. Embora outrora denominados de sistemas adesivos de condicionamento ácido total ou “*total-etch adhesives*”, esta nomenclatura deixou de fazer sentido aquando a introdução dos sistemas adesivos autocondicionantes, “*self-etch adhesives*”, na medida em que estes, à semelhança dos primeiros também promovem condicionamento e desmineralização do esmalte e da dentina²⁰². Estes sistemas adesivos são subdivididos em adesivos de três passos e de dois passos, dependendo, respetivamente, da aplicação separada ou combinada do *primer* e da resina adesiva.

Condicionamento ácido

A introdução do condicionamento ácido ao esmalte foi pela primeira vez descrito por Michael Buonocore, em 1955, demarcando o verdadeiro início de uma nova era: a era da Dentistaria Adesiva¹⁰⁶. Fusayama,

um investigador japonês, introduziu mais tarde, já no final da década de 70, um novo conceito, revolucionário na época, de condicionamento ácido total, isto é, condicionamento simultâneo do esmalte e da dentina, por forma a melhorar a adesão dos materiais restauradores¹⁹⁶. Contudo, quer na Europa, quer nos Estados Unidos da América, a sua utilização foi adiada para o início da década de 90, devido aos relatos de reações pulpares adversas relacionadas com a aplicação de ácido fosfórico a 40% na dentina¹⁹⁷. Estas foram posteriormente refutadas e relacionadas com os fenómenos decorrentes da microinfiltração bacteriana e não à utilização do ácido propriamente dito²⁰³. A microinfiltração devia-se à presença de fendas marginais nas restaurações já que os sistemas adesivos utilizados nessa altura sob a dentina recoberta de *smear layer*, condicionavam forças de adesão à dentina muito baixas, incapazes de competir com as tensões desenvolvidas pela contração de polimerização das resinas compostas. Por outro lado, os conceitos para a execução de preparações conservadoras foram desde muito cedo introduzidos no Japão, englobando uma preparação das cavidades restrita à eliminação da dentina cariada e infetada. Por conseguinte, a dentina afetada constituía um substrato significativo para a adesão, assumindo-se como uma barreira protetora estrutural, o que justificava a menor ocorrência de reações pulpares adversas reportadas³³.

Nos sistemas adesivos do tipo “condicionar e lavar”, o condicionamento dos substratos dentários é tradicionalmente efetuado com um gel de ácido fosfórico, numa concentração variável entre 30 a 40%, aplicado primeiro ao esmalte e sequencialmente na dentina, por um período de tempo não superior a quinze segundos na dentina e não inferior a quinze segundos no esmalte^{79, 118, 120}. O efeito de desmineralização das superfícies pode ser clinicamente detetado pela acumulação de bolhas gasosas no interior do gel²⁰⁴.

Os principais objetivos do condicionamento ácido no esmalte são: promover uma limpeza da sua superfície pela remoção da película orgânica que recobre o esmalte não preparado; remover a *smear layer* do esmalte preparado e dissolver parcialmente os cristais de hidroxiapatite por forma a criar padrões retentivos^{120, 205}. O efeito do condicionamento no esmalte com ácido fosfórico depende de vários parâmetros, entre eles: o tipo e a concentração do ácido; o tempo de condicionamento e de lavagem; a forma de apresentação do ácido; o método de ativação; a composição química do gel; e o tipo de esmalte disponível (ex: instrumentado/não instrumentado; decíduo/permanente; prismático/aprismático; entre outros)^{85, 120}.

A aplicação do ácido fosfórico entre 32 e 37 % sobre o esmalte leva à formação de um precipitado de fosfato monocálcico monohidratado, prontamente solúvel e, por isso, facilmente eliminado na sua lavagem²⁰⁶. A dissolução do cálcio e a profundidade de desmineralização aumenta com o aumento da concentração do ácido até que se atinja a concentração de 40%. Para concentrações superiores é obtido um efeito antagónico^{207, 208}. Já a utilização de concentrações inferiores a 27% demonstraram a formação de precipitados de fosfato dicálcico dihidratado, pouco solúveis na água, sendo, por esse motivo de difícil remoção, interferindo, consequentemente com a adesão de resinas²⁰⁶. Estes achados justificam a utilização do ácido fosfórico com concentrações entre 30 a 40 % como as ideais para a obtenção de uma superfície de esmalte altamente receptiva aos procedimentos adesivos subsequentes⁸⁵. Para além do ácido fosfórico, foram sendo introduzidos com alguns sistemas adesivos outros tipos de ácidos, nomeadamente o ácido cítrico, maleico, nítrico e oxálico em diferentes concentrações, mas normalmente mais fracos que o ácido fosfórico²⁰⁹. A base para a sua utilização era encontrar o melhor compromisso por forma a obter um adequado padrão retentivo de condicionamento ao esmalte e apenas uma ligeira desmineralização da dentina de forma a evitar a exposição de colagénio a uma profundidade inacessível à completa infiltração da resina adesiva²¹⁰. Contudo, o inferior comportamento daqueles ácidos na adesão ao esmalte aliado à dificuldade técnica para a utilização de dois ácidos distintos, um para o esmalte e outro para a dentina, inviabilizava o seu uso^{194, 211, 212}.

O tempo ideal de condicionamento ácido ao esmalte não deve ser inferior a 15 segundos, por forma a obter um ótimo padrão microretentivo, contudo poderá estender-se até 30 segundos, especialmente tratando-se

de esmalte aprismático, encontrado ao nível do esmalte superficial não tratado^{118,213,214}. A subsequente lavagem do ácido deve prolongar-se por cerca de 10 a 15 segundos de modo a ser efetiva na remoção dos precipitados formados, bem como quaisquer resíduos de ácido que possam ficar retidos nas microporosidades criadas^{118,215}.

A aplicação do ácido fosfórico pode ser efetuada por intermédio de uma solução aquosa ou de um gel. Contudo, a natureza tixotrópica dos géis permite um maior controlo na sua colocação, conferindo-lhe precisão e ergonomia, incrementada ainda pela adição de espessantes, nomeadamente com partículas de sílica ou com polímeros²⁰⁴. Apesar disto, os géis de maior densidade podem condicionar padrões de condicionamento de inferior qualidade, já que a sua maior viscosidade pode inibir uma molhabilidade homogénea da superfície do esmalte, sem contudo parecer implicar um decréscimo das forças de adesão^{118,216}.

As variações da solubilidade do esmalte dependem do tipo de esmalte disponível, nomeadamente se se trata de esmalte instrumentado ou não instrumentado, prismático ou aprismático, com ou sem fluorose, entre outras, determinando a sua resistência à ação dos ácidos^{85, 120, 217}. A preparação mecânica do esmalte expõe as superfícies dos prismas em planos transversais, oblíquos ou longitudinais, à exceção das zonas aprismáticas localizadas nas superfícies externas deste substrato nas quais os cristais de hidroxiapatite correm paralelos entre si e perpendiculares à superfície externa do esmalte, ficando densamente compactados. Para além disso, nestas zonas aprismáticas, a ausência de substância orgânica interprismática impede o seu normal funcionamento como canais de difusão para as zonas subsuperficiais⁸⁵. O esmalte não instrumentado é essencialmente aprismático, sendo que a morfologia da sua superfície após o condicionamento ácido depende grandemente da forma, ativa ou passiva, como é aplicado. O condicionamento ácido estático (passivo) resulta na dissolução da camada aprismática e na exposição de uma camada subjacente de esmalte prismático onde se podem identificar as fronteiras dos prismas. Contudo, e dependendo essencialmente da espessura da camada original de esmalte aprismático, podem identificar-se esporadicamente à superfície, ilhas de esmalte aprismático dissolvido. Apesar deste padrão de condicionamento menos uniforme ao nível do esmalte aprismático, ele permite um aumento da energia de superfície ótimo para a infiltração das resinas. A aplicação dinâmica (ativa) do ácido fosfórico, resultante da sua agitação sobre a superfície pode ajudar a deslocar aquelas ilhas remanescentes, assegurando a eliminação da superfície aprismática do esmalte⁸⁵.

No esmalte preparado a etapa de condicionamento com ácido fosfórico, conduz à remoção da *smear layer* e de uma pequena camada de cerca de 10 μm do esmalte superficial, criando uma zona morfológicamente mais porosa que se pode estender até aos 50 μm ^{23, 85, 120, 205, 218-224, 390}. A dissolução seletiva dos cristais de hidroxiapatite produz uma superfície porosa e irregular, na qual se podem distinguir microscopicamente três padrões de desmineralização distintos. O tipo I envolve a dissolução seletiva das cabeças dos prismas de esmalte, deixando proeminente a periferia dos mesmos; o tipo II traduz o inverso do tipo I, em que a periferia dos prismas fica dissolvida e o centro permanece relativamente intacto. O tipo III é caracterizado por uma dissolução generalizada da superfície do esmalte, onde as estruturas prismáticas não são evidentes^{118, 120, 205} (figura 17).

Este padrão de condicionamento produz uma superfície irregular que apresenta uma elevada energia de superfície, cerca de duas vezes superior à do esmalte intacto, o que assegura uma diminuição do ângulo de contacto entre a resina adesiva e a superfície do esmalte condicionado^{225, 226}. Desta forma, o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico promove, por si só, uma elevada energia de superfície capaz de, por ação capilar, captar a resina fluida para o interior das micro-porosidades do esmalte, formando, após a sua polimerização, macro e micro prolongamentos de resina^{23, 218-221, 223, 224}. Globalmente, a estrutura e composição do esmalte é relativamente homogénea independentemente da sua profundidade ou localização. Por este motivo, o esmalte é considerado um substrato relativamente estático e previsível no que concerne aos procedimentos adesivos¹⁵⁵.

À semelhança do que acontece para o esmalte, o efeito do condicionamento com ácido fosfórico na profundidade de desmineralização da superfície dentinária depende também de diferentes fatores, nomeadamente

o tipo, concentração, pH, composição e tempo de aplicação do agente ácido^{117, 204, 227, 228}. Apesar disto, não se pode atribuir linearmente um aumento da profundidade de desmineralização da dentina com uma variação de qualquer um daqueles fatores isoladamente, na medida em que, na maioria das vezes, o seu desempenho depende do efeito combinado dos mesmos¹¹⁷. Excecionalmente, e no que concerne ao tempo de exposição, a utilização do ácido fosfórico em concentrações entre 32 a 37% para condicionamento da dentina deve restringir-se a um período de 15 segundos^{79, 118, 120}. Exposições mais prolongadas de 30 segundos demonstraram aumentar a profundidade de desmineralização, exibindo um maior número e diâmetro dos túbulos expostos, com diminuição da área de dentina intertubular disponível, o que pode prejudicar o processo subsequente de hibridização²²⁸.

A aplicação do ácido fosfórico sobre a dentina remove por completo a *smear layer* e desmineraliza a dentina intertubular numa profundidade de 3 a 5 μm , deixando exposta uma rede tridimensional microporosa de fibrilhas de colagénio, praticamente desprovidas de hidroxapatite, que se dispõem aleatoriamente. Remove também os *smear plugs*, dissolve a dentina peritubular abrindo os túbulos dentinários numa configuração em funil, exibindo uma malha de fibrilhas de colagénio dispostas circularmente nas paredes tubulares, sendo que, a profundidade de desmineralização no interior dos túbulos pode exceder a da dentina intertubular, alcançando entre 6 a 7 μm (figura 18). Assim, à medida que a distância intertubular diminui, maior poderá ser a profundidade de desmineralização da dentina^{33, 79, 92, 110, 117, 204, 210, 227-233}. Por vezes, podem ser identificadas estruturas fibrosas a emergir do interior dos túbulos e dispersas à superfície da dentina desmineralizada que representam, provavelmente, remanescentes dos processos odontoblásticos²⁰⁴.

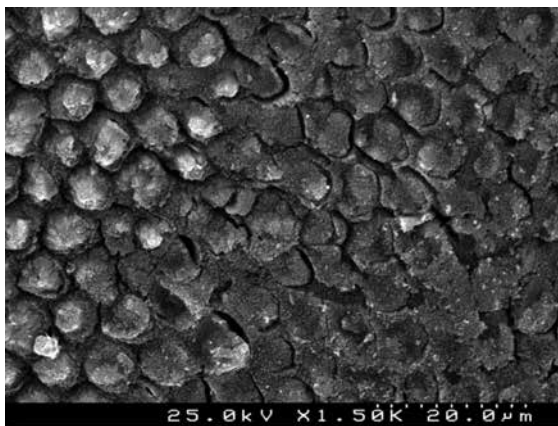


Figura 17: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte desmineralizada com ácido fosfórico a 37%.

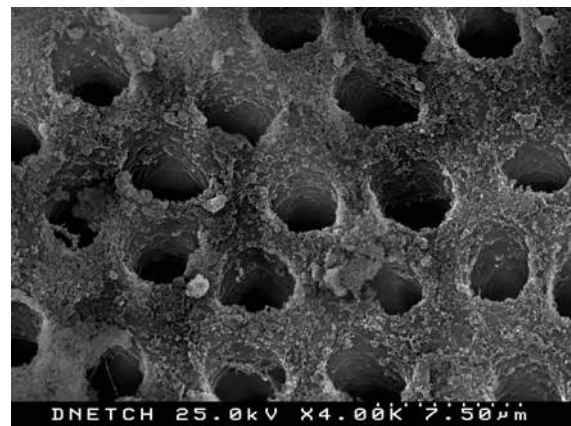


Figura 18: Imagem de MEV de uma superfície de dentina desmineralizada com ácido fosfórico a 37%.

A ação prolongada do ácido fosfórico sobre a dentina parece causar a desnaturação do colagénio, revelada pela perda da periodicidade das bandas que o caracterizam, levando a que aproximadamente 50% do colagénio desmineralizado possa encontrar-se no seu estado desnaturado, fenómeno mais evidente na zona superior da área desmineralizada, onde o gradiente ácido é superior²³⁴⁻²³⁶. Apesar disto, a rehidratação do colagénio desnaturado pode permitir a recuperação quase total da estrutura original em tripla hélice^{236, 237}. O efeito combinado da desnaturação proteica e do colapso do colagénio secundário aos fenómenos relacionados com a desidratação da dentina pode condicionar o tamponamento das fibrilhas de colagénio à superfície da dentina intertubular por uma fase amorfa de espessura variável e com poucas microporosidades. A presença desta estrutura pode impedir que os monómeros penetrem livremente na dentina desmineralizada, comprometendo severamente a qualidade das interfaces obtidas com repercussões na qualidade da adesão à dentina^{143, 204, 228, 229}. Além disso, a incorporação do colagénio e de proteoglicanos com alterações estruturais

significativas e irreversíveis na própria camada híbrida pode ser responsável pela sua degradação precoce^{34, 234, 238}. Para colmatar este problema foi proposta a utilização de soluções de hipoclorito de sódio sobre a dentina por forma a remover esta fase amorfa, bem como para dissolver e remover completamente o conteúdo orgânico, deixando exposta uma camada de dentina subjacente inalterada, mineralizada, à qual os adesivos poderiam aderir diretamente. Contudo, o efeito controverso sobre as forças de adesão obtidas, aliado à necessidade de um passo adicional a uma técnica, por si só, de elevada sensibilidade, levou a que este procedimento não fosse adotado rotineiramente²³⁹⁻²⁴¹.

Com a remoção da *smear layer* e dos *smear plugs*, a permeabilidade dentinária aumenta cerca de 90%, condicionando um elevado grau de humidade na superfície exposta, resultante da exsudação de fluido dentinário a partir dos túbulos^{43, 96} o que, por sua vez, pode favorecer a diluição subsequente dos *primers* e da resina adesiva, já que estes materiais são muito sensíveis à presença da água^{84, 115, 146}.

Para além disso, a remoção da *smear layer* pode ainda induzir um aumento da sensibilidade dentinária, já que o mecanismo básico subjacente a este fenómeno advém do movimento hidrodinâmico do fluido dentinário^{43, 47}. Desta forma, os sistemas adesivos que proporcionam a remoção da *smear layer* podem estar, potencialmente, mais associados à ocorrência de sensibilidade pós-operatória após os procedimentos restauradores²⁴²⁻²⁴⁵. A abertura dos túbulos dentinários pode também permitir que diferentes compostos e/ou bactérias possam difundir-se até à polpa e induzir algum grau de toxicidade, apesar do gradiente de pressão intratubular positivo. Embora se tenha demonstrado que os procedimentos adesivos possam causar uma inflamação pulpar transitória, a sua persistência associada a restaurações efetuadas em cavidades profundas parece estar mais relacionada com a presença de fendas marginais e consequente penetração de agentes nocivos até à polpa por microinfiltração marginal^{40, 45, 99}.

Após o condicionamento ácido da dentina praticamente todo o conteúdo mineral (~50 vol%) da superfície e sub-superfície é solubilizado, removido e substituído por água que, ao combinar-se com o volume de água que integra originalmente o tecido dentinário (~20 vol%), ocasiona um volume hídrico total de cerca de 70 vol% em torno dos 30 vol% das fibrilhas de colagénio que ficam ancoradas à dentina mineralizada subjacente, determinando a sua suspensão em água³³. O colagénio exposto funciona como uma rede com porosidades de ordem nanométrica, entre 10 e 40 nm, que deve ser capaz de reter mecanicamente a resina fluída após a sua polimerização “*in situ*”. Contudo, esta rede pode colapsar e contrair devido à perda de suporte inorgânico^{33, 143, 202, 236}.

Após o condicionamento ácido sequencial no esmalte e na dentina, procede-se à sua eliminação por lavagem com água, por forma a remover os sais dissolvidos de fosfato de cálcio. Neste tipo de sistemas adesivos, uma das fases clínicas tecnicamente mais sensível reporta-se, precisamente, à etapa de condicionamento ácido, lavagem e secagem²⁰². Os procedimentos de secagem do dente após o condicionamento ácido devem permitir que o esmalte fique com um reduzido grau de humidade, por forma a garantir uma boa adesão a este substrato²⁴⁶⁻²⁴⁹. A efetividade da ação do ácido ao nível do esmalte pode ser comprovada pela sua completa dissecação já que este substrato adquire um aspecto “branco leitoso” de fácil identificação²⁰². Contudo, é clinicamente impossível secar o esmalte sem que a dentina sofra simultaneamente algum grau de desidratação. A excessiva desidratação da dentina desmineralizada promove um colapso da malha de colagénio exposta, com redução ou anulação dos espaços interfibrilares, impedindo a sua atuação como canais de difusão à penetração dos monómeros no seu interior^{117, 143, 229, 236, 250}. Por forma a manter a integridade estrutural da rede de colagénio, a superfície dentinária pode ser manipulada de diferentes modos dependendo essencialmente do tipo de solvente incorporado no *primer* do sistema adesivo utilizado, como será abordado numa secção posterior desta dissertação.

Tal como já referenciado anteriormente, um dos principais requisitos para que se estabeleça uma adesão adequada é que haja uma perfeita molhabilidade dos sistemas adesivos sobre os substratos^{105, 115, 116}. Sendo a dentina um substrato biológico inerentemente hidratado e heterogéneo, a molhabilidade da sua superfície

torna-se mais complexa comparativamente ao esmalte, dependendo muito da sua composição química, do seu estado de hidratação, da sua rugosidade e da variação morfológica regional (superficial/profunda)²⁵¹. A desmineralização da dentina é responsável quer pela alteração da sua molhabilidade, quer pelo aumento da sua rugosidade^{230, 232, 251}. O aumento da rugosidade diminui o ângulo de contacto entre um líquido e um sólido^{230, 251}. De facto, após o condicionamento ácido da dentina verifica-se um aumento da sua molhabilidade, denotado pela diminuição do ângulo de contacto que estabelece com a água^{230, 251}. Contrariamente, em condições de dissecação da dentina, o grau de molhabilidade desta superfície decresce drasticamente, com um aumento do ângulo de contacto, situação esta que pode ser revertida em condições de rehidratação da sua superfície²⁵¹. Apesar desta etapa de condicionamento levar à remoção do conteúdo mineral e consequentemente à exposição de uma matriz caracterizada pelo seu elevado conteúdo proteico, nomeadamente de colagénio, não está perfeitamente clarificado se esta condição implica uma modificação da sua energia de superfície. Estudos diferentes relataram tanto uma redução¹¹⁵ como um aumento da molhabilidade superficial²⁵². No que concerne à variabilidade regional, apesar da variação da rugosidade intertubular não depender da profundidade dentinária, à medida que aumenta a área de ocupação tubular, aumenta também o grau de hidratação da dentina e a sua molhabilidade, determinando a formação um menor ângulo de contacto em dentina profunda. Contudo, em estado de desidratação, a molhabilidade ao nível da dentina profunda diminui ainda mais significativamente quando comparada com a dentina superficial, refletindo a perda do maior conteúdo de fluido tubular ali presente e provavelmente eventuais diferenças da matriz orgânica exposta²⁵¹.

Desta forma, o condicionamento ácido da dentina aumenta a molhabilidade da sua superfície quer devido ao aumento da rugosidade intertubular, quer devido ao aumento do seu grau de hidratação secundário ao alargamento dos túbulos dentinários, naturalmente preenchidos por fluido dentinário, tornando esta superfície altamente hidratada e mais hidrofílica²³⁰. Após o condicionamento ácido, fica exposta uma rede hidratada de colagénio sobre a qual são dispersos os monómeros hidrofílicos, que devem ser capazes de penetrar por entre os espaços interfibrilares e desencadear o processo de hibridização da dentina. Assim, por forma a garantir uma boa adesão a este tecido, é absolutamente necessário assegurar uma dispersão uniforme e uma completa molhabilidade do adesivo sobre a dentina condicionada, como também prevenir o colapso da rede de colagénio. O passo sequencial do procedimento adesivo que utiliza agentes promotores da adesão denominados de *primers* torna-se, por isso, fundamental^{114, 253}.

Primer / Resina adesiva

Nos sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar de três passos a colocação dos *primers* e da resina adesiva constituem passos isolados e independentes. A simplificação destes sistemas adesivos para dois passos levou à incorporação conjunta de monómeros funcionais hidrofílicos e de monómeros de ligação hidrofóbicos, incorporando as funções do *primer* e do agente adesivo num único frasco.

A etapa preparadora de adesão ou de *priming* tem como objetivo principal transformar a superfície dentinária hidrofílica numa fase hidrofóbica que assegura o aumento da energia de superfície da dentina e torna este substrato um recetor adequado à subsequente infiltração da resina adesiva, por sua vez também hidrofóbica, permitindo uma melhor molhabilidade e dispersão desta sobre a dentina^{230, 253}. Os *primers*, compostos promotores da adesão, contêm monómeros anfipáticos dissolvidos em solventes orgânicos como a acetona, o álcool e também, de forma isolada ou não, a água. Os monómeros constituintes dos *primers* possuem propriedades hidrofílicas com afinidade para as fibrilhas de colagénio expostas e propriedades hidrofóbicas para permitir a copolimerização com a resina adesiva aplicada subsequentemente^{114, 115, 119}. O HEMA é um dos monómeros mais frequentemente incorporado nos *primers*. O seu baixo peso molecular aliado à sua natureza hidrofílica promove não só a capacidade de infiltração da resina adesiva como também potencia a re-expansão da malha

de colagénio, melhorando a capacidade de adesão dos sistemas adesivos^{137, 138, 143}. Adicionalmente, permite uma dispersão de monómeros hidrofóbicos, já que os mantém em solução^{114, 119, 143, 144}. Apesar disto, muitos outros monómeros funcionais com características específicas podem ser encontrados nas soluções dos *primers*, tais como o NTG-GMA; o BPDPM; o GDPM; o PMDM, o PENTA¹¹⁴, entre outros, tornando-se impossível referenciar todos dado o vasto número de materiais comercializados.

O tipo de solvente incorporado na solução do *primer* determina o procedimento clínico respeitante à secagem dos substratos dentários após o condicionamento ácido, particularmente no que diz respeito à dentina, com vista à manutenção da integridade estrutural da rede de colagénio exposta. Desta forma podem ser consideradas duas abordagens diferentes, uma que utiliza a técnica de adesão seca ou “*dry-bonding*” e outra de adesão húmida ou “*water-wet-bonding*” (VWVB)^{111, 143, 254}.

A dissecação da dentina leva à remoção da água que sustem o colagénio, levando ao colapso da sua rede, colocando as fibrilhas de colagénio em íntimo contacto, devido ao estabelecimento espontâneo de ligações de hidrogénio interpeptídicas^{143, 255}, o que contribui para uma redução da permeabilidade à infiltração monomérica^{96, 229, 256, 257}. Este fenómeno é acompanhado por um aumento da rigidez da matriz dentinária de 2 MPa (expandida) para 170 MPa (colapsada)¹⁴³. Para que ocorra a rotura daquelas ligações entre as fibrilhas de colagénio e a consequente re-expansão da matriz de dentina, as soluções aplicadas sobre a sua superfície deverão ter capacidade para as romper, fator este determinado pelo seu parâmetro de solubilidade para a formação de ligações do tipo ponte de hidrogénio (δh), que deverá ser superior a $19 \text{ (J/cm}^3\text{)}^{1/2}$ ¹⁴³. A água, um forte solvente prótico polar, demonstrou ser a solução mais determinante na re-expansão do colagénio colapsado, na medida em que tem maior capacidade para quebrar as forças que mantêm o colagénio colapsado e estabelecer ligações com os grupos peptídeos, prevenindo o contacto direto entre as fibrilhas^{143, 235, 255}.

A técnica de adesão seca, envolve a completa dissecação da dentina após o seu condicionamento, aplicando de seguida um *primer* à base de água, capaz de re-expandir a malha de colagénio colapsada ao quebrar as ligações de hidrogénio interpeptídicas^{143, 258, 259}. Contudo, após a evaporação da água uma contração extensa da matriz dentinária pode ocorrer devido à excessiva condição elástica (2 MPa) em que se encontra quando o colagénio quando está plenamente expandido. Assim, as forças de tensão superficiais ocasionadas durante a evaporação da água levam ao colapso da matriz e à extrusão concomitante dos monómeros antes mesmo que possam ser polimerizados o que pode comprometer a adesão^{143, 260}. Parece ser importante que a matriz dentinária adquira um valor crítico de rigidez, entre 12-15 MPa após a infiltração do *primer* de modo a ser capaz de prevenir o colapso do colagénio durante a evaporação do solvente, pelo que, a adição de co-solventes nestas formulações, como o etanol, seja aconselhada¹⁴³. Sempre que a técnica de adesão seca é empregue a re-hidratação deve ser efetuada por um período de tempo pelo menos duas vezes superior ao que se despendeu na secagem^{236, 261}. Foram propostos diferentes tipos de compostos como agentes hidratantes, sendo que a água ou soluções combinadas de água e HEMA assumem-se como as mais eficazes na re-hidratação da dentina^{143, 262, 263}.

Kanca e Gwinnett introduziram, no início da década de 90, a técnica denominada de adesão húmida e sugeriram que deveria ser utilizada como um procedimento de rotina essencial na adesão à dentina^{264, 265}, particularmente importante quando são utilizados *primers* que contenham a acetona como solvente^{202, 256, 257, 264}, já que esta molécula é incapaz de estabelecer pontes de hidrogénio e, conseqüentemente, de promover a re-expansão do colagénio desmineralizado colapsado^{143, 152, 255}. Esta técnica consiste em deixar a dentina húmida após a lavagem do ácido, prevenindo o colapso da malha de colagénio, crucial para assegurar uma infiltração adequada dos monómeros adesivos pelos nanoespaços da rede orgânica^{143, 236, 250, 266}. Para tal, deve remover-se o excesso de água da cavidade com uma bola de algodão ou com um leve jato de ar de curta duração, garantindo deste modo a presença de um tecido dentinário húmido, mas não imerso em água^{258, 267-269}. As propriedades da acetona e do álcool, solventes presentes na maioria destes sistemas adesivos, em particular dos simplificados,

permitem que estes possam deslocar a água aprisionada na malha de colagénio da superfície dentinária, promovendo deste modo a infiltração dos monómeros por entre os nanoespaços da rede orgânica desmineralizada^{114, 119, 146, 254, 267}. À semelhança, a aplicação destes solventes no esmalte pode permitir a remoção de alguma água residual da sua superfície, melhorando a capacidade de penetração dos monómeros²⁴⁶⁻²⁴⁹.

A menor polaridade da acetona e do álcool comparativamente à da água leva a que uma progressiva contração das matrizes dentinárias possa ocorrer na infiltração dos *primers*, pela formação espontânea de algumas ligações interpeptídicas entre as fibrilhas de colagénio, o que determina, em consequência, um aumento da sua rigidez estrutural. Esta contração leva naturalmente a uma redução da dimensão dos espaços interfibrilares e do diâmetro das fibrilhas. Apesar disto, as concentrações elevadas dos monómeros solvatados presentes nestas soluções permitem que a sua difusão entre as fibrilhas de colagénio bloqueie fisicamente estas zonas impedindo que se desenvolvam, simultaneamente, mais ligações entre as fibrilhas de colagénio, restringindo deste modo o grau de contração da matriz dentinária. Contudo, na evaporação do solvente pode esperar-se um colapso adicional das matrizes de resina já infiltradas, tanto maior quanto maior for a proporção do solvente na solução^{143, 152, 260}.

Reis e colaboradores²⁵⁴ referiram que os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar apresentam um espectro de humidade superficial ideal para o qual a adesão à dentina pode ser otimizada. Para os sistemas à base de álcool e água estudados pelos autores o seu comportamento era mais favorável quando a dentina se apresentava tendencialmente seca, ao passo que para o sistema adesivo à base de acetona, uma condição humidificada da dentina proporcionava um melhor desempenho do adesivo. Clinicamente, a humidade da superfície dentinária deve ser reconhecida quando esta se encontra uniformemente brilhante²⁵⁸. Contudo, a percepção de quão húmida deve ficar a dentina para assegurar a remoção completa da água pelo solvente é deveras ambígua^{202, 270}. Foram relatados alguns problemas relacionados quer com a permanência de água em excesso na superfície dentinária, quer com a dissecação excessiva da dentina após a lavagem do agente ácido. O fenómeno de sobre-hidratação ou “*overwetting phenomena*” descrito por Tay e colaboradores²⁶⁷ resulta da permanência de água em excesso na superfície dentinária, com implicações quer na diluição do *primer*, quer na sua inefetiva substituição nos espaços interfibrilares pelos monómeros hidrofílicos, devido à incapacidade dos solventes para a sua completa remoção. Nestas condições de sobre-hidratação, a incompleta remoção da água durante esta fase de *priming*, determina uma separação das fases hidrofóbica e hidrofílica, particularmente mais importante para os sistemas simplificados, resultando na formação de glóbulos de resina na interface adesiva, com repercussões negativas sobre a adesão^{84, 256, 267, 271, 272}.

Quando os *primers*, particularmente os que utilizam a acetona ou álcool, são colocados em condições de dissecação excessiva da superfície dentinária, o colapso da rede de colagénio impede que os monómeros possam molhar e infiltrar eficientemente a superfície dentinária condicionada, onde a anulação dos espaços interfibrilares associada a uma alteração da estrutura do colagénio, aqui desprovido das suas bandas características, se torna evidente e determina, consequentemente uma interface adesiva fracamente infiltrada^{256, 257}. A avaliação da ultramorfolgia das interfaces adesivas obtidas nestas condições levou à descrição de uma estrutura intermédia, denominada de zona híbridoide, resistente à infiltração monomérica, delimitada por duas outras zonas, uma superficial e uma basal, adequadamente infiltradas. Apesar da efetiva infiltração intratubular, com formação de consistentes prolongamentos de resina no interior dos túbulos dentinários, a penetração monomérica vertical intertubular demonstrou ser muito incompleta cingindo-se à formação de uma camada híbrida limitada à zona mais superficial com 1 a 2 µm de espessura. Na zona basal a infiltração circunferencial da zona intertubular em torno dos túbulos dentinários resulta da penetração monomérica a partir da periferia do lúmen dos túbulos e das suas ramificações laterais. Desta forma, estas interfaces são essencialmente caracterizadas por zonas infiltradas quer no percurso dos túbulos dentinários, quer superficialmente formando uma camada híbrida muito fina a delimitar uma zona híbridoide subsuperficial incompletamente infiltrada, que determina a presença de uma zona débil rica em colagénio e suscetível à degradação prematura^{84, 256, 257, 267}.

Uma vez que o procedimento clínico respeitante à técnica de adesão seca é tecnicamente muito menos sensível seria, potencialmente, preferencial em relação ao uso da técnica de adesão húmida, muito mais difícil de protocolar de forma previsível. Contudo, para a sua boa prática e tal como já referenciado anteriormente, torna-se mandatória a utilização de *primers* à base de água ou com conteúdo em água para efetivar os procedimentos de re-expansão que assegurem a arquitetura tridimensional da rede de colagénio por forma a não comprometer a efetividade da adesão^{143, 235, 255}. Se tal não acontecer, um decréscimo no valor das forças de adesão testadas *in vitro* poderá estar maioritariamente associado à dissecação da dentina após o condicionamento ácido^{259, 262, 263, 268, 273-277}. Contudo, dois estudos recentes evidenciaram que a aplicação vigorosa de *primers* à base de acetona ou álcool sobre a dentina desmineralizada conduziam a um aumento significativo das forças de adesão à dentina comparativamente à sua aplicação passiva ou apenas ligeiramente ativa, inclusivamente na condição de dentina seca, explicando estes achados de duas formas. A primeira relaciona o modo de aplicação ativo com um aumento da entropia das soluções levando à alteração dos seus parâmetros de solubilidade para estabelecer pontes de hidrogénio, a segunda explica que a pressão mecânica aplicada à superfície de dentina desmineralizada sob agitação vigorosa do *primer* conduz à compressão da rede de colagénio, como se de uma esponja se tratasse. O alívio da pressão permitiria de seguida uma expansão que facilitaria a impregnação dos monómeros adesivos^{270, 278}. Um outro trabalho onde os mesmos adesivos, com e sem os respetivos solventes, foram aplicados de uma forma ativa na dentina seca ou húmida evidenciou que a presença dos solventes não era determinante para alcançar forças de adesão adequadas²⁷⁹. Um estudo clínico efetuado em LCNCs comparando dois sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar simplificados, um à base de acetona e outro à base de álcool/água, demonstrou que a taxa de retenção de restaurações efetuadas em dentina seca ou húmida não foi significativamente diferente, alegando que a bioestrutura destas lesões é consideravelmente diferente da dentina normal, sobre a qual a maioria dos estudos laboratoriais incidem²⁸⁰. Um outro estudo clínico também em LCNCs conduzido por Loguercio e colaboradores²⁸¹ demonstrou que, ao longo do período observacional de 24 meses, a taxa de retenção das restaurações foi superior quando um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de dois passos à base de acetona foi aplicado sobre dentina húmida de uma forma ativa e vigorosa comparativamente à sua aplicação passiva ou apenas ligeiramente ativa. A aplicação ativa do *primer* sobre a superfície dentinária combinada com a sua ação química permite melhorar a evaporação dos solventes^{270, 278} e otimizar a interdifusão dos monómeros já que as fibras de colagénio dispostas superficialmente em direção à resina adesiva adquirem uma organização estrutural propícia à impregnação pelo adesivo^{158, 258, 267}.

Para a técnica de adesão húmida, deve ter-se o especial cuidado de deixar que o *primer* permaneça em contacto com a dentina durante pelo menos quinze segundos, antes de proceder à sua secagem, por forma a permitir a ação dos solventes na captação da água e subsequente infiltração dos monómeros, sendo que um aumento do tempo de aplicação demonstrou melhorar as forças de adesão^{156, 282}. Nos sistemas simplificados, são geralmente colocadas pelo menos duas camadas de adesivo, sendo que a primeira atua como *primer* e a(s) subsequente(s) como uma resina adesiva³³. Após a colocação do *primer*, este deve ser “seco” com um jato de ar e a dentina deve ficar com um aspeto brilhante¹⁵⁸. Durante o procedimento adesivo é desejável que permaneça a menor quantidade possível de solvente residual na interface adesiva. No entanto, a difusão dos monómeros adesivos pelo colagénio hidratado determina um aumento relativo da sua concentração, o que reduz a pressão de vapor da água, dificultando mais a etapa da sua remoção¹⁴³. Se por um lado, o grau de volatilização do solvente é um fator determinante da sua eliminação, a secagem adequada com jato de ar após a sua aplicação também é importante, facilitada também pela diminuição concomitante da espessura de adesivo¹¹⁴. Contudo, o tempo clínico útil despendido na fase de secagem do *primer* parece ser insuficiente para que se estabeleça uma completa e efetiva evaporação dos solventes dos sistemas, mesmo empregando um jato de ar mais prolongado^{157, 283}. Por outro lado, a aplicação de um tempo de secagem demasiado prolongado pode determinar a formação de uma camada excessivamente fina de adesivo e muito saturada de oxigénio, interferindo negativamente com a

sua polimerização¹⁵⁸. Consequentemente, a presença residual de solventes associado ao movimento centrífugo do fluido nos túbulos dentinários, no seio das soluções hipertónicas dos monómeros, pode implicar a diluição destes, reduzindo a quantidade de monómeros infiltrados na malha de colagénio e um aumento da permeabilidade da camada adesiva, bem como prejudicar o processo de conversão dos monómeros levando à formação de polímeros mais frágeis e permeáveis^{33, 146-149}.

A aplicação de uma resina adesiva constitui o passo de aplicação subsequente do procedimento adesivo destes sistemas. Tem por objetivo principal estabilizar a estrutura composta por uma matriz de resina reforçada por fibras de colagénio resultante da retenção micromecânica do agente adesivo nos substratos dentários, permitindo, que após a sua polimerização, se estabeleça uma barreira adesiva adequada do ponto de vista biológico e morfológico^{110, 111, 117, 221, 231, 233, 284-287}. O componente adesivo dos sistemas de três passos é primariamente constituído por monómeros de ligação como o Bis-GMA, o UDMA e o TEGDMA, entre outros, que permitem copolimerizar com a resina composta restauradora aplicada subsequentemente. Pode ainda conter monómeros hidrofílicos como o HEMA por forma a facilitar o contacto com a dentina^{114, 119}. Nos sistemas de dois passos, tal como já foi anteriormente referido, a resina adesiva hidrofóbica encontra-se combinada com o *primer* numa solução única que deve cumprir ambas as funções.

Quando utilizada num passo isolado final, a resina adesiva deve ser colocada na cavidade por intermédio de aplicadores designados para o efeito e, de seguida espalhar-se de uma forma homogénea sobre a superfície¹¹¹. Nos sistemas de condicionar e lavar de dois passos, e tal como já foi anteriormente referido, é frequentemente preconizada a colocação de uma segunda ou mais camadas de adesivo por forma a garantir um aumento da sua espessura, sendo que estas devem ser polimerizadas individualmente por forma a otimizar a evaporação do solvente em cada uma^{170, 288}. Alguns estudos sugeriram que esta camada de resina adesiva superficial e a zona híbrida mais profunda podem condicionar uma zona de maior flexibilidade e elasticidade que permite absorver algumas das tensões de contração resultantes do processo de polimerização das resinas compostas¹⁷⁷⁻¹⁷⁹. Após a colocação da resina adesiva esta deve ser polimerizada adequadamente por forma a otimizar o grau de conversão e estabilizar a união da interface adesiva ao não sofrer deslocamento no momento da inserção da resina composta restauradora^{115, 147-149}. Os sistemas adesivos podem ser autopolimerizáveis, fotopolimerizáveis ou de dupla polimerização, sendo que a maioria dos utilizados na execução de restaurações diretas contêm apenas fotoiniciadores na sua composição dependendo, por isso, de uma reação de polimerização desencadeada por uma fonte de luz azul¹⁶⁶. Devido à inibição da polimerização pelo oxigénio forma-se uma camada superficial da resina adesiva não polimerizada, com cerca de 15 µm, que garante a copolimerização com a resina restauradora subsequente^{111, 113, 114, 159}.

A hibridização resultante da retenção micromecânica dos sistemas adesivos nos substratos dentários tem por base dois mecanismos básicos: a difusão e a capilaridade¹⁰⁸. Ao nível do esmalte, a resina adesiva pode difundir-se por ação capilar para o interior das micro-porosidades e canais criados na etapa de condicionamento ácido, formando após a sua polimerização macro- e micro-prolongamentos de resina (figura 19). Os macro-prolongamentos preenchem os espaços que circundam os prismas de esmalte, ao passo que os inúmeros micro-prolongamentos de resina envolvem individualmente os cristais de hidroxiapatite. Estes micro-prolongamentos são os que provavelmente mais contribuem para a adesão ao esmalte, devido à sua maior quantidade e maior área de adesão proporcionada^{23, 111, 218-220, 223, 224}. Esta interpenetração entre o esmalte e a resina adesiva foi descrita pela primeira vez por Gwinnet e Matsui¹⁰⁷ e mais tarde, denominada de camada híbrida do esmalte por Nakabayashi e colaboradores^{cit in 85}, sendo que a sua espessura oscila normalmente entre os 5 e os 10 µm em profundidade, mesmo em zonas aprismáticas^{23, 85, 218-221, 223, 224, 289, 290}. O esmalte condicionado por ácido e bem seco adquire por si só uma elevada energia de superfície, permitindo que a resina adesiva possa ser aplicada sobre ele de imediato, dispensando a etapa de *primer*. Contudo, este procedimento é apenas recomendável se o procedimento adesivo e restaurador subsequente se restringir apenas ao esmalte. Apesar de alguns estudos

demonstrarem que a adesão ao esmalte poderia ser obtida inclusivamente com uma aplicação direta das resinas compostas sobre o esmalte condicionado, a maior viscosidade destes materiais assegura maioritariamente uma penetração interprismática^{172, 291}.

Ao nível da dentina, a difusão da resina adesiva por entre os nanoespaços da rede de colagénio permite a sua retenção micromecânica pela formação da camada híbrida ao nível da dentina intertubular e dos prolongamentos de resina ou “*resin tags*” que se estendem pelo interior dos túbulos dentinários determinando também a hibridização das paredes tubulares ou “*tubule wall hybridization*” (figura 20). Esta interpenetração permite a formação de uma estrutura mista denominada de zona ou camada híbrida, com uma espessura de 4 a 6 μm , na qual as fibras de colagénio e os cristais de hidroxiapatite ficam envolvidas por uma matriz de resina, constituindo esta o principal mecanismo de adesão à dentina, promovendo ainda o selamento da sua superfície^{110, 111, 117, 221, 231, 233, 284-287, 292}.



Figura 19: Imagem de MEV de uma interface adesiva com o esmalte condicionada e infiltrada por um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de dois passos.

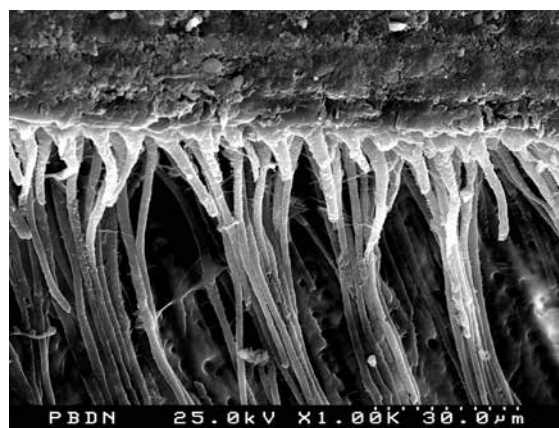


Figura 20: Imagem de MEV de uma interface adesiva com a dentina condicionada por um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de dois passos.

De uma forma genérica, podem distinguir-se três zonas diferentes na camada híbrida formada pelos sistemas adesivos¹¹⁰. A ultramorfologia da zona mais superficial da camada híbrida não é estanque. Nesta zona pode visualizar-se uma fase amorfa electrodensa ou uma camada onde as fibrilhas de colagénio adquirem um aspecto reticulado e se orientam em direção à resina adesiva numa orientação perpendicular à interface^{258, 267, 293}. O aparecimento daquela zona difusa, densa, sem um arranjo ultra-estrutural específico pode sugerir a presença de uma zona de colagénio desnaturado mais superficial resultante da ação do condicionamento ácido e/ou oriundo de uma *smear layer* residual^{228, 229, 234-236, 294}. No topo desta zona mais superficial podem ainda identificar-se partículas inorgânicas, componentes da resina adesiva que não se difundem em profundidade. A zona intermédia contém fibras de colagénio densamente compactadas numa orientação paralela à superfície e perpendicular aos túbulos dentinários, separadas por espaços interfibrilares nanométricos eletrodensos. Esta orientação parece ser responsável por alguma restrição na difusão dos monómeros para os nanoespaços em profundidade, determinando uma diminuição progressiva do gradiente de impregnação da resina. Podem ainda ser identificados nesta zona alguns cristais de hidroxiapatite dispersos. Por último, a base da camada híbrida é formada por uma zona parcialmente desmineralizada que contém a matriz de resina a envolver o colagénio e cristais de hidroxiapatite, que se funde em profundidade com a dentina subjacente inalterada¹¹⁰.

Os prolongamentos de resina resultam da penetração da resina adesiva no interior dos túbulos dentinários. A identificação destas estruturas sob microscopia confocal permitiu observar a sua morfologia, longitude e densidade, revelando diferenciais de infiltração dependentes do tipo de adesivo²⁸⁷. Na generalidade, estes

prolongamentos apresentam-se na zona mais superficial com uma forma em funil tornando-se progressivamente mais finos, adquirindo uma forma cilíndrica e, por vezes, seguindo um trajeto irregular. Podem ainda ser visualizadas anastomoses intertubulares. De acordo com as imagens de microscopia foi possível observar que a dimensão destes prolongamentos resinosos pode alcançar dezenas de micras em profundidade^{110, 111, 117, 221, 231, 233, 284-287}. Esta observação levantou algumas questões na medida em que não se compatibiliza com a profundidade de desmineralização intratubular determinada pelo ácido fosfórico. De facto, apenas a primeira porção destes prolongamentos parece relacionar-se efetivamente com o trajeto dos monómeros resinosos. A segunda porção mais fina, linear e de aparência ocasionalmente oca pode ser compatível com a presença da *lamina limitans* que circunda os túbulos dentinários²⁹². A *lamina limitans* é uma estrutura orgânica e flexível rica em glicosaminoglicanos que, por sua vez, são muito resistentes aos ácidos fortes ou ao hipoclorito de sódio, soluções usadas no processamento das amostras para microscopia^{46, 295}. Assim, a contração centrípeta da *lamina limitans* por perda do suporte da dentina peritubular justifica a continuidade dos longos aparentes prolongamentos de resina²⁹².

A participação relativa dos prolongamentos de resina para a efetividade da adesão é um assunto controverso, tendo sido relatado que estes contribuiriam quantitativamente até cerca de um terço da força de adesão total²⁹⁶ ou que não interfeririam no desenvolvimento das forças de adesão²⁹⁷⁻²⁹⁹. Alguns autores sugeriram que o contributo dos prolongamentos de resina para a adesão pode depender da zona onde se está a aderir, ou seja, em dentina superficial, média ou profunda. Como a dentina superficial contém um menor número de túbulos dentinários, a infiltração da resina na dentina intertubular parece contribuir mais significativamente para a adesão. Ao invés, em dentina profunda, a abundância tubular implica que a penetração intratubular possa assumir uma maior contribuição para a efetividade da adesão. Adicionalmente, é possível que, a este nível, os monómeros possam também infiltrar-se na rede de colagénio desmineralizada, por difusão radial desde o lúmen dos túbulos dentinários para a zona intertubular, contribuindo para a adesão a este nível^{44, 96}. Por outro lado, a efetividade da adesão em função da variabilidade regional a nível dentinário, parece depender também de outros fatores que se relacionam essencialmente com a presença diferencial do conteúdo de água e na otimização da adesão em função do tipo e da composição do adesivo, particularmente do tipo de solvente^{300, 301}. Também a orientação dos túbulos dentinários, se correm paralelos ou perpendiculares à superfície de dentina preparada podem inferir na formação da camada híbrida ou nos prolongamentos de resina. Na adesão a uma superfície dentinária que se apresenta perpendicular à orientação dos túbulos dentinários observou-se a formação de uma camada híbrida mais espessa e de longos prolongamentos de resina, ao passo que a numa orientação paralela a camada híbrida demonstrou ser mais fina e os prolongamentos de resina ausentes²³¹. Contudo, não foi possível estabelecer uma relação entre valores mais elevados de forças de adesão e o estabelecimento da adesão numa orientação perpendicular aos túbulos dentinários, possivelmente devido à maior facilidade de migração do fluido dentinário segundo esta orientação^{39, 302}. De facto, o excesso de água que pode permanecer no interior dos túbulos, aliado à contração de polimerização que os monómeros de resina sofrem, pode comprometer as propriedades mecânicas dos polímeros formados e ocasionar a formação de fendas entre o prolongamento de resina e a parede tubular, reduzindo a sua microretenção e, conseqüentemente, a sua influência no processo global de adesão^{298, 299, 301, 303}.

Em teoria, a camada híbrida e os prolongamentos de resina deveriam corresponder à profundidade de desmineralização da dentina resultante do condicionamento ácido. Contudo, mesmo tendo em consideração todos os procedimentos clínicos que permitem prevenir o sobrecondicionamento ácido ou o colapso da rede de colagénio, observa-se frequentemente uma incompleta infiltração da dentina pela resina adesiva em profundidade para os adesivos do tipo condicionar e lavar^{33, 34, 84, 101, 102, 271, 286, 304-309}.

Para além da potencial fase amorfa superficial ao nível da dentina desmineralizada e da disposição paralela das fibrilhas de colagénio em relação à superfície¹¹⁰, também a presença de proteoglicanos altamente

hidratados que formam hidrogéis nos espaços interfibrilares^{30,310,311} podem contribuir para uma limitada difusão monomérica em profundidade na dentina condicionada. A presença destes hidrogéis durante o processo de infiltração monomérico interfere numa ação de filtro das moléculas de elevado peso molecular tais como os dimetacrilatos (Bis-GMA), facilitando a impregnação em profundidade apenas de moléculas mais pequenas como o HEMA. Nestas condições, a presença de monómeros de ligação pode ficar mais restrita à porção mais superior da camada híbrida e, ao invés, a sua porção inferior forma uma camada mais hidrofílica e suscetível à degradação³³. De facto, foi associada à técnica de WWB, a presença de um filme de água ou de hidrogéis entre a resina adesiva infiltrada e as fibrilhas de colagénio responsáveis pela formação de uma rede hidratada que se comunica desde os prolongamentos de resina até à base da camada híbrida através das ramificações laterais dos túbulos dentinários, podendo propagar-se por toda a espessura da camada híbrida^{33, 101}. Assim, a presença dos hidrogéis em torno das fibrilhas de colagénio pode ser responsável quer por um diferencial de infiltração quer pela separação de fases dos adesivos potenciando a presença de nanoporosidades nas interfaces e a inibição da sua polimerização com repercussões negativas sobre as suas propriedades mecânicas^{146, 148-151, 164} e, consequentemente, sobre a qualidade da adesão^{33, 34, 52}.

Esta subinfiltração dos monómeros adesivos deixam uma banda da rede de colagénio incompletamente impregnada na camada híbrida, particularmente nas zonas mais profundas, formando uma zona microporosa caracterizada pela presença de espaços submicrométricos, identificados por técnicas de coloração com base na captação de nitrato de prata, que podem traduzir uma fraca adaptação e envolvimento dos monómeros de resina ao colagénio e/ou a uma discrepância entre a profundidade de desmineralização da dentina e a profundidade de infiltração dos monómeros adesivos, altamente susceptível a um fenómeno denominado de nanoinfiltração^{304, 305}. Apesar desta zona microporosa ter sido relacionada quer com a utilização de sistemas adesivos de três passos como com a de dois passos, a sua deteção parece ser mais sistemática quando são utilizados os sistemas adesivos simplificados, atuando estes como membranas permeáveis após a sua polimerização^{33, 34, 84, 101, 102, 271, 286, 304-306, 308, 309, 312}. Invariavelmente, a progressiva degradação dos polímeros e colagénio aumenta a expressão da nanoinfiltração, que se traduz pela presença de interfaces mais débeis, o que pode comprometer a durabilidade a longo prazo das restaurações^{34, 52, 162, 303, 312-333}.

Outro aspeto importante e determinante da longevidade das interfaces adesivas relaciona-se com o grau de polimerização dos monómeros adesivos no interior da camada híbrida que, à semelhança do que acontece com as resinas compostas, pode depender de diversos fatores^{166, 334}. Contudo, a potencial presença de substâncias inibidoras da polimerização nos sistemas adesivos, nomeadamente a água ou solventes residuais, podem interferir adicional e significativamente na sua polimerização, como já anteriormente referido¹⁴⁶⁻¹⁴⁹. Paralelamente, a água absorvida pelos substratos dentários a partir do ambiente oral pode afetar a durabilidade da adesão, particularmente quando o esmalte não se apresenta como a primeira barreira periférica de proteção^{52, 315, 324-328}. A instabilidade hidrolítica relacionada com os polímeros e com o colagénio constitui a principal fonte de degradação das interfaces adesivas, comprometendo a sua longevidade. Estes aspetos relacionados com a degradação e durabilidade da adesão serão descritos numa secção posterior desta dissertação.

4.3.2. Sistemas adesivos autocondicionantes

No início da década de 90 do século passado foram introduzidos os sistemas adesivos autocondicionantes, contendo *primers* ácidos numa solução de água e HEMA, assumindo-se como uma nova tecnologia de adesão^{112, 133}. Estes adesivos autocondicionantes surgiram com o intuito de simplificar a técnica adesiva ao diminuir o número de passos operatórios. A principal diferença destes sistemas reside no facto de não requererem a aplicação prévia e isolada da etapa de condicionamento ácido e respetiva lavagem. Ao invés, apresentam na sua composição monómeros funcionais ácidos que condicionam e infiltram, simultaneamente, os tecidos dentá-

rios. Desta forma, os produtos derivados da desmineralização bem como da *smear layer* dissolvida ficam incorporados na interface adesiva^{112,202}. Estes sistemas, ao dispensarem as etapas de condicionamento e lavagem, não só encurtam o seu tempo de aplicação clínica como também reduzem a sensibilidade técnica, já que o grau de hidratação dos substratos após o condicionamento ácido deixa de ser um ponto tão crítico do procedimento adesivo^{84,335-337}. Também o facto destes sistemas não removerem por completo a *smear layer* e os *smear plugs*, a rehidratação imediata resultante do movimento do fluido dentinário é prevenida, potenciando uma redução da ocorrência de sensibilidade pós-operatória^{242-245,338}. Outra vantagem significativa apontada a estes sistemas prender-se-ia com o facto dos fenómenos de desmineralização e infiltração, ocorrerem simultaneamente em profundidade, assegurando, teoricamente, uma completa penetração da resina adesiva, sem zonas basais desmineralizadas de subinfiltração³³⁹. Contudo, também já foi descrita a ocorrência de nanoinfiltração secundária à presença de zonas microporosas no interior da camada híbrida, declinando a suposição da completa infiltração da resina adesiva^{102,144,272,307,308,337,338,340,341}.

A composição dos sistemas adesivos autocondicionantes é singular, já que contém elevadas concentrações de água e monómeros acídicos, ainda que, na generalidade, mais fracos quando comparados com o ácido fosfórico utilizado nos sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar¹¹². Nestes sistemas autocondicionantes, a ação de condicionamento proporcionado pela presença de monómeros funcionais acídicos, também denominados de *primers* acídicos, é assegurada pela presença de água já que é esta que permite a sua ionização e a conseqüente dissolução dos iões cálcio. Decorrente deste processo é também prevenido o colapso das fibrilhas de colagénio^{127,338,339,342}. Estes monómeros acídicos funcionais apresentam ainda grupos metacrilato capazes de copolimerizarem subsequentemente com a resina adesiva^{112,114,119}. Apesar da água ser indispensável na formulação dos sistemas autocondicionantes, a remoção desta deveria ser assegurada antes da polimerização do adesivo, por forma a não comprometer as suas propriedades^{146,154}. A maioria destes sistemas incorpora ainda a presença de co-solventes, tais como o etanol ou a acetona, necessários para a solvatação de moléculas orgânicas de menor polaridade e para conferir uma adequada viscosidade, dispersão e molhabilidade sobre a superfície dentinária^{119,125,342}.

Assim que os sistemas autocondicionantes são aplicados diretamente sobre a superfície dentinária, os monómeros dispersam-se sobre ela, iniciando o processo de desmineralização com alterações nas propriedades da superfície dentinária, nomeadamente na sua molhabilidade e rugosidade. O aumento da molhabilidade da superfície da dentina adquirida devido à ação de desmineralização dos sistemas autocondicionantes demonstrou ser similar à obtida pela ação do ácido fosfórico, determinada pela redução do ângulo de contacto da água sobre a superfície dentinária desmineralizada, pelo que, é esperado que ocorra uma interação íntima entre o substrato dentinário e os *primers*. Ao invés, o aumento da rugosidade inter e peritubular gerada pelos sistemas autocondicionantes é menos significativa do que a proporcionada pelo condicionamento ácido convencional, devido à sua menor acidez. Contudo, um aumento da acidez dos adesivos autocondicionantes determina um aumento da rugosidade dentinária²³⁰. Adicionalmente, a presença de *smear layer* não parece influenciar significativamente a molhabilidade dos monómeros sobre a sua superfície. O carácter poroso e permeável desta estrutura permite a difusão lateral e, conseqüentemente, facilita a absorção de líquidos, justificando os reduzidos ângulos de contacto estabelecidos por diferentes adesivos autocondicionantes e a sua superfície^{230,343}.

Os sistemas adesivos autocondicionantes podem ser subdivididos de acordo com o seu modo de aplicação em dois passos ou em um passo. Os sistemas autocondicionantes de dois passos englobam um primeiro passo onde se aplicam os *primers* acídicos e um segundo referente à aplicação da resina adesiva hidrofóbica. Os sistemas autocondicionantes de um passo podem apresentar-se na forma de um ou dois componentes. De uma forma geral, nos sistemas de dois componentes, os monómeros funcionais encontram-se separados da água, o que reduz o potencial de degradação hidrolítica, garantindo assim uma maior semi-vida destes adesivos¹³¹. No entanto, estes sistemas exigem uma mistura dos dois componentes previamente à sua aplicação clínica.

Os sistemas monocomponentes, designados mais comumente de “todos em um” ou “*all-in-one*” combinam num frasco único todos os componentes respeitantes às funções *acidica*, de *priming* e da resina adesiva^{112, 131, 202}. Consequentemente, este último grupo de sistemas autocondicionantes monofrasco combinam uma mistura complexa de componentes hidrofílicos e hidrofóbicos o que está implicado com muitas das limitações apontadas a estes sistemas^{131, 202, 337}.

Paralelamente, muitos destes sistemas incorporam ainda HEMA na sua composição por forma não só a facilitar a difusão dos monómeros em profundidade, como também para permitir uma maior estabilidade das soluções que contêm uma mistura de compostos hidrofílicos e hidrofóbicos ao mantê-los em solução^{119, 144}. Contudo, a presença do HEMA incrementa ainda mais o seu carácter hidrofílico. Alguns estudos verificaram que estes sistemas ricos em HEMA apresentam uma capacidade aumentada de absorção de água a partir da dentina subjacente relacionada com um processo osmótico, tempo-dependente, que induz a presença de gotículas de água à superfície do adesivo, facilitado pelo carácter permeável da camada adesiva^{84, 272, 341} com potenciais repercussões negativas sobre o grau de conversão dos monómeros^{148, 149}. A localização das gotículas na interface adesivo-resina ocorre devido ao facto desta zona mais superficial, de carácter hipertónico e não polimerizada devido à presença de oxigénio, conter em essência monómeros livres, nomeadamente HEMA, uma molécula de baixo peso molecular e de carácter fortemente hidrofílico. A presença nesta zona de HEMA não polimerizado aumenta a pressão osmótica, atraindo água para a superfície. É de realçar que este fenómeno não acontece em situações de dentina desidratada ou a nível do esmalte devido ao seu reduzido teor em água³⁴⁴. Na medida em que estes monómeros polimerizam após a inserção e polimerização do incremento de resina composta em contacto com a superfície aderida, a absorção de água à superfície do adesivo cessa, pelo que, o procedimento restaurador, mais especificamente a polimerização dos primeiros incrementos de resina composta deve ser efetuado num período de tempo tão curto quanto possível, sob pena de se criar uma interface frágil mais susceptível à fratura interfacial³⁴¹. Por conseguinte, em algumas formulações destes sistemas autocondicionantes simplificados foi suprimida a incorporação de HEMA. No entanto, detetou-se outro problema relacionado com a separação de fases a que o adesivo fica sujeito após a evaporação do solvente etanol ou acetona que se resume pela separação da água dos outros componentes do adesivo, sendo particularmente mais crítico nos sistemas à base de acetona, já que o *ratio* água/acetona fica significativamente alterado devido à mais rápida volatilização da acetona^{119, 144, 338, 345}. Este fenómeno foi facilmente identificado recorrendo a microscopia ótica na qual se observou que ao colocar uma gota deste tipo de adesivos numa placa de vidro, à medida que o co-solvente começa a evaporar, emergem gradualmente à superfície gotículas de água que podem ficar retidas se se proceder de imediato à polimerização do adesivo o que pode comprometer as forças de adesão e aumentar a suscetibilidade à degradação da interface adesiva^{131, 144, 202, 337}. Desta forma, é importante efetuar uma secagem da superfície do adesivo com um jato de ar forte previamente à sua polimerização por forma a eliminar estas gotículas, deixando apenas um filme de resina adesiva^{144, 202}. Embora este procedimento pareça ser efetivo em superfícies planas, a eliminação destas gotículas de água em configurações cavitárias mais complexas pode ser mais difícil^{112, 202}. Alguns sistemas autocondicionantes simplificados que não incorporam água na sua formulação foram também introduzidos com o intuito de colmatar toda a problemática relacionada com a sua hidrofiliidade¹¹². Para uma correta aplicação destes é necessária a presença de água à superfície da dentina por forma a desencadear o processo de ionização, requerendo por isso uma técnica mais sensível de “adesão húmida”, já contestada na aplicação clínica dos sistemas do tipo condicionar e lavar, levantando de novo a questão de quão húmida deve permanecer a dentina³⁴⁶. Apesar disto, também foi reportado que mesmo para alguns sistemas adesivos autocondicionantes com água na sua composição o seu comportamento adesivo poderia ficar otimizado na presença de um substrato húmido, particularmente nos casos dos sistemas menos ácidos, para os quais esta água pode ajudar o processo de ionização ou para os que contêm acetona na sua composição, já que esta permite uma melhor otimização na eliminação da água. Inversamente, para os adesivos mais ácidos a presença de água adicional pode ser prejudicial^{84, 249, 347, 348}.

A grande variabilidade reportada ao desempenho dos diferentes sistemas adesivos autocondicionantes pode ser parcialmente atribuída às diferentes características inerentes à sua composição e, particularmente, aos monómeros funcionais no que concerne à sua acidez, estabilidade hidrolítica e capacidade de interação química^{16, 17, 114}. De igual modo, a ultra-morfologia das interfaces adesivas produzidas pela ação dos sistemas autocondicionantes depende do modo em como os monómeros funcionais interagem com os substratos dentários, isto é, da sua capacidade para a dissolução da *smear layer* e desmineralização em profundidade do esmalte e da dentina a ela subjacentes. Esta interação relaciona-se, maioritariamente, com o seu grau de acidez que depende da composição e concentração dos monómeros ácidos funcionais que o compõem^{82, 84, 112, 202, 221, 222, 233, 286, 349, 350}. Desta forma, no que respeita à acidez da solução, os sistemas autocondicionantes podem ser categorizados em função do seu pH em ultra-fracos (pH > 2,5), fracos (pH ≈ 2), moderados (pH entre 1 e 2) e fortes (pH ≤ 1)¹¹². À medida que os monómeros ácidos se difundem pelos substratos dentários, vão sendo gradualmente tamponados pelo próprio conteúdo mineral ali presente, pelo que, a profundidade de desmineralização por eles condicionada é auto-limitada^{122, 125, 126, 340, 351}.

À semelhança dos sistemas do tipo condicionar e lavar, os sistemas autocondicionantes asseguram em qualquer uma das suas formas de apresentação as três etapas principais de adesão: condicionamento ácido, *priming* e aplicação da resina adesiva fluida, garantindo a retenção micromecânica dos monómeros após a sua polimerização com a conseqüente hibridização dos tecidos^{111, 112, 202}. Adicionalmente, pelo menos para alguns dos sistemas adesivos autocondicionantes, foi verificado um processo de interação química entre alguns dos monómeros funcionais e o cálcio da hidroxiapatite, o que parece constituir um mecanismo de adesão complementar com implicações importantes na prevenção da degradação das interfaces adesivas^{112, 124, 128-130, 352, 353}. Yoshida e colaboradores foram pioneiros na avaliação desta interação química atribuída a alguns monómeros funcionais específicos^{128, 129, 352}. Os monómeros investigados foram os que continham grupos fosfato como o 10-MDP e o fenil-P ou com um grupo carboxílico tal como o 4-MET. Todos revelaram ser capazes de estabelecer ligações iónicas entre os grupos funcionais (carboxílicos ou fosfato) e o cálcio da hidroxiapatite, de acordo com o conceito adesão-descalcificação previamente descrito¹²⁹. Contudo, a avaliação destas interações químicas permitiu concluir que aquele comportamento diferia entre os monómeros referidos, sendo que o 10-MDP revelou exceder o potencial de interação química relativamente ao 4-MET que, por sua vez, excedeu a do fenil-P. Adicionalmente, e não menos importante, foi também avaliada a estabilidade hidrolítica das ligações formadas que revelou uma relação inversa entre o potencial de adesão química do monómero funcional e a taxa de dissolução dos sais de cálcio formados. Assim, quanto maior for o potencial de adesão química de um monómero menor é a suscetibilidade do sal formado para a dissolução em ambiente aquoso. Neste sentido, a adesão química promovida pelo 10-MDP é não só mais efetiva mas também mais estável em água do que a originada pelo 4-MET e, subsequentemente, pelo fenil-P¹²⁹. Para o monómero funcional 10-MDP foi possível identificar por microscopia eletrónica de transmissão a formação de uma estrutura regular de cerca de 4 nm à superfície da dentina, resultante da sua interação química com a hidroxiapatite, denotando-se uma disposição em camadas entre as quais os sais de cálcio se depositam¹³⁰. A formação daquela nano-estrutura ocorreu num tempo útil de aplicação clínica de 20 segundos, ficando ainda mais intensa quando ao se promover uma aplicação ativa do *primer* ácido, nomeadamente quando utilizado o sistema autocondicionante de dois passos Clearfill™ SE Bond, que contém na sua formulação aquele monómero funcional^{cit in 112}. O monómero funcional fenil-P determina também uma rápida deposição de sais de fosfato dicálcico dihidratado ocasionando ligações iónicas à hidroxiapatite. Contudo, estas ligações deixam de ser detetáveis com o tempo, o que indica a baixa estabilidade dos sais produzidos determinando um efeito de desmineralização em profundidade mais marcado. O monómero funcional 4-MET interage de uma forma intermédia entre aqueles dois monómeros, apresentando um potencial de interação químico maior que o fenil-P mas menor que o 10-MDP^{130, cit in 112}.

De acordo com o disposto anteriormente pode depreender-se que as características ultramorfológicas produzidas pelos sistemas autocondicionantes dependem quer da agressividade acídica da sua formulação quer dos monómeros funcionais que contêm. Genericamente, os sistemas autocondicionantes fortes, com um pH igual ou inferior a 1 e, por isso, mais ácidos incorporam um maior teor em água na sua composição por forma a otimizar o processo de ionização¹³¹. Geralmente, condicionam um elevada profundidade de desmineralização determinando um padrão de condicionamento tipicamente idêntico ao obtido pelo ácido fosfórico (figura 21). A nível dentinário pode identificar-se uma malha de colagénio totalmente desprovida de hidroxiapatite que, após a retenção micromecânica do adesivo, produz camadas híbridas dentinárias espessas, entre 3 a 5 µm e prolongamentos de resina a nível tubular com características ultramorfológicas muito semelhantes às condicionadas pelos sistemas do tipo condicionar e lavar. Os sistemas autocondicionantes moderados, cujo pH da solução varia entre 1 e 2, apresentam características ultramorfológicas intermédias entre os sistemas mais fortes e os mais fracos (figura 22). O seu poder de desmineralização permite identificar duas fases: uma superficial onde a dentina sofre uma completa desmineralização, garantindo a retenção micromecânica do adesivo; e outra basal que se encontra apenas parcialmente desmineralizada. Esta zona mais profunda mantém algum teor de conteúdo mineral ou hidroxiapatite com poder para estabelecer algum tipo de ligação química com monómeros funcionais e determina, na camada híbrida que forma, uma transição gradativa com a dentina intacta subjacente. No que diz respeito aos sistemas adesivos autocondicionantes considerados fracos e ultra-fracos, com um pH superior a 2, verificou-se que desmineralizam parcial e superficialmente a dentina, deixando parte da *smear layer* e *smear plugs* intactos e uma quantidade substancial de cristais de hidroxiapatite em torno das fibrilhas de colagénio que as mantêm encapsuladas e protegidas. Ainda assim, esta profundidade de desmineralização entre 0.5 e 1 µm permite obter uma superfície dentinária microporosa capaz de reter micro-mecanicamente o adesivo por um processo de hibridização, formando-se, no entanto, zonas híbridas com espessuras muito inferiores às obtidas pelos sistemas autocondicionantes mais fortes ou pelos sistemas do tipo condicionar e lavar^{82,84,111,112,202,221,233,285,286,287,349,350}. Por outro lado, a presença de hidroxiapatite no seio da camada híbrida pode funcionar como recetor para uma adesão química adicional, tal como já anteriormente referido^{112,128-130}.

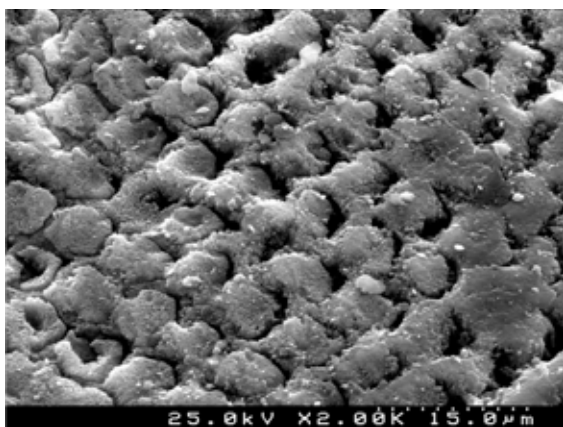


Figura 21: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte após condicionamento com um *primer* ácido de um sistema autocondicionante classificado como forte.

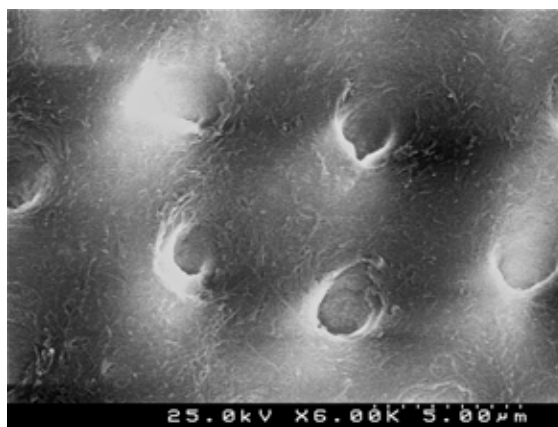


Figura 22: Imagem de MEV de uma interface adesiva com o esmalte condicionada por um sistema autocondicionante classificado como moderado.

Um dos maiores desafios relacionados com a utilização dos sistemas autocondicionantes prende-se com a sua efetividade na adesão simultânea ao esmalte e à dentina¹¹². Ao contrário daquilo que acontece com os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar, a efetividade da utilização dos sistemas adesivos autocondicionantes no esmalte constitui um assunto controverso, particularmente quando se trata de esmalte intacto ou não prepa-

rado, uma vez que possui uma camada superficial aprismática mais ácido-resistente^{23, 218-220, 222, 354-361}. Não obstante alguns estudos não demonstrarem diferenças significativas nas forças de adesão ao esmalte intacto ou preparado entre sistemas adesivos autocondicionantes e do tipo condicionar e lavar³⁶²⁻³⁶⁵, outros estudos concluíram que, quer a preparação mecânica do esmalte previamente à utilização de sistemas autocondicionantes^{217-219, 349, 354-357, 366-368}, quer a utilização do ácido fosfórico como co-adjuvante do condicionamento seletivo do esmalte intacto ou preparado^{358, 359, 369-374}, podem potenciar a capacidade de adesão de alguns sistemas autocondicionantes. Esta ação parece ser resultante da exposição de uma superfície micromorfológica mais recetiva aos procedimentos adesivos associada ao incremento adicional da sua dissolução proporcionado pela ação do ácido fosfórico^{220, 222, 357-359, 369, 370, 372, 375, 376}. Apesar destas duas últimas opções parecerem ser relevantes para aumentar a eficácia dos sistemas autocondicionantes, estes adesivos não se comportam, sistematicamente, da mesma forma comparativamente aos sistemas do tipo condicionar e lavar, sendo que o seu desempenho parece ser também dependente da combinação entre a sua agressividade e o tipo de monómeros que possuem^{323, 337, 354, 355, 360, 365, 367, 377-388}.

Os sistemas autocondicionantes mais ácidos revelaram ser capazes de dissolver completamente a *smear layer*, bem como desencadear uma profundidade de desmineralização ao nível do esmalte muito semelhante à produzida pela ação do ácido fosfórico. Ao invés, à medida que o grau ácido dos sistemas decresce a tradução morfológica da sua ação no esmalte evidencia um padrão de condicionamento muito superficial e ligeiro do esmalte com áreas de desmineralização menos homogêneas e pouco frequentes, particularmente para os sistemas mais fracos e ultra-fracos^{85, 219-224, 354, 359, 389-391}. Adicionalmente, as interfaces adesivas destes sistemas menos ácidos demonstraram também condicionar a formação de camadas híbridas finas e pouco uniformes com prolongamentos de resina escassos e mal definidos comparativamente aos sistemas mais ácidos^{23, 218-220, 222-224, 289, 290, 392} (figuras 23 e 24).

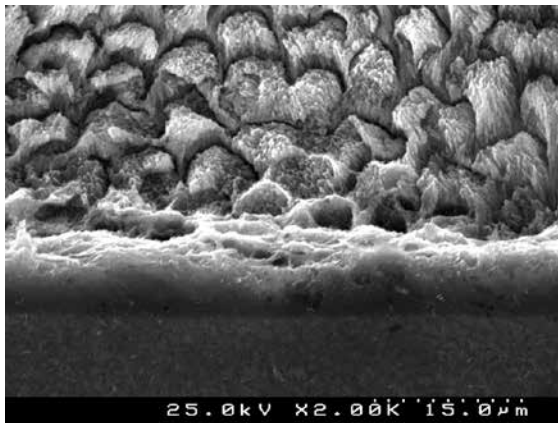


Figura 23: Imagem de MEV de uma interface adesiva com o esmalte condicionada e infiltrada por um sistema adesivo autocondicionante classificado como forte.

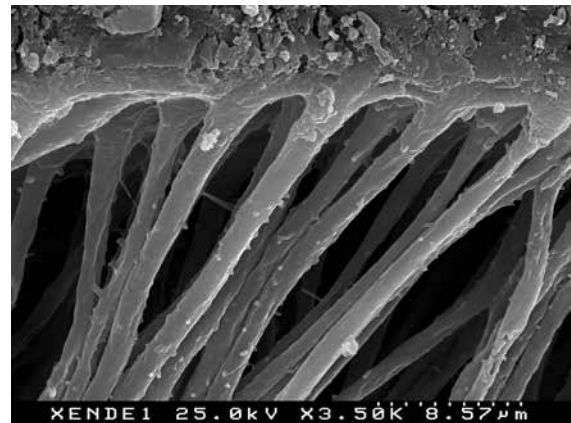


Figura 24: Imagem de MEV de uma interface adesiva com a dentina condicionada por um sistema autocondicionante classificado como moderado.

Paralelamente ao que acontece a nível dentinário, seria de esperar que o potencial de adesão química entre alguns monómeros funcionais e a hidroxiapatite do esmalte pudesse incrementar a adesão de alguns sistemas autocondicionantes, particularmente dos menos ácidos. Contudo, a maior dimensão dos cristais de hidroxiapatite presentes no esmalte, associados a uma elevada cristalinidade deste tecido, parecem reduzir o potencial de interação químico do 10-MDP com a hidroxiapatite a este nível^{23, 112, 219, 372}. Não obstante estes fatores, diversos estudos têm vindo a evidenciar um ótimo desempenho dos adesivos que contêm aquele monómero ao nível de adesão ao esmalte preparado, declinando a suposição de que a morfologia do padrão

de condicionamento se relacionaria diretamente com uma superioridade nas forças de adesão e enfatizando a provável influência positiva desencadeada pela potencial interação química com o substrato ou da camada adesiva hidrofóbica aplicada subsequentemente ao *primer* ácido nos sistemas autocondicionantes de dois passos^{217, 219, 349, 363, 364, 367, 368, 384, 393, 394}. Contudo, outros sistemas autocondicionantes fracos e ultra-fracos, particularmente os de passo único, revelaram uma maior imprevisibilidade na adesão ao esmalte preparado, incluindo os que contêm o MDP na sua formulação, o que pode ser parcialmente atribuída à sua baixa acidez. É possível que o rápido tamponamento condicionado pelo íons cálcio e fosfato durante o processo de desmineralização e a presença dos precipitados que ficam retidos no substrato, restrinja a difusão dos monómeros ácidos e, conseqüentemente a sua penetração em profundidade naquele substrato^{323, 337, 356, 360, 395}.

A maioria dos estudos laboratoriais têm demonstrado que, apesar dos sistemas autocondicionantes mais ácidos apresentarem uma boa capacidade de adesão ao esmalte, a nível dentinário reportam invariavelmente um comportamento muito deficitário, apesar da maior espessura da camada híbrida por eles formada. Contudo, também para muitos sistemas menos ácidos, particularmente, os de passo único, um desempenho similar foi reportado. Todos estes sistemas contêm elevadas concentrações de água, o que lhes confere uma elevada hidrofiliabilidade. Esta inerente hidrofiliabilidade aliada à elevada instabilidade dos sais re-precipitados em ambientes aquosos determina que as interfaces por eles produzidas atuem como membranas permeáveis permitindo o movimento de água através da camada adesiva após a sua polimerização, traduzindo-se por padrões de nanoinfiltração reticulares na interface adesiva que foram considerados locais associados à incompleta remoção da água e/ou solventes da sua composição e/ou à absorção de fluido dentinário a partir do substrato, com repercussões negativas sobre as forças e durabilidade de adesão à dentina^{34, 84, 102, 144, 162, 272, 286, 307, 308, 312, 315, 320, 321, 323, 324, 326-333, 337, 338, 340, 341, 349, 367, 396-400}.

Para muitos destes sistemas foram também identificadas zonas de nanoinfiltração na base da camada híbrida sugerindo que a dentina mineralizada subjacente à zona híbrida possa sofrer alterações estruturais secundárias ao procedimento adesivo, tornando-se suficientemente porosa para reter água e sofrer, conseqüentemente, impregnação pela prata. Diferentes autores reportaram vários significados para esta ocorrência. Os monómeros ácidos apresentam, inicialmente, uma capacidade plena para dissolver a parte inorgânica da dentina por forma a criar espaços interfibrilares suficientemente amplos que permitam a infiltração dos componentes da resina adesiva. No entanto, devido ao tamponamento progressivo dos monómeros ácidos pelo substrato, estes vão perdendo a sua capacidade de condicionamento, podendo levar a uma desmineralização gradativamente menos uniforme e esparsa deixando abertos espaços interfibrilares de menores dimensões. Adicionalmente, estes espaços podem conter os subprodutos resultantes da dissolução, nomeadamente sais de cálcio, que, para além de poderem ser hidroliticamente instáveis^{122, 127, 129, 353}, podem atuar como filtros moleculares que previnem a infiltração dos monómeros de resina de maior peso molecular. Assim, a infiltração diferencial dos monómeros adesivos devido à diferença do peso molecular entre os monómeros ácidos e os outros co-monómeros, pode resultar numa infiltração seletiva da resina na zona mais profundamente tratada que adquire uma composição mais hidrofílica, particularmente mais importante quando ambos os tipos de monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos se encontram na mesma solução^{337, 340}. Outra possível explicação para a ocorrência daquele padrão de nanoinfiltração relaciona-se com a acumulação de monómeros ácidos não polimerizados nesta zona devido à presença de água oriunda quer do substrato dentinário ou do próprio sistema adesivo. A hidrólise subsequente destes monómeros, nomeadamente do grupo fosfato, como no 10-MDP resulta na formação de poliálcool, ácido metacrílico e ácido fosfórico, nos HEMA-fosfatos resulta na formação de HEMA e ácido fosfórico e também nos grupos carboxílicos como no 4-MET resulta na formação de polietileno glicol, ácido metacrílico e ácido trimetacrílico. Estes produtos de reação ácidos podem assumir um comando na desmineralização subsequente da dentina após a formação da camada híbrida^{340, 341, 401, 402}.

À semelhança do que acontece com os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar, também nos sistemas autocondicionantes a literatura favorece os sistemas que aplicam a resina adesiva hidrofóbica num passo subsequente e perfeitamente individualizado, ou seja, os sistemas autocondicionantes de dois passos. Contudo, em contraste com os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar de três passos que, invariavelmente, reportam bons resultados clínicos e laboratoriais, sendo, por isso considerados o “gold-standard” da adesão, nem todos os sistemas autocondicionantes de dois passos reportam uma eficácia equivalente entre si devido maioritariamente ao seu diferencial grau de acidez e hidrofiliidade. De qualquer modo, a aplicação de resina adesiva num passo independente está usualmente associada a valores de adesão mais elevados e interfaces hidroliticamente mais estáveis frente aos sistemas simplificados onde os componentes hidrofóbicos e hidrofílicos se encontram misturados^{102, 114, 161, 286, 315, 320, 322}. Ao invés, os sistemas adesivos autocondicionantes de passo único condicionam filmes adesivos mais finos, razão pela qual a aplicação destes materiais em duas ou mais camadas ou a aplicação adicional de uma resina hidrofóbica em passo isolado demonstrou proporcionar uma melhoria do seu desempenho laboratorial relativamente às forças de adesão obtidas e também à resistência à degradação das interfaces adesivas^{395, 403-407}.

Também o modo de aplicação dos sistemas autocondicionantes nos substratos dentários pode influenciar o seu desempenho. De facto, alguns estudos demonstraram que a aplicação ativa dos *primers* ácidos dos sistemas autocondicionantes pode melhorar a adesão à dentina e ao esmalte ao promover uma maior capacidade de difusão dos monómeros em profundidade, otimizando a desmineralização da *smear layer* e a interação micromecânica e química com o tecido subjacente^{332, 333, 351, 408-413}. Apesar deste facto poder ser tanto mais relevante quanto menos ácido for o sistema autocondicionante utilizado, uma vez que são mais sensíveis ao tipo de *smear layer* formada^{23, 86, 88-93, 95}, a aplicação ativa destes sistemas demonstrou ser um procedimento importante, na medida em que pode determinar um aumento significativo dos valores de adesão e, a nível dentinário, uma redução da suscetibilidade das interfaces adesivas para a degradação com o tempo, independentemente da acidez do sistema utilizado^{270, 332, 333}.

Apesar da categorização dos adesivos por classes relativamente à sua aplicação clínica ser internacionalmente aceite entre a comunidade científica e ser cómoda, o seu comportamento depende muito mais da sua composição e especificidade dos monómeros funcionais incluídos na sua formulação do que propriamente da categoria em que se enquadram^{16, 17, 112, 114}.

De facto, a otimização da adesão dentinária com sistemas adesivos autocondicionantes está relacionada com a presença da molécula 10-MDP, já que o potencial de interação química desta com o cálcio da hidroxiapatite parece favorecer excepcionalmente quer o potencial de adesão, quer a durabilidade de adesão, particularmente nos sistemas que fazem uso de uma resina hidrofóbica subsequente à etapa de condicionamento e *priming*. De facto os sistemas adesivos desenvolvidos pela Kuraray, o Clearfil™ SE Bond e o Clearfil™ Protect Bond, mais do que o mais recente sistema adesivo autocondicionante de um passo Clearfil™ S3 Bond Plus, demonstraram um elevado desempenho laboratorial^{117, 221, 323, 336, 337, 360, 379, 381} e clínico^{375, 414-420}. Recentemente, aquele laboratório deixou de ter a patente exclusiva da molécula 10-MDP, pelo que muitos outros fabricantes começaram a incorporá-la em novas formulações de adesivos, nomeadamente, em alguns dos agora denominados de sistemas universais ou multi-modo, que ainda se encontram numa fase incipiente de estudo^{181-184, 421, 422}.

4.4. Degradação das interfaces adesivas

A durabilidade da adesão ao substrato dentinário assume uma das maiores preocupações na área da dentistaria adesiva atual dada a sua variabilidade morfológica e física relacionada com a diferencial distribui-

ção da arquitetura tubular, com o elevado conteúdo orgânico que comporta e com o grau de hidratação que exhibe^{33,39}. Com vista a otimizar a adesão precisamente a substratos húmidos como a dentina, muitos sistemas adesivos atuais são de natureza maioritariamente hidrofílica, combinando uma mistura de monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos associados a solventes orgânicos e/ou água. Os mecanismos de degradação bioquímica das interfaces adesivas dentinárias podem envolver a deterioração tanto dos constituintes poliméricos como das fibrilhas de colagénio presentes na união dentina-resina. A instabilidade desta zona está maioritariamente associada à natureza porosa da camada híbrida que forma uma estrutura permeável permitindo a circulação de água ao longo da interface adesiva mesmo após a sua polimerização. Este fenómeno demonstrou ser transversal a qualquer classe de adesivos mas com diferentes expressões e graus de afetação. A identificação das regiões porosas repletas de água no interior da camada híbrida e na camada adesiva das interfaces adesivas foi revelada pelo estudo da sua permeabilidade com recurso à utilização de um marcador de baixo peso molecular, o nitrato de prata amoniacal, detetável por microscopia eletrónica de varrimento ou transmissão, correspondendo a áreas de nanoinfiltração^{33, 34, 39, 52}.

As primeiras descrições deste fenómeno demonstraram que podem ser reconhecidos dois padrões distintos de nanoinfiltração: o tipo granular e o tipo reticular, sendo que ambos exibiam alterações substanciais com o envelhecimento das interfaces. O tipo granular foi descrito primeiramente e está relacionado com o aparecimento pontual de depósitos de prata no interior das porosidades da camada híbrida, denominados de “gotículas de água” (*water droplets*) decorrentes da sua incompleta infiltração pelos monómeros de resina. Contudo o tamanho e a densidade deste padrão puntiforme tende a aumentar progressivamente com o tempo, podendo mesmo coalescer e identificar-se microscopicamente como um agregado contínuo. O tipo reticular manifesta-se no imediato pelo aparecimento de ilhas descontínuas de depósitos de prata distribuídas aleatoriamente no seio da camada híbrida, adquirindo progressivamente um padrão reticular localizado preferencialmente na interface camada híbrida/resina adesiva, traduzindo a manifestação morfológica do fenómeno denominado de “árvores de água” (*water trees*), que não são mais do que uma rede de canais dendríticos preenchidos com água que se dispõem perpendicularmente em relação à camada adesiva e que representam a manifestação morfológica de absorção de água a partir da dentina. Foi ainda descrita a presença de pequenos grãos de prata isolados no interior da camada adesiva adjacente à zona híbrida, que também podem aumentar progressivamente de tamanho e de densidade, adquirindo uma forma de roseta, tendo sido denominados de “glóbulos de água” (*water blisters*). Este último padrão pode ser atribuído à presença de microporosidades aquosas secundárias à incapacidade da completa remoção da água durante a fase de secagem do adesivo ou também à sua absorção após a sua polimerização^{84, 101, 102, 144, 271, 272, 286, 304-309, 312, 337, 338, 340, 341, 398}. Particularmente para os sistemas adesivos autocondicionantes foram também reportados padrões reticulares de nanoinfiltração na base da camada híbrida, implicados também por um diferencial de impregnação dos monómeros adesivos em profundidade^{340, 341, 401, 402}. Após longos períodos de armazenamento em água, os padrões de nanoinfiltração tendem agravar-se e a expandir-se e podem tomar morfologias variadas, sendo que, a composição diferencial dos diferentes sistemas adesivos, bem como o seu modo de aplicação influencia diretamente a expressão dos padrões de nanoinfiltração encontrados para cada sistema adesivo em particular e implica invariavelmente numa degradação das forças de adesão à dentina ao longo do tempo^{162, 303, 313-317, 319-323, 327, 331-333, 399, 400}, bem como uma diminuição das propriedades mecânicas daquelas interfaces^{151, 161, 423}.

Os efeitos transacionais de qualquer um dos padrões de nanoinfiltração anteriormente descritos relacionam-se com a degradação química das interfaces adesivas e resultam da ocorrência sequencial de diferentes fenómenos. O primeiro prende-se com a absorção de água pelos polímeros e o segundo relaciona-se com a progressiva degradação hidrolítica e também enzimática do colagénio desprotegido por metaloproteinasas da matriz (MMPs)^{34, 35, 52, 112}. A absorção de água pode ocorrer simultaneamente por um de dois processos de difu-

são: baseado na “teoria de volume livre”, na qual as moléculas de água se difundem através de porosidades nanométricas ou defeitos micromorfológicos do material sem relação mútua com os grupos polares do material; ou segundo a “teoria da interação”, em que as moléculas de água se difundem através do material ligando-se sucessivamente a grupos hidrofílicos polares ao estabelecer ligações de hidrogénio^{151, 160-163}. Assim, a água pode estar presente nos polímeros em duas formas distintas: sob a forma não ligada em que ocupa o espaço livre entre cadeias e nanoporosidades ali presentes após a sua polimerização; ou sob a forma ligada, na qual se une à cadeia polimérica em sítios polares através de ligações de hidrogénio, formando zonas hidratadas primárias e secundárias em torno dos domínios hidrofílicos da matriz de resina. Apesar disto, a absorção de água pelo polímero está predominantemente relacionada com a sua polaridade, que influencia o número de sítios disponíveis para estabelecer ligações de hidrogénio¹⁵¹. Além disso, também a arquitetura das cadeias poliméricas formadas pode influenciar a absorção de água, já que este arranjo estrutural pode reduzir as forças friccionais entre as cadeias dos polímeros. O aumento da densidade de ligações cruzadas presentes entre as cadeias de polímero formadas reduz a permeabilidade à água para o interior do polímero não só porque diminui a quantidade total de volume livre disponível, como também previne a capacidade de intumescimento das cadeias de polímeros. Assim, a otimização do grau de conversão e a obtenção de polímeros com um arranjo estrutural compacto¹⁴⁶⁻¹⁴⁹ parece ser fundamental para potenciar uma redução da absorção de água e da solubilidade dos polímeros¹⁶⁰⁻¹⁶³.

O processo de absorção de água leva inicialmente a um intumescimento do polímero, com um aumento da sua massa, e à plasticização do componente de resina, ficando mais susceptível a um processo de degradação hidrolítica, que leva à quebra das cadeias poliméricas, nomeadamente pela cisão das ligações éster, e consequente formação de oligómeros e monómeros¹⁶⁶. A deterioração gradual da estrutura do polímero ao longo do tempo determina uma alteração da sua microestrutura nuclear devido à formação de poros que constituem a via pela qual os produtos de degradação são libertados, conduzindo agora a uma perda de massa do polímero e determinando a sua solubilidade¹⁶². Um aumento inerente da porosidade facilita o transporte de moléculas e fluidos, de produtos do metabolismo bacteriano e MMPs para dentro e para fora da sua estrutura, conduzindo a um ciclo cumulativo da sua taxa de absorção de água e eluição monomérica que parece comprometer as suas propriedades, a estabilidade estrutural e a durabilidade da adesão. Adicionalmente, a eluição monomérica no interior da camada híbrida expõe progressivamente as fibrilhas de colagénio ficando estas também vulneráveis à fadiga mecânica e química^{34, 35, 161, 162, 404, 423-429, 430, 547}.

Paralelamente aos eventos relacionados com a absorção de água, também a presença de colagénio não suportado na camada híbrida, agravada pela perda gradual do seu invólucro polimérico, torna a interface adesiva ainda mais suscetível à degradação hidrolítica e também enzimática, pela ação de algumas enzimas libertadas pelo próprio hospedeiro, nomeadamente metaloproteinasas da matriz ou MMPs (*matrix metalloproteinases*) de ação colagenolítica ou gelatinolítica, capazes de clivar a molécula de colagénio⁴²⁴. As MMPs compreendem um grupo de 23 enzimas, endopeptidases metalodependentes, capazes de degradar os componentes da matriz extracelular, incluindo o colagénio intacto ou desnaturado. Todas as MMPs contêm iões zinco (Zn^{2+}) e requerem iões cálcio (Ca^{2+}) para a sua estabilidade. As MMPs, são secretadas na forma de proenzimas, também denominadas de zimogénios e encontram-se naturalmente desativadas por inibidores específicos, também conhecidos por inibidores tecidulares das MMPs ou TIMPs (*tissue inhibitors of metalloproteinases*) que regulam e equilibram os processos de formação/destruição de matriz extracelular. As MMPs são ativadas no ambiente pericelular dos tecidos por segmentação de uma parte dos zimogénios denominada de propeptídeo, resultante da quebra de uma ligação de cisteína/zinco que bloqueia a reatividade do local ativo⁴³¹. Algumas patologias da matriz extracelular podem estar relacionadas por um excesso de atividade das MMPs, sendo que, o equilíbrio entre a produção de MMPs e TIMPs é essencial para garantir a homeostase da matriz extracelular. Desta forma, a procura de formas que visam bloquear ou reverter o progresso dos processos patológicos determinados

pela ação das MMPs é um assunto de extrema atualidade e envolve uma pesquisa crescente sobre meios que permitam inativar ou inibir as MMPs^{33, 35, 425, 432}.

A nomenclatura das MMPs correlaciona-se maioritariamente com a sua ação num determinado substrato, pelo que a sua classificação é precisamente baseada neste princípio, sendo usualmente divididas em seis grupos (colagenases, gelatinases, estromelinas, matrilisinas, metaloproteinasas tipo membrana e outras como a enamelisina). Diversas MMPs foram já identificadas na dentina humana, como a MMP-8 (colagenase-2), as MMP-2 e -9 (gelatinases A e B), a MMP-3 (estromelina-1) e a MMP-20 (enamelisina), esta última presente no fluido dentinário e são as mais frequentemente implicadas na degradação da matriz de colagénio da dentina⁴³³⁻⁴³⁸. Enquanto que as colagenases quebram o colagénio intacto, as gelatinases degradam o colagénio desnaturado (gelatina)⁴³¹.

Um outro conjunto de proteínases, as cisteína catépsinas e, em particular a catépsina K, podem também estar também envolvidas no processo de degradação do colagénio nas interfaces adesivas. A atividade colagenolítica desta enzima requer a formação de um complexo com os condroitinosulfatos que estão inerentemente ligados aos proteoglicanos na dentina. A catépsina K é a única proteínase capaz de clivar para além dos telopeptídios as ligações entre a tripla hélice e hidrolisar as fibrilhas de colagénio em pequenos peptídios^{35, 425}.

A degradação do colagénio ocorre pela ação conjunta daquelas proteínases^{35, 425}. A atividade das MMPs e de uma cisteína catépsina foi reportada em dentina intacta e de uma forma mais acentuada em dentina cariada⁴³⁹. Em dentina cariada, com a queda do pH secundária à presença de ácidos as formas latentes das MMPs convertem-se em configurações ativas⁴³³. À semelhança, a matriz de colagénio resultante do processo de desmineralização da dentina por ácidos durante o procedimento adesivo, poderia hipoteticamente tornar-se suscetível à degradação pela ação das MMPs derivadas do próprio substrato e provavelmente libertadas durante a sua dissolução. Apesar disto, o condicionamento ácido convencional demonstrou reduzir a atividade das MMPs, provavelmente, devido à desnaturação parcial destas enzimas⁴²⁴. Mais recentemente, a MMP-2 foi particularmente identificada quer após a desmineralização dentinária quer ainda mais expressivamente após a formação das interfaces, aprisionada na camada híbrida⁴³⁶. Por outro lado, as catépsinas tornam-se ativas em pH ácido e parecem poder desencadear a ativação das MMPs e inativar alguns TIMPs, interferindo no equilíbrio entre as MMPs e os seus inibidores. De facto, o mecanismo da ativação e a interação entre estas proteínases ainda não está totalmente esclarecido, sendo provavelmente ativadas no passo do condicionamento ácido e/ou num passo subsequente do procedimento adesivo e/ou ainda mais posteriormente despoletada no início da degradação hidrolítica do componente de resina, que ao induzir a eluição monomérica, pode desencadear a atividade intrínseca das MMPs da matriz da dentina ou mesmo dos odontoblastos ou dos fibroblastos pulpares³⁵.

A deterioração do colagénio em camadas híbridas envelhecidas foi identificada pela análise ultramorfológica das interfaces com recurso a MET quer em estudos *in vitro*, como em estudos *in vivo*. A degradação do colagénio acontece com o aparecimento progressivo de quatro zonas específicas: a primeira corresponde à zona de integridade onde não é evidenciada qualquer alteração do colagénio; a segunda corresponde a uma zona de desintegração parcial em que muitas fibrilhas de colagénio perdem a sua estrutura típica em bandas; a terceira ou zona microfibrillar revela uma quebra das fibrilhas de colagénio em subunidades microfibrilares, agora designada de gelatina; e, por último, uma quarta zona de completa desintegração representada por regiões amorfas isoladas no interior da camada híbrida^{404, 426-430}.

A solubilização do colagénio debilita ainda mais a zona híbrida e leva a um aumento das porosidades presentes no seu interior, passando de dimensões nanométricas para micrométricas. Nesta situação, quando as restaurações adesivas se encontram sob uma carga oclusal, as resinas compostas podem sofrer flexão e permitir a compressão destas zonas porosas das camadas híbridas acelerando a sua degeneração progressiva⁴⁴⁰.

Com o intuito de ultrapassar esta problemática, diferentes produtos têm sido investigados como coadjuvantes no processo de adesão por forma a inativar ou inibir a ação das MMPs promovendo uma maior longe-

vidade das interfaces adesivas. Alguns autores referem a capacidade de diferentes moléculas inativarem a ação das MMPs após o condicionamento ácido da dentina, sendo que a mais estudada na atualidade é a clorexidina. A clorexidina, ao mimetizar a ação dos TIMPs, parece estar positivamente implicada na preservação da integridade do colagénio, desacelerando a degradação das camadas híbridas^{319, 426, 427, 436, 441, 442}. O exato mecanismo de ação deste agente catiónico ainda não está totalmente esclarecido, sugerindo-se porém que, dada a sua carga positiva, as moléculas de clorexidina possam competir com sítios das MMPs que deveriam ser ativados por iões como o cálcio e o zinco, inativando dessa forma sua ação proteolítica⁴⁴¹. Os estudos *in vivo* têm demonstrado bons resultados na inibição da degradação sub-clínica de camadas híbridas pela aplicação de soluções de clorexidina a 2% durante 60 segundos sobre a dentina condicionada com ácido fosfórico e previamente à utilização de um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar monocomponente^{426, 427, 442, 443}. Paralelamente, também tem sido demonstrado que a aplicação de soluções de clorexidina sobre a dentina condicionada não influencia negativamente as forças de adesão imediatas de sistemas adesivos a este substrato^{319, 427, 442, 443}. Consequentemente, a aplicação de clorexidina após o condicionamento ácido da dentina e previamente à aplicação dos sistemas adesivos pode ter, para além de uma ação antimicrobiana, mais uma função importante ao prevenir ou desacelerar a degradação das fibrilhas de colagénio expostas, condicionando interfaces adesivas mais estáveis a longo prazo. Carrilho e colaboradores⁴²⁷ sugeriram que a matriz desmineralizada ao ficar saturada com a solução de clorexidina possa mantê-la isolada dos fluidos intersticiais pela subsequente hibridização, assegurando a sua permanência prolongada e, consequentemente a inibição continuada das MMPs, contribuindo para a substantividade da clorexidina. É de ressaltar que nos estudos *in vivo* conduzidos por Hebling e colaboradores⁴²⁶ e Carrilho e colaboradores⁴²⁷ utilizando cavidades oclusais totalmente circunscritas por esmalte, se constatou que, apesar da maior deterioração das camadas híbridas quando a clorexidina não era utilizada, não foram observadas diferenças clinicamente relevantes no que concerne à qualidade das restaurações, apesar dos curtos prazos de avaliação estudados, 6 e 14 meses respetivamente, enfatizando o potencial efeito protetor do esmalte na restauração de cavidades adesivas. De qualquer modo, apesar de inevitável, a deterioração da união resina-dentina ao longo do tempo parece ser desacelerada com o uso de clorexidina pela proteção do componente orgânico exposto na interface contra a degradação enzimática, pelo que, uma alteração dos protocolos de adesão pode ser considerada, ainda que careça, por agora, de maior evidência científica.

Outros produtos foram também sugeridos com vista a reduzir a ação da MMPs, entre os quais se destacam os agentes quelantes do cálcio e do zinco, já que as MMPs requerem o ião cálcio para manter a sua estrutura e o ião zinco para exibirem a sua atividade de hidrólise catalítica⁴³¹. Um dos agentes mais conhecidos, o ácido etilendiamino tetra-acético (EDTA), um catião divalente, revelou uma ação positiva na inativação das MMPs após o condicionamento ácido da dentina, determinada pela preservação das forças de adesão e das interfaces⁴⁴⁴⁻⁴⁴⁶. Outras abordagens e produtos com vista à inativação das MMPs endógenas da dentina têm sido investigadas, contudo ainda se encontram numa fase muito incipiente e, por agora, sem aplicabilidade clínica útil, essencialmente devido ao tempo que consomem para alcançar os objetivos terapêuticos. De entre estas podem salientar-se a possível utilização de agentes químicos que promovem o entrecruzamento das cadeias peptídicas do colagénio imediatamente antes do procedimento adesivo, tornando-as mais resistentes à degradação pelas proteinases, tais como o glutaraldeído ou a carbodiimida. Também a utilização da riboflavina ativada por luz ultravioleta demonstrou melhorar a estabilidade mecânica do colagénio. Um outro conceito em fase de investigação e desenvolvimento reside na possibilidade de se estabelecer uma remineralização biomimética após a formação das interfaces adesivas com o objetivo de remineralizar as zonas hidratadas que permanecem e circundam as fibras colagénio por intermédio de uma solução remineralizante^{112, 425}.

Mais recentemente tem vindo a ser investigada uma metodologia alternativa à técnica de adesão à dentina húmida (“*water-wet-bonding*” ou WWB), a técnica de adesão com etanol (“*ethanol-wet-bonding*” ou

EWB) que permite aplicar monómeros hidrofóbicos diretamente sobre a dentina desmineralizada. A técnica EWB foi desenvolvida por forma a melhorar a durabilidade dos sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar³³. A possibilidade de se manter a matriz de dentina desmineralizada saturada em etanol sem que ocorra um colapso concomitante das fibrilhas de colagénio e permitir a infiltração sequencial de monómeros hidrofóbicos sobre ela, foi o ponto de partida base para o estudo da técnica de EWB. Esta possibilidade foi assumida devido à convergência dos parâmetros de solubilidade encontrados entre o substrato que se baseia na associação do colagénio com etanol e das soluções que compõem diferentes associações de monómeros hidrofóbicos determinando a sua miscibilidade, não ocorrendo, por isso, uma separação de fases^{143, 447}. Nesta técnica de EWB, a desidratação da dentina deveria ocorrer pela saturação da sua superfície com soluções de etanol aplicadas em concentrações crescentes (50%, 70%, 80%, 95%, 100%) por forma a prevenir o colapso da rede de colagénio, assegurar a substituição completa da água por etanol e produzir camadas híbridas mais resistentes à hidrólise^{143, 447-450}. Apesar disto, diferentes modos de utilização da técnica EWB foram propostos com uma variação do tempo de aplicação total entre os 3,5 minutos até aos 20 segundos. A morosidade implícita na aplicação da técnica que usa várias soluções levou a que algumas alternativas simplificadas da técnica fossem propostas por forma a se tornarem exequíveis num tempo clínico útil, quer pela utilização de duas soluções (50%, 100%) ou apenas de uma solução única de etanol absoluto, com aplicações entre 20, 30 ou 60 segundos^{447, 448, 450, 451}. A infiltração da dentina desmineralizada é assegurada pela aplicação de um *primer* hidrofóbico solvatado com etanol sobre a dentina saturada em etanol, seguida da evaporação do solvente residual e colocada subsequentemente uma resina adesiva hidrofóbica seguida da sua polimerização. De facto, foi observado que a utilização da técnica de EWB ocasionava uma contração do diâmetro das fibrilhas de colagénio maior do que a contração do volume da matriz de colagénio resultando num aumento concomitante dos espaços interfibrilares gerados^{143, 451}. Além disso, os solventes orgânicos como o etanol e a acetona são capazes de colapsar os proteoglicanos aniônicos que se encontram sob a forma de hidrogéis em torno das fibrilhas de colagénio após a desmineralização da matriz dentinária pela remoção do seu conteúdo em água³¹⁰. Estes fatores favorecem não só a eficiência da infiltração monomérica como melhoram a interação molecular entre os monómeros de resina e as fibrilhas de colagénio, determinando que se forme um envelope resinoso mais eficaz na proteção do colagénio à ação das MMPs ou cisteína catépsinas. Alguns estudos demonstraram que a técnica de EWB aplicada à dentina permite otimizar a taxa de infiltração monomérica, melhorar o selamento da matriz de colagénio, reduzir a permeabilidade da camada adesiva polimerizada, minimizar a absorção de água pelos polímeros, formando interfaces adesivas mais consistentes e menos permeáveis ao longo do tempo, imputando-a como um modo eficaz no aumento das forças de adesão e na prevenção da degradação precoce, hidrolítica e/ou enzimática, das interfaces^{33, 101, 448-452}. A utilização desta técnica associada aos adesivos do tipo condicionar e lavar atuais, que combinam monómeros hidrofílicos e hidrofóbicos, foi também já explorada e revelou resultados promissores apesar da sua superioridade parecer depender da composição dos adesivos, nomeadamente do tipo de solvente e da proporção de componentes voláteis vs. não voláteis incorporados em cada sistema⁴⁵³. Contudo, a superioridade da técnica de EWB em comparação com a de WWB ainda não foi confirmada por nenhum estudo clínico apesar de ambos apresentarem ainda curtos prazos de apreciação clínica^{454, 455}.

Pelo exposto, constata-se que existe já alguma informação relevante no que concerne à degradação das interfaces adesivas em dentina. Contudo, para as interfaces resina-esmalte existem ainda poucos estudos que abordem a sua deterioração com o tempo. Alguns estudos evidenciaram um decréscimo das forças de adesão ao esmalte após o armazenamento em água^{368, 456}, processos de fadiga térmica^{366, 457} ou mecânica⁴⁵⁸. Miyazaki e colaboradores⁴⁵⁷ elaboraram um estudo sobre a durabilidade da adesão ao esmalte e verificaram um decréscimo das forças de adesão para todos os adesivos autocondicionantes testados após a termociclagem das amostras com 30.000 ciclos, enquanto que para os sistemas do tipo condicionar e lavar as forças de adesão

se mantinham. Enquanto que alguns estudos constataram que o armazenamento em água entre 6 meses e 1 ano conduzia a reduções significativas nas forças de adesão ao esmalte para sistemas do tipo C&L 2P e para AC 2P⁴⁵⁶, como para sistemas AC de passo único³⁶⁸, outros trabalhos não registaram qualquer decréscimo nas forças de adesão ao esmalte após envelhecimento em água ou mesmo após termociclagem para as diferentes tipologias de sistemas adesivos^{356, 372, 388, 459, 460}.

As diferenças histológicas entre o esmalte e a dentina são incontestáveis. Uma vez que o esmalte maduro é um tecido praticamente desprovido de água e matéria orgânica, seria espectável que os processos de degradação anteriormente descritos para as interfaces adesivas em dentina exercessem um efeito muito menos severo ao longo do tempo ao nível do esmalte, com algumas reservas para os sistemas autocondicionantes simplificados devido à sua elevada hidrofiliabilidade. Inclusivamente, é possível que neste substrato as condições de polimerização dos adesivos sejam otimizadas, permitindo que se formem polímeros com propriedades mecânicas melhoradas reduzindo a sua apetência para a absorção de água e ficando menos susceptíveis ao fenómeno de plasticização dos polímeros³⁵⁶. Também o baixo teor de água na constituição do esmalte faz com que as interfaces adesivas possam atenuar o efeito de membranas semipermeáveis, diminuindo o curso de água por entre as zonas de hibridização e adesivas¹⁶⁹. Este efeito parece ser mais evidente nos adesivos que incluem a aplicação de uma resina hidrofóbica em passo isolado^{791, 356, 372, 388, 461}. Até à data poucos estudos avaliaram os padrões de nanoinfiltração sobre as interfaces adesivas com o esmalte, assumindo que a combinação da sua natureza essencialmente inorgânica, aliada à elevada energia de superfície adquirida após condicionamento ácido, otimizará a infiltração monomérica e criava interfaces estáveis pouco susceptíveis à degradação com o tempo. Apesar disto, Hariri e colaboradores⁴⁶⁰ mostraram haver um padrão de nanoinfiltração na interface resina-esmalte de um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de dois passos, que aumentava à medida que as interfaces iam sendo expostas a um maior número de ciclos de termociclagem até perfazer 10.000 ciclos, sem registarem contudo um decréscimo paralelo nas forças de adesão ao esmalte. Os autores argumentam que aqueles depósitos de prata poderiam estar associados a espaços preenchidos por água, resultantes da incompleta evaporação dos solventes após a polimerização do adesivo, a zonas pontuais de água decorrentes da natureza hidrofílica dos *primers* que permite que estes possam estabelecer ligações de hidrogénio ou a um diferencial de infiltração em relação à profundidade de desmineralização, visto que esta coloração foi essencialmente detetada nas fases mais severas de 2.000 e 10.000 ciclos ao nível da camada híbrida. Estas condições favorecem a absorção de água pelo polímero e, conseqüentemente a sua hidrólise formando-se poros progressivamente de maiores dimensões no interior da camada adesiva, resultantes da eluição dos componentes resinosos da matriz de resina polimerizada. Também Perdigão e colaboradores⁴⁶¹ avaliaram a capacidade de selamento marginal com o esmalte obtido por três sistemas autocondicionantes, antes e após um período de termociclagem de 1500 ciclos, e verificaram que os padrões de infiltração de nitrato de prata amoniacal eram significativamente superiores para dois sistemas simplificados comparativamente ao sistema de dois passos, inclusivamente antes do decurso do processo de termociclagem. Verificaram ainda que o grau de nanoinfiltração ficava significativamente reduzido para os três sistemas adesivos quando efetuavam um condicionamento prévio do esmalte com ácido fosfórico.

Clinicamente, as interfaces resina-esmalte ficam inevitavelmente expostas aos fluidos orais, sendo possível que haja um efeito cumulativo do processo de absorção de água pelo polímero formado na interface, provavelmente mais problemático para os sistemas autocondicionantes simplificados. Assim é possível que a tríade formada pelos processos cumulativos de fadiga mecânica, térmica e química aplicados diretamente nestas interfaces resina-esmalte possam interagir entre si acelerando a deterioração marginal, potenciando a propagação de defeitos em profundidade e, em última análise, acelerando a falência das restaurações⁴⁶²⁻⁴⁶⁷.

5. Resinas compostas

As resinas compostas, introduzidas em 1962 como resultado dos trabalhos de Rafael Bowen no National Bureau of Standards, determinaram também um marcante momento na Medicina Dentária. O desenvolvimento do bisfenol glicidil metacrilato (Bis-GMA), também designado por molécula de Bowen⁴⁶⁸, foi um avanço importante e é, ainda hoje, o principal constituinte do componente da matriz da maioria das resinas compostas. As resinas compostas assumem-se atualmente como o material de eleição para a restauração de dentes anteriores e posteriores, em virtude do seu desenvolvimento crescente e da melhoria das suas propriedades físicas e de manipulação clínica, aliada à evolução paralela das técnicas adesivas. Desde os anos 70, as principais alterações que se têm vindo a assistir na evolução das resinas compostas dizem respeito ao reforço quantitativo do seu conteúdo inorgânico e à redução do tamanho das partículas incorporadas por forma a produzir materiais com as melhores propriedades. Mais recentemente, a investigação tem-se debruçado maioritariamente na pesquisa de alternativas ao componente de matriz das resinas compostas, focando o desenvolvimento de sistemas com reduzida contração de polimerização ou que condicionem uma diminuição das tensões geradas resultantes da contração de polimerização⁴⁶⁹.

As resinas compostas podem ser diferenciadas de acordo com a sua formulação, apesar de conterem de uma forma geral componentes similares, sendo os principais a matriz orgânica, o conteúdo inorgânico, o agente de ligação e o sistema de iniciação^{166, 334}.

A matriz orgânica é constituída predominantemente por monómeros, dimetacrilatos, sendo que o Bis-GMA, o TEGDMA, o UDMA e o dimetacrilato de bisfenol A glicidil etoxilado (Bis-EMA) são alguns dos mais frequentemente encontrados na maioria das formulações das resinas compostas comercializadas atuais^{470, 471}. O Bis-GMA apresenta uma viscosidade muito elevada, pelo que é impreterível adicionar monómeros de baixa massa molecular por forma a que a resina adquira uma viscosidade apropriada que permita a incorporação de partículas inorgânicas e proporcione uma adequada manipulação^{472, 473}. Os monómeros diluentes mais frequentemente utilizados para este efeito são TEGDMA e o dimetacrilato de etilenoglicol (EGDMA). Estes monómeros aumentam a mobilidade molecular e a reatividade da resina, que atinge níveis de conversão das ligações duplas de carbono elevados e aumentam com o aumento da incorporação do TEGDMA^{474, 475}. No entanto, a diluição com estes monómeros difuncionais, nomeadamente o TEGDMA, aumenta a absorção de água, a contração de polimerização e o potencial citotóxico das resinas^{98, 100, 134}. É de salientar que o UDMA tem um peso molecular semelhante ao Bis-GMA, sendo contudo mais flexível por ter menor viscosidade e requer, por isso, na sua formulação, uma menor quantidade de diluentes⁴⁷⁰. Todos estes monómeros difuncionais contêm ligações duplas de carbono reativas em cada extremidade, providenciando os locais para a reação de polimerização por adição. O consumo destas ligações determina a formação de polímeros entrecruzados que formam uma estrutura mais densa devido ao encurtamento das ligações intermoleculares durante o processo de polimerização. Isto resulta numa alteração dimensional significativa que se traduz numa contração das resinas compostas durante a sua polimerização⁴⁷⁶.

No que concerne ao conteúdo inorgânico, a maioria das partículas incorporadas na matriz de resina das resinas compostas tem por base o dióxido de silício sob a forma de sílica cristalina (quartzo), uma associação de sílica com metais (vidro de sílica: bário, estrôncio, zircónio) ou sílica amorfa (sílica coloidal)^{471, 477, 478}. A adição de partículas à matriz polimérica das resinas compostas é determinante no desenvolvimento das suas propriedades físicas e mecânicas, nomeadamente no que diz respeito à sua resistência intrínseca - resistência à tensão, flexão, compressão; módulo de elasticidade; tenacidade de fratura; dureza e resistência ao desgaste; estando igualmente associada a uma diminuição da contração de polimerização, do coeficiente de expansão térmica, da absorção de água e solubilidade, propriedades estas mais diretamente relacionadas com o componente de ma-

triz das resinas compostas. A percentagem de conteúdo inorgânico de uma resina composta pode ser expressa em função do seu volume ou peso. A percentagem de partículas por peso é geralmente superior à equivalente por volume. A percentagem de conteúdo inorgânico por volume é, contudo, mais importante, na medida em que as propriedades mecânicas se correlacionam melhor com este parâmetro^{469, 471}.

A classificação das resinas compostas segundo o tamanho das partículas é a mais frequentemente utilizada uma vez que este parâmetro afeta as propriedades físico-mecânicas, a profundidade de polimerização, a contração de polimerização e a rugosidade superficial das resinas compostas. Deste modo, a percentagem de conteúdo inorgânico e o tamanho médio de partículas incorporadas numa determinada resina composta são os determinantes primários das propriedades e características de manipulação das resinas compostas. Dentro de certos limites, quanto maior for a percentagem de conteúdo inorgânico incorporado, melhores as propriedades das resinas^{166, 469, 479, 480}.

As primeiras resinas compostas, introduzidas nos anos 60, possuíam partículas com tamanhos compreendidos entre os 10 e os 100 micrómetros (μm) e, apesar das boas propriedades mecânicas por elas condicionadas, estas resinas condicionavam uma elevada rugosidade superficial já que à medida que ocorria desgaste formavam-se locas superficiais secundárias ao destacamento das partículas de grandes dimensões. Este fator induzia a ocorrência de superfícies rugosas que promovem a acumulação de placa bacteriana e pigmentação, com conseqüente compromisso estético e periodontal. Nos anos 70, foram introduzidas as resinas compostas microparticuladas que apresentavam um tamanho médio de partícula de cerca de 0.04 μm . Este tamanho aumenta a área de superfície total das partículas, limitando a quantidade de partículas a serem incorporadas na matriz de monómero e, conseqüentemente, a percentagem de conteúdo inorgânico que tem geralmente um valor máximo de cerca de 50% em volume. Estas resinas proporcionam um acabamento e polimento excelentes, mas devido à diminuição da quantidade de conteúdo inorgânico evidenciam também propriedades mecânicas inferiores. Para atenuar esta desvantagem, alguns fabricantes optaram por introduzir aglomerados de micropartículas pré-polimerizados, como forma de melhorar algumas propriedades mecânicas sem prejuízo da estética. Posteriormente, foram desenvolvidas as resinas híbridas que combinam diferentes tamanhos de partículas de modo a reunir as propriedades mecânicas conferidas pelas resinas convencionais, bem como, as características de polimento e estética conseguidas pelas resinas microparticuladas. Estas resinas contêm uma associação de partículas de maiores dimensões com tamanhos que variam dos 0.6 a 5 μm com micropartículas de 0.04 μm . As resinas compostas híbridas podem ainda ser subdivididas com base no tamanho das partículas de maior dimensão. As resinas compostas microhíbridas contêm partículas mais homogêneas com uma dimensão máxima de 0.6 a 0.7 μm , associadas a micropartículas na ordem dos 0.04 μm , o que permite incorporá-las em cerca de 70% em volume na matriz de resina. A sua elevada resistência e estética permite a sua utilização tanto nos setores anteriores como nos posteriores^{469, 478}.

Mais recentemente, tem sido investigada a utilização de nanopartículas, com dimensões mais pequenas, na ordem dos 20 aos 75 nm, por forma a preencher os espaços entre partículas de maior tamanho, distribuídas de uma forma dispersa em aglomerados pré-polimerizados, permitindo aumentar até cerca de 95% a percentagem de conteúdo inorgânico em peso a ser incorporado⁴⁷¹. Estas formulações foram denominadas de resinas compostas nanoparticuladas inferindo-lhes uma força comercial distinta, assente no advento da nanotecnologia. Apesar de se esperarem melhorias das propriedades mecânicas destas resinas nanohíbridas, bem como uma menor contração de polimerização e, conseqüentemente, um comportamento clínico superior comparativamente à utilização das resinas microhíbridas, isto não se confirma, já que o seu desempenho tem demonstrado ser equivalente ao das resinas microhíbridas^{479, 481-483}.

As partículas inorgânicas são pré-tratadas quimicamente com um agente de ligação de modo a serem dispersas no conteúdo resinoso hidrofóbico e a permitir a adesão da superfície das partículas à matriz de

resina. O agente de ligação utilizado na maioria das resinas compostas é o γ -metacriloxipropiltrimetoxisilano (γ -MPTS), designado usualmente por silano. O silano liga-se quimicamente à superfície das partículas inorgânicas através de reações de condensação, formando pontes de silício-oxigênio entre as moléculas de silano e a superfície da partícula. Por outro lado, durante a reação de polimerização, as ligações duplas de carbono do silano reagem com os monómeros, copolimerizando, o que permite a união das partículas inorgânicas à matriz polimérica através deste agente de ligação. A silanização é imprescindível para obter propriedades físico-mecânicas adequadas das resinas compostas, sendo mesmo um dos fatores determinantes da durabilidade ou longevidade das restaurações em resina composta, uma vez que atrasa os processos de degradação, protege a superfície das partículas da fratura e permite a distribuição e transmissão de tensões da matriz de resina para as mais fortes e rígidas partículas inorgânicas^{484, 485}.

As linhas de investigação atuais, no que concerne às resinas compostas incidem na procura de alternativas à sua formulação ou concertar mecanismos que permitam reduzir a contração e/ou tensões de contração decorrentes da sua polimerização⁴⁸⁶. Podem diferenciar-se diferentes estratégias que foram sendo empregues por forma a alcançar aquele objetivo, nomeadamente: alterações da quantidade e/ou tipo de conteúdo inorgânico; alterações da proporção matriz/contéudo inorgânico; associação de monómeros menos contráteis aos dimetacrilatos; incorporação de nanopartículas silanizadas não funcionais; reformulação da matriz de resina ou incorporação de moduladores de polimerização^{469, 486-492}. A maioria destes materiais foram divulgados comercialmente como resinas compostas de baixa contração e determinou o aparecimento de uma nova geração de resinas compostas cuja denominação, “baixa contração”, assenta largamente numa estratégia de marketing, já que este conceito gera, indubitavelmente, elevadas expectativas na sua utilização junto dos profissionais, ainda mais porque, de uma forma geral, está também associado a um facilitismo da sua manipulação clínica ao ser instruída a sua colocação em incremento único nas cavidades.

Há poucos anos surgiu no mercado, desenvolvida nos laboratórios da empresa 3MEspe, a única resina composta com uma reformulação completa da matriz de resina, denominada de silorano, que exhibe uma estrutura molecular central de siloxano rodeada por quatro anéis oxirano e permite uma reação de polimerização de abertura de anel que determina uma reduzida contração de polimerização, em torno dos 0,9% por volume⁴⁹³. Esta nova formulação está associada a boas propriedades físicas, mecânicas e de biocompatibilidade, exigindo, contudo, uma tecnologia adesiva específica e própria^{479, 494, 495}. Apesar disto, alguns estudos laboratoriais e clínicos, ainda que de curto prazo de avaliação, não demonstraram um melhor desempenho desta resina face às micro- ou nanohíbridas convencionais⁴⁹⁶⁻⁴⁹⁸. Este achado pode dever-se ao facto de que a magnitude das tensões de contração geradas e não a contração propriamente dita assumam um fenómeno de maior importância, já que o silorano não demonstrou produzir tensões de contração inferiores às de outras resinas compostas^{499, 500}. De facto, diferentes estudos evidenciaram a capacidade de alguns destes novos materiais restauradores ditos de baixa contração proporcionarem menores tensões de contração quando comparados com resinas ditas convencionais^{489, 491, 501}. No entanto, a sua potencial superioridade clínica carece ainda de ser comprovada⁵⁰²⁻⁵⁰⁵.

Paralelamente, tem também vindo a ser estudada a utilização de resinas compostas com propriedades auto-adesivas, estando já algumas disponíveis para consumo no mercado. Estas formulações incorporam adicionalmente monómeros acídicos típicos dos sistemas autocondicionantes cuja finalidade é gerar adesão mecânica e/ou química com a estrutura dentária. Contudo, os resultados gerados não têm sido promissores^{385, 506, 507}. Algumas outras linhas de investigação, ainda que em fase experimental, englobam a pesquisa de monómeros alternativos, de novas partículas que permitam melhorar as propriedades mecânicas das resinas e/ou potenciar efeitos remineralizantes, de agentes anti-microbianos, bio-indutores ou auto-reparadores, numa perspectiva de criar biomateriais “inteligentes”⁵⁰⁸.

Atualmente as resinas compostas microhíbridas são consideradas as de primeira escolha ou o “gold-standard” como material de restauração estético direto quer ao nível dos dentes anteriores e posteriores⁴⁶⁹. Uma das

suas limitações compreende a sua aplicação clínica em cavidades de grandes dimensões e/ou com recobrimento cuspídeo ou em zonas de elevadas tensões oclusais tal como as encontradas em pacientes bruxómanos e/ou com hábitos parafuncionais exacerbados, nas quais se eleva a probabilidade de fratura ou desgaste das restaurações^{482, 509}. Outra importante limitação prende-se com as tensões de contração geradas no decurso da contração que as resinas compostas sofrem durante o processo de polimerização, particularmente na restauração de cavidades com um fator de configuração cavitária elevado. O tamanho e a forma da cavidade definem o seu fator C que, basicamente e em função da sua área, resulta da razão entre o número de superfícies aderidas e o número de superfícies não aderidas de uma cavidade, sendo que, as cavidades de classe I representam aquelas com um fator C mais elevado, entre 4 e 5⁵¹⁰. Em cavidades totalmente aderidas, a contração de polimerização fica restrita pela adesão da resina composta às superfícies dentárias rígidas do dente o que condiciona tensões no interior da resina que são transferidas para a interface adesiva dente/resina e para o próprio dente, podendo levar ao rompimento da interface adesiva, à propagação de microfraturas no esmalte e à deflexão cuspídea⁵¹¹. Desta forma, as paredes aderidas comportam-se como áreas de restrição da contração de polimerização das resinas compostas, ao passo que as paredes livres são áreas que permitem o seu escoamento e, conseqüentemente, o alívio das tensões de contração geradas⁵¹¹⁻⁵¹³. Em situações de fator C aumentado, entre 2 e 5, alguns autores demonstraram uma diminuição das forças de adesão^{327, 329, 330, 380, 514-516}. A competição entre a tensão gerada durante a polimerização das resinas compostas e as forças de adesão das mesmas às paredes da cavidade parece constituir uma das principais causas da formação de fendas marginais. As fendas marginais conduzem à passagem de fluidos orais, microorganismos, moléculas e iões entre a parede da cavidade e o material restaurador, processo este denominado de microinfiltração marginal. A magnitude das tensões de contração resultam de uma complexa interação de vários fatores relacionados com os materiais, técnicas e tipo de preparação cavitária, sendo que, alguns deles podem ser manipulados clinicamente por forma a reduzir as tensões geradas e, conseqüentemente os potenciais efeitos deletérios ao nível das restaurações, nomeadamente sensibilidade pós-operatória, fendas marginais, pigmentação marginal, recidiva de cárie e inflamação pulpar^{193, 476, 487, 510, 517}.

6. Longevidade das restaurações

Na longevidade das restaurações foram implicados diferentes tipos de fatores, formando, no conjunto, uma tríade interdependente cujos núcleos representam critérios clínicos, critérios relacionados com o operador e os relacionados com o paciente⁹⁻¹³. Embora seja previsível que o operador constitua o fator mais determinante do sucesso clínico das restaurações com resina composta, a evidência científica ainda não suporta este facto^{9, 13}. Uma das principais razões que o pode explicar tem por base o facto de que a maioria dos estudos clínicos randomizados e controlados são executados em ambiente universitário, onde os operadores conhecem exaustivamente os assuntos envolvidos sendo, por isso, detentores de um conhecimento (*know-how*) diferenciado. Para além disso, o(s) operador(es) envolvidos, seguem usualmente um processo de calibração e podem eventualmente assumir uma maior responsabilidade no que respeita aos resultados, impondo, por isso, um maior empenho durante os procedimentos clínicos. Também, na maioria destes estudos, os pacientes são selecionados de acordo com critérios de inclusão/exclusão pré-definidos, o que determina que a maioria dos participantes estejam motivados e apresentem uma boa higiene oral ou a ausência de parafunções apresentando, conseqüentemente, um risco reduzido de insucesso no que concerne ao desfecho esperado^{9, 518}. Ainda assim, os estudos clínicos constituem o patamar máximo de evidência científica na avaliação da efetividade clínica de um tratamento restaurador¹⁷.

A maioria dos estudos clínicos sobre restaurações diretas em resina composta incide na avaliação do seu desempenho clínico ao nível das restaurações posteriores ou na restauração de lesões cervicais não cáries (LCNCs)⁵¹⁸. Os fatores implicados no insucesso daqueles tipos de restaurações são geralmente díspares, já que nas LCNCs, o desempenho do sistema adesivo propriamente dito assume uma importância capital na retenção das restaurações, sendo a perda de retenção o critério clínico de insucesso mais frequentemente associado a estes tipo de lesões^{16, 17}, ao passo que as restaurações de classe I ou II de Black, ao apresentarem características autoretentivas, os parâmetros clínicos mais envolvidos no seu insucesso referem-se à deterioração marginal, ocorrência de cáries recidivantes ou fraturas da restauração^{9, 11-15}.

Em duas revisões sistemáticas sobre ensaios clínicos longitudinais em LCNCs^{16, 17}, com períodos observacionais entre 1998-2004 e 2004-2009, respetivamente, foi demonstrado que a utilização de sistemas do tipo condicionar e lavar de três passos condicionava as taxas médias de insucesso anuais mais baixas relativamente à retenção das restaurações, entre os 3 e os 5% e que apenas os sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos conferiam resultados similares. Para sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar de dois passos as taxas de insucesso cresciam para cerca de 6%. No que concerne aos sistemas autocondicionantes de um passo foi demonstrado que o seu desempenho era seguramente o mais fraco de entre toda a gama de sistemas adesivos, com taxas de insucesso na ordem dos 8%, mas apenas para o primeiro período observacional, ou seja, resultante da compilação de estudos mais antigos. Paralelamente, verificou-se que havia uma elevada variabilidade de resultados entre produtos que se enquadravam numa mesma categoria ou mesmo entre o mesmo produto estudado em diferentes estudos, sendo que, a menor variabilidade foi registada para os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar de três passos (0 - 16%) e o maior para os sistemas autocondicionantes de um passo (0-48%)¹⁶. Segundo a revisão sistemática mais recente, o comportamento desta última categoria de adesivos demonstrou melhorar significativamente, inferindo-lhe taxas de insucesso na ordem dos 3%, similares às obtidas no mesmo período observacional pelos sistemas por eles considerados como o “gold-standard” da adesão, ou seja, os sistemas do tipo condicionar e lavar de três passos, inferindo a suposição que esta mais nova geração de sistemas autocondicionantes de passo único oferece resultados mais previsíveis, abrindo portas para um caminho promissor¹⁷. Uma meta-análise conduzida por Heintze e colaboradores⁵¹⁹, na qual foram incluídos todos os estudos prospetivos relativos a restaurações cervicais publicados entre 1994 e 2008 e os resultados foram obtidos a partir das taxas de retenção (R), do grau de pigmentação marginal (PM), do grau de adaptação marginal (AM) e por um índice clínico proposto pelos mesmos autores num trabalho anterior⁵²⁰, determinado a partir de uma conjugação daqueles fatores $(4 \times (100 - R) + 2 \times (100 - PM) + 1 \times (100 - AM) / 7)$, do qual foi também inferido o sucesso clínico. De acordo com os resultados obtidos, em média, 10% das restaurações perdiam retenção e cerca de 24% exibiam pigmentação marginal aos 3 anos de avaliação clínica, sendo que a variabilidade respeitante à retenção era de 0 a 50% e em relação à pigmentação marginal era de 0 a 74%, sem que fosse detetada qualquer evidência de cárie recorrente. Também este estudo demonstrou que a classe de adesivos constitui o fator de maior influência no desempenho clínico das restaurações, em que os sistemas adesivos autocondicionantes de dois passos e os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar de três passos demonstravam o melhor comportamento e os sistemas autocondicionantes de um passo o pior; permanecendo os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar de dois passos e os cimentos de ionómero de vidro ou os cimentos de ionómero de vidro modificados por resina num plano intermédio. O estudo revelou ainda que a preparação mecânica da superfície dentinária condicionava uma maior taxa de retenção das restaurações comparativamente às colocadas em dentina não preparada e, paralelamente, apesar de não apresentar uma significância clínica estatisticamente relevante, inferiu que o isolamento absoluto do campo operatório é recomendável, já a execução de um bisel no esmalte oclusal parece ser um procedimento relativamente opcional. Uma outra revisão sistemática que incidiu na recolha de estudos clínicos randomizados e controlados em LCNCs publicados entre 1950 e 2011, com períodos observacionais mínimos de 18 meses, que comparassem pelo menos dois sistemas adesivos (de

quatro estratégias adesivas apenas: C&L 3P; C&L 2P,AC 2P,AC 1P) e respondessem a critérios de inclusão e de qualidade rigorosos demonstrou que apenas 26 estudos cumpriam com os requisitos mínimos exigidos. Mesmo estes apresentavam algumas deficiências na descrição de pontos cruciais do protocolo e procedimentos determinando, em última análise, uma insuficiente qualidade para atender completamente aos objetivos da revisão sistemática. Desta forma, as conclusões deste trabalho determinaram que não haverá suficiente evidência para suportar a superioridade de uma estratégia adesiva sobre outra na restauração de LCNCs⁵²¹.

A taxa anual de insucessos das restaurações diretas em dentes posteriores vitais, resultantes da restauração de classes I e II de Black varia, em média, entre 1 e 3%, sendo as fraturas dentárias ou do material de restauração e a recidiva de cárie os eventos clínicos mais frequentemente envolvidos no insucesso das restaurações em avaliações a médio e longo prazo^{9,11,12}. Uma revisão sistemática conduzida por Brunthaler e colaboradores em 2003¹⁴ incidiu na recolha de estudos clínicos prospetivos sobre restaurações diretas posteriores em resina composta publicados entre 1996 e 2002, com períodos de observação entre 1 e 17 anos e revelou que, para períodos superiores a 5 anos a maior causa de insucesso relacionava-se com a recidiva de cárie e para períodos mais curtos de avaliação a principal causa era devida à ocorrência de fraturas da restauração. A percentagem de restaurações que sofreram fratura oscilava entre os 1 e os 14%, sendo que na maioria dos estudos representava menos de 5% dos insucessos em relação ao número total de restaurações avaliadas e reportava-se com maior frequência a compómeros ou resinas compostas com macropartículas. A percentagem de restaurações que apresentavam recidiva de cárie variou entre os 3 e os 16%, sendo que a incidência anual da sua ocorrência era de cerca de 1%, com uma variação entre 0% e 4.3%. Um outro estudo sobre a mesma temática, mas mais recente, conduzido por Demarco e colaboradores⁹, compilou os estudos clínicos longitudinais prospetivos e retrospectivos publicados entre 1996 e 2011, mas apenas os que apresentavam períodos observacionais superiores a 5 anos e revelou que, nestes estudos, já considerados com um período de avaliação longo, as maiores causas de insucesso relacionavam-se tanto com a recidiva de cárie (1.6 a 15.7%), como com as fraturas da restauração (0.27 a 18.8%), indicando ainda que estas apresentavam uma maior incidência em estudos em períodos de avaliação superiores a 9 anos. Algumas outras causas de insucesso, tais como deterioração marginal, sensibilidade pós-operatória, alterações estéticas, fraturas dentárias ou dor/tratamento endodôntico, foram ainda reportadas mas representavam individualmente e quando relatadas, menos de 5% dos insucessos em relação ao número total de restaurações avaliadas. Uma meta-análise conduzida por Heintze e Rousson¹² que incidiu também sobre a longevidade de restaurações diretas posteriores foi realizada a partir de estudos clínicos prospetivos publicados num intervalo de tempo muito amplo, entre 1966 e 2011, com períodos de observação a partir de 2 anos, permitiu obter algumas informações complementares, particularmente no que concerne ao desempenho de restaurações colocadas sem qualquer sistema adesivo ou apenas pelo condicionamento seletivo do esmalte e com recurso a sistemas adesivos autocondicionantes, isto é abrangendo situações clínicas absolutamente obsoletas e outras pertinentes e atuais, das quais ainda pouca informação existe, já que a maioria dos estudos clínicos sobre restaurações posteriores em resina composta randomizados e controlados que intermediaram a utilização de sistemas adesivos autocondicionantes de um ou dois passos são escassos e ainda de curto tempo de avaliação clínica, geralmente inferiores a cinco anos. Este estudo também avaliou o efeito do método de condicionamento das estruturas dentárias e do tipo de material de restauração usados sobre diferentes parâmetros de avaliação, indicando que as restaurações efetuadas sob isolamento absoluto, com recurso a sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar e resinas compostas híbridas/micróhíbridas determinavam o melhor desempenho clínico. As resinas compostas híbridas e microparticuladas demonstraram proporcionar tendencialmente um melhor comportamento no que concerne à estabilidade de cor, textura superficial e forma anatómica relativamente às resinas macroparticuladas, exibindo um desempenho similar no que concerne à incidência de fraturas e/ou cárie recorrente, que revelou ser bastante reduzida para qualquer um dos materiais estudados em períodos longos de avaliação e não dependentes do método de adesão. Já a

ocorrência de fraturas apresentou uma correlação negativa significativa com a utilização de isolamento absoluto com dique de borracha. A deterioração marginal, englobando a incidência de pigmentação marginal e fendas marginais demonstrou depender maioritariamente do tipo do sistema adesivo empregue, de entre os quais os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar revelaram gerar os melhores resultados comparativamente aos sistemas autocondicionantes. A incidência sobre a ocorrência de sensibilidade pós-operatória revelou ser muito baixa e independente do modo de adesão utilizado. Este estudo indicou ainda que a taxa média de sucesso anual das restaurações após 10 anos de avaliação para resinas compostas era de 92%, comparadas às efetuadas em amálgama, com um desempenho apenas ligeiramente superior de 94%.

A durabilidade limitada das restaurações resulta, maioritariamente, da exposição das interfaces adesivas ao meio intra-oral. Estas interfaces encontram-se permanentemente sujeitas a estímulos mecânicos, químicos e/ou térmicos que podem comprometer a sua longevidade a curto, médio ou longo prazo. A ação de forças oclusais sobre as interfaces adesivas, resultantes maioritariamente dos ciclos mastigatórios podem induzir, por efeito cumulativo, tensões que excedem a tenacidade de fratura interfacial, determinando um sítio para iniciação de uma falha, que pode, por sua vez, atuar como um local onde a concentração de tensões se torna mais significativo, contribuindo para a progressão e propagação da falha inicial⁴⁶². As oscilações de temperatura na cavidade oral também podem induzir tensões repetitivas de contração e expansão ao nível da interface dente/resina devido às diferenças entre o coeficiente de expansão térmica entre aquelas estruturas, podendo exacerbar a ocorrência de fendas interfaciais⁵²². A potencial deterioração bioquímica secundária à degradação hidrolítica e enzimática da interface adesiva pode ainda potenciar os mecanismos de degradação das interfaces, dos quais, a hidrólise tanto dos componentes poliméricos como do colagénio assumem um papel preponderante. Por último, também as tensões desenvolvidas durante a contração de polimerização das resinas compostas podem condicionar o rompimento das interfaces adesivas, potenciando a ocorrência de microinfiltração marginal^{34, 52, 462}.

A popularidade dos estudos laboratoriais na área da adesão relaciona-se essencialmente com a velocidade com que novos materiais vão surgindo no mercado, resultando numa elevada taxa de renovação dos mesmos, sem que, na maioria das vezes, os sistemas percursos tenham sido adequadamente avaliados clinicamente, particularmente, em estudos a médio e longo prazo^{9, 11}. Paralelamente, a avaliação laboratorial do comportamento dos adesivos e das interfaces por eles criadas mantem-se como uma necessidade permanente por forma a testar inúmeras variáveis, que, podendo ou não reproduzir resultados com possível relevância clínica, dificilmente se poderiam concretizar em estudos clínicos tanto pela questão do(s) pormenor(es) de metodologia, como pela questão ética. Desta forma, a durabilidade da adesão tem vindo a ser testada *in vitro* recorrendo a diversas metodologias no sentido de avaliar a deterioração progressiva das interfaces adesivas ao longo do tempo, constituindo a maior fonte de informação detalhada no que diz respeito aos mecanismos de degradação das interfaces¹⁷. Em ambiente laboratorial, a durabilidade da adesão pode ser testada após submeter amostras sujeitas aos procedimentos adesivos e restauradores, a diferentes meios de envelhecimento artificial, nomeadamente, o armazenamento em água, a fadiga térmica, a fadiga mecânica, a fadiga termomecânica, a degradação por enzimas ou por substâncias químicas, entre outras. Contudo, a maioria destes métodos mimetiza apenas um dos fatores envolvidos na degradação das interfaces *in vivo*, onde todos, geralmente, operam simultaneamente⁵². A hidrólise dos componentes interfaciais parece ser o fator com maior impacto na degradação da interface adesiva dentinária, pelo que, o método experimental mais validado para a sua avaliação é o armazenamento em água por períodos de tempo variáveis estendendo-se geralmente entre os 3 meses e vários anos^{17, 462, 523, 524}.

Atualmente, de entre os estudos que assentam na tecnologia adesiva, a determinação das forças de adesão aos substratos dentários, a mensuração do fenómeno de microinfiltração, a avaliação do selamento marginal por análise quantitativa em microscopia e a observação das interfaces adesivas utilizando diferentes

métodos de microscopia, constituem os mais relevantes meios experimentais na avaliação do desempenho dos sistemas adesivos, particularmente quando associados a meios de envelhecimento das amostras^{10, 17}. Contudo, a correlação entre os resultados obtidos a partir de algumas metodologias experimentais, particularmente entre as forças de adesão, o grau de microinfiltração e a presença de fendas marginais para a discriminação de diferentes sistemas adesivos revelou ser fraca¹⁰. Outros estudos também demonstraram uma correlação pobre entre o grau de microinfiltração marginal e análise quantitativa das margens por MEV^{525, 526}. De acordo com uma revisão sistemática conduzida por Munck e colaboradores⁴⁶² sobre a durabilidade da adesão à estrutura dentária e após a extrapolação dos resultados fornecidos por um vasto número de sistemas adesivos comercializados e experimentais no que concerne às forças de adesão ao esmalte e à dentina, os autores observaram que o desempenho *in vitro* dos sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar de três passos que incorporam o álcool como solvente e os sistemas autocondicionantes de dois passos eram os menos sensíveis aos efeitos de envelhecimento.

Uma das grandes questões que se coloca na atualidade prende-se com a validação dos testes *in vitro* no sentido de averiguar se estes se podem correlacionar de alguma forma com o desempenho clínico das restaurações adesivas *in vivo*^{10, 17, 464, 520}. Uma revisão sistemática conduzida por Heintze e colaboradores¹⁰ demonstrou não haver correlação entre a qualidade marginal obtida a partir de restaurações de classes V de Black efetuadas laboratorialmente e submetidas a processos de envelhecimento e os resultados provenientes de estudos clínicos sobre o desempenho dos mesmos materiais *in vivo* em LCNCs. De acordo com os resultados obtidos pela análise quantitativa marginal de classes V obtida experimentalmente, a maioria dos adesivos testados não deveriam ocasionar o bom desempenho clínico que revelaram ter, pois o decréscimo da qualidade marginal obtida para os estudos *in vitro* era significativamente superior à da obtida nos estudos clínicos. Paralelamente, aquele trabalho de revisão demonstrou ainda existir uma fraca correlação entre as forças de adesão à dentina obtidas às 24 horas e os resultados clínicos obtidos para oito diferentes sistemas adesivos pela avaliação da perda de retenção de restaurações cervicais após 2 ou 3 anos em função. Contudo, quando estes produtos eram categorizados na sua tipologia base, aquele estudo demonstrou que os sistemas autocondicionantes de passo único apresentavam simultaneamente baixas forças de adesão e uma baixa taxa de retenção em LCNCs¹⁰. Um trabalho posterior conduzido pela mesma equipa⁵²⁰ e complementar ao anterior integrou um maior número de casos, envolvendo duas metodologias *in vitro* com base na avaliação quantitativa das margens por MEV obtidas após o envelhecimento das restaurações sob dois protocolos diferentes empregues em duas universidades, Berlim e Zurique, por forma a compará-las a ensaios clínicos prospetivos a partir de restaurações em LCNCs. Contudo, as conclusões foram muito semelhantes, já que os autores não identificaram uma correlação significativa entre os resultados obtidos *in vivo* e *in vitro* para qualquer um dos centros de investigação implicados no estudo, bem como também evidenciaram uma fraca correlação entre ambas as metodologias experimentais. Apesar disto, foi demonstrada uma correlação significativa entre os resultados clínicos aos 24 meses e ambos os resultados experimentais quando estes avaliaram um mesmo tipo de resina composta na restauração, implicando este fator no sucesso clínico de restaurações de classe V. Um outro trabalho de revisão conduzido por Van Meerbeek¹⁷ permitiu estabelecer uma correlação entre os resultados encontrados para os testes experimentais de forças de adesão à dentina com diferentes sistemas adesivos, obtidas após o envelhecimento das amostras e a taxa de retenção clínica de restaurações efetuadas em LCNCs após um período de 5 anos em função, obtidos a partir de revisões sistemáticas conduzidos no seu laboratório, pela sua equipa. Contudo, para as mesmas condições, no período clínico observacional de 2 anos esta correlação já não foi detetada, devido à elevada taxa de retenção clínica das restaurações ainda registadas nesta fase.

No que concerne às restaurações posteriores alguns estudos mostraram uma correlação importante entre os achados *in vitro* e *in vivo*, indicando que, quando usada a mesma conjugação de materiais, o seu inferior

comportamento em estudos experimentais traduzia-se igualmente por um desempenho clínico mais pobre^{464, 527, 528}. Contudo, o número de publicações que testou os mesmos materiais sobre um protocolo idêntico incidindo nas duas vertentes laboratorial e clínica é ainda muito escasso, acoplado a uma reduzida variabilidade de materiais estudados. Assim, a extrapolação dos resultados obtidos a partir de ensaios laboratoriais para o âmbito clínico deve ser sempre efetuada com alguma reserva.

Ainda no que respeita à longevidade das restaurações verifica-se, na maioria das vezes, uma grande diferença comportamental quando estas são relatadas a partir de estudos prospetivos controlados, normalmente realizados em ambientes universitários ou a partir de estudos transversais, que extrapolam resultados provenientes de restaurações executados por clínicos generalistas não calibrados^{9, 12}. Maioritariamente, nestes estudos transversais, o desempenho das restaurações revelou um nível de desempenho significativamente inferior comparativamente aos obtidos a partir de estudos randomizados e controlados, sendo a ocorrência de cárie secundária ou recorrente o motivo mais frequentemente associado ao insucesso clínico¹⁻⁸. Independentemente dos diversos fatores que possam estar implicados com estes factos, o insucesso clínico determina que a substituição ou reparação de restaurações mal sucedidas constitua um dos principais procedimentos operatórios da prática clínica diária⁵²⁹, contribuindo para um ciclo restaurador repetitivo, bem como para a perda sucessiva de tecido dentário sã e alargamento das preparações cavitárias^{530, 531} o que implica, progressivamente num maior risco de falência das restaurações⁵³².

O objetivo global da componente experimental desta dissertação consistiu na avaliação clínica e laboratorial de cinco sistemas adesivos representativos de diferentes estratégias de adesão.

Capítulo II. Investigação clínica e laboratorial

O trabalho experimental desta dissertação está organizado em dois estudos distintos relativamente aos mesmos materiais. Um estudo *in vivo* do tipo ensaio clínico aleatorizado e um estudo *in vitro* do tipo ensaio em amostras dentárias.

I. Ensaio clínico

I.1. Introdução e objetivos

A procura crescente de restaurações estéticas nos setores posteriores, aliada à possibilidade de efetuar preparações conservadoras implicou uma utilização abrangente das resinas compostas como material de eleição na execução de restaurações diretas^{9, 11-15}. Desta forma, as interfaces dente/adesivo/resina composta assumem um papel preponderante no processo restaurador e no sucesso clínico a longo prazo. A qualidade da adesão estabelecida entre os biomateriais adesivos e os tecidos duros do dente parece ganhar eficácia com a utilização de sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar de três passos sendo, por isso, considerados, por alguns autores, como o “*gold-standard*” na área da adesão^{9, 12, 16, 17, 111}.

Atualmente deparamo-nos com o desenvolvimento permanente e introdução de novas formulações de sistemas adesivos, com especial relevância para os que visam simplificar e acelerar a etapa do procedimento adesivo. De facto, todos os sistemas adesivos contêm na sua formulação uma variabilidade de compostos químicos que cumprem funções idênticas e específicas, pelo que partilham do mesmo mecanismo de adesão básico, baseado na hibridização dos tecidos duros do dente. Este processo envolve um mecanismo de troca onde o conteúdo mineral do dente é substituído por monómeros resinosos que, após a sua polimerização *in situ*, ficam micro-mecanicamente retidos na malha intra e interprismática do esmalte e na rede de colagénio da dentina^{33, 111, 112}. Contudo, a especificidade das diferentes moléculas, a proporção relativa em que se encontram e o modo como interagem entre si diferem grandemente entre as diferentes estratégias adesivas, com repercussões inequívocas sobre a qualidade da adesão proporcionada por cada sistema^{16, 17, 114}.

Atualmente, o maior problema das restaurações adesivas prende-se com a sua limitada durabilidade clínica devido à perda progressiva da integridade das respetivas interfaces adesivas. De facto, nenhuma estratégia

adesiva é isenta de sensibilidade técnica e, apesar deste ponto ter sido um dos principais motivos que catapultou os sistemas autocondicionantes para um patamar de relevo, estes sistemas também possuem limitações específicas e ainda algumas áreas de desconhecimento, tendo de cumprir igualmente com um protocolo de aplicação muito rigoroso^{112, 114, 133, 202}. Os mais recentes sistemas adesivos autocondicionantes simplificados, de um passo, têm demonstrado um desempenho adesivo inconstante, mas tendencialmente mais fraco e mais dependente da sua formulação específica, de acordo com alguns estudos laboratoriais e clínicos, incidindo estes últimos, maioritariamente, na avaliação da sua eficácia na restauração de lesões cervicais não cariosas (LCNCs)^{16, 17, 112, 114, 462, 524}.

Todavia, a simplificação da adesão parece ser um facto incontornável, tendo alcançado mesmo uma considerável porção do mercado, essencialmente devido à forte componente de *marketing* a ela associada. Apesar da grande variedade de novos materiais constantemente disponibilizados, a carência de estudos clínicos randomizados que comprovem a sua eficácia é notória e preocupante, particularmente na avaliação do seu desempenho na restauração de dentes posteriores, justificando por inteiro a pertinência da realização de trabalhos experimentais deste tipo.

O objetivo primário deste estudo clínico randomizado consistiu em avaliar a eficácia a um ano de cinco sistemas adesivos utilizados em restaurações de cavidades oclusais realizadas com uma resina composta. Para este objetivo a hipótese nula (H_0) assentou no pressuposto de que não existem diferenças significativas na eficácia clínica dos sistemas adesivos avaliados.

O objetivo secundário deste estudo consistiu em determinar o índice de concordância entre o método de avaliação clínico direto e um método indireto de avaliação com base em macrofotografias digitais. Para este objetivo a hipótese nula (H_0) assentou no pressuposto de que não existem diferenças significativas nas avaliações obtidas por ambas as metodologias.

1.2. Materiais e métodos

Como metodologia experimental de base foi delineado um ensaio clínico randomizado seguindo os parâmetros definidos pelo CONSORT (*CONsolidated Standards of Reporting Trials*)^{533, 534}. A metodologia de avaliação foi conduzida de acordo com os critérios de avaliação internacionais aprovados pela FDI^{535, 536}.

O estudo, aprovado pelas comissões de ética da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra (FMUC) e do Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC) (anexo 3), decorreu entre Junho e Dezembro de 2011 na Clínica Universitária de Medicina Dentária do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da FMUC, situada no CHUC.

1.2.1. Amostra populacional

A amostra alvo do presente estudo foi selecionada a partir de uma população de pacientes consultados no âmbito da clínica de Dentistaria Operatória da Unidade Clínica I do Mestrado Integrado em Medicina Dentária da FMUC, entre Outubro de 2010 a Março de 2011. Foram inicialmente pré-selecionados 70 pacientes que cumpriam com os seguintes critérios de inclusão:

- Concordância em participar no estudo;
- Hábitos de higiene oral adequados;
- Necessidades de tratamento de lesões de cárie primárias localizadas nas faces oclusais de molares e pré-molares;
- Em fase de dentição definitiva.

Após a execução e análise da história médica geral e oral detalhadas foram eliminados 16 pacientes de acordo com os seguintes critérios de exclusão:

1) Pacientes com:

- Doenças sistêmicas graves, medicação continuada com anti-inflamatórios não esteróides (AINEs), analgésicos e/ou fármacos psicotrópicos;
- Sinais evidentes de xerostomia;
- Gravidez ou em amamentação;
- História de cirurgia periodontal efetuada nos 3 meses anteriores;
- História de tratamento ortodôntico decorrido nos 3 meses anteriores;
- Doença periodontal não controlada;
- Bruxismo, outras parafunções ou hábitos nocivos;
- História de alergia aos materiais;
- Maus hábitos de higiene oral;
- Impossibilidade de colocação da dique como meio de isolamento operatório;
- Impossibilidade de comparecer às consultas de reavaliação;
- Menos de 20 dentes naturais.

2) Dentes com:

- Terapêutica endodôntica;
- Função de pilares de próteses fixas ou removíveis;
- Restaurações prévias;
- Ausência de contactos oclusais com dente antagonista;
- Elemento protético fixo ou removível como dente antagonista;
- Atrição, abfração ou erosão;
- Fraturas ou fissuras;
- Sinais de patologia pulpar prévia;
- História de trauma oclusal;
- Mobilidade patológica;
- Displasias do esmalte e/ou dentina;
- Cavidades que envolvam reconstruções cuspídeas;
- Cavidades que envolvam exposição pulpar.

Foram selecionados 54 pacientes com possibilidade de execução dos tratamentos em causa em 159 dentes, os quais foram devidamente informados das respetivas necessidades terapêuticas e esclarecidos acerca das implicações da sua participação no estudo. Para tal, foi-lhes fornecida e explicada uma folha de informação associada a um consentimento informado escrito que, em caso de anuência definitiva, foi devidamente assinada. Os pacientes foram informados da possibilidade de contactarem em qualquer altura os responsáveis pelo estudo na eventualidade de ocorrer alguma alteração nos dentes tratados entre os períodos de avaliação.

O tamanho da amostra foi determinado com base nas “Guidelines da American Dental Association Acceptance Program Guidelines for Dentin and Enamel Adhesive Materials”⁵³⁷. Os 159 dentes selecionados foram randomizados pelo método de aleatorização simples (por número em envelope fechado) em 5 grupos de estudo, de acordo com o sistema adesivo avaliado. Definiu-se o número mínimo e máximo de restaurações a efetuar num mesmo paciente, como um e cinco, salvaguardando, neste último caso, que se distribuíam pelos diferentes grupos de estudo.

A equipa de trabalho foi constituída por um coordenador, um único operador clínico experiente e previamente treinado (o investigador principal), um assistente/auxiliar com experiência na área em estudo, um colaborador na área de informática e fotografia, dois avaliadores e elementos do Laboratório de Bioestatística e Informática Médica da FMUC. Devido à especificidade dos materiais e técnicas operatórias foi impossível ao operador a execução das restaurações de uma forma cega. Inversamente, os procedimentos de avaliação e estatísticos foram executados de forma totalmente cega.

1.2.2. Procedimentos operatórios

Todos os procedimentos terapêuticos foram efetuados em dentes com necessidade de tratamento, utilizando materiais e técnicas atuais, disponíveis no mercado e legalmente aprovados. O diagnóstico da lesão de cárie foi efetuado com base no exame clínico e em radiografias digitais apicais recentes.

Os procedimentos operatórios propriamente ditos iniciaram-se com o registo dos contactos oclusais em intercuspidação máxima com papel de articulação de 40 µm (Bausch, Köln, Alemanha) previamente à preparação das cavidades, por forma a prevenir ao máximo que as margens da cavidade se localizassem num local de contacto. De seguida procedeu-se à administração de anestesia local periapical com cloridrato de lidocaína 2% epinefrina 1:80.000 (Xilonibsa® 2%; Inibsa, Barcelona, Espanha) ou por bloqueio troncular do nervo dentário inferior com cloridrato de mepivacaína a 3% (Mepivastesin™, 3MEspe, St Paul, MN, EUA) e ao isolamento absoluto do campo operatório com dique de borracha (Hygenic® Flexi Dam®, Roeko, Coltène Whaledent, Altstätten, Suíça) utilizando grampos apropriados.

As preparações cavitárias foram efetuadas com recurso a instrumentos rotatórios e manuais de acordo com o seguinte procedimento clínico: a primeira abordagem foi feita com uma broca cilíndrica diamantada de turbina com grão médio (105 a 125µm) (G835-314-008-3-ML, Diatech, Coltène Whaledent, Altstätten, Suíça), seguida de contra-ângulo com uma broca esférica de carboneto de tungsténio de dimensões ajustadas à cavidade em causa (RA/C1-204-010/012/014, Diatech, Coltène Whaledent, Altstätten, Suíça), sob refrigeração contínua e abundante. Terminou-se com uma instrumentação manual com escavadores de dentina até à remoção completa do tecido cariado de acordo com critérios clínicos. Não foi intencionalmente incluída na preparação nenhum tipo de retenção mecânica ou bisel e todas as margens se situaram em esmalte são. Após a preparação cavitária executou-se uma restauração adesiva com resina composta, utilizando um dos cinco sistemas adesivos de acordo com as instruções do fabricante, no seu respetivo grupo (tabela 2):

Grupo I – OptiBond™ FL (OBFL)

Neste grupo foi utilizado um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de três passos (C&L 3P), OptiBond™ FL (Kerr; Orange, CA, EUA). O esmalte e a dentina foram sequencialmente condicionados com um gel de ácido ortofosfórico a 36% por um período máximo de aplicação na dentina de 15 segundos. De seguida efetuou-se uma lavagem abundante com ar e água (15 segundos) por forma a retirar o gel da cavidade, removendo-se o excesso de água com jato de ar, mantendo-se a dentina húmida. Aplicou-se o *primer* agitando a so-

lução, por 15 segundos, na cavidade com um aplicador. De seguida, utilizou-se o jato de ar suavemente, durante 5 segundos, e colocou-se de seguida a resina adesiva fluida, agitando-a levemente sob a superfície durante 15 segundos. Para uniformizar esta camada recorreu-se ao jato de ar aplicado em 3 segundos e fotopolimerizou-se por 20 segundos com um aparelho de luz LED (*Light Emitting Diode*), a emitir em torno dos 650mW/cm² (Bluephase®, modo “Low”, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)⁵³⁸. A intensidade de luz foi regularmente monitorizada recorrendo ao radiómetro incorporado no aparelho.

Grupo 2 – Prime & Bond® NT™ (PBNT)

Neste grupo foi utilizado o sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de dois passos (C&L 2P), Prime & Bond® NT™ (Dentsply DeTrey; Konstanz, Alemanha). O esmalte e a dentina foram sequencialmente condicionados com um gel de ácido ortofosfórico a 36% por um período máximo de aplicação na dentina de 15 segundos. De seguida efetuou-se uma lavagem abundante com jato de ar e água (10 segundos) por forma a retirar o gel da cavidade, removendo-se o excesso de água com uma bola de algodão, mantendo-se a dentina visivelmente húmida. Aplicou-se uma primeira camada do adesivo na cavidade com um aplicador, deixando atuar por 20 segundos e secou-se com um leve jato de ar, durante 5 segundos, por forma a promover a evaporação do solvente. Fotopolimerizou-se com o mesmo aparelho de luz LED, durante 10 segundos, de forma análoga ao grupo 1. Aplicou-se uma segunda camada do adesivo, secou-se de imediato e fotopolimerizou-se por mais dez segundos.

Grupo 3 – Clearfil™ SE Bond (CSEB)

Neste grupo foi utilizado o sistema adesivo autocondicionante de dois passos (AC 2P), Clearfil™ SE Bond (Kuraray Medical Inc; Tóquio, Japão). Aplicou-se o *primer* ácido no esmalte e na dentina com um pincel, permanecendo a solução na cavidade por 20 segundos. Secou-se com um leve jato de ar, durante 5 segundos. Colocou-se de seguida a resina fluída, aplicou-se um leve jato de ar e fotopolimerizou-se por 10 segundos de forma análoga aos grupos anteriores.






Grupo 4 – Xeno® III (XIII)

Neste grupo foi utilizado o sistema adesivo autocondicionante de um passo/dois componentes (AC IP/2C) Xeno® III (Dentsply DeTrey; Konstanz, Alemanha). Utilizou-se o adesivo na sua forma de apresentação em unidose, tendo-se procedido à mistura prévia da solução do componente A com a do componente B em movimentos circulares durante 5 segundos. Aplicou-se a mistura no esmalte e na dentina com um aplicador permanecendo a solução por 20 segundos na cavidade. Secou-se com um leve jato de ar por 5 segundos e fotopolimerizou-se por 10 segundos de forma análoga aos grupos anteriores.

Grupo 5 – Xeno® V+ (XV+)

Neste grupo foi utilizado o sistema adesivo autocondicionante de um passo/um componente (AC IP/1C), Xeno® V+ (Dentsply DeTrey; Konstanz, Alemanha). Procedeu-se à aplicação ativa do adesivo uniformemente no esmalte e na dentina com um aplicador, agitando a solução por 20 segundos na cavidade. Secou-se com um leve jato de ar por 5 segundos e fotopolimerizou-se por 10 segundos de forma análoga aos grupos anteriores.


Tabela 2: Grupos e materiais estudados.

Grupo Sistemas Adesivos (Código)	Fabricante	Classificação	Composição e pH	Lote n° Validade
Grupo 1 Optibond™ FL (OBFL)	Kerr Orange, CA EUA	C&L 3P 	Condicionador: Ácido fosfórico 36% (<i>Conditioner 36</i>) Primer: HEMA, GPDM, PAMA, etanol, água, CQ, BHT (pH≈1.9) Resina fluída: Bis-GMA, HEMA, GDMA, CQ, ODMAB, A174, aluminoborosilicato de bário (0.6µm), di-sódio hexafluorosilicato, sílica coloidal (48%wt)	3535467 02/2012
Grupo 2 Prime&Bond®NT™ (PBNT)	Dentsply DeTrey Konstanz Alemanha	C&L 2P 	Condicionador: Ácido fosfórico 36% (<i>Conditioner 36</i>) PENTA, UDMA, resina R5-62-I, T-resin, D-resin, nanopartículas, iniciadores, estabilizadores, cetilamina hidrófluorido, acetona (pH≈2.7)	100826 08/2012
Grupo 3 Clearfil™ SE Bond (CSEB)	Kuraray Tóquio Japão	AC 2P 	Primer: 10-MDP; HEMA; dimetacrilatos hidrofílicos; camphorquinone; N,N-dietanol-p-touidina; água (pH≈2.1) Adesivo: 10-MDP; Bis-GMA; HEMA; dimetacrilatos hidrofóbicos; camphorquinone; N,N-dietanol-p-toluidina; sílica coloidal (10%wt)	041832 04/2013
Grupo 4 Xeno® III (XIII)	Dentsply DeTrey Konstanz Alemanha	AC 1P/2C 	Componente A: HEMA, água purificada, etanol, BHT, nanopartículas (sílica coloidal) Componente B: Pyro-EMA, PEM-F; UDMA, BHT, CQ, EPD, ODMAB (pH mistura < 1)	1101000251 10/2012
Grupo 5 Xeno®V+ (XV+)	Dentsply DeTrey Konstanz Alemanha	AC 1P/1C 	Amidas acrílicas bifuncionais, ácido acrílico aminoalquisulfônico, ester de ácido fosfórico com função "inversa", fotoiniciador, estabilizador, água, terc-butanol (pH≈1.3)	1006004001 06/2012

A composição e valores de pH indicados foram retirados das informações técnicas dos fabricantes e/ou de alguma literatura publicada^{124, 293, 328, 377, 683, 704}.

Após a aplicação do sistema adesivo, realizou-se o procedimento restaurador respeitando sempre o mesmo protocolo. Para o efeito, usou-se uma resina composta microhíbrida, de cor A2 (Esthet•X® HD; A2; Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha) (tabela 3) colocada de acordo com uma técnica de estratificação anatômica de forma incremental, para a qual foram colocados incrementos sequenciais de cerca de 2 mm relacionados com cada uma das cúspides do dente em causa de forma a não fazer aderir cada incremento a mais do que duas faces do dente, evitando faces opostas. Cada incremento foi fotopolimerizado através da cúspide respetiva por um período de 10 segundos com um aparelho de luz LED a emitir em torno dos 650mW/cm² (Bluephase®, modo "Low", Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)⁵³⁸. No final da restauração procedeu-se a uma fotopolimerização adicional durante sessenta segundos, no mesmo modo, distribuídos em períodos de 20 segundos aplicados nas faces vestibular, palatina/lingual e oclusal, por forma a otimizar o grau de conversão da resina composta.

Tabela 3: Caracterização da resina composta.

Resina Composta	Fabricante	Tipo	Matriz de resina	Conteúdo inorgânico	Lote n° Validade
Esthet•X® HD (A2) 	Dentsply DeTrey Konstanz, Alemanha	Microhíbrida	Bis-GMA Bis-EMA TEGDMA Canforoquinona Estabilizadores Pigmentos	Vidro Ba-F-Al-B-Si (BAFSG) (médio < 1 µm) Sílica coloidal (0,04µm) (77wt%; 60 vol%)	1006292 06/2013

Terminada a restauração, removeu-se o isolamento e procedeu-se ao seu acabamento e polimento. Os contactos oclusais foram registados usando um papel de articulação de 40 μm (Bausch, Köln, Alemanha). O acabamento fez-se com brocas diamantadas de grão fino de 25 μm (G860-314-012-5-XF, Diatech, Coltène Whaledent, Altstätten, Suíça) sob refrigeração abundante e pontas de borracha em forma de taça (Enhance™, Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha). O polimento foi feito com escovas impregnadas com carboneto de silício (Optishine™, Kerr, Bioggio, Suíça) utilizadas sem refrigeração. Uma sequência pormenorizada de um tratamento restaurador com o sistema adesivo OBFL (Grupo I) pode ser observado na figura 25. Uma sequência mais simplificada de um caso efetuado com o sistema adesivo XV+ (Grupo 5) pode ser visualizado na figura 26.



Figura 25: Sequência detalhada da execução das restaurações de um caso respeitante ao grupo I - OBFL: (a) vista pré-operatória do dente 37 com uma lesão de cárie e radiografia digital apical; (b) marcação dos contactos oclusais em PIM; (c) isolamento absoluto com dique de borracha e preparação cavitária finalizada; (d)(e) condicionamento com ácido fosfórico do esmalte e da dentina, respetivamente; (f) lavagem do ácido e aspeto da cavidade após secagem; (g) aplicação do primer (*Optibond FL Prime*); (h) aplicação da resina fluida (*Optibond FL Adhesive*) e fotopolimerização; (i)(j)(k)(l)(m) colocação sequencial da resina composta pela técnica de estratificação anatómica incremental; (n) verificação dos contactos oclusais; (o) aspeto final da restauração após acabamento, polimento e radiografia digital apical pós-operatória.

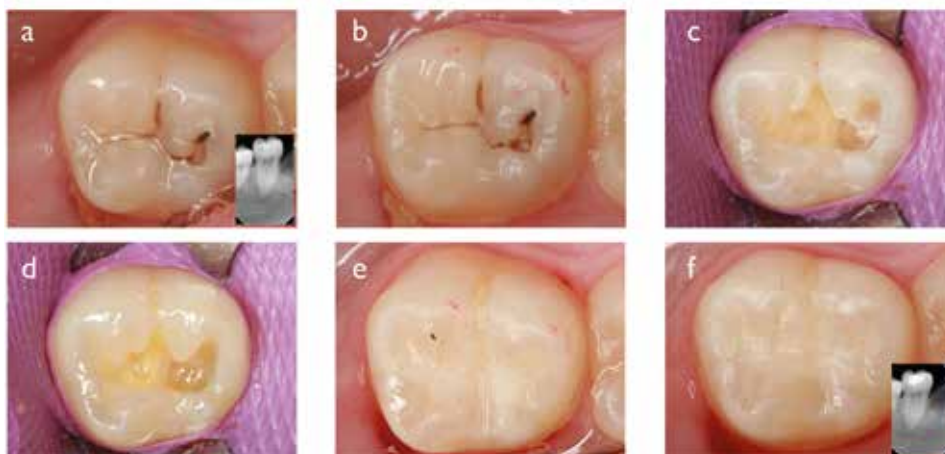


Figura 26: Sequência resumida da execução de uma restauração de um caso respeitante ao grupo 5-XV⁺: (a) vista pré-operatória do dente 47 com uma lesão de cárie e radiografia digital apical; (b) marcação dos contactos oclusais em PIM; (c) isolamento absoluto com dique de borracha e preparação cavitária finalizada; (d) aplicação do adesivo no esmalte e na dentina; (e) verificação dos contactos oclusais; (f) aspeto final da restauração após acabamento, polimento e radiografia digital apical pós-operatória.

No final executaram-se as impressões dos dentes restaurados com um silicone de adição de muito baixa viscosidade (Aquasil Ultra XLV; Dentsply DeTrey, Konstanz, Alemanha) que foram posteriormente preenchidas com uma resina epóxica (Epoxicure® Epoxy resin; Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), permanecendo em repouso durante 24 horas à temperatura ambiente (figura 27).

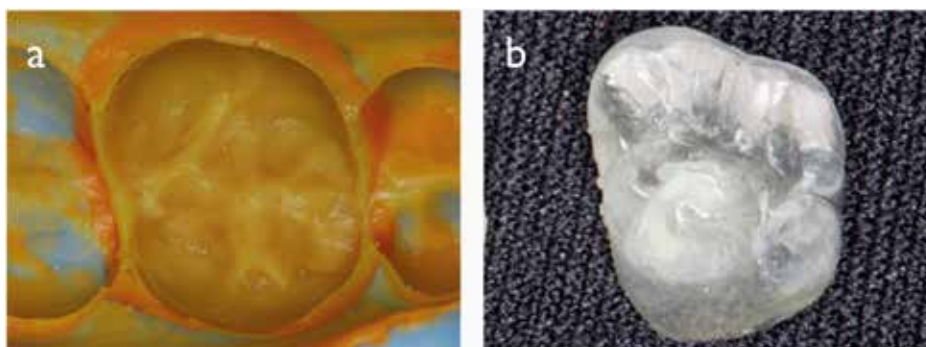


Figura 27: (a) Exemplo de uma impressão pós-operatória envolvendo um dente restaurado; (b) réplica em resina epóxica da face oclusal do dente restaurado.

Para todos os tratamentos efetuados foram realizadas macrofotografias digitais com uma máquina fotográfica digital *reflex* (Canon EOS 400D Digital; Canon Inc., Tóquio, Japão) com objetiva macro (Canon EF 100 mm f/2.8 Macro USM; Canon Inc., Tóquio, Japão) e *flash* anelar (Canon MR-14 EX; Canon Inc., Tóquio, Japão). Os parâmetros foram padronizados com uma abertura F29, velocidade 1/125; ISO 100; balanço dos brancos automático; focagem manual e uma ampliação de 1.6 vezes. As fotografias foram obtidas no modo de imagem “.jpg” de alta resolução (3888 x 2592 pixels) em cinco etapas distintas do procedimento operatório: inicial; após o registo dos contactos oclusais em posição de intercuspidação máxima (PIM); após a preparação cavitária; após o registo dos contactos oclusais no final da restauração; e após o procedimento restaurador concluído. Foram também adquiridas radiografias digitais apicais (Gendex Visualix eHD, Gendex Dental Systems, Hatfield, PA, EUA) imediatamente antes e após os procedimentos operatórios (figura 28). Nos períodos subsequentes de reavaliação das restaurações (6 e 12 meses) foi efetuada uma macrofotografia para cada restauração, seguindo os mesmos parâmetros, bem como, uma impressão com o mesmo silicone de adição. A reavaliação por radiografia digital apical foi efetuada apenas no período de 12 meses (figuras 29 e 30).

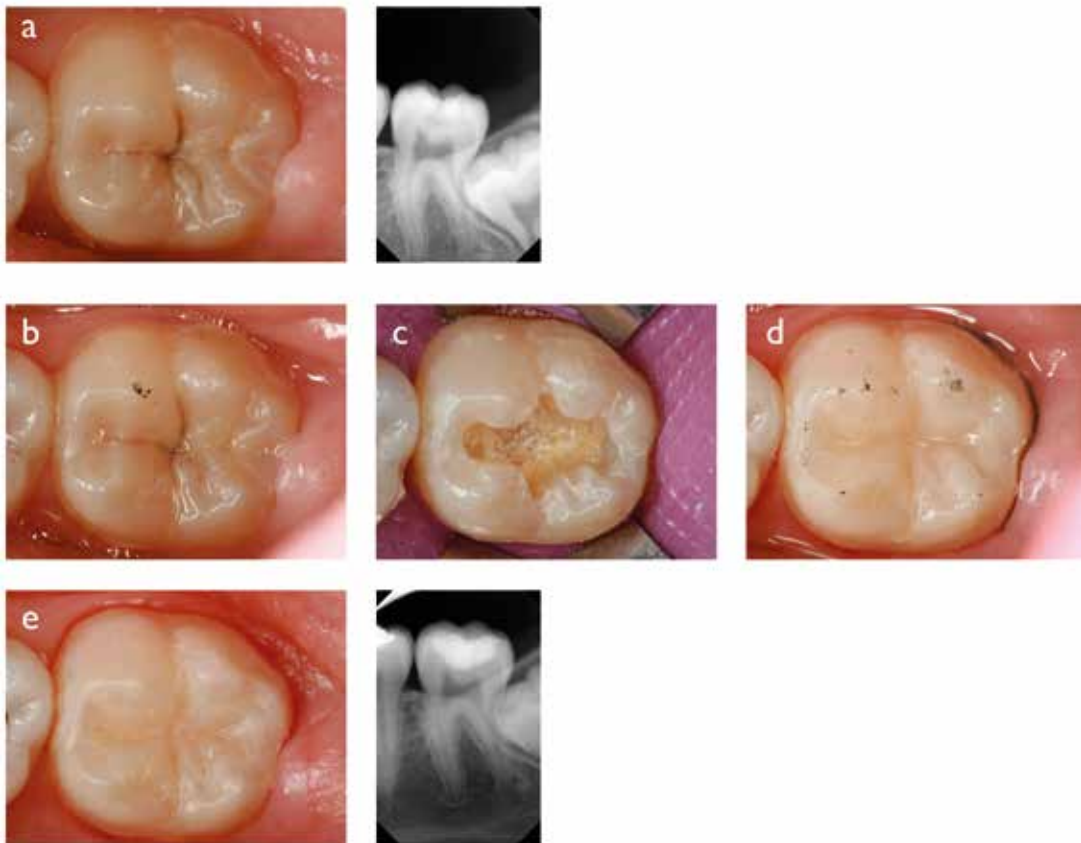


Figura 28: Sequência exemplificativa das macrofotografias e radiografias apicais digitais obtidas no decurso do procedimento restaurador para todos os casos tratados: (a) vista pré-operatória do dente 47 com uma lesão de cárie e radiografia digital apical; (b) marcação dos contactos oclusais; (c) isolamento absoluto com dique de borracha e preparação cavitária finalizada; (d) verificação dos contactos oclusais; (e) aspeto final da restauração após acabamento, polimento e radiografia digital apical pós-operatória.



Figura 29: Exemplo da macrofotografias digital obtida no período observacional de seis meses: aspeto da restauração aos 6M.



Figura 30: Exemplo da macrofotografia digital e radiografia apical digital obtidas no período observacional de doze meses: aspeto da restauração aos 12M e radiografia digital apical.

1.2.3. Procedimento de avaliação clínica

Por forma a caracterizar as cavidades distribuídas pelos diferentes grupos recorreu-se respetivamente à radiografia digital apical pós-operatória para classificar a sua profundidade (P1, P2, P3) e à macrofotografia per-operatória respeitante à preparação cavitária para classificar a largura (L1, L2, L3) e o comprimento (C1, C2, C3) das cavidades, de acordo com os critérios definidos na tabela 4.

Tabela 4: Critérios de avaliação das cavidades em relação às suas dimensões.

Dimensões das cavidades					
Profundidade		Largura		Comprimento	
P1	Até 1 mm além da junção amelo-dentinária (JAD) (dentina superficial)	L1	< 1/3 da distância intercuspeada	C1	< 1/4 da distância intercristas marginais
P2	Entre 1 mm além da JAD e mais de 1 mm aquém do teto da câmara pulpar (dentina média)	L2	Entre 1/3 e 2/3 da distância intercuspeada	C2	Entre 1/4 e 3/4 da distância intercristas marginais
P3	< 1 mm entre pavimento da cavidade e teto da câmara pulpar (dentina profunda)	L3	> 2/3 da distância intercuspeada	C3	> 3/4 da distância intercristas marginais

A recolha dos dados relativos à avaliação das restaurações esteve de acordo com os critérios aplicáveis aprovados pela Federação Dentária Internacional (FDI)^{535, 536} nos seguintes períodos de avaliação: inicial (0M), que se efetuou entre 3 a 7 dias após a execução do tratamento restaurador; após 6 (6M) e 12 meses (12M). A avaliação clínica das restaurações decorreu de forma cega e independente por 2 avaliadores previamente calibrados numa plataforma eletrónica denominada *e-calib* (www.e-calib.info) até que se verificasse uma concordância intra e interavaliadores para os parâmetros aplicáveis. No momento da avaliação, e em caso de discordância em algum dos parâmetros, os avaliadores chegaram a um consenso ainda na presença do paciente. Adicionalmente, após 3 meses do término da recolha de todos os dados respeitantes aos períodos de avaliação clínica de todas as restaurações, ambos os examinadores repetiram a calibração, reverificando-se a concordância interavaliadores, de modo a fazerem uma nova avaliação cega e independente das restaurações. Esta foi realizada por observação das macrofotografias num computador (MacBook Pro Retina 15,4'; Retina LCD Intel HD Graphics 4000 com 1024 MB dedicados em resolução máxima de 2880x1800 pixels) em modo tela cheia e programa apropriado (Preview, versão 7.0, Apple Inc., CA, EUA) apenas para os critérios sujeitos a calibração na *e-calib*. Todas as fotografias foram recortadas (6:4 *crop ratio*; 400 *pixels/inch*; Adobe Photoshop CS5 Extended, versão 12.0, Adobe Systems Incorporated, EUA) por forma a obter a região de interesse que englobava exclusivamente o dente tratado. Todos os resultados obtidos foram registados numa base de dados (Microsoft® Excel® for Mac, Version 14.0.0, Microsoft Corporation, EUA) para posterior análise estatística.

Os critérios de avaliação clínica aplicados basearam-se em parâmetros englobados em três propriedades principais: estética, funcional e biológica. Para cada parâmetro foram estabelecidos cinco *scores* (Sc) numerados de uma forma crescente de 1 a 5 em função do agravamento relativo ao parâmetro avaliado. Para a avaliação final de cada uma das propriedades principais, o *score* mais severo relativo ao conjunto dos seus parâmetros individuais prevaleceu sempre. Para a avaliação final de uma restauração foi utilizado o *score* mais elevado obtido a partir do *score* final atribuído a cada uma das três propriedades principais. Os *scores* 4 e 5 correspondem a insucessos que implicam a necessidade de reparação ou substituição da restauração, respetivamente, ao passo

que os scores 1 a 3 correspondem a níveis de aceitabilidade da restauração em níveis de “Muito bom”, “Bom” e “Satisfatório”, respetivamente. Um resumo dos parâmetros avaliados pode ser consultado no anexo 4.

Os parâmetros clínicos de avaliação para o presente estudo adaptados dos critérios aprovados pela Federação Dentária Internacional (FDI) ^{535 536} foram os seguintes (os parâmetros passíveis de calibração prévia na plataforma eletrónica estão devidamente assinalados entre parêntesis com *e-calib*):

A. Propriedades estéticas

1. Brilho e rugosidade superficial (e-calib)

A qualificação da rugosidade e brilho deve ser definida pela avaliação comparativa com o esmalte adjacente.

Sc1 – O brilho superficial é comparável ao do esmalte circundante.

Sc2 – A superfície pode apresentar-se ligeiramente baça. Podem visualizar-se poros isolados, ocasionais.

Sc3 – A superfície está baça mas ainda aceitável quando recoberta por um filme de saliva. Podem visualizar-se múltiplos poros em mais de um terço da superfície.

Sc4 – A superfície apresenta-se rugosa mesmo quando recoberta por um filme de saliva. Presença de poros largos/“lacunas”. Torna-se necessário reparar.

Sc5 – A superfície apresenta-se com uma rugosidade superficial inaceitável, capaz de reter um biofilme de placa bacteriana. A restauração torna-se inestética e a substituição é obrigatória.

2. Pigmentação superficial e marginal (e-calib)

Para a avaliação deste critério devem distinguir-se dois tipos de pigmentação: a pigmentação superficial e a pigmentação marginal. A qualificação da pigmentação superficial deve ser definida por comparação com a do esmalte adjacente e deve ser passível de remoção por escovagem ou polimento. A pigmentação marginal traduz uma alteração da cor na interface adesiva das restaurações e pode ser total ou parcial.

Sc1 – Sem qualquer evidência de pigmentação superficial ou marginal.

Sc2 – Pigmentação superficial e marginal ligeira (após secagem). Ambas podem ser removidas com polimento.

Sc3 – Pigmentação superficial (pode também estar presente nos dentes adjacentes) e marginal moderada, mas esteticamente aceitáveis.

Sc4 – Pigmentação superficial presente na restauração mas não no dente. Presença de uma pigmentação marginal severa não redutível a processos de polimento. Implica sempre a correção da restauração.

Sc5 – Pigmentação marginal profunda e extensa e/ou pigmentação superficial muito severa, esteticamente inaceitáveis, que exigem a substituição da restauração.

3. Forma anatómica (e-calib)

A forma anatómica de uma restauração pode ser avaliada pelo seu efeito no aspeto estético da restauração.

Sc1 – A forma anatómica é ideal.

Sc2 – A forma anatómica desvia-se apenas ligeiramente da normal.

Sc3 – A forma anatómica desvia-se da do homólogo, mas não afeta a estética.

Sc4 – A forma anatómica encontra-se alterada, inestética, mas a sua correção é possível.

Sc5 – A forma anatómica é inaceitável, requer completa remoção e substituição da restauração.

B. Propriedades funcionais

1. Fraturas do material de restauração e retenção da restauração (e-calib)

Todo o tipo de fraturas que ocorrem no material de restauração devem ser consideradas, desde as fissuras, às pequenas fraturas marginais em lasca e às fraturas em bloco. Uma fratura em lasca é considerada uma pequena fratura com perda de material apenas à superfície da restauração.

Sc1 – Ausência de qualquer tipo de fratura.

Sc2 – Presença de pequenas fissura em “fio de cabelo”.

Sc3 – Presença de duas ou mais fissuras em “fio de cabelo” e/ou fraturas e lasca superficiais mas sem afetar a qualidade marginal ou os contactos proximais.

Sc4 – Presença de fraturas com alteração da qualidade marginal e/ou dos contactos proximais; fratura com ou sem perda de menos de metade da restauração.

Sc5 – Presença de fraturas múltiplas em bloco com perda parcial (>50%) ou total da restauração.

2. Adaptação marginal (e-calib)

Na abordagem deste parâmetro deve avaliar-se o grau de deterioração marginal pela deteção de irregularidades e fendas marginais. Para isto, utilizaram-se sondas exploradoras de 150 e 250 µm (EX-KIT 150/250; Deppler SA, Suíça), por forma a dimensionar o tamanho da(s) fenda(s), quando presentes.

Sc1 – Ausência de fenda marginal clinicamente detetável. Há uma continuidade harmoniosa entre as margens da restauração e o dente sem descoloração marginal ou margens brancas.

Sc2 – A integridade marginal está ligeiramente alterada com a presença de degraus ou irregularidades marginais de pequenas dimensões, mas pode ser reconvertida em ideal apenas com re-acabamento e polimento. Este procedimento deve ser capaz de eliminar pequenas fraturas marginais superficiais. A percepção de uma fenda localizada só é detetável com uma sonda de diâmetro menor que 150 µm.

Sc3 – Presença de várias fraturas marginais pequenas e/ou ocorrência de fendas marginais superiores a 150 µm, mas menores do que 250 µm, cuja correção não é possível com manobras operatórias simples, implicando sempre um possível dano no tecido duro.

Sc4 – Presença generalizada de fraturas marginais e/ou ocorrência de fendas localizadas superiores a 250 µm, que podem conduzir à exposição dentinária e/ou base da cavidade. É obrigatória a reparação da restauração.

Sc5 – Presença de fendas generalizadas superiores a 250 µm no contorno da restauração sem que ocorra o seu deslocamento completo. A substituição da restauração é obrigatória.

De seguida, para todas as restaurações afetadas com um score 2 ou superior, a proporção de afetação das margens foi registada com base no método semi-quantitativo de avaliação clínica SQUACE (*SemiQUAntitative Clinical Evaluation*). Para isso, utilizou-se uma folha de avaliação individual com um esboço respeitante às margens de uma cavidade oclusal onde o avaliador contornou a localização e extensão da zona afetada pela deterioração marginal. A extensão deste traçado foi subsequentemente relacionado com o perímetro total das margens cavitárias e categorizada segundo um determinado score de avaliação. Para o presente estudo definiram-se seis parâmetros para a sua quantificação de acordo com a percentagem de margem desadaptada (com irregularidades e/ou fendas marginais) de acordo com os seguintes critérios:

Sc 1 - Ausência (0%)	Sc 4 - 41-60%
Sc 2 - < 20%	Sc 5 - 61-80%
Sc 3 - 21-40%	Sc 6 - >80%

3. Análise radiográfica

Devido ao facto de se tratarem apenas de cavidades oclusais, vários dos parâmetros incluídos nos scores definidos pela classificação da FDI não são aplicáveis ao presente estudo, pelo que se adaptou a classificação para:

Sc1 – A avaliação radiográfica não revela qualquer situação anormal ou patológica.

Sc2 – A avaliação radiográfica revela *pooling* do adesivo e/ou alguma desadaptação ligeira interna da restauração, mas aceitável do ponto de vista clínico.

Sc3 – A avaliação radiográfica revela suspeita de cárie secundária e/ou alterações patológicas apicais e/ou fraturas dentárias e/ou fratura ou perda do material de restauração. A substituição da restauração é obrigatória.

C. Propriedades biológicas

1. Órgão pulpar: hipersensibilidade pós-operatória e "vitalidade" pulpar

A hipersensibilidade pós-operatória foi registada quer no período de observação inicial, como nos períodos observacionais subsequentes. Para isso, o paciente foi questionado sobre o tipo e a duração da dor, quando aplicável e se era espontânea ou induzida sob estímulo. Adicionalmente, foi executado para todos os períodos de avaliação um teste de sensibilidade pulpar pela aplicação de cloreto de etilo (Endo-Frost, Roeko, Coltène Whaledent, Altstätten, Suíça) ao dente em causa e dentes adjacentes. As respostas foram agrupadas de acordo com os seguintes scores:

Sc1 – Sem hipersensibilidade pós-operatória, teste de sensibilidade térmico normal.

Sc2 – Hipersensibilidade pós-operatória ligeira, de curta duração, menor que uma semana. Teste de sensibilidade térmico normal.

Sc3 – Hipersensibilidade pós-operatória moderada mas remissiva até ao período de 6 meses de avaliação. Teste de sensibilidade térmico ligeiramente alterado mas sem necessidade de intervenção terapêutica. A restauração apresenta-se numa excelente condição.

Sc4 – Hipersensibilidade pós-operatória persistente. Teste de sensibilidade térmico alterado e positivo, exigindo intervenção imediata que poderá envolver ou não um tratamento endodôntico e reparação da restauração.

Sc5 – Dor severa e/ou teste de sensibilidade térmico negativo (pulpite aguda ou necrose pulpar). A substituição da restauração é obrigatória associada ao tratamento endodôntico do dente. A extração do dente pode ser necessária.

2. Patologia inicial recorrente (e-calib)

A presença de lesão de cárie recorrente nas margens da restauração deve ser avaliada com base na avaliação clínica por visualização direta quando as margens da restauração se encontram visivelmente desmineralizadas, incluindo opacidades brancas ou colorações castanhas indiciando a presença de uma lesão.

Sc1 – Ausência de lesão de cárie recorrente.

Sc2 – Presença de uma pequena e localizada área de desmineralização; mas sem necessidade de intervenção.

Sc3 – Presença de áreas de desmineralização, sem afetar a dentina, sendo recomendável desencadear procedimentos de remineralização preventivos.

Sc4 – Presença de áreas mais extensas de desmineralização, com cavitação e suspeita de recidiva circunscrita, passível de reparação.

Sc5 – Ocorrência severa da patologia recorrente, generalizada ou localizada na dentina, requerendo substituição imediata da restauração.

3. Fissuras e fraturas dentárias (*e-calib*)

A inspeção visual direta deve permitir ao observador a detecção de fissuras ou fraturas dentárias em torno da restauração. Para a avaliação deste parâmetro utilizaram-se sondas exploradoras de 150 e 250 μm (EX-KIT 150/250; Deppeler SA, Suíça).

Sc1 – Completa integridade do dente restaurado.

Sc2 – Presença de uma fratura marginal mínima no esmalte, com uma largura menor que 150 μm e/ou fissura no esmalte em “fio de cabelo” não sondável. O paciente não tem sintomas clínicos.

Sc3 – Presença de fraturas marginais no esmalte com uma largura menor que 250 μm , isoladas ou múltiplas, impossíveis de eliminar sem comprometer ou lesar a superfície do dente.

Sc4 – Presença de fraturas marginais no esmalte com uma largura superior a 250 μm , com possível exposição dentinária e/ou fraturas mais amplas do esmalte ou de uma superfície dentária. A reparação é obrigatória.

Sc5 – Presença de fraturas do dente e/ou de cúspides. A substituição é obrigatória.

4. Mucosa adjacente

A suspeita ou a presença de achados patológicos na mucosa adjacente relacionados com o dente restaurado devem ser pesquisados.

Sc1 – Ausência de lesões nos tecidos moles adjacentes.

Sc2 – Presença de uma pequena lesão secundária à presença física de um pequeno defeito, mas reversível após a sua remoção.

Sc3 – Alterações ligeiras da mucosa com suspeita de relação causa-efeito com a restauração, mas apenas para vigilância clínica.

Sc4 – Alterações da mucosa com suspeita de reações alérgicas, liquenóides ou tóxicas. Deve-se substituir o material que está na zona de contacto com a mucosa.

Sc5 – Alterações severas da mucosa com sintomas agudos que obriga à substituição da restauração com outro tipo de material.

1.2.4. Avaliação imagiológica complementar

Para além das radiografias e macrofotografias digitais, uma sequência de 3 réplicas (0M, 6M e 12M) em resina epóxica provenientes das impressões clínicas, representando os resultados médios de cada grupo (1 caso), foi processada para observação por MEV e, de seguida, por um sistema coordenado micro-ótico 3D. Para o efeito, as réplicas foram coladas sobre suportes de alumínio por intermédio de fita adesiva de carbono (Electron Microscopy Sciences, Hatfield, EUA) revestidas a ouro (EDWARDS EXC 120; Mini-Sputtering, West Sussex, Reino Unido) durante 30 segundos (figura 31) e observadas a 15.0 kV, 40x ampliação num microscópio eletrónico de varrimento (JSM-6010LV, JEOL, Tóquio, Japão) (figura 32).



Figura 31: Sequência de três réplicas revestidas a ouro.



Figura 32: Microscópio eletrônico de varrimento JSM-6010LV.

Posteriormente, as mesmas réplicas foram observadas num sistema coordenado micro-ótico tridimensional/3D (Alicona InfiniteFocus® – IFM G4 3.5, Alicona Imaging GmbH, Grambach/Grz, Austria) que aplica a tecnologia de variação de foco, onde o princípio de operação consiste num varrimento vertical com focagem em pequenos passos do sistema ótico para fornecer informações topográficas da amostra. Este sistema adquire a variação espectral entre as zonas sub- e sobre-iluminadas das superfícies, construindo um modelo virtual tridimensional de elevada resolução, calculando as coordenadas x, y e z para cada ponto⁵³⁹ (figura 33).

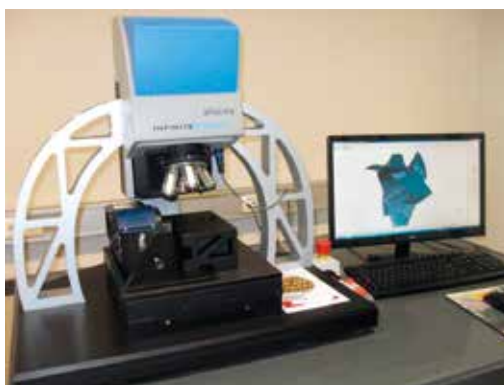


Figura 33: Sistema micro-ótico 3D, Alicona InfiniteFocus®.

1.2.5. Análise estatística

A análise estatística foi efetuada com o programa IBM SPSS *Statistics* 20.0 (SPSS Inc, Chicago, IL, EUA). Foram utilizadas estatísticas descritivas para descrever as distribuições e frequências dos itens avaliados, considerando cada um dos parâmetros clínicos e as diferentes propriedades (estéticas, biológicas e funcionais). Dada a natureza ordinal dos dados, foram utilizados testes não-paramétricos para as avaliações intra e inter-grupo. Assim, para evolução de cada grupo ao longo dos três períodos de avaliação foi utilizado o teste de Friedman para amostras emparelhadas, seguido de comparação par-a-par com o teste de Wilcoxon. Comparações inter-grupos foram efetuadas com recurso ao teste de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney para a avaliação *post hoc*.

Medidas de associação entre variáveis foram determinadas através do teste de Qui-Quadrado (χ^2), corrigido pelas simulações Monte-Carlo em caso de violação das regras.

Os índices de concordância entre os métodos de avaliação clínica direta e registo macrofotográfico, foram determinados pela análise do CCI (Coeficiente de Correlação Intraclass) e a concordância entre observadores foi determinada pelo Kappa de Cohen.

O parâmetro adaptação marginal foi selecionado como o desfecho primário deste estudo. Assim, este foi o parâmetro considerado para a análise, *a posteriori*, da potência deste estudo (*G*Power*, versão 3.1.7.). Este mesmo parâmetro foi também utilizado para a determinação do risco relativo entre os grupos.

O nível de significância estatística estabeleceu-se em $\alpha=0.05$ para todas as análises.

2. Ensaio laboratorial

2.1 Introdução e objetivos

Os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar ou do tipo autocondicionantes constituem as duas principais estratégias para promover a adesão de resinas compostas aos substratos dentários no campo da Dentistaria Restauradora^{33, 112}. Diferentes situações clínicas podem exigir a necessidade de adesão a esmalte intacto, preparado ou a uma combinação de ambos, pelo que se torna importante perceber a dinâmica da adesão a estes substratos, particularmente para os sistemas adesivos autocondicionantes, já que o seu desempenho a este nível é um assunto que despoleta uma grande controvérsia científica. De forma prevenida, o condicionamento do esmalte com ácido fosfórico parece ser ainda a estratégia de eleição para otimizar a adesão e este substrato^{33, 85, 120}.

Relativamente aos sistemas adesivos autocondicionantes, enquanto muitos estudos reforçam a sua menor eficácia em esmalte intacto^{23, 218-220, 222, 354-361}, outros concluíram que a preparação mecânica do esmalte previamente à utilização de sistemas autocondicionantes pode potenciar a capacidade de adesão dos sistemas autocondicionantes^{217-219, 349, 354-357, 366-368}. Por outro lado foi também reportado que o tipo de instrumentação utilizada na preparação da superfície dos substratos dentários pode interferir significativamente no desempenho dos adesivos autocondicionantes^{23, 86, 88-93, 95}. Clinicamente, as superfícies de esmalte resultantes de uma preparação cavitária traduzem, na maioria das vezes, o efeito produzido por brocas diamantadas em alta velocidade devido à sua inigualável efetividade neste substrato. Este procedimento resulta na formação de uma *smear layer* espessa e irregular, determinando uma rugosidade superficial mais acentuada sobre este substrato quando comparada com a produzida por uma lixa abrasiva de grão 600, amplamente utilizada em trabalhos experimentais de adesão na fase de preparação das amostras²³. Na medida em que a capacidade de desmineralização dos sistemas adesivos autocondicionantes é mais limitada do que a proporcionada pelo ácido fosfórico, estes podem tornar-se mais sensíveis à natureza da *smear layer* formada à superfície do substrato. Assim, é possível que um aumento da espessura da *smear layer*, aliada à elevada cristalinidade do esmalte subjacente, possa condicionar que um maior número de iões de hidrogénio, resultantes da ionização dos monómeros ácidos, seja rapidamente neutralizado/tamponado pela própria *smear layer*, limitando a sua interação com o esmalte subsuperficial^{122, 125, 126, 340}. Estas condições podem comprometer a eficácia da adesão ao esmalte preparado, particularmente para os adesivos autocondicionantes menos ácidos.

A aplicação ativa dos sistemas adesivos parece favorecer a interação com os substratos, melhorando a sua resistência adesiva^{332, 333, 351, 408-413}. Para além de aumentar a entropia das soluções, este modo de aplicação promove o contacto contínuo com iões livres à superfície, incrementando a capacidade de ionização do componente ácido com o substrato, permitindo uma maior capacidade de difusão dos monómeros em profundidade, otimizando a interação com a *smear layer* e o processo de desmineralização. Este procedimento pode ainda potenciar uma eventual interação química com o substrato e facilitar a evaporação da água e de outros possíveis solventes que incorporam as soluções dos sistemas autocondicionantes^{131, 270, 278, 372, 373, 392}. Desta forma, é espectável uma optimização da interação entre este tipo de sistemas adesivos com o esmalte preparado subjacente produzindo-se melhorias significativas na sua eficácia adesiva.

Contudo, do ponto de vista de evidência científica disponível, existe uma lacuna de conhecimento fundamental no que concerne à influência da aplicação ativa vs. passiva dos sistemas adesivos sobre esmalte preparado com broca nas respetivas forças de adesão.

Assim, os objetivos deste estudo foram:

Avaliar as forças de adesão ao esmalte humano preparado com broca de dois sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar e de três sistemas adesivos autocondicionantes aplicados de forma ativa ou passiva.

H₀ 1: não existem diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes sistemas adesivos nas forças de adesão ao esmalte preparado.

H₀ 2: o modo de aplicação (ativo vs. passivo) dos sistemas adesivos autocondicionantes não influencia significativamente as forças de adesão ao esmalte preparado.

Avaliar qualitativamente os padrões de condicionamento do esmalte e as interfaces adesivas esmalte/resina obtidos por cada um dos sistemas adesivos e respetivo modo de aplicação, quando aplicável.

2.2. Materiais e métodos

2.2.1. Seleção dos dentes e preparação das amostras

Para a preparação das amostras foram utilizados 48 terceiros molares humanos isentos de qualquer lesão de cárie e extraídos por razões clínicas. Os dentes foram limpos de resíduos orgânicos e armazenados numa solução de formalina tamponada a 10% por um período não superior a 6 meses após a extração.

As coroas foram seccionadas mesio-distalmente em duas metades com uma serra de precisão (Accutom 50, Struers, Ballerup, Dinamarca), de modo a obter duas amostras com esmalte disponível (faces vestibular e lingual/palatina) para os testes de adesão, num total de 96. Todos os espécimes foram devidamente identificados, numerando o dente e as faces correspondentes. As raízes foram parcialmente seccionadas e procedeu-se à remoção dos resíduos pulpares quer da zona canalar remanescente quer da zona camaral, procedimento importante para garantir a adequada retenção das amostras durante o processo subsequente de inclusão em blocos de resina. Cada metade foi incluída em resina acrílica autopolimerizável (Vertex, Vertex-Dental, Zeist, Holanda), deixando a superfície vestibular ou lingual/palatina livre (figura 34).



Figura 34: Amostra total obtida a partir de 48 dentes terceiros molares.

Um número equivalente de faces vestibulares e linguais/palatinas foram distribuídas aleatoriamente por 8 grupos de acordo com os diferentes sistemas adesivos testados e com as duas metodologias de aplicação testadas, ativa ou passiva, efetuadas apenas para os sistemas adesivos autocondicionantes, cujo protocolo de aplicação pode ser detalhadamente consultado na tabela 5. A composição e valores de pH dos sistemas adesivos podem ser revistos na tabela 2.

Tabela 5: Grupos e modos de aplicação dos sistemas adesivos.

Grupo	Sistemas adesivos Lote; validade	Modo de aplicação	
1	Optibond™ FL (OBFL) 4677483; 03/2014	Aplicar o ácido durante 15 s; lavar bem 15 s; secar durante 5 s; aplicar o <i>primer</i> em toda a superfície agitando suavemente durante 15 s; secar 5 s; aplicar a resina fluida durante 15 s agitando suavemente; aplicar jato de ar leve durante 3 s para uniformizar; fotopolimerizar por 20 s (segundo instruções fabricante).	
2	Prime&Bond®NT™ (PBNT) 1206000730, 05/2015	Aplicar o ácido durante 15 s; lavar bem durante 15 s; secar durante 5 s; saturar a superfície com o adesivo; deixar atuar sem agitar durante 20 s; secar com jato de ar ligeiro 5 s; fotopolimerizar durante 10 s. Aplicar nova camada; secar de imediato por 5 s e fotopolimerizar durante 10 s (segundo instruções fabricante).	
3	Clearfill™ SE Bond 041931, 05/2014	Aplicação passiva (CSEB/PS)	Aplicar o <i>primer</i> durante 20 s sem agitar; secar ligeiramente por 5 s; aplicar a resina fluida; secar por 5 s; fotopolimerizar por 10 s (segundo instruções fabricante).
4		Aplicação ativa (CSEB/AT)	Aplicar o <i>primer</i> por 20 s agitando-o sobre a superfície durante este período; secar ligeiramente por 5 s; aplicar a resina fluída; secar por 5 s; fotopolimerizar por 10 s.
5	Xeno® III 1302000019; 10/2014	Aplicação passiva (XIII /PS)	Misturar solução A com solução B durante 5 s; aplicar sobre a superfície por 20 s sem agitar; secar ligeiramente 5 s; fotopolimerizar por 10 s (segundo instruções fabricante).
6		Aplicação ativa (XIII/AT)	Misturar solução A com solução B durante 5 s; aplicar a solução agitando-a sobre a superfície por 20 s agitando ; secar ligeiramente 5 s; fotopolimerizar por 10 s.
7	Xeno® V + 1209000038, 07/2014	Aplicação passiva (XV+/PS)	Aplicar a solução por 20 s sem agitar; secar ligeiramente por 5 s; fotopolimerizar por 10 s.
8		Aplicação ativa (XV+/AT)	Aplicar a solução por 20 s agitando-a sobre a superfície; secar ligeiramente por 5 s; fotopolimerizar por 10 s (segundo instruções fabricante).

Para cada grupo, as superfícies de esmalte foram preparadas utilizando uma broca cilíndrica diamantada de grão médio (105-125 µm) (G837-314-018-8-ML, Diatech, Coltène Whaledent, Altstätten, Suíça), montada em turbina, sob refrigeração contínua abundante, de forma a preparar as superfícies de esmalte. Para cada amostra a broca foi orientada de forma a expor a superfície do esmalte com maior área disponível por forma a otimizar a zona útil para adesão. De seguida, todas as superfícies foram analisadas com recurso a um estereomicroscópio (Nikon SMZ 1500, Tóquio, Japão) com uma ampliação de 20X de modo a garantir a ausência de dentina exposta.

Antes de efetuar o procedimento adesivo, as superfícies a tratar foram delimitadas utilizando uma resina fluída fotopolimerizável de cor azul (LC Block-Out Resin, Ultradent, South Jordan, UT, EUA) por forma a garantir que apenas a zona plana iria ser alvo de adesão e facilitar a identificação, *a posteriori*, dos bastonetes elegíveis para teste de microtração. De seguida, procedeu-se à aplicação dos sistemas adesivos de acordo com o protocolo estabelecido para cada grupo efetuando-se a fotopolimerização com um aparelho de luz LED a emitir em torno dos 650mW/cm² (Bluephase®, modo “Low”, Ivoclar-Vivadent, Schaan, Liechtenstein)⁵³⁸.

Uma resina composta microhíbrida (Esthet-X® HD,A2; lote 121016; validade 2015-10) (tabela 3) foi de seguida condensada em incrementos de 1.5 a 2 mm sobre a área tratada adesivamente até perfazer uma altura entre 4 a 5 mm. Cada incremento foi individualmente polimerizado por 20 segundos com o mesmo aparelho de luz LED e no mesmo modo por forma a que a ponta do condutor de luz ficasse colocada paralelamente à superfície do incremento. Após a polimerização do último incremento, foi efetuada uma polimerização adicional distribuída em 20 segundos pelos quatro lados laterais do bloco de resina composta e pelo topo, perfazendo um tempo final de polimerização de 100 segundos. As amostras foram prontamente armazenadas em água destilada numa estufa (Heraeus Kelvitron KP, Thermo Scientific, Alemanha) a 37°C durante 24 horas à prova de luz.

Uma sequência pormenorizada deste procedimento com o sistema adesivo OBFL pode ser observado na figura 35. Nas figuras 36 à 39 podem visualizar-se sequências simplificadas do mesmo procedimento respeitantes aos outros sistemas adesivos.

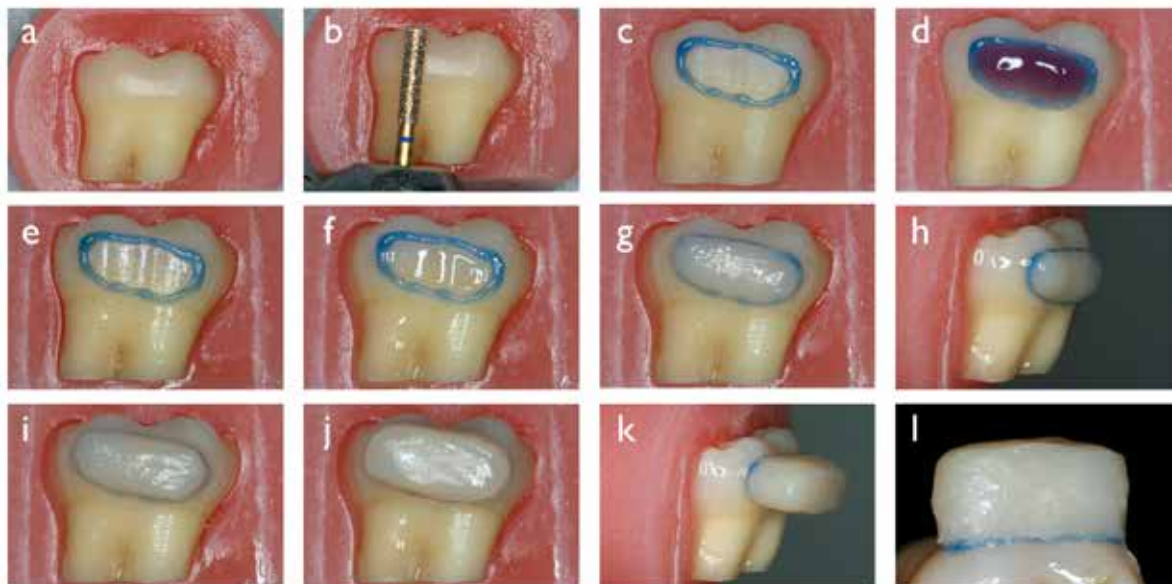


Figura 35: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o OBFL: (a) amostra; (b) preparação da superfície com broca; (c) delimitação da superfície preparada; (d) condicionamento do esmalte com ácido fosfórico; (e) aplicação do *primer*; (f) aplicação da resina fluida; (g)(h)(i)(j) colocação sequencial da resina composta em incrementos; (k) (l) aspeto final da amostra.

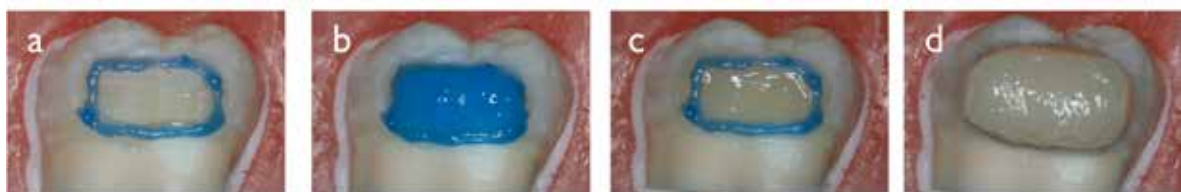


Figura 36: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o PBNT: (a) superfície preparada com broca e delimitada; (b) condicionamento do esmalte com ácido fosfórico; (c) aplicação do adesivo; (d) aspeto final da amostra.

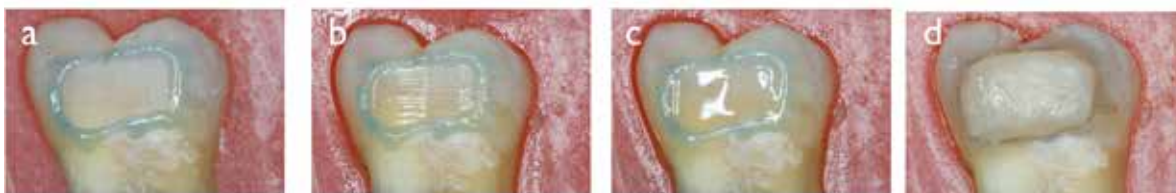


Figura 37: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o CSEB: (a) superfície preparada com broca e delimitada; (b) condicionamento e preparação da superfície de esmalte com o *primer* ácido; (c) aplicação da resina fluida; (d) aspeto final da amostra.

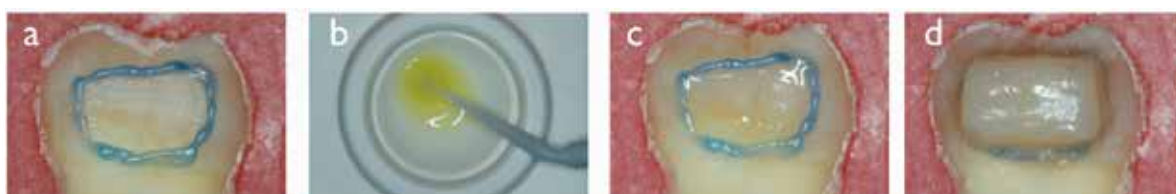


Figura 38: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o XIII: (a) superfície preparada com broca e delimitada; (b) mistura dos componentes A e B; (c) condicionamento e preparação da superfície de esmalte com o adesivo; (d) aspeto final da amostra.



Figura 39: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o XV*: (a) superfície preparada com broca e delimitada; (b) condicionamento e preparação da superfície de esmalte com o adesivo; (c) aspeto final da amostra.

2.2.2. Teste de adesão e padrão de fratura

Após o armazenamento, as amostras foram cortadas de forma sequencial em secções cruzadas numa máquina de corte por disco diamantado (Accutom 50, Struers, Ballerup, Dinamarca), com uma velocidade de 1000 rpm a 0.100mm/s, até à obtenção de bastonetes de secção quadrangular com uma área de interface adesiva de $1.00 \pm 0.2 \text{ mm}^2$ (figura 40 a-f). Para cada restauração obtiveram-se entre três a seis bastonetes que foram de seguida analisados num microscópio ótico (Leica CLS 150 MR, Suíça) numa ampliação de 40X, tendo sido eliminados todos os que revelaram: uma perda da integridade da interface ou do material restaurador pela presença de defeitos como bolhas ou falhas; a presença de fissuras secundárias ao seu processamento a nível do esmalte; a presença de uma interface adesiva com curvatura ou não perpendicular à força de tração; uma área da amostra discrepante do limite proposto; a presença de uma zona de esmalte correspondente à zona de exclusão da área útil de teste (figura 40 g). Adicionalmente, todos os bastonetes foram mensurados com recurso a um espessímetro digital (Mitutoyo digital caliper; Japão) por forma a obter a área da interface adesiva individual. Para cada grupo apurou-se a média dos valores de todos os bastonetes que foi posteriormente utilizada para calcular as forças de adesão.

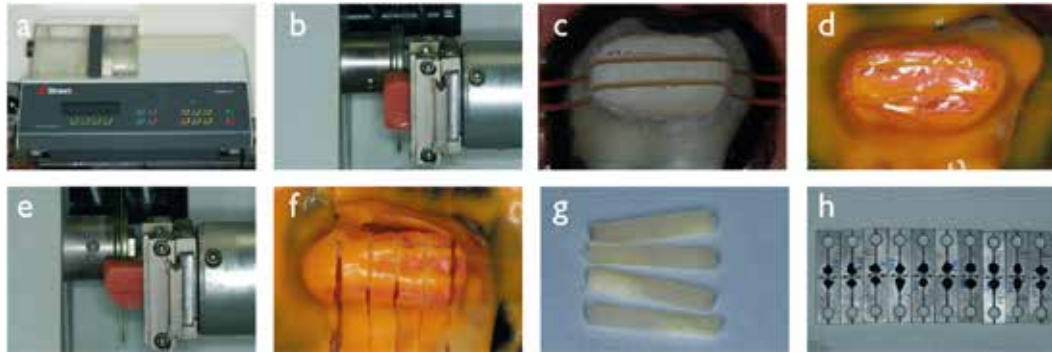


Figura 40: Sequência exemplificativa do procedimento de corte das amostras: (a) máquina de corte; (b) primeiro corte; (c) visualização dos cortes no eixo dos "x"; (d) estabilização dos cortes com silicone de adição; (e) segundo corte; (f) visualização dos cortes no eixo dos "y"; (g) visualização dos bastonetes; (h) colagem e preparação dos bastonetes para o ensaio de microtração.

Cada bastonete foi fixado individualmente num suporte próprio com cola de cianoacrilato (Permabond® 735, Permabond International Co, Englewood, NJ, EUA) (figura 40 h), colocado num suporte de microtração (Od04-Plus, Luzerna, SC, Brasil) acoplado a uma máquina de testes universal (Autograph®, Model AG-I, Shimadzu Corporation, Kyoto, Japão) e submetido a carga à velocidade de 0.5 mm/minuto, até provocar a fratura (figura 41). Os valores referentes às forças de adesão obtidas foram convertidos para Megapascal (MPa) dividindo o valor de força máximo necessário para provocar a fratura da amostra, expresso em Newtons (N), pela área de superfície de adesão, expressa em milímetros quadrados (mm²).

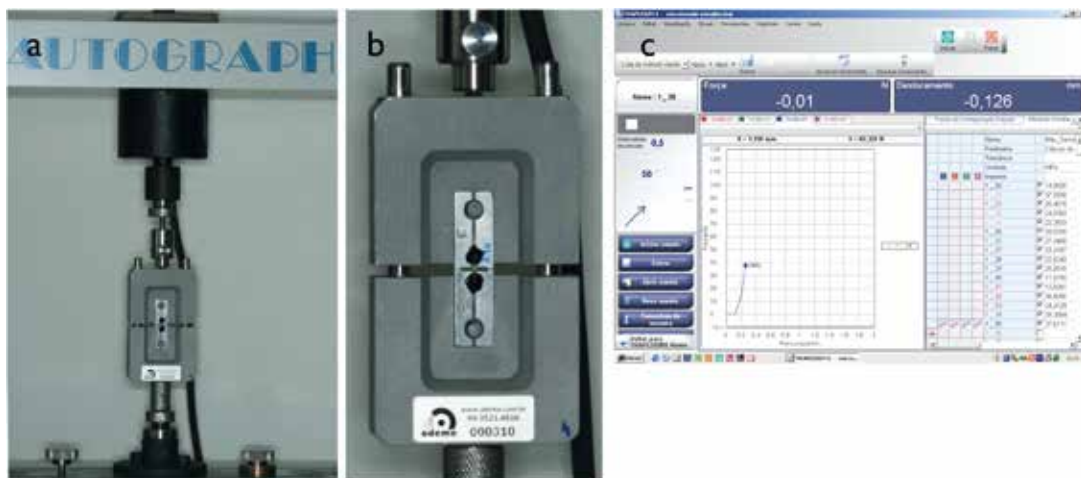


Figura 41: Ensaio de microtração: (a) máquina de teste universal; (b) dispositivo de microtração com amostra posicionada para o ensaio mecânico; (c) registo digital da progressão de um ensaio.

Todas as superfícies, devidamente identificadas, foram de seguida inspecionadas recorrendo a um microscópio ótico (Leica CLS 150 MR, Suíça), com uma ampliação de 40X para avaliar o padrão de fractura, tais como: coesiva no esmalte (CE); coesiva na resina composta (CR); adesiva na interface (A) e mista (M). Esta última foi considerada quando uma zona da superfície continha resina e/ou esmalte numa área superior a 10% da área total. Para cada grupo foram selecionadas duas amostras representativas dos padrões de fratura mais frequentemente encontrados e processadas para observação em microscopia eletrónica de varrimento. As amostras foram desidratadas em soluções crescentes de etanol (50%, 70%, 90%, 100%), montadas em suportes de alumínio por intermédio de fita adesiva de carbono (Electron Microscopy Sciences, Hatfield, EUA) revestidas a ouro (EDWARDS EXC 120; Mini-Sputtering, West Sussex, Reino Unido) durante 30 segundos e observadas a 10.0 kV, numa ampliação de 75X ampliação num microscópio eletrónico de varrimento (JSM 5310, JEOL; Tóquio, Japão) (Figura 42).

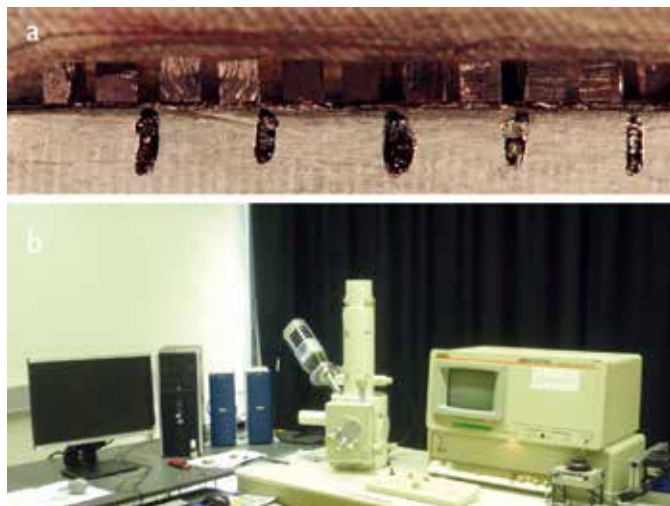


Figura 42: (a) Superfícies de fratura revestidas a ouro; (b) microscópio eletrônico de varrimento JEOL JSM 5310.

2.2.3. Padrão de condicionamento e interfaces adesivas

A avaliação qualitativa do padrão de condicionamento ácido do esmalte gerado pelos diferentes sistemas adesivos e metodologias foi efetuada recorrendo a microscopia eletrónica de varrimento (MEV). As amostras de esmalte foram obtidas a partir de dois molares adicionais de grandes dimensões preparados com broca diamantada de turbina de forma semelhante ao efetuado para os testes de adesão. De seguida, no caso dos adesivos do tipo condicionar e lavar, foi aplicado o ácido fosfórico na forma anteriormente preconizada. No caso dos sistemas autocondicionantes de um passo aplicou-se o adesivo, tanto de forma ativa como passiva, mas não se efetuou a sua fotopolimerização. Por último, no sistema adesivo autocondicionante de dois passos, aplicou-se unicamente o *primer*, de forma ativa e passiva. Após o condicionamento, as amostras referentes aos sistemas autocondicionantes foram imersas e agitadas continuamente em acetona durante 15 minutos numa cuba ultrasónica. Subsequentemente todas as amostras foram imersas durante 10 minutos numa solução de etanol a 90%, seguidos de mais 10 minutos numa solução de etanol a 100%. A desidratação foi concluída colocando as amostras num banho de acetona durante 12 horas. De seguida foram colocadas sobre suportes de alumínio com cola de carbono (Neubauer Chemikalien, Münster, Alemanha) (figura 43a) e revestidos com um banho de ouro-paládio (Polaron E-5000, Sputter-Coater; Polaron Equipment Lta, Watford, Inglaterra) a 10 mA durante 2 minutos de modo a serem observadas e fotografadas num microscópio eletrônico de varrimento (Hitachi S-4100; Hitachi, Tóquio, Japão) (figura 44b), com uma aceleração do feixe de 25.0 kV, a ampliações de 1000X e 5000X.

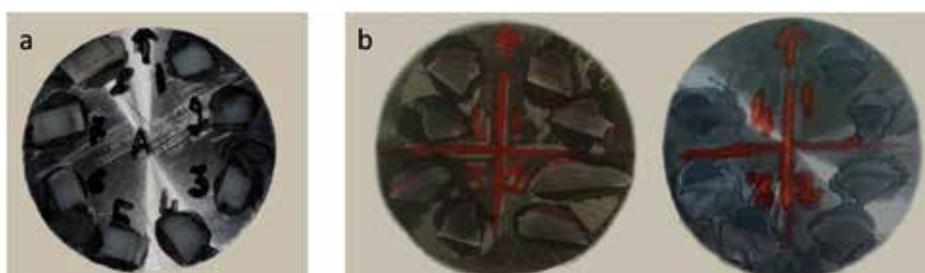


Figura 43: (a) Amostras para observação dos padrões de condicionamento; (b) amostras das interfaces coradas com rodamina B e revestidas a ouro-paládio.

Para a avaliação da ultramorfologia das interfaces resina-esmalte executaram-se os procedimentos adesivos em duas superfícies preparadas e restauradas por grupo da mesma forma que a preconizada para os testes de adesão, excepto no que concerne à adição prévia de rodamina B aos *primers* (OBFL, CSEB) ou aos adesivos (PBNT, XIII, XV⁺). Depois de armazenadas em água destilada a 37°C, durante 24 horas, as amostras foram seccionadas com um disco de corte diamantado (Accutom 50, Struers, Ballerup, Dinamarca), por forma a obter dois cortes por cada grupo. Todos os discos foram de seguida polidos com lixas abrasivas de grão decrescente 500-, 800-, 1000-, 1200-, 2500- e 4000- sob refrigeração abundante durante 1 minuto cada, sendo que, entre a lixa 2500- e 4000- as amostras foram agitadas em água destilada num ultrassons durante 10 minutos por forma a remover os resíduos superficiais até aí criados. As amostras foram de seguida desmineralizadas e observadas em microscopia confocal utilizando um microscópio confocal de varrimento a laser (Confocal Laser Scanning Microscope, LSM 710, Carl Zeiss, Göttingen, Alemanha) (figura 44a). As amostras foram colocadas entre uma lâmina de vidro e uma lamela, utilizando como meio de montagem o Glycergel (Dako, Glostrup, Dinamarca) e observadas em ampliações de 40x e 63x, seguidas de um duplo *zoom* para ambas as objetivas. As amostras foram excitadas a 561 nm e a luz emitida acima de 570nm foi recolhida para análise da rodamina B.

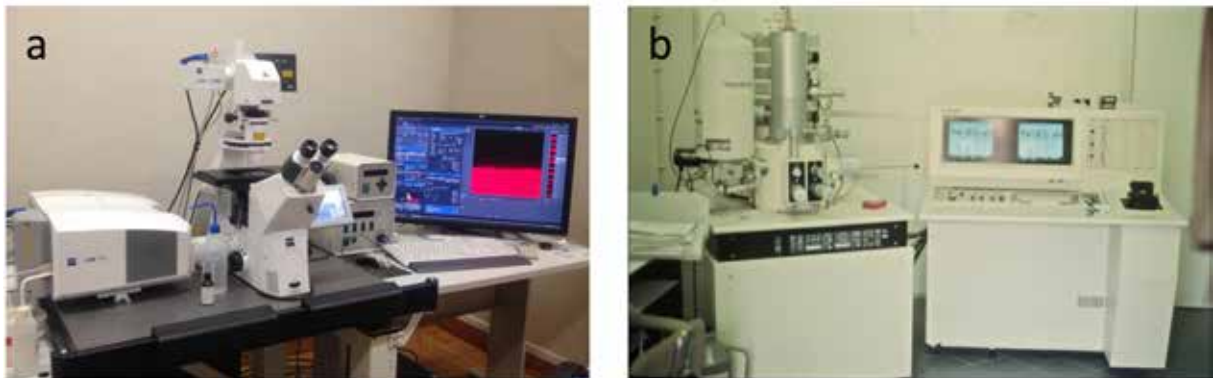


Figura 44: (a) Microscópio confocal LSM 710; (b) microscópio eletrónico de varrimento Hitachi S-4100.

De seguida, as mesmas amostras (figura 43b), antes de serem avaliadas em MEV, foram desmineralizadas com ácido fosfórico durante 10 segundos e de seguida foram imersas numa solução de hipoclorito de sódio a 2% durante cinco minutos para dissolver os componentes orgânicos (desproteínização), seguidas de lavagem com água destilada. As amostras foram subsequentemente desidratadas em concentrações crescentes de etanol (50%, 70%, 90%, 100%). Os cortes foram colocados em hexametildisilazano durante 10 minutos, colocados sobre suportes de alumínio com uma cola de carbono (Neubauer Chemikalien, Münster, Alemanha), revestidos com um banho de ouro-paládio (Polaron E-5000, Sputter-Coater, Polaron Equipment Lta, Watford, Inglaterra) durante 3 minutos (figura 43b) e observados num microscópio eletrónico de varrimento (Hitachi S-4100; Hitachi, Tóquio, Japão), com uma diferença de potencial de 25.0 kV e ampliações de 800X e 2000X (figura 44b).

2.2.4. Análise estatística

A análise estatística foi efetuada com o programa IBM SPSS *Statistics* 20.0® (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA). Foram utilizadas estatísticas descritivas para descrever as distribuições das forças de adesão de cada grupo e frequências dos padrões de fractura. A comparação entre grupos foi realizada através de One-Way ANOVA, considerando a correção de *Games-Howel* para as análises *post-hoc*. O nível de significância estatística estabele-

ceu-se em $\alpha=0.05$ para todas as análises. A análise foi confirmada com os respetivos testes não paramétricos Kruskal-Wallis e Mann-Whitney.

Foi também efetuada a análise de regressão linear de *Weibull* utilizando os dados obtidos no teste de microtração para cada grupo, de acordo com a seguinte equação:

$$P_f = 1 - e^{-\left(\frac{\sigma}{\sigma_0}\right)^m}$$

onde P_f é a probabilidade de fratura, σ a tensão máxima, σ_0 a tensão característica (parâmetro de normalização correspondente a uma probabilidade de falha de 63,2%) e m o módulo de *Weibull* (parâmetro de forma, descreve a distribuição de tamanho de defeito, ou seja a dispersão). Os valores foram obtidos a partir do ajuste linear dos dados experimentais a uma curva *Weibull* de dois parâmetros. Não foram considerados dados censurados na análise. O ajuste foi realizado após linearização e por intermédio de uma regressão linear. A estimativa da probabilidade acumulada de falha (valores no eixo das ordenadas) foi obtido pela determinação dos postos medianos. O intervalo de confiança foi calculado com base nos postos de percentil 5 e percentil 95 respetivamente, seguindo a regressão usada anteriormente. A análise foi realizada utilizando o programa MATLAB R2012 (The Mathworks Inc., Natick, MA, EUA).

3. Resultados

3.1. Ensaio clínico

Do ponto de vista estatístico-descritivo foram executadas 159 restaurações de classe I oclusais em dentes posteriores, distribuídas por 54 pacientes, 22 do sexo masculino e 32 do sexo feminino, com idades compreendidas entre os 13 e os 38 anos (média de 21.5 ± 5.8 anos) (tabela 6). No que concerne à localização intra-oral das lesões de cárie, 52.9% foram diagnosticadas na arcada superior e 47.1% na arcada inferior. Da totalidade das lesões, 18 foram registadas em pré-molares e 141 em molares, sendo os segundos molares superiores (31,5%) e inferiores (35.2%) os dentes com maior número de tratamentos efetuados (tabela 7). A maioria das cavidades efetuadas atingiu, em profundidade, zonas de dentina média (76.7%), em largura dimensionou-se entre um e dois terços da distância inter-cuspídea (DIC) (64.2%) e em comprimento compreenderam-se, maioritariamente, numa proporção relativa entre um e dois terços da distância inter-cristas marginais (83.6%) (tabela 8).

Tabela 6: Distribuição dos pacientes e das restaurações de acordo com o género e a idade.

Características dos pacientes		Número de pacientes	Número de restaurações
Distribuição por género	Masculino	22 (40.7%)	67 (42.1%)
	Feminino	32 (59.3%)	92 (57.9%)
Distribuição por idade	< 18 anos	10 (18.5%)	28 (17.6%)
	18 – 30 anos	38 (70.4%)	112 (70.4%)
	> 30 anos	6 (11.1%)	19 (12.0%)

Tabela 7: Distribuição das restaurações efetuadas por grupo de acordo com a sua localização.

Grupo	n	Localização							
		Arcada superior				Arcada inferior			
		1° PM	2° PM	1° M	2° M	1° PM	2° PM	1° M	2° M
G1 OBFL	32	0	2	6	7	1	2	3	11
G2 PBNT	32	2	1	4	15	0	2	2	6
G3 CSEB	32	1	1	2	10	0	0	1	17
G4 XIII	31	0	2	3	8	0	2	5	11
G5 XV*	32	3	1	6	10	0	0	1	11
Total (%)	159	6	7	21	50	1	6	12	56
		3.8	4.4	13.2	31.5	0.6	3.8	7.5	35.2

Tabela 8: Distribuição das restaurações efetuadas por grupo de acordo com as suas dimensões

Grupo	n	Dimensões								
		Profundidade			Largura			Comprimento		
		P1	P2	P3	L1	L2	L3	C1	C2	C3
G1 OBFL	32	7	24	1	8	21	3	3	26	3
G2 PBNT	32	3	28	1	7	22	3	7	24	1
G3 CSEB	32	11	21	0	14	16	2	0	30	2
G4 XIII	31	6	22	3	9	20	2	3	25	3
G5 XV*	32	4	27	1	9	23	0	3	28	1
Total (%)	159	31	122	6	47	102	10	16	133	10
		19.5	76.7	3.8	29.6	64.2	6.1	10.1	83.6	6.3

No que concerne às consultas de controlo obteve-se uma taxa de retorno de 100% no período observacional inicial (0M), de 90.6% para o período de avaliação de 6 meses (144 restaurações provenientes de 50 pacientes) e de 96.2% para a avaliação clínica de 1 ano (153 restaurações em 51 pacientes). Neste último período de observação apenas 2 pacientes, com duas restaurações cada, não compareceram ao controlo. Um terceiro paciente (também com duas restaurações) foi excluído do estudo por ter iniciado tratamento ortodôntico. É de ressaltar ainda que todos os pacientes que não compareceram ao controlo dos 6 meses retornaram para o controlo de um ano (figura 45).

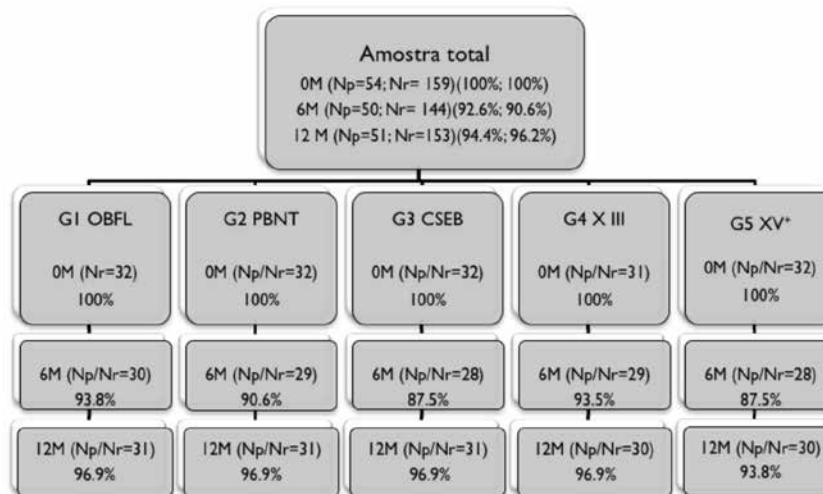


Figura 45: Diagrama de fluxo da taxa de retorno dos pacientes aos controlos estipulados. 0M (inicial); 6M (6 meses); 12M (12 meses). Np (número de pacientes); Nr (número de restaurações).

Tanto os resultados reportados com base na avaliação clínica direta como os reportados através da avaliação fotográfica numa avaliação independente dos 2 avaliadores foram submetidos a análise estatística inferencial, como referenciado na secção de materiais e métodos.

3.1.1. Avaliação clínica direta

Cada restauração foi avaliada de acordo com diversos parâmetros agrupados em três tipos de propriedades: estéticas, funcionais e biológicas, tendo sido englobado em cada uma o *score* final respectivo, conforme descrito previamente. De salientar que este *score* final é o pior dos registados do conjunto de parâmetros específicos. Nas tabelas 9, 13 e 22 podem ser consultadas as frequências absolutas das classificações de cada parâmetro em cada um dos períodos de controlo. Simultaneamente é apresentado o resultado do teste de Friedman para a avaliação longitudinal das restaurações em cada grupo.

Relativamente às propriedades estéticas não houve, ao longo do tempo qualquer alteração significativa na forma anatómica das restaurações para qualquer grupo. A mesma tendência foi verificada para o brilho e rugosidade superficial uma vez que, com exceção de apenas duas restaurações efetuadas com XV⁺, todas as restantes receberam a classificação de *score* 1 no período de avaliação de um ano. Contrariamente, o parâmetro pigmentação foi o mais afetado negativamente no decurso das avaliações (tabela 9). Verificou-se um agravamento significativo da pigmentação das restaurações ao longo do tempo para os G1 ($\chi^2(2)=8.4$; $p=0.015$), G3 ($\chi^2(2)=14.6$; $p<0.01$), G4 ($\chi^2(2)=12.0$; $p<0.01$) e G5 ($\chi^2(2)=15.9$; $p<0.01$), tendo sido o único parâmetro com implicações diretas sobre o *score* final dos parâmetros estéticos, já que os parâmetros brilho/rugosidade superficial e forma anatómica da restauração se mantiveram praticamente constantes. No gráfico 1 está representada a variação do *score* final estético para cada um dos grupos. As variações do parâmetro de avaliação clínica pigmentação revelaram diferenças estatisticamente significativas logo entre o primeiro e o segundo períodos de avaliação (0M-6M) para todos aqueles grupos. Estas sofreram um agravamento significativo no intervalo observacional seguinte (6M-12M) apenas para os G3 e G4. Para os G1 e G5 não se evidenciaram diferenças significativas entre os 6M e 12M. Para o G2 não foram encontradas variações significativas de pigmentação entre qualquer um dos períodos de avaliação (tabela 10). De acordo com os resultados obtidos, observou-se no período de controlo de um ano que a percentagem das restaurações efetuadas que não apresentavam quaisquer sinais de pigmentação (*Score* 1) foi de 83.9% para o OBFL, 83.9% para o PBNT, 67.7% para o CSEB, 70% para o XIII e de 63.3% para o XV⁺, ficando as restantes restaurações classificadas entre o *score* 2 e 3, com maior frequência para o primeiro.

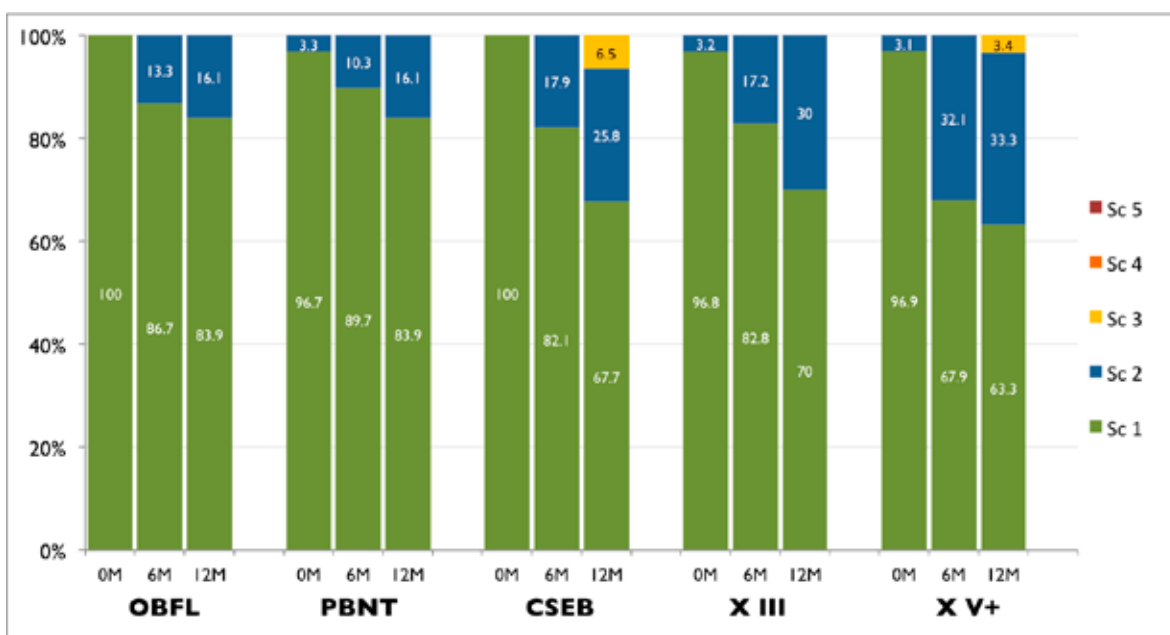


Gráfico 1: Distribuição percentual dos scores finais para as propriedades estéticas nos três períodos de avaliação para cada grupo.

Tabela 9: Estatística descritiva das propriedades estéticas das restaurações avaliadas a 0M, 6M e 12M para cada grupo experimental. Classificação de acordo com os critérios da FDI. Avaliação da evolução de cada grupo nos três períodos de observação, utilizando o teste de Friedman para $p < 0.05$

PP. estéticas	Sc	G1 - OBFL				G2 - PBNT				G3 - CSEB				G4 - XIII				G5 - XV*				
		0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	
Brilho e rugosidade superficial	1	32/32 100%	30/30 100%	31/31 100%		32/32 100%	29/29 100%	31/31 100%		32/32 100%	28/28 100%	31/31 100%		31/31 100%	29/29 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	28/30 93.3%		0.135 (a.1)*
	2				-																	
	3																					
	4																					
	5																					
Pigmentação superficial e marginal	1	32/32 100%	26/30 86.7%	26/31 83.9%		31/32 96.7%	26/29 89.7%	26/31 83.9%		32/32 100%	23/28 82.1%	21/31 67.7%		30/31 96.7%	24/29 82.8%	21/30 70%		31/32 96.7%	19/28 67.9%	19/30 63.3%		
	2		4/30 13.3%	5/31 16.1%	0.015 (a.2)*	1/32 3.3%	3/29 10.3%	5/31 16.1%	0.05 (a.3)	5/28 17.9%	8/31 25.8%	2/31 6.5%		1/31 3.3%	5/29 17.2%	9/30 30%	0.001 (a.4)*	1/32 3.3%	9/28 32.1%	10/30 33.3%		<0.01 (a.6)*
	3																					
	4																					
	5																					
Forma anatómica	1	32/32 100%	30/30 100%	31/31 100%		32/32 100%	29/29 100%	31/31 100%		32/32 100%	28/28 100%	31/31 100%		31/31 100%	29/29 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	30/30 100%		
	2																					
	3																					
	4																					
	5																					
Score final estético	1	32/32 100%	26/30 86.7%	26/31 83.9%		31/32 96.7%	26/29 89.7%	26/31 83.9%		32/32 100%	23/28 82.1%	21/31 67.7%		30/31 96.8%	24/29 82.8%	21/30 70%		31/32 96.9%	19/28 67.9%	19/30 63.3%		
	2		4/30 13.3%	5/31 16.1%	0.015 (a.7)*	1/32 3.3%	3/29 10.3%	5/31 16.1%	0.05 (a.8)	5/28 17.9%	8/31 25.8%	2/31 6.5%		1/31 3.2%	5/29 17.2%	9/30 30%	0.001 (a.9)*	1/32 3.1%	9/28 32.1%	10/30 33.3%		<0.01 (a.11)*
	3																					
	4																					
	5																					

Teste de Friedman: (a.1) $\chi^2(2)=4.0$; (a.2) $\chi^2(2)=8.4$; (a.3) $\chi^2(2)=6.0$; (a.4) $\chi^2(2)=14.6$; (a.5) $\chi^2(2)=12.0$; (a.6) $\chi^2(2)=15.9$; (a.7) $\chi^2(2)=8.4$; (a.8) $\chi^2(2)=6.0$; (a.9) $\chi^2(2)=14.6$; (a.10) $\chi^2(2)=12.0$; (a.11) $\chi^2(2)=15.9$.

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas na avaliação longitudinal intra-grupo.

Tabela 10: Avaliação da evolução das restaurações entre os períodos observacionais para cada um dos grupos. Resultados do teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas e $p < 0.05$.

	Pigmentação superficial e marginal/ Score final Estético		
	0M – 6M	6M – 12M	0M – 12M
G1 - OBFL	Z=-2.00, p=0.046*	Z=-1.00, p=0.317	Z=-2.24, p=0.025*
G2 - PBNT	Z=-1.414, p=0.157	Z=-1.414, p=0.157	Z=-2.00, p=0.046
G3 - CSEB	Z=-2.24, p=0.025*	Z=-2.45, p=0.014*	Z=-2.97, p=0.003*
G4 - XIII	Z=-2.00, p=0.046*	Z=-2.00, p=0.046*	Z=-2.83, p=0.005*
G5 - XV*	Z=-2.83, p=0.005*	Z=-1.41, p=0.157	Z=-3.05, p=0.002*

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Por forma a discriminar a ocorrência de pigmentação superficial e de pigmentação marginal, a qualificação de um e/ou outro tipo foi registada individualmente (no decurso da avaliação SQUACE) e os resultados estão patentes na tabela 11, sendo que aos 6 meses de avaliação detetaram-se globalmente 26 casos de pigmentação, dos quais 22 (15.3%) eram relativos a pigmentação superficial e 4 (2.8%) a pigmentação marginal, números estes que se elevaram no período de avaliação de um ano para 29 (19.0%) e 11 (7.2%), respetivamente. Contudo, não foi possível estabelecer qualquer associação entre a variável grupo e o tipo de pigmentação, independentemente do período observacional em causa, como se pode verificar pela teste de independência efetuado por simulação de Monte-Carlo (tabela 11).

Tabela 11: Tabela de contingência para o tipo de pigmentação encontrado por grupo nos períodos de avaliação 6M e 12M. Qui-quadrado (χ^2) obtido por Monte-Carlo para $p < 0.01$.

	6M			12M		
	Ps	PM		Ps	PM	
G1 OBFL	4 (13.3%)	0 (0%)	$\chi^2 (4)=2.78$ $p=0.665$	5 (16.1%)	0 (0%)	$\chi^2 (4)=2.98$ $p=0.620$
G2 PBNT	2 (6.7%)	1 (3.4%)		4 (12.9%)	1 (3.2%)	
G3 CSEB	4 (14.3%)	1 (3.6%)		6 (20%)	4 (13.3%)	
G4 X III	5 (17.2%)	0 (0%)		6 (20%)	3 (10%)	
G5 XV*	7 (25.0%)	2 (7.1%)		8 (26.7%)	3 (10%)	
Total (%)	22/144 (15.3%)	4/144 (2.8%)		29/153 (19.0%)	11/153 (7.2%)	

Ps: Pigmentação superficial; PM: Pigmentação marginal.

Nesta mesma tabela encontram-se as frequências absolutas e respetivas percentagens das restaurações pigmentadas em cada grupo. Observou-se que os sistemas autocondicionantes registaram um maior número de casos de pigmentação marginal CSEB (13.3%), XIII (10%), e XV* (10%) comparativamente aos sistemas do tipo condicionar e lavar, quer para o OBFL, que não registou nenhum caso, quer para o PBNT que registou apenas um caso (3.2%) ao final do primeiro ano de avaliação.

De igual forma, não foi possível estabelecer uma associação entre a variável paciente e as restaurações que apresentaram pigmentação superficial, isto é, o aparecimento de pigmentação superficial foi aleatório e não paciente-dependente ($\chi^2 (14)=15.19$; $p=0.394$). Para esta análise foram consideradas 57 restaurações de 15 pacientes, correspondendo a todas as restaurações dos pacientes que apresentaram pelo menos uma restauração com pigmentação superficial no período observacional de um ano.

Na comparação inter-grupos não foram encontradas quaisquer diferenças estatisticamente significativas para o parâmetro respeitante à pigmentação (0M: $\chi^2 (4)=2.05$; $p=0.727$; 6M: $\chi^2 (4)=5.35$; $p=0.253$; 12M: $\chi^2 (4)=6.11$; $p=0.191$), resultado extensível a todos os outros parâmetros incluídos nas propriedades estéticas, como se pode verificar na tabela 12, demonstrando que todos os grupos exibiram um comportamento semelhante ao longo do tempo.

Tabela 12: Comparação inter-grupos de cada parâmetro das propriedades estéticas para os três períodos de avaliação. Teste de Kruskal-Wallis para amostras independentes para $p < 0.05$.

		0M	6M	12M
Propriedades estéticas	Brilho e rugosidade superficial	$\chi^2 (4)=0$ $p=1$	$\chi^2 (4)=0$ $p=1$	$\chi^2 (4)=8.25$ $p=0.083$
	Pigmentação superficial e marginal	$\chi^2 (4)=2.05$ $p=0.727$	$\chi^2 (4)=5.35$ $p=0.253$	$\chi^2 (4)=6.11$ $p=0.191$
	Forma anatómica	$\chi^2 (4)=0$ $p=1$	$\chi^2 (4)=0$ $p=1$	$\chi^2 (4)=0$ $p=1$
	Score estético final	$\chi^2 (4)=2.05$ $p=0.727$	$\chi^2 (4)=5.35$ $p=0.253$	$\chi^2 (4)=6.11$ $p=0.191$

Relativamente às propriedades funcionais não foram observadas, clinicamente, fraturas em qualquer restauração. Inversamente, o parâmetro adaptação marginal foi o mais afetado negativamente no decurso das avaliações. Os resultados obtidos revelaram que ocorreu uma desadaptação marginal progressiva num conjunto de restaurações de cada grupo. No período de avaliação de um ano verificou-se que a percentagem das restaurações efetuadas que apresentavam uma adaptação marginal excelente (Sc1) foi de 96.7% para o OBFL, 90.3% para o PBNT, 45.2% para o CSEB, 50% para o XIII e de apenas 16.7% para o XV+, ficando as restantes restaurações classificadas entre os scores 2 e 3, com maior frequência para o primeiro (gráfico 2).

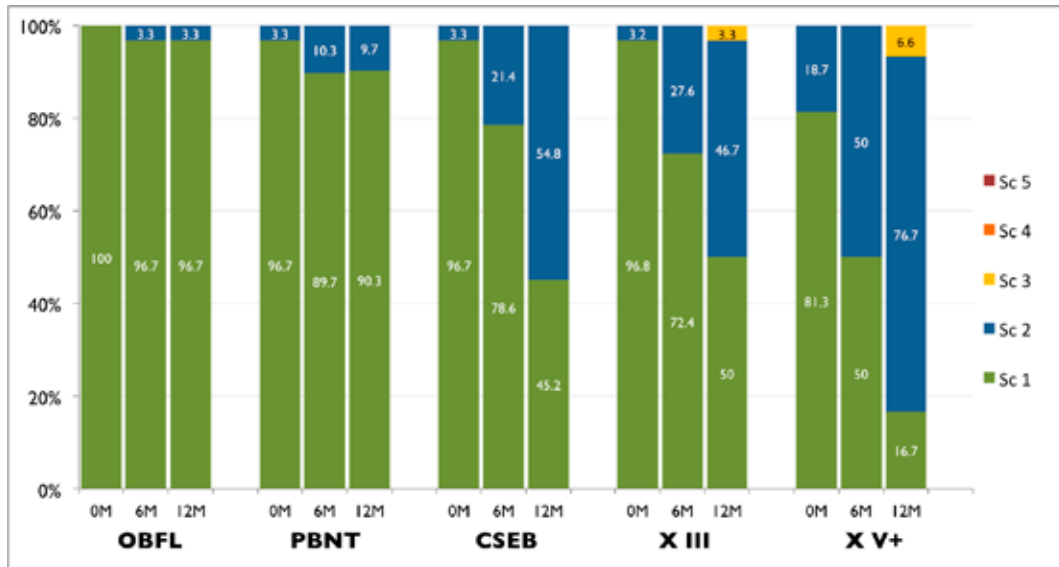


Gráfico 2: Distribuição percentual dos scores finais para o parâmetro adaptação marginal nos três períodos de avaliação para cada grupo.

Para os G3 ($\chi^2(2)=20.5; p<0.01$), G4 ($\chi^2(2)=18.5; p<0.01$) e G5 ($\chi^2(2)=25.1; p<0.01$) o número de restaurações afetadas no parâmetro adaptação marginal e a respetiva variação de scores foi estatisticamente significativa no decorrer dos períodos de avaliação, com um aumento considerável da degradação marginal e ocorrência de fendas marginais. Estes resultados foram os mais preponderantes na determinação dos scores funcionais finais, onde se obtiveram resultados equivalentes, apenas com discretos desvios influenciados pela avaliação radiográfica (tabela 13). No gráfico 3 está representada a variação do score final funcional para cada um dos grupos.

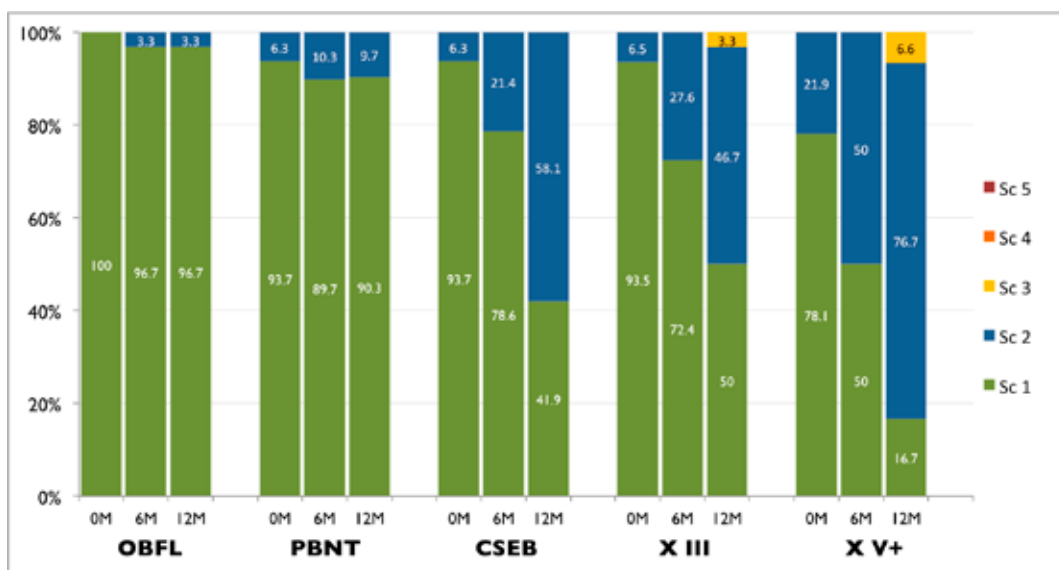


Gráfico 3: Distribuição percentual dos scores finais para as propriedades funcionais nos três períodos de avaliação para cada grupo.

Tabela 13: Estatística descritiva das propriedades funcionais das restaurações avaliadas a 0M, 6M e 12M para cada grupo experimental. Classificação de acordo com os critérios da FDI. Avaliação da evolução de cada grupo nos três períodos de observação, utilizando o teste de Friedman para $p < 0.05$.

PP.funcionais	G1 - OBFL			G2 - PBNT			G3 - CSEB			G4 - X III			G5 - XV*		
	0M	6M	12M	0M	6M	12M	0M	6M	12M	0M	6M	12M	0M	6M	12M
Fratura da restauração/ Retenção	32/32	30/30	31/31	32/32	29/29	31/31	32/32	28/28	31/31	31/31	29/29	30/30	32/32	28/28	30/30
	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%	100%
Adaptação marginal	32/32	29/30	30/31	31/32	26/29	28/31	31/32	22/28	14/31	14/31	21/29	15/30	26/32	14/28	5/30
	100%	96.7%	96.7%	96.7%	89.7%	90.3%	96.7%	78.6%	45.2%	45.2%	72.4%	50%	81.3%	50%	16.7%
		1/30	1/31	1/32	3/29	3/31	1/32	6/28	17/31	17/31	8/29	14/30	6/32	14/28	23/30
		3.3%	3.3%	3.3%	10.3%	9.7%	3.3%	21.4%	54.8%	54.8%	27.6%	46.7%	18.7%	50%	76.7%
Análise radiográfica	32/32	-	31/31	31/32	-	30/31	31/32	-	29/31	29/31	-	30/30	31/32	-	29/30
	100%		100%	96.9%		96.9%	96.9%		96.9%	96.9%		100%	96.9%		96.9%
				1/32		1/31	1/32		2/31	2/31			1/32		1/30
				3.1%		3.1%	3.1%		3.1%	3.1%			3.1%		3.1%
Score final funcional	32/32	29/30	30/31	30/32	26/29	28/31	30/32	22/28	13/31	13/31	21/29	15/30	25/32	14/28	5/30
	100%	96.7%	96.7%	93.7%	89.7%	90.3%	93.7%	78.6%	41.9%	41.9%	72.4%	50%	78.1%	50%	16.7%
		1/30	1/31	2/32	3/29	5/31	2/32	6/28	18/31	18/31	8/29	14/30	7/32	14/28	23/30
		3.3%	3.3%	6.3%	10.3%	9.7%	6.3%	21.4%	58.1%	58.1%	27.6%	46.7%	21.9%	50%	76.7%

Teste de Friedman: (a.1) $\chi^2(2)=2.0$; (a.2) $\chi^2(2)=4.0$; (a.3) $\chi^2(2)=20.5$; (a.4) $\chi^2(2)=18.5$; (a.5) $\chi^2(2)=25.1$; (a.6) $\chi^2(2)=22.3$; (a.7) $\chi^2(2)=2.0$; (a.8) $\chi^2(2)=22.3$; (a.9) $\chi^2(2)=18.5$; (a.10) $\chi^2(2)=25.1$;
 Teste de Wilcoxon: (b.1) $Z=-1.41$; (b.2) $Z=-1.00$ *Resultados com diferenças estatisticamente significativas na avaliação longitudinal intra-grupo.

Tabela 14: Avaliação da evolução das restaurações entre os períodos observacionais para cada um dos grupos. Resultados do teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas e $p < 0.05$.

G1 - OBFL	Adaptação marginal			Score final funcional		
	0M - 6M	6M - 12M	0M - 12M	0M - 6M	6M - 12M	0M - 12M
G1 - OBFL						
G2 - PBNT						
G3 - CSEB						
G4 - X III						
G5 - XV*						

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Quer para a adaptação marginal, quer para o score funcional final, as comparações *post-hoc* revelaram diferenças estatisticamente significativas logo no período de avaliação de 6 meses para todos aqueles grupos, tendo-se agravado no período observacional seguinte (12 meses), evidenciando que o grau de adaptação marginal das restaurações sofreu uma degradação progressiva e significativa nos grupos onde foram utilizados sistemas adesivos autocondicionantes (tabela 14). De facto, foi possível estabelecer uma associação estatisticamente significativa entre a variável grupo e o grau de adaptação marginal nos períodos observacionais de 6M ($\chi^2(4) = 21.55, p < 0.01$) e 12M ($\chi^2(8) = 59.41, p < 0.01$). Aos 6M encontrou-se uma distribuição não proporcional, com scores mais elevados associados ao G5 e mais baixos associados ao G1 e G2. Para os G3 e G4 encontraram-se frequências esperadas e frequências reais equiparáveis. No controlo de um ano a tendência de associação a scores mais baixos manteve-se para o G1 e G2 e a scores mais elevados estendeu-se ao G3. Para o G4 encontraram-se frequências esperadas e frequências reais equiparáveis (tabela 15).

Tabela 15: Tabela de contingência para o grau de adaptação marginal em função dos grupos encontrado nos períodos de avaliação 6M e 12M. Qui-quadrado (χ^2) obtido por Monte-Carlo para $p < 0.01$.

		Adaptação marginal				
		6M $\chi^2(4) = 21.55, p < 0.01$		12M $\chi^2(8) = 59.41, p < 0.01$		
		Sc 1	Sc 2	Sc 1	Sc 2	Sc 3
G1- OBFL	Frequência real	29	1	30	1	0
	Frequência esperada	23.3	6.7	18.6	11.8	0.6
G2- PBNT	Frequência real	26	3	28	3	0
	Frequência esperada	22.6	6.4	18.6	11.8	0.6
G3- CSEB	Frequência real	22	6	14	17	0
	Frequência esperada	21.8	6.2	18.6	11.8	0.6
G4- XIII	Frequência real	21	8	15	14	1
	Frequência esperada	22.6	6.4	18	11.4	0.6
G5- XV+	Frequência real	14	14	5	23	2
	Frequência esperada	21.8	6.2	18	11.4	0.6

A quantificação do grau de desadaptação marginal em 6 scores foi obtido pelo registo quantitativo percentual da totalidade da margem alterada com base no SQUACE (*SemiQUAntitative Clinical Evaluation*) para todas as restaurações observadas em cada período observacional e os resultados estão patentes na tabela 16. O número de restaurações afetadas no SQUACE e a respetiva variação de scores foi estatisticamente significativa no decorrer dos períodos de avaliação, com um aumento considerável do grau de afetação da margem para os G3 ($\chi^2(2) = 24.13; p < 0.01$), G4 ($\chi^2(2) = 21.14; p < 0.01$) e G5 ($\chi^2(2) = 34.06; p < 0.01$).

O G5 apresentou 13 casos (43.3%) com deterioração marginal em praticamente toda a extensão da margem. Cerca de 75% das restaurações deste grupo classificadas clinicamente com score 2 ou 3 no parâmetro adaptação marginal, revelaram alterações marginais em mais de 40% do perímetro marginal. Para este mesmo grau de afetação da margem a percentagem de restaurações afetadas foi de cerca de 30% para os G3 e G4 e quase nula para os G1 e G2 (gráfico 4). Em termos evolutivos é também de realçar que o número de restaurações com um nível crescente de desadaptação marginal foi significativo para os G3, G4 e G5. Para os G1 e G2 essa observação foi apenas discreta e sem significado estatístico (tabela 17).

Tabela 16: Estatística descritiva do SQUACE das restaurações avaliadas a 0M, 6M e 12M para cada grupo experimental. Avaliação da evolução da evolução de cada grupo nos três períodos de observação, utilizando o teste de Friedman para $p < 0.05$.

Sc	G1 - OBFL			G2 - PBNT			G3 - CSEB			G4 - X III			G5 - XV*							
	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P				
1 (0%)	32/32 100%	29/30 96.7%	30/31 96.8%		31/32 96.9%	26/29 89.8%	28/31 90.4%		31/32 96.9%	22/28 78.6%	14/31 45.1%		30/31 96.8%	21/29 72.5%	15/30 50%		26/32 81.2%	14/28 50%	5/30 16.7%	
2 (<20%)		1/30 3.3%	1/31 3.2%		1/32 3.1%	1/29 3.4%	1/31 3.2%		1/31 3.1%	1/28 3.6%	1/31 3.2%		2/31 3.2%	3/29 10.3%	1/30 3.3%		3/32 9.4%	1/28 3.6%	2/30 6.7%	
3 (21-40%)				0.368 (a.1)		1/29 3.4%	1/31 3.2%	0.05 (a.2)		2/28 7.1%	6/31 19.4%	<0.01 (a.3)*		1/29 3.4%	4/30 13.3%	<0.01 (a.4)*	3/32 9.4%	3/28 10.7%	1/30 3.3%	<0.01 (a.5)*
4 (41-60%)					1/29 3.4%	1/31 3.2%					3/31 9.7%				3/30 10%			1/28 3.6%	1/30 3.3%	
5 (61-80%)										2/28 7.1%	4/31 12.9%				2/30 6.7%			6/28 21.4%	8/30 26.7%	
6 (>80%)										1/28 3.6%	3/31 9.7%			2/29 6.9%	5/30 16.7%			3/28 10.7%	13/30 43.3%	

Teste de Friedman: (a.1) $\chi^2(2)=2.0$; (a.2) $\chi^2(2)=6.0$; (a.3) $\chi^2(2)=24.13$; (a.4) $\chi^2(2)=21.14$; (a.5) $\chi^2(2)=34.06$

*Resultados com diferenças estatisticamente significativas na avaliação longitudinal intra-grupo.

Tabela 17: Avaliação da evolução das restaurações entre os períodos observacionais para cada um dos grupos. Resultados do teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas e $p < 0.05$.

	SQUACE	
	0M - 6M	6M - 12M
G1 - OBFL	Z=-1.00, p=0.317	Z=0.00, p=1.00
G2 - PBNT	Z=-1.63, p=0.102	Z=0.00, p=1.00
G3 - CSEB	Z=-2.21, p=0.027*	Z=-3.10, p=0.002*
G4 - X III	Z=-2.56, p=0.011*	Z=-2.69, p=0.007*
G5 - XV*	Z=-3.08, p=0.002*	Z=-3.66, p<0.01*

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

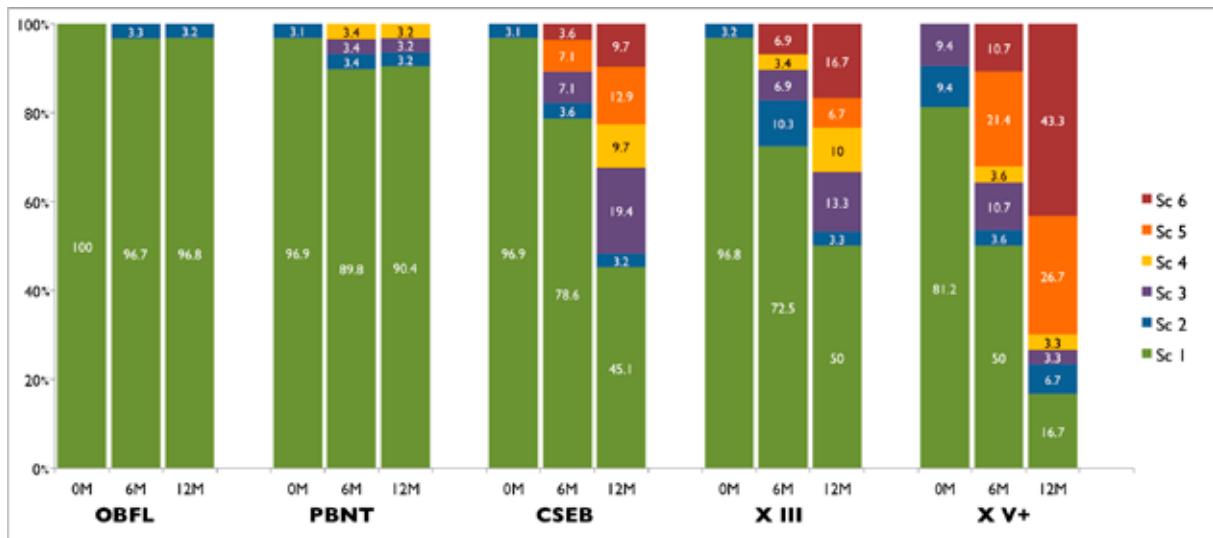


Gráfico 4: Distribuição percentual dos scores SQUACE nos três períodos de avaliação para cada grupo.

Na comparação inter-grupos de cada um dos parâmetros avaliados no âmbito das propriedades funcionais, os resultados revelaram diferenças estatisticamente significativas nos parâmetros de avaliação adaptação marginal nos três tempos de avaliação (0M: $\chi^2(4)=11.59$; $p=0.021$; 6M: $\chi^2(4)=21.40$; $p<0.01$; 12M: $\chi^2(4)=59.91$; $p<0.01$) e, por consequência, também no score final das propriedades funcionais (0M: $\chi^2(4)=11.22$; $p=0.024$; 6M: $\chi^2(4)=21.40$; $p<0.01$; 12M: $\chi^2(4)=54.72$; $p<0.01$). Também no SQUACE foram encontradas diferenças entre os grupos (0M: $\chi^2(4)=11.94$; $p=0.018$; 6M: $\chi^2(4)=23.40$; $p<0.01$; 12M: $\chi^2(4)=58.93$; $p<0.01$) (tabela 18).

Tabela 18: Comparação inter-grupos de cada parâmetro das propriedades funcionais para os três períodos de avaliação. Teste de Kruskal-Wallis para amostras independentes para $p<0.05$.

		0M	6M	12M
Propriedades funcionais	Fratura da restauração	$\chi^2(4)=0$ $p=1$	$\chi^2(4)=0$ $p=1$	$\chi^2(4)=0$ $p=1$
	Adaptação marginal	$\chi^2(4)=11.59$ $P=0.021^*$	$\chi^2(4)=21.40$ $p<0.01^*$	$\chi^2(4)=59.91$ $p<0.01^*$
	SQUACE	$\chi^2(4)=11.94$ $p=0.018^*$	$\chi^2(4)=23.40$ $p<0.01^*$	$\chi^2(4)=58.93$ $p<0.01^*$
	Análise radiográfica	$\chi^2(4)=1.99$ $P=0.737$	-	$\chi^2(4)=3.51$ $p=0.476$
	Score funcional final	$\chi^2(4)=11.22$ $p=0.024^*$	$\chi^2(4)=21.40$ $p<0.01^*$	$\chi^2(4)=54.72$ $p<0.01^*$

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

No que concerne ao parâmetro adaptação marginal, as diferenças encontradas no primeiro período de avaliação (0M) foram devidas à diferença estatisticamente significativa entre o G5 e o G1 (OBFL vs. XV⁺, $p=0.011$). As comparações par-a-par verificaram que os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar pertencentes aos G1 (OBFL) e G2 (PBNT) demonstraram desempenhos equivalentes no decorrer do estudo, já que não houve significância estatística nas diferenças entre eles (0M: $p=0.317$; 6M: $p=0.288$; 12M: $p=0.305$). Aos 6 meses, estes adesivos (G1 e G2) apresentaram diferenças significativas com o G5 (OBFL vs. XV⁺, $p<0.01$; PBNT vs. XV⁺, $p=0.001$), sendo o G1 também diferente dos G4 (OBFL vs. X III, $p=0.01$) e G3 (OBFL vs. CSEB, $p=0.036$). Ainda neste período foram encontradas diferenças significativas entre o G3 e o G5 (CSEB vs. XV⁺, $p=0.027$). No período de avaliação de um ano, ambos os G1 e G2 apresentaram resultados estatisticamente superiores a qualquer um dos outros grupos enquadrados nos sistemas autocondicionantes: CSEB (OBFL vs. CSEB, $p<0.01$; PBNT vs. CSEB, $p<0.01$), XIII (OBFL vs. XIII, $p<0.01$; PBNT vs. X II, $p<0.01$) ou XV⁺ (OBFL vs.

XV⁺, p<0.01; PBNT vs. XV⁺, p<0.01). Os G3 e G4 revelaram um comportamento muito semelhante ao longo dos períodos observacionais e ambos demonstraram um desempenho superior ao G5 no final do primeiro ano de observação clínica (CSEB vs. XV⁺, p=0.009; XIII vs. XV⁺, p=0.008). De salientar que o G5 (XV⁺) foi o sistema adesivo com scores mais elevados ao nível da adaptação marginal, o que condicionou diferenças estatisticamente significativas com todos os grupos no final do primeiro ano de avaliação clínica (tabela 19).

Estes resultados refletiram-se de forma igual para o parâmetro score funcional final (tabela 20).

Para o SQUACE os resultados são equiparáveis, mas as diferenças do G5 verificadas com o G1 aos 0M (OBFL vs. XV⁺, p=0.011) estendem-se ao G2 e G3 (PBNT vs. XV⁺, p=0.043; CSEB vs. XV⁺, p=0.043). Para além disso, todos os grupos mostraram diferenças significativas com o G5 a partir dos 6 meses (tabela 21).

Tabela 19: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para os três períodos da avaliação adaptação marginal para p<0.05.

	G2 - PBNT			G3 - CSEB			G4 - X III			G5 - XV ⁺		
	0M	6M	12M	0M	6M	12M	0M	6M	12M	0M	6M	12M
G1 - OBFL	U=496.0 Z=-1.0 p=0.317	U=404.5 Z=-1.06 p=0.288	U=449.5 Z=-1.03 p=0.305	U=496.0 Z=-1.00 p=0.317	U=344.0 Z=-2.10 p=0.036*	U=232.5Z=-4.44 p<0.01*	U=464.0 Z=-1.45 p=0.147	U=329.5 Z=-2.57 p=0.010*	U=247.0 Z=-4.12 p<0.01*	U=416.0 Z=-2.55 p=0.011*	U=224.0 Z=-4.02 p<0.01*	U=91.5 Z=-6.22 p<0.01*
G2 - PBNT				U=512.0 Z=0.00 p=1	U=361.0 Z=-1.14 p=0.255	U=263.5Z=-3.77 p<0.01*	U=479.5Z=-0.62 p=0.539	U=348.0 Z=-1.66 p=0.097	U=276.0 Z=-3.44 p<0.01*	U=432.0 Z=-1.99 p=0.047	U=245.0 Z=-3.24 p=0.001*	U=119.5 Z=-5.70 p<0.01*
G3 - CSEB							U=479.5 Z=-0.62 p=0.539	U=381.0 Z=-0.54 p=0.593	U=451.0 Z=-0.23 p=0.817	U=432.0 Z=-1.99 p=0.047	U=280.0 Z=-2.21 p=0.027*	U=315.5 Z=-2.60 p=0.009*
G4 - X III										U=435.0 Z=-1.45 p=0.146	U=315.0 Z=-1.72 p=0.085	U=297.5 Z=-2.64 p=0.008*

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 20: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para os três períodos da avaliação score funcional final para p<0.05.

	G2 - PBNT			G3 - CSEB			G4 - X III			G5 - XV ⁺		
	0M	6M	12M	0M	6M	12M	0M	6M	12M	0M	6M	12M
G1 - OBFL	U=480.0 Z=-1.43 p=0.154	U=404.5 Z=-1.06 p=0.288	U=449.5 Z=-1.03 p=0.305	U=480.0 Z=-1.43 p=0.154	U=344.0 Z=-2.10 p=0.036*	U=217.0Z=-4.65 p<0.01*	U=464.0 Z=-1.45 p=0.147	U=329.5 Z=-2.57 p=0.010*	U=247.0 Z=-4.12 p<0.01*	U=400.0 Z=-2.78 p=0.005*	U=224.0 Z=-4.02 p<0.01*	U=107.0 Z=-6.00 p<0.01*
G2 - PBNT				U=512.0 Z=0.00 p=1	U=361.0 Z=-1.14 p=0.255	U=248.0Z=-3.99 p<0.01*	U=495.0Z=-0.03 p=0.974	U=348.0 Z=-1.66 p=0.097	U=276.0 Z=-3.44 p<0.01*	U=432.0 Z=-1.78 p=0.074	U=245.0 Z=-3.24 p=0.001*	U=135.0 Z=-5.47 p<0.01*
G3 - CSEB							U=495.0 Z=-0.03 p=0.974	U=381.0 Z=-0.54 p=0.593	U=436.5 Z=-0.47 p=0.367	U=432.0 Z=-1.78 p=0.074	U=280.0 Z=-2.21 p=0.027*	U=345.0 Z=-2.09 p=0.037*
G4 - X III										U=419.5 Z=-1.74 p=0.083	U=315.0 Z=-1.72 p=0.085	U=312.0 Z=-2.37 p=0.018*

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 21: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para os três períodos da avaliação SQUACE para p<0.05.

	G2 - PBNT			G3 - CSEB			G4 - X III			G5 - XV ⁺		
	0M	6M	12M	0M	6M	12M	0M	6M	12M	0M	6M	12M
G1 - OBFL	U=496.0 Z=-1.00 p=0.317	U=404.5 Z=-1.06 p=0.289	U=449.5 Z=-1.03 p=0.305	U=496.0 Z=-1.00 p=0.317	U=343.0 Z=-2.12 p=0.034*	U=228.0 Z=-4.44 p<0.01*	U=464.0 Z=-1.45 p=0.147	U=329.5 Z=-2.56 p=0.011*	U=243.0 Z=-4.14 p<0.01*	U=416.0 Z=-2.55 p=0.011*	U=219.5 Z=-4.06 p<0.01*	U=98.5 Z=-5.97 p<0.01*
G2 - PBNT				U=512.0 Z=0.00 p=1	U=357.5 Z=-1.22 p=0.222	U=251.0 Z=-3.90 p<0.01*	U=479.5Z=-0.62 p=0.539	U=347.0 Z=-1.67 p=0.950	U=265.0 Z=-3.58 p<0.01*	U=430.5 Z=-2.02 p=0.043*	U=231.5 Z=-3.45 p=0.001*	U=109.0 Z=-5.69 p<0.01*
G3 - CSEB							U=479.5 Z=-0.62 p=0.539	U=388.5 Z=-0.43 p=0.665	U=458.5 Z=-0.10 p=0.921	U=430.5 Z=-2.02 p=0.043*	U=272.0 Z=-2.30 p=0.021*	U=253.0 Z=-3.16 p=0.002*
G4 - X III										U=432.0 Z=-1.52 p=0.128	U=295.0 Z=-2.03 p=0.043*	U=259.0 Z=-2.93 p=0.003*

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 22: Estatística descritiva das propriedades biológicas das restaurações avaliadas a DB, 6M e IA para cada grupo experimental. Classificação de acordo com os critérios da FDI. Avaliação da evolução de cada grupo nos três períodos de observação, utilizando o teste de Friedman para um nível de significância de 0.05.

PP: biológicas	Sc	G1 - OBFL					G2 - PBNT					G3 - CSEB					G4 - X III					G5 - XV+				
		0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	0M	6M	12M	P	
Sensibilidade pós-operatória/ vitalidade pulpar	1	32/32 100%	30/30 100%	31/31 100%		31/32 96.7%	27/29 93.1%	29/31 93.5%		32/32 100%	28/28 100%	31/31 100%		30/31 96.7%	29/29 100%	30/30 100%		31/32 96.7%	28/28 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	30/30 100%		
	2				-	1/32 3.3%	2/29 6.9%	2/31 6.5%	0.368 (a.1)					1/31 3.3%				1/31 3.3%							0.368 (a.3)	
	3																									
	4																									
	5																									
Patologia inicial recorrente	1	32/32 100%	30/30 100%	31/31 100%		32/32 100%	29/29 100%	31/31 100%		32/32 100%	28/28 100%	31/31 100%		31/31 100%	29/29 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	30/30 100%		
	2				-																				-	
	3																									
	4																									
	5																									
Fissuras e fraturas dentárias	1	32/32 100%	30/30 100%	31/31 100%		32/32 100%	29/29 100%	31/31 100%		32/32 100%	28/28 100%	31/31 100%		31/31 100%	29/29 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	30/30 100%		
	2				-																				-	
	3																									
	4																									
	5																									
Mucosa adjacente	1	32/32 100%	30/30 100%	31/31 100%		32/32 100%	29/29 100%	31/31 100%		32/32 100%	28/28 100%	31/31 100%		31/31 100%	29/29 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	30/30 100%		
	2				-																				-	
	3																									
	4																									
	5																									
Score final biológico	1	32/32 100%	30/30 100%	31/31 100%		31/32 96.7%	27/29 93.1%	29/31 93.5%		32/32 100%	28/28 100%	31/31 100%		30/31 96.7%	29/29 100%	30/30 100%		31/32 96.7%	28/28 100%	30/30 100%		32/32 100%	28/28 100%	30/30 100%		
	2				-	1/32 3.3%	2/29 6.9%	2/31 6.5%	0.368 (a.4)					1/31 3.3%				1/31 3.3%							0.368 (a.6)	
	3																									
	4																									
	5																									

Teste de Friedman: (a.1) $\chi^2(2)=2.0$; (a.2) $\chi^2(2)=2.0$; (a.3) $\chi^2(2)=2.0$; (a.4) $\chi^2(2)=2.0$; (a.5) $\chi^2(2)=2.0$; (a.6) $\chi^2(2)=2.0$.

No que concerne às propriedades biológicas não foram encontradas diferenças intra-grupo tendo-se mantido predominantemente o score 1 de avaliação ao longo dos períodos de avaliação independentemente do parâmetro sujeito a avaliação (tabela 22). Apenas no parâmetro sensibilidade pós-operatória houve registo de um caso isolado para o G2, o G4 e o G5 ao nível do score 2 de avaliação durante o primeiro controlo, resultando na sua remissão completa no segundo período observacional para o G4 e G5. Para o G2 foram apontados 2 casos de hipersensibilidade por queixas do paciente ao estímulo frio aos 6M e 12M de avaliação (gráfico 5). No entanto, estes registos não foram contabilizados num score superior porque as queixas estavam notoriamente relacionadas com hipersensibilidade dentinária relacionada com exposição cervical e não com a restauração propriamente dita. Não houve registos de fraturas dentárias, recidiva de cárie ou alterações da mucosa adjacente em nenhum dos casos observados independentemente do grupo em causa. Na comparação de cada um dos parâmetros avaliados no âmbito das propriedades biológicas entre os diferentes grupos e para cada período de controlo do estudo, os resultados revelaram que não foram encontradas quaisquer diferenças estatisticamente significativas, demonstrando que todos os grupos exibiram um comportamento semelhante ao longo do tempo para os quatro parâmetros biológicos avaliados (tabela 23).

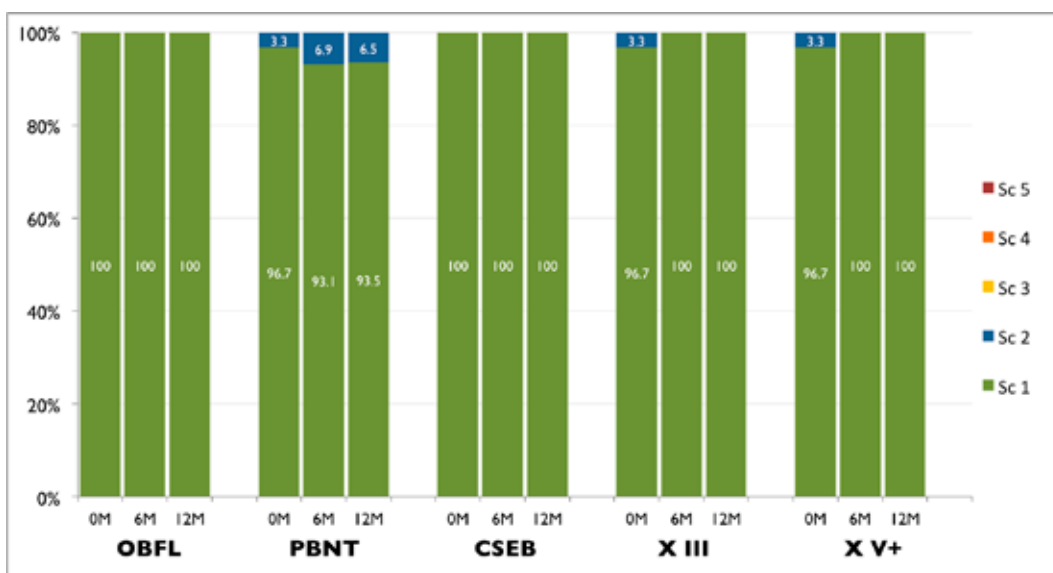


Gráfico 5: Distribuição percentual dos scores finais para as propriedades biológicas nos três períodos de avaliação para cada grupo.

Tabela 23: Comparação inter-grupos de cada parâmetro das propriedades biológicas para os três períodos de avaliação. Teste de Kruskal-Wallis para amostras independentes para $p < 0.05$.

		0M	6M	12M
Propriedades biológicas	Sensibilidade pós-operatória Vitalidade pulpar	$\chi^2(4)=1.99$ $p=0.737$	$\chi^2(4)=7.99$ $p=0.092$	$\chi^2(4)=7.92$ $p=0.094$
	Patologia inicial recorrente	$\chi^2(4)=0$ $p=1$	$\chi^2(4)=0$ $p=1$	$\chi^2(4)=0$ $p=1$
	Fissura/Fratura dentária	$\chi^2(4)=0$ $p=1$	$\chi^2(4)=0$ $p=1$	$\chi^2(4)=0$ $p=1$
	Mucosa adjacente	$\chi^2(4)=0$ $p=1$	$\chi^2(4)=0$ $p=1$	$\chi^2(4)=0$ $p=1$
	Score biológico final	$\chi^2(4)=1.99$ $p=0.737$	$\chi^2(4)=7.99$ $p=0.092$	$\chi^2(4)=7.92$ $p=0.094$

Por forma a fazer um balanço do comportamento longitudinal de cada sistema adesivo individualmente descreve-se a sua evolução, considerando a avaliação desde o primeiro controlo (0M) até um ano de avaliação (12M).

Optibond™ FL (G1)

Para o G1, a pigmentação foi significativamente afetada no decurso do primeiro ano em função ($p=0.025$). Contudo todos os casos registados reportavam-se apenas a pigmentação superficial, sem nenhuma ocorrência de pigmentação marginal. No final do primeiro ano apenas um caso (3.3%), e portanto sem relevância estatística, evidenciou um menor grau de adaptação marginal, classificado no *score* 2, com um grau de desadaptação total da margem entre 21 e 40% (SQUACE Sc3). Todos os restantes parâmetros de avaliação se mantiveram a 100% no *score* 1 de avaliação. Comparativamente aos restantes sistemas estudados, os resultados revelaram que as restaurações com o OBFL exibiram uma qualidade marginal equivalente ao PBNT (G2), mas significativamente superior a qualquer um dos adesivos autocondicionantes estudados (G4, G3 e G5), sendo o *rank* neste sentido.

Prime&Bond®NT™ (G2)

Para este sistema adesivo, nenhum dos parâmetros estudados revelou ficar significativamente afetado após o primeiro ano em função, exibindo a maioria das restaurações em cada período observacional o *score* mínimo na avaliação qualitativa. No que concerne à adaptação marginal apenas 3 restaurações (9.7%) evidenciaram algum grau de desadaptação ficando classificadas no *score* 2 da avaliação, das quais apenas numa se visualizou um grau de afetação da margem superior a 50% (SQUACE Sc4). Comparativamente aos restantes sistemas estudados, os resultados revelaram que após um ano em função, a integridade marginal das restaurações com o PBNT (G2) exibiram um desempenho idêntico ao obtido pelo OBFL (G1), mas significativamente superior a qualquer um dos adesivos autocondicionantes estudados pertencentes aos G4, G3 e G5, sendo o *rank* neste sentido.

Clearfil™ SE Bond (G3)

O comportamento do CSEB ficou significativamente afetado ao final de um ano nos parâmetros pigmentação ($p=0.005$) e adaptação marginal ($p<0.01$), influenciando diretamente os *scores* finais obtidos para o cômputo geral das propriedades estéticas e funcionais finais, respetivamente. O agravamento da incidência de restaurações pigmentadas foi gradativa, ocorrendo maioritariamente a nível superficial. Todavia, em 4 casos (12.9%) ocorreu pigmentação marginal, alcançando em 2 deles o nível 3 do *score* de avaliação, sempre acompanhada pela deterioração da margem da restauração. Uma perda da qualidade marginal ao final de um ano foi observada em 17 dos 31 casos observados, representando mais de 50 % das restaurações efetuadas. Adicionalmente, cerca de um terço destas revelaram falhas marginais em mais de 40% do seu contorno. Comparativamente aos restantes sistemas estudados, os resultados revelaram que após um ano em função a qualidade marginal das restaurações efetuadas com o CSEB (G3) exibiram um desempenho significativamente mais pobre quando comparado com o OBFL (G1) e PBNT (G2), equivalente ao condicionado pelo XIII (G4), mas significativamente superior ao XV⁺ (G5).

Xeno® III (G4)

O desempenho clínico deste sistema adesivo revelou-se paralelo ao proporcionado pelo CSEB (G3) acima descrito, no qual a pigmentação e, sobretudo, a adaptação marginal foram os parâmetros mais negativamente afetados. Metade das restaurações observadas ao final de um ano revelou algum grau de desadaptação marginal avaliado maioritariamente ao nível do *score* 2, mas afetando uma extensão de mais de 40% do seu contorno em cerca de um terço dos casos. Comparativamente aos restantes sistemas estudados, os resultados revelaram que, após um ano em função, a qualidade marginal das restaurações efetuadas com o Xeno® III (G4) exibiam um desempenho significativamente mais pobre quando comparado com o OBFL (G1) e PBNT (G2), equivalente ao condicionado pelo CSEB (G3), mas significativamente superior ao XV⁺ (G5).

Xeno® V+ (G5)

De todos os sistemas avaliados no presente estudo, o Xeno® V+ (G5) foi o que, após o primeiro ano em função, revelou o pior desempenho no que concerne à avaliação do grau de adaptação marginal, com relevância estatística quando comparado com qualquer um dos outros grupos ($p < 0.01$). Neste último período observacional apenas 16.7% das restaurações (5 casos) apresentavam uma margem perfeitamente adaptada, sendo que a maioria das restaurações recebeu o score 2 na avaliação do parâmetro de adaptação marginal e, em 2 casos, o score 3. Paralelamente, a percentagem de deterioração da margem foi progressiva, resultando numa extensão superior a 40% do seu contorno em cerca de três quartos dos casos. A pigmentação foi também significativamente afetada no decurso do primeiro ano em função ($p = 0.002$). Contudo, a maioria dos casos registados reportava-se apenas a pigmentação superficial. Todos os três casos que exibiram pigmentação marginal apresentavam também alterações na qualidade de adaptação marginal.

3.1.2. Avaliação fotográfica

A avaliação das restaurações com base nos registos fotográficos efetuada pelos dois avaliadores de forma independente e cega revelou, em qualquer período observacional, pelo teste *kappa* de Cohen (K), índices de concordância muito elevados para todas as propriedades, como se pode verificar na tabela 24. Aos 0M nenhum parâmetro obteve valores discordantes entre os avaliadores. Para os parâmetros de avaliação forma anatómica, recidiva de cárie ou fraturas dentárias não se identificou nenhuma discrepância inter-avaliador, aos 6M e aos 12M.

A comparação dos resultados do método de avaliação fotográfico com a avaliação clínica direta determinou, pelo coeficiente de correlação intraclassa (ICC) concordância máxima aos 0M. Contudo, aos 6M foram encontrados índices de concordância apenas razoáveis. No período observacional de 1 ano verificou-se uma melhoria dos níveis de concordância entre os métodos de avaliação (tabela 25).

Tabela 24: Medida de concordância dos scores atribuídos a partir das macrofotografias pelos dois avaliadores independentes determinado pelo teste de *Kappa* para $p < 0.05$.

		PP Estéticas			PP Funcionais		PP Biológicas	
		Brilho e rugosidade superficial	Pigmentação superficial e marginal	Forma anatómica	Fratura restauração/ Retenção	Adaptação marginal	Patologia inicial recorrente	Fissuras/ Fraturas dentárias
0M	K							
	p	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
6M	K	0.664	0.811		0.854	0.783		
	p	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
12M	K	0.744	0.884		0.729	0.899		
	p	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

Tabela 25: Coeficientes de correlação intraclassa entre os dois modos de avaliação determinados pelo modelo de efeitos aleatórios considerando a definição de concordância absoluta para medidas unitárias. $p < 0.05$.

		PP Estéticas			PP Funcionais		PP Biológicas	
		Brilho e rugosidade superficial	Pigmentação superficial e marginal	Forma anatómica	Fratura restauração/ Retenção	Adaptação marginal	Patologia inicial recorrente	Fissuras/ Fraturas dentárias
0M	ICC							
	p	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
6M	ICC	0.332	0.780		0.423	0.540		
	p	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01
12M	ICC	0.745	0.918		0.731	0.910		
	p	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01	<0.01

Os scores atribuídos através da avaliação por macrofotografia por cada um dos observadores (A e B) nos parâmetros que se manifestaram relevantes estão sumariados na tabelas 26 e 27 para 6M e 12M, respetivamente, onde também estão incluídas as comparações entre grupos para cada observador. Devido à absoluta concordância entre a avaliação fotográfica e a avaliação clínica aos 0M não foi efetuada a tabela de frequências dos scores por se tratar de uma sobreposição das tabelas 9, 13 e 22 para os parâmetros aplicáveis. Na avaliação por macrofotografias, aos 6M, foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para ambos os avaliadores nos parâmetros fratura do material de restauração/retenção (A: $\chi^2(4)=12.60$; $p=0.013$; B: $\chi^2(4)=16.93$; $p=0.002$) e adaptação marginal (A: $\chi^2(4)=22.93$; $p<0.01$; B: $\chi^2(4)=17.11$; $p=0.002$). Aos 12M, apenas foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para o parâmetro adaptação marginal (A: $\chi^2(4)=40.65$; $p<0.01$; B: $\chi^2(4)=35.99$; $p<0.01$).

Nas comparações entre grupos, aos 6M, o G5 revelou desencadear um maior número de fraturas da restauração, com relevância estatística, em relação a qualquer um dos outros grupos para o avaliador B, mas apenas com o G1 para o avaliador A. Os G1, G2, G3 e G4 apresentaram um comportamento equivalente (tabela 28). No que concerne à adaptação marginal aos 6M, o G5 revelou diferenças significativas em relação ao G1 e G2 para ambos os avaliadores e com o G3 apenas para o avaliador A. Adicionalmente, o G4 também apresentou diferenças estatisticamente significativas com o G1 para ambos os avaliadores. Os G1, G2 e G3 apresentaram um comportamento equivalente (tabela 29). Aos 12M, as comparações par-a-par indicaram que o G5 revelou diferenças estatisticamente significativas no parâmetro adaptação marginal em relação a todos os outros grupos, excepto para o G4, para ambos os avaliadores. Por sua vez, o G4 e o G3 revelaram ser diferentes do G1 para ambos os avaliadores e o G2 do G4 também para os dois avaliadores. Os G1 e G2 apresentaram um comportamento equivalente (tabela 30).

Na comparação dos resultados individuais da avaliação clínica direta com os resultados da observação fotográfica de cada um dos examinadores (A e B), os parâmetros adaptação marginal (6M e 12M) e fratura do material de restauração/retenção (12M) foram os menos concordantes (tabela 31). Aos 6M, na avaliação do parâmetro adaptação marginal foram atribuídos scores mais baixos por ambos os avaliadores na análise macrofotográfica em relação à avaliação clínica direta. Esta mesma tendência verificou-se também no período de avaliação de 12M. Contrariamente, uma relação inversa foi detetada para o parâmetro fratura da restauração/retenção em que a avaliação por macrofotografia atribuiu scores mais elevados em relação aos registados na avaliação clínica direta por qualquer dos avaliadores. No que concerne às propriedades estéticas, apenas foram registadas algumas discrepâncias na avaliação dos parâmetros entre ambos os modos de avaliação, mas sem relevância estatística, independentemente do avaliador em causa.

Tabela 26: Estatística descritiva dos parâmetros clinicamente relevantes avaliados através do método fotográfico no período de controlo de 6M para cada grupo experimental. Classificações atribuídas pelos dois avaliadores independentes (A e B) para cada parâmetro. Determinação das diferenças entre grupos, utilizando o teste de Kruskal-Wallis para $p < 0.05$.

Parâmetros	Sc	G1 OBFL	G2 PBNT	G3 CSEB	G4 XIII	G5 XV ⁺	K-W	
Brilho e rugosidade superficial	A	1	30/30 100%	29/29 100%	28/28 100%	29/29 100%	27/28 96.4%	$\chi^2(4)=4.14$ $p=0.387$
		2					1/28 3.6%	
		3						
		4						
		5						
	B	1	30/30 100%	29/29 100%	28/28 100%	29/29 100%	26/28 92.9%	$\chi^2(4)=8.34$ $p=0.08$
		2					2/28 7.1%	
		3						
		4						
		5						
Pigmentação superficial e marginal	A	1	25/30 83.3%	26/29 89.7%	24/28 85.7%	25/29 86.2%	20/28 71.4%	$\chi^2(4)=4.18$ $p=0.382$
		2	5/30 16.7%	3/29 10.3%	4/28 14.3%	4/29 13.8%	7/28 25%	
		3					1/28 3.6%	
		4						
		5						
	B	1	27/30 90%	28/29 96.6%	25/28 89.3%	25/29 86.2%	20/28 71.4%	$\chi^2(4)=8.78$ $p=0.067$
		2	3/30 10%	1/29 3.4%	3/28 10.7%	4/29 13.8%	7/28 25%	
		3					1/28 3.6%	
		4						
		5						
Fratura da restauração/ Retenção	A	1	30/30 100%	29/29 100%	28/28 100%	29/29 100%	25/28 89.3%	$\chi^2(4)=12.60$ $p=0.013^*$
		2					3/28 10.7%	
		3						
		4						
		5						
	B	1	30/30 100%	29/29 100%	28/28 100%	29/29 100%	24/28 85.7%	$\chi^2(4)=16.93$ $p=0.002^*$
		2					4/28 14.3%	
		3						
		4						
		5						
Adaptação marginal	A	1	30/30 100%	28/29 96.6%	25/28 89.3%	25/29 86.2%	17/28 60.7%	$\chi^2(4)=22.93$ $p<0.01^*$
		2		1/29 3.4%	3/28 10.7%	4/29 13.8%	11/29 39.3%	
		3						
		4						
		5						
	B	1	30/30 100%	28/29 96.6%	25/28 89.3%	25/29 86.2%	19/28 67.9%	$\chi^2(4)=17.11$ $p=0.002^*$
		2		1/29 3.4%	3/28 10.7%	4/29 13.8%	9/28 32.1%	
		3						
		4						
		5						

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 27: Estatística descritiva dos parâmetros clinicamente relevantes avaliados através do método fotográfico no período de controlo de 12M para cada grupo experimental. Classificações atribuídas pelos dois avaliadores independentes (A e B) para cada parâmetro. Determinação das diferenças entre grupos, utilizando o teste de Kruskal-Wallis para $p < 0.05$.

Parâmetros		Sc	G1 OBFL	G2 PBNT	G3 CSEB	G4 X III	G5 XV+	K-W
Brilho e rugosidade superficial	A	1	30/31 96.8%	31/31 100%	31/31 100%	30/30 100%	28/30 93.3%	$\chi^2(4)=5.52$ $p=0.238$
		2	1/31 3.2%				2/30 6.7%	
		3						
		4						
		5						
	B	1	30/31 96.8%	30/31 96.8%	31/31 100%	30/30 100%	27/30 90%	$\chi^2(4)=6.32$ $p=0.176$
		2	1/31 3.2%	1/31 3.2%			3/30 10%	
		3						
		4						
		5						
Pigmentação superficial e marginal	A	1	25/31 80.6%	27/31 87.1%	24/31 77.4%	24/30 80%	22/30 73.3%	$\chi^2(4)=1.99$ $p=0.738$
		2	5/31 16.1%	3/31 9.7%	5/31 16.1%	6/30 20%	6/30 20%	
		3	1/31 3.3%	1/31 3.2%	2/31 6.5%		2/30 6.7%	
		4						
		5						
	B	1	25/31 80.6%	28/31 90.3%	24/31 77.4%	23/30 76.7%	21/30 70%	$\chi^2(4)=4.20$ $p=0.380$
		2	6/31 19.4%	3/31 9.7%	5/31 16.1%	7/30 23.3%	8/30 26.7%	
		3			2/31 6.5%		1/30 3.3%	
		4						
		5						
Fratura da restauração/ Retenção	A	1	31/31 100%	30/31 96.8%	29/31 93.5%	27/30 90%	26/30 86.7%	$\chi^2(4)=5.55$ $p=0.236$
		2		1/31 3.2%	2/31 6.5%	3/30 10%	4/30 13.3%	
		3						
		4						
		5						
	B	1	30/31 96.8%	30/31 96.8%	28/31 90.3%	26/30 86.7%	25/30 83.3%	$\chi^2(4)=5.26$ $p=0.261$
		2	1/31 3.2%	1/31 3.2%	3/31 9.7%	4/30 13.3%	4/30 16.7%	
		3						
		4						
		5						
Adaptação marginal	A	1	29/31 93.5%	27/31 87.1%	22/31 71%	15/30 50%	8/30 26.7%	$\chi^2(4)=40.65$ $p < 0.01^*$
		2	2/31 6.5%	4/31 12.9%	9/31 29%	14/30 46.7%	22/30 73.3%	
		3				1/30 3.3%		
		4						
		5						
	B	1	30/31 96.7%	27/31 87.1%	21/31 67.7%	16/30 53.3%	10/30 33.3%	$\chi^2(4)=35.99$ $p < 0.01^*$
		2	1/31 3.3%	4/31 12.9%	9/31 29%	13/30 43.4%	19/30 63.4%	
		3			1/31 3.3%	1/30 3.3%	1/30 3.3%	
		4						
		5						

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 28: Comparações múltiplas com o teste de Mann-Whitney para o parâmetro fratura do material da restauração/retenção aos 6M para os avaliadores A e B e $p < 0.05$.

	G2 - PBNT		G3 - CSEB		G4 - X III		G5 - XV*	
	A	B	A	B	A	B	A	B
G1 - OBFL	U=435.0 Z=0.00 p=1	U=435.0 Z=0.00 p=1	U=420.0 Z=0.00 p=1	U=420.0 Z=0.00 p=1	U=435.0 Z=0.00 p=1	U=435.0 Z=0.00 p=1	U=375.0 Z=-1.83 p=0.04*	U=360.0 Z=-2.13 p=0.03*
G2 - PBNT			U=406.0 Z=0.00 p=1	U=406.0 Z=0.00 p=1	U=420.5 Z=0.00 p=1	U=420.5 Z=0.00 p=1	U=362.5 Z=-1.80 p=0.05	U=348.0 Z=-2.09 p=0.04*
G3 - CSEB					U=406.0 Z=0.00 p=1	U=406.0 Z=0.00 p=1	U=350.0 Z=-1.76 p=0.08	U=336.0 Z=-2.06 p=0.04*
G4 - X III							U=362.5 Z=-1.80 p=0.07	U=348.0 Z=-2.09 p=0.04*

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 29: Comparações múltiplas com o teste de Mann-Whitney para o parâmetro adaptação marginal aos 6M para os avaliadores A e B e $p < 0.05$.

	G2 - PBNT		G3 - CSEB		G4 - X III		G5 - XV*	
	A	B	A	B	A	B	A	B
G1 - OBFL	U=420.0 Z=-1.02 p=0.309	U=420.0 Z=-1.02 p=0.309	U=375.0 Z=-1.83 p=0.068	U=375.0 Z=-1.83 p=0.068	U=360.0 Z=-2.36 p=0.018*	U=375.0 Z=-2.09 p=0.037*	U=255.0 Z=-3.78 p<0.01*	U=285.0 Z=-3.35 p=0.001*
G2 - PBNT			U=376.5 Z=-1.06 p=0.287	U=376.5 Z=-1.06 p=0.287	U=362.5 Z=-1.71 p=0.087	U=377.0 Z=-1.39 p=0.164	U=260.5 Z=-3.29 p=0.001*	U=289.5 Z=-2.82 p=0.005*
G3 - CSEB					U=379.5 Z=-0.73 p=0.482	U=393.5 Z=-0.35 p=0.726	U=280.0 Z=-2.45 p=0.014*	U=308.0 Z=-1.94 p=0.053
G4 - X III							U=316.5 Z=-1.84 p=0.066	U=331.5 Z=-1.64 p=0.102

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 30: Comparações múltiplas com o teste de Mann-Whitney para o parâmetro adaptação marginal aos 12M para os avaliadores A e B e $p < 0.05$.

	G2 - PBNT		G3 - CSEB		G4 - X III		G5 - XV*	
	A	B	A	B	A	B	A	B
G1 - OBFL	U=449.5 Z=-0.852 p=0.394	U=434.0 Z=-1.39 p=0.165	U=372.0 Z=-2.31 p=0.021*	U=340.5 Z=-2.97 p=0.003*	U=261.5 Z=-3.77 p<0.01*	U=262.5 Z=-3.91 p<0.01*	U=154.0 Z=-5.30 p<0.01*	U=169.5 Z=-5.16 p<0.01*
G2 - PBNT			U=403.0 Z=-1.55 p=0.122	U=385.5 Z=-1.84 p=0.065	U=290.5 Z=-3.13 p=0.002*	U=306.0 Z=-2.89 p=0.004*	U=184.0 Z=-4.73 p<0.01*	U=213.0 Z=-4.27 p<0.01*
G3 - CSEB					U=363.0 Z=-1.73 p=0.084	U=400.0 Z=-1.10 p=0.272	U=259.0 Z=-3.43 p=0.001*	U=310.0 Z=-2.55 p=0.011*
G4 - X III							U=356.0 Z=-1.63 p=0.103	U=363.0 Z=-1.50 p=0.142

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Tabela 31: Teste de Wilcoxon comparando os resultados individuais do estudo clínico direto com os resultados da observação fotográfica de cada um dos avaliadores (A e B) para $p < 0.05$. Foram determinados empates, *ranks* positivos e *ranks* negativos.

			Propriedades Estéticas				Propriedades Funcionais			
			Brilho e rugosidade superficial		Pigmentação superficial e marginal		Fratura da restauração/Retenção		Adaptação marginal	
6M	A	Empate	143	Z=1.000; p=0.317	133	Z=-0.302; p=0.763	141	Z=-1.730; p=0.083	118	Z=-2.35; p=0.019*
		Rank positivo	1		5		3		7	
		Rank negativo	0		6		0		19	
	B	Empate	142	Z=-1.414; p=0.157	134	Z=-1.900; p=0.058	140	Z=-2.000 p=0.046	123	Z=-3.27 p=0.001*
		Rank positivo	2		2		4		3	
		Rank negativo	0		8		0		18	
12M	A	Empate	148	Z=-0.447; p=0.655	133	Z=-1.342; p=0.180	143	Z=-3.162; p=0.002*	120	Z=-1.915; p=0.056
		Rank positivo	3		7		10		11	
		Rank negativo	2		13		0		22	
	B	Empate	148	Z=-1.342; p=0.180	137	Z=-2.000; p=0.046	139	Z=-3.742; p<0.01*	123	Z=-2.191; p=0.028*
		Rank positivo	4		4		14		9	
		Rank negativo	1		12		0		21	

Empate: a avaliação fotográfica e clínica direta determinam scores iguais;

Rank positivo ou negativo: a avaliação fotográfica determina maior ou menor score em relação à avaliação clínica, respetivamente;

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

3.1.3. Taxa de sucesso clínico global decorrente da avaliação clínica direta

Após a obtenção dos resultados parcelares de cada restauração em função das três propriedades maior (score final estético, funcional e biológico) foi determinado um score final de forma a discriminar a taxa de sucesso clínico global para cada grupo. A estatística descritiva deste score final encontra-se resumida na tabela 32. Não foram considerados quaisquer insucessos clínicos globais pelo facto de a frequência de scores 4 e 5 ser nula. Porém, a comparação entre grupos indicou diferenças estatisticamente significativas na distribuição dos scores ($\chi^2(4)=51.6; p < 0.01$). Comparações múltiplas evidenciaram que os dois grupos correspondentes aos adesivos do tipo condicionar e lavar (G1 e G2) não apresentam diferenças entre si, mas demonstraram um desempenho estatisticamente superior em relação a todos os sistemas adesivos autocondicionantes (G3, G4 e G5). De entre estes últimos, o G5 revelou ser diferente dos G4 e G3, apresentando o pior comportamento de entre todos os grupos. Adicionalmente, os G3 e G4 também não apresentaram diferenças entre si (tabela 33).

Tabela 32: Score final das restaurações avaliadas aos 12M para cada grupo experimental. Comparação entre grupos utilizando o teste de Kruskal-Wallis para um nível de significância de 0.05.

		G1 - OBFL	G2 - PBNT	G3 - CSEB	G4 - X III	G5 - XV*	K-W
Score final	Sc 1	26/31 83.9%	24/31 77.4%	10/31 32.2%	12/30 40%	2/30 6.7%	$\chi^2(4)=51.6$ $p < 0.01$
	Sc 2	5/31 16.1%	7/31 22.6%	19/31 61.3%	17/30 56.7%	25/30 83.3%	
	Sc 3			2/31 6.5%	1/30 3.3%	3/30 10%	
	Sc 4						
	Sc 5						

Tabela 33: Comparações múltiplas com o teste de Mann-Whitney para o score final determinado no período de 12M para $p < 0.05$.

	G2 - PBNT	G3 - CSEB	G4 - X III	G5 - XV ⁺
G1 - OBFL	U=449.5 Z=-0.64 p=0.524	U=227.5 Z=-4.12 p<0.01*	U=258.5 Z=-3.53 p<0.01*	U=98.5 Z=-5.97 p<0.01*
G2 - PBNT		U=256.5 Z=-3.61 p<0.01*	U=287.5 Z=-2.99 p=0.003*	U=125.5 Z=-5.55 p<0.01*
G3 - CSEB			U=421.5 Z=-0.73 p=0.468	U=342.5 Z=-2.25 p=0.024*
G4 - X III				U=287.0 Z=-3.00 p=0.003*

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas.

Tendo-se verificado este pior desempenho clínico dos sistemas adesivos autocondicionantes, em particular do XV⁺, considerou-se pertinente determinar o risco de ocorrência de desadaptação marginal decorrente do uso destes sistemas. Assim, recodificou-se a variável ordinal adaptação marginal aos 12M em uma variável dicotômica em que todos os scores I passaram a “presença de adaptação” e os restantes a “ausência de adaptação” (tabela 34). De acordo com esta distribuição determinou-se que os sistemas autocondicionantes têm um risco relativo 2.50 ([1.90-3.29]; 95% IC) vezes superior de ausência de adaptação marginal em relação aos sistemas do tipo condicionar e lavar.

Tabela 34: Distribuição da variável dicotômica adaptação marginal pelos dois tipos de sistemas adesivos.

	Adaptação marginal	
	Ausência	Presença
Sistemas C&L (OBFL, PBNT)	4 (6.5%)	58 (93.5%)
Sistemas AC (CSEB, XIII, XV ⁺)	57 (62.6%)	34 (37.4%)
Total	61 (39.9%)	92 (60.1%)

Considerando apenas a comparação de cada um dos grupos relativos aos sistemas autocondicionantes com os sistemas de condicionar e lavar (OBFL, PBNT) determinou-se que o CSEB, o XIII e o XV⁺ têm um risco relativo 4.23 ([1.74-10.29]; 95% IC), 3.77 ([1.57-9.09]; 95% IC) e 5.61 ([2.52-12.53]; 95% IC) vezes superior de ausência de adaptação marginal em relação aos sistemas do tipo condicionar e lavar, respectivamente (tabelas 35, 36 e 37).

Tabela 35: Distribuição da variável dicotômica adaptação marginal entre os sistemas do tipo condicionar e lavar e o CSEB.

	Adaptação marginal	
	Ausência	Presença
Sistemas C&L (OBFL, PBNT)	4 (6.5%)	58 (93.5%)
CSEB (G3)	15 (50.0%)	15 (50.0%)
Total	19 (20.7%)	73 (79.3%)

Tabela 36: Distribuição da variável dicotômica adaptação marginal entre os sistemas do tipo condicionar e lavar e o XIII.

	Adaptação marginal	
	Ausência	Presença
Sistemas C&L (OBFL e PBNT)	4 (6.5%)	58 (93.5%)
XIII (G4)	17 (54.8%)	14 (45.2%)
Total	21 (22.3%)	72 (77.7%)

Tabela 37: Distribuição da variável dicotómica adaptação marginal entre os sistemas do tipo condicionar e lavar e o XV+.

	Adaptação marginal	
	Ausência	Presença
Sistemas C&L (OBFL, PBNT)	4 (6.5%)	58 (93.5%)
XV+ (G5)	25 (83.3%)	5 (16.7%)
Total	29 (31.5%)	63 (68.5%)

Considerando ainda a comparação dos grupo XV⁺ com os outros sistemas autocondicionantes CSEB e XIII determinou-se que o primeiro tem um risco relativo 5.61 ([5.16-49.58]; 95% IC) vezes superior de ausência de adaptação marginal em relação aos outros sistemas autocondicionantes (tabela 38).

Tabela 38: Distribuição da variável dicotómica adaptação marginal entre os sistemas autocondicionantes (CSEB, XIII) e o XV⁺.

	Adaptação marginal	
	Ausência	Presença
Sistemas AC (CSEB, XIII)	32 (52.5%)	29 (47.5%)
XV ⁺ (G5)	25 (83.3%)	5 (16.7%)
Total	57 (62.6%)	34 (37.4%)

3.1.4 Análise de potência

A análise de potência do presente estudo tendo como desfecho primário o parâmetro adaptação marginal revelou um *effect size* f de 23.04 (anexo 5).

Embora os sistemas adesivos autocondicionantes estudados no presente trabalho tenham tido um desempenho semelhante aos sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar no período de avaliação inicial, no decorrer do primeiro ano, o grau de adaptação marginal das restaurações efetuadas com os primeiros foi-se agravando significativamente enquanto que as que foram sujeitas ao condicionamento com ácido fosfórico praticamente não sofreram degradação marginal. Consequentemente, a hipótese nula deve ser rejeitada.

Apesar do coeficiente de correlação entre os modos de avaliação ter demonstrado ser elevado para a maioria dos parâmetros elegíveis, aos 12 meses de avaliação detetaram-se diferenças significativas para dois destes parâmetros pelo menos para um dos avaliadores. Consequentemente, a segunda hipótese nula deve ser rejeitada.

3.1.5. Análise imagiológica complementar

As imagens obtidas a partir de uma sequência de réplicas de um determinado dente representativas de cada grupo, com recurso a radiografias digitais, a MEV ou ao sistema micro-ótico 3D, podem ser observadas da figura 46 à 70. De uma forma transversal, verificou-se pela análise da primeira réplica, correspondente ao período observacional inicial (0M), todas as restaurações apresentavam algum grau de sobrecontorno da restauração que se foi atenuando progressivamente. Também se pode denotar ocasionalmente o relevo resultante da ação das brocas de acabamento que também tenderam a desaparecer com o tempo. A ampliação mais baixa disponível a nível do microscópio de varrimento apenas permitiu visualizar uma pequena fração de toda a interface adesiva de uma determinada restauração, o que dificultou a perceção da localização exata da zona observada, face à imagem clínica. O recurso ao sistema micro-ótico 3D permitiu-nos visualizar numa

janela única e com grande definição a evolução de todos os detalhes das interfaces ao longo do tempo. Em termos evolutivos verificou-se que o OBFL (figura 50) e o PBNT (figura 55) revelaram uma elevado grau de adaptação marginal em todo o contorno cavo-superficial da restauração ao final de um ano. Relativamente aos sistemas autocondicionantes foi detetado um grau crescente de desadaptação marginal. Destes, o XIII (figura 65) revelou um menor grau de afetação da margem, seguido do CSEB (figura 60) e por fim do XV⁺ (figura 70) que revelou desadaptação marginal em praticamente todo perímetro da interface restaurada. Para este último caso respeitante ao XV⁺ pode ser observada um pormenor de uma medição de uma fenda marginal na sua profundidade e largura adquirida pelo sistema micro-ótico 3D (figura 71). Para além desta potencialidade do sistema, este possibilita ainda efetuar uma análise dinâmica das interfaces obtidas uma vez que permite uma rotação tridimensional da imagem adquirida.

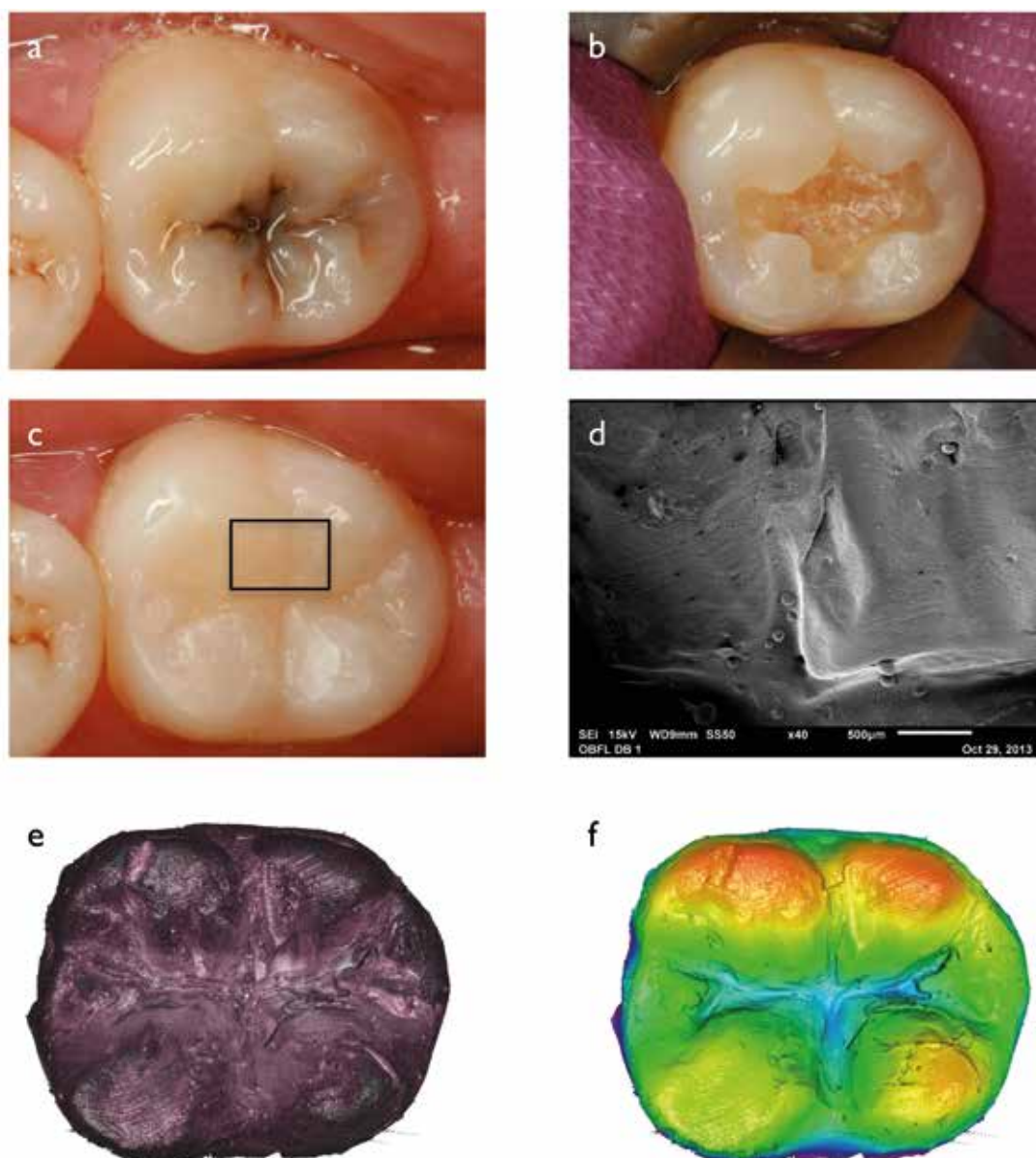


Figura 46: Sequência de imagens de uma amostra do grupo I- OBFL referente ao período observacional inicial (0M): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respetiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e)(f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

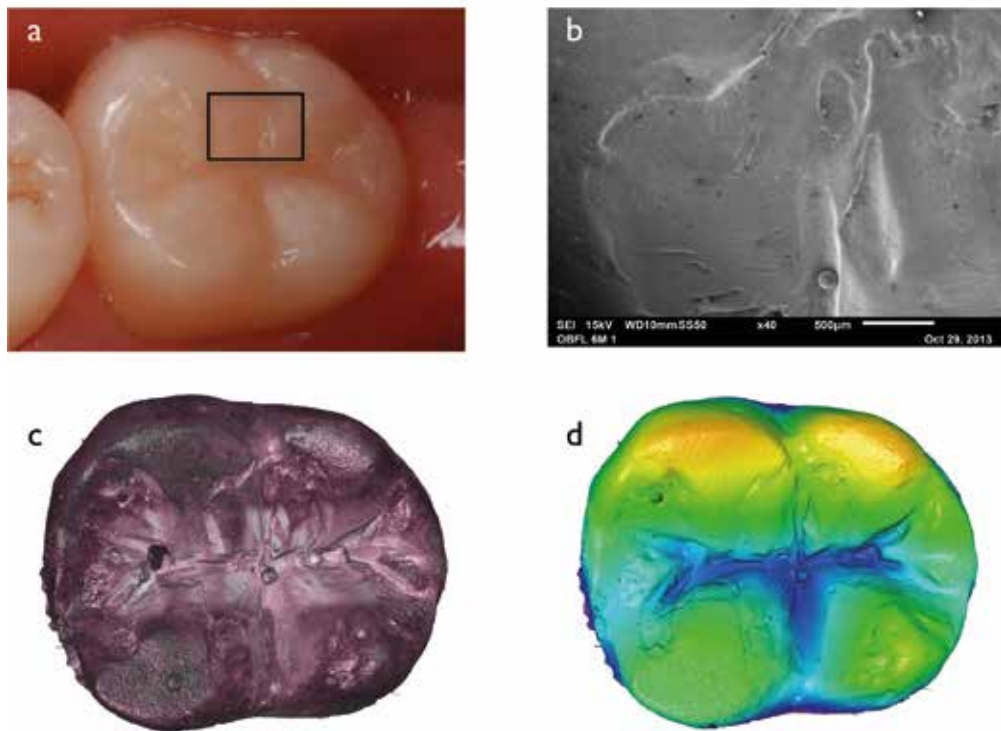


Figura 47: Sequência de imagens de uma amostra do grupo I - OBFL referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

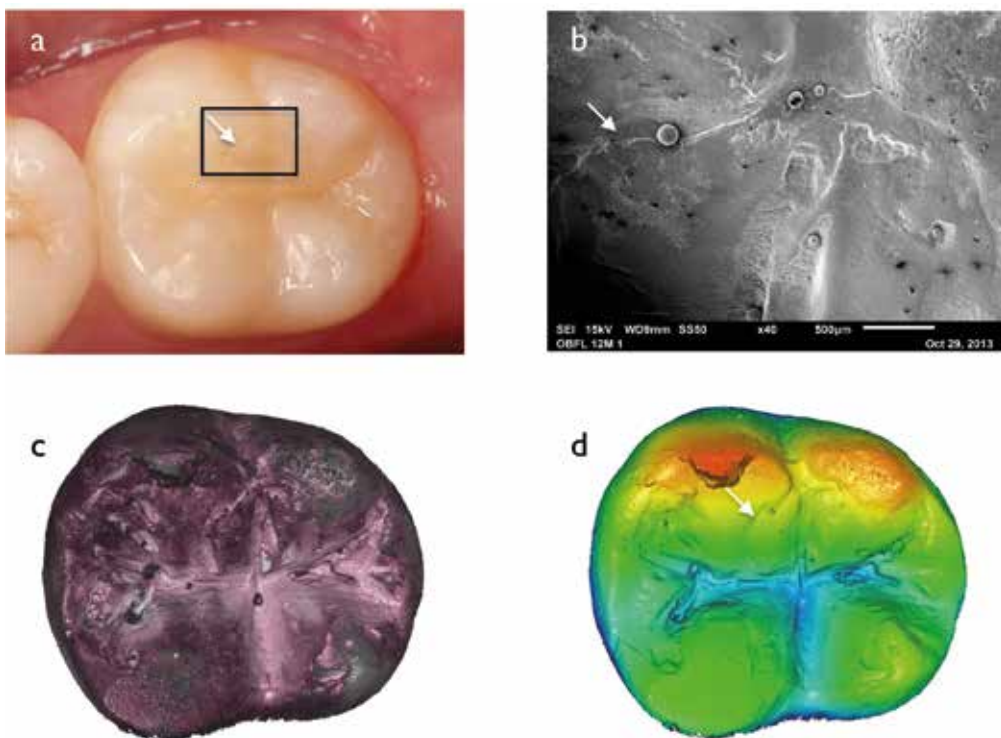


Figura 48: Sequência de imagens de uma amostra do grupo I - OBFL referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c) (d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.

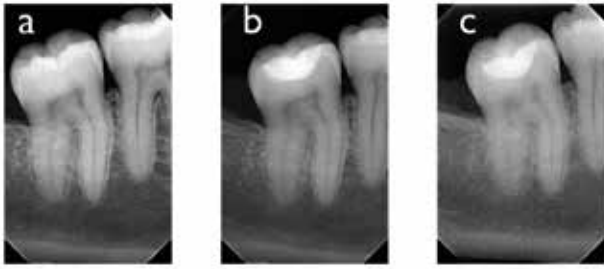


Figura 49: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao GI-OBFL: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).

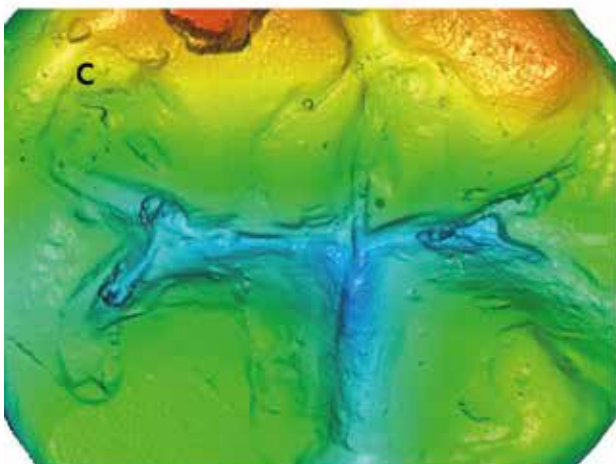
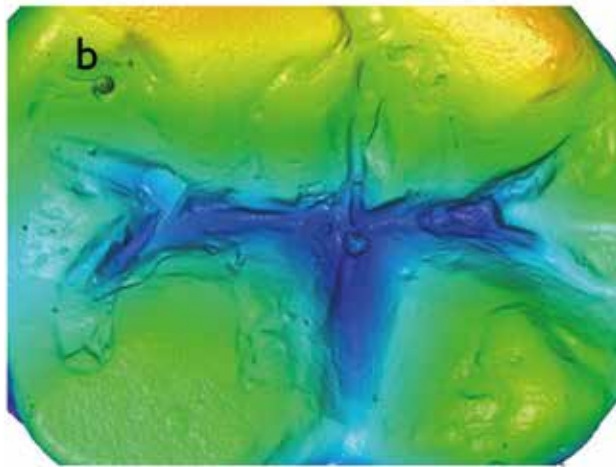
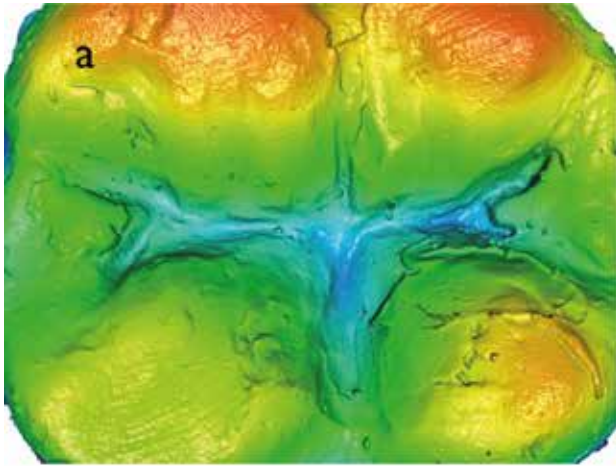


Figura 50: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo I- OBFL nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se um excelente nível de adaptação marginal.

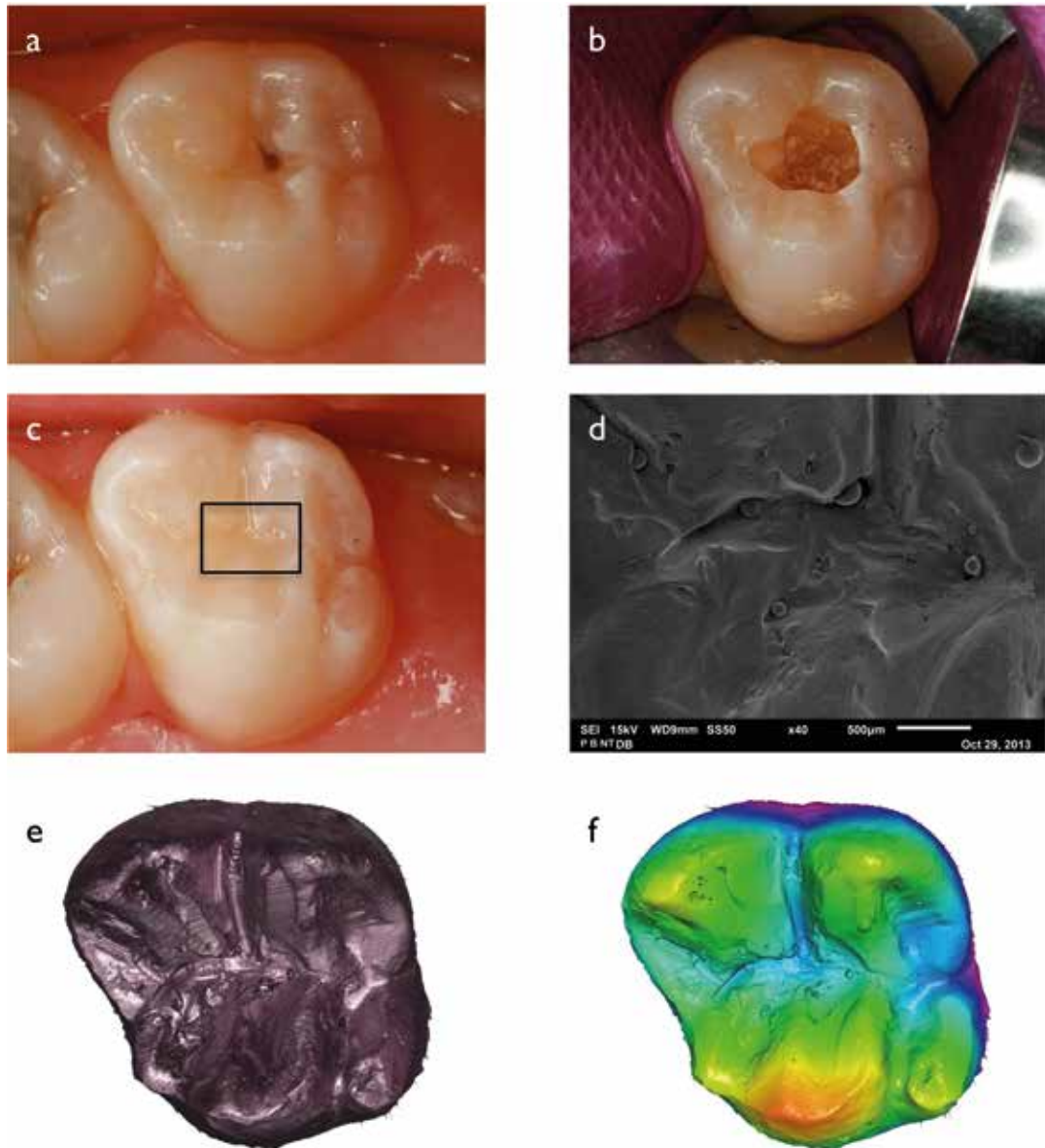


Figura 51: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 2- PBNT referente ao período observacional inicial (0M): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respetiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e)(f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

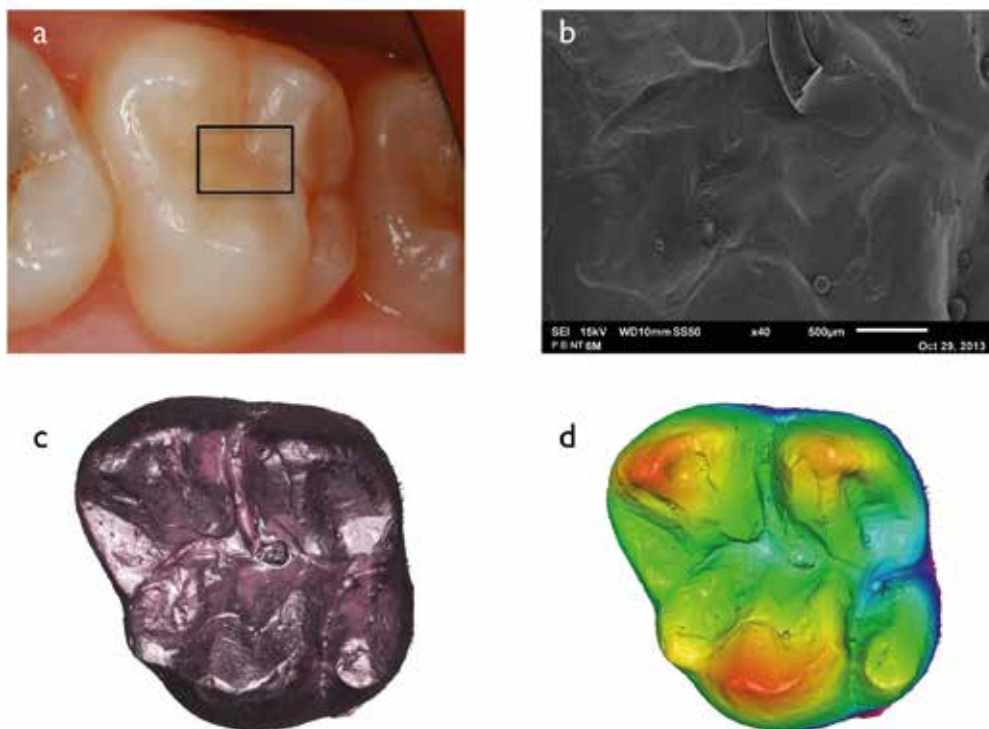


Figura 52: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 2- PBNT referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

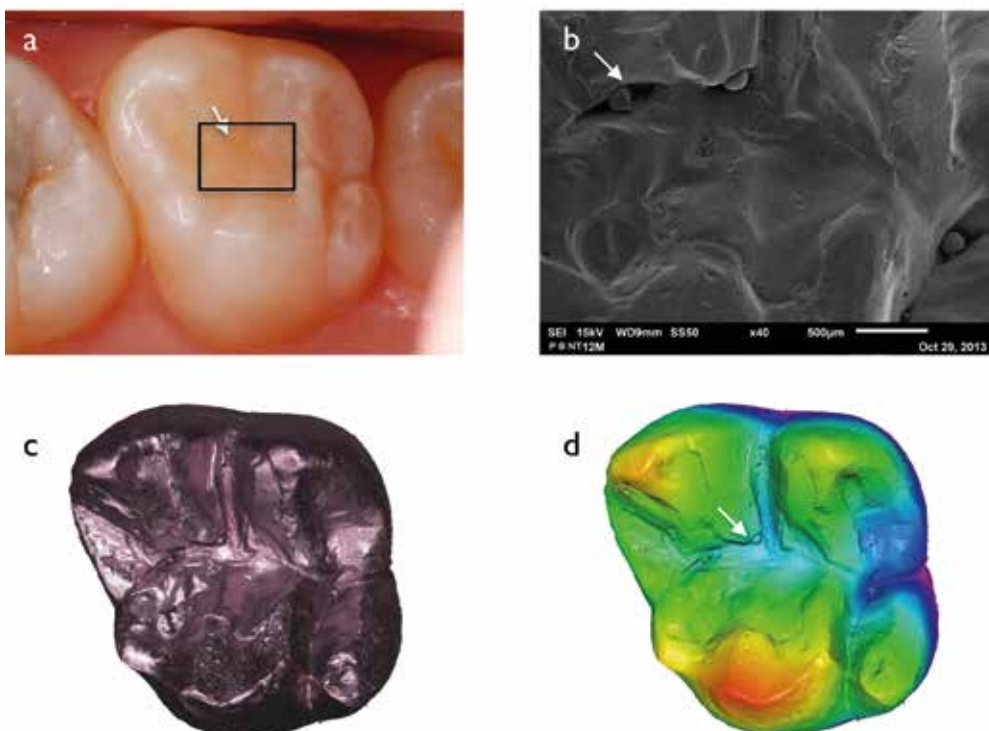


Figura 53: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 2- PBNT referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c) (d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.

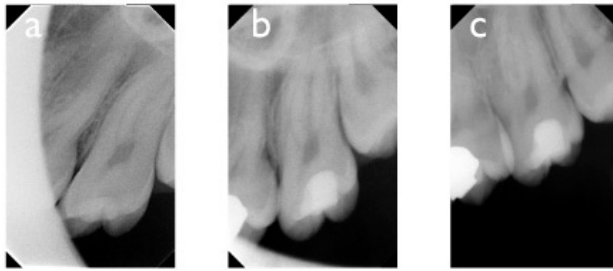


Figura 54: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao G2- PBNT: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).

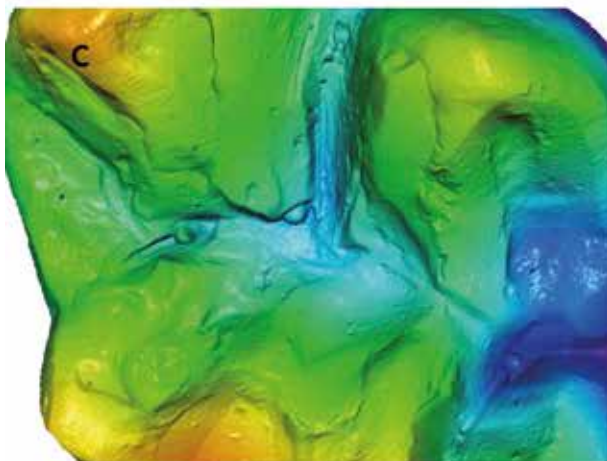
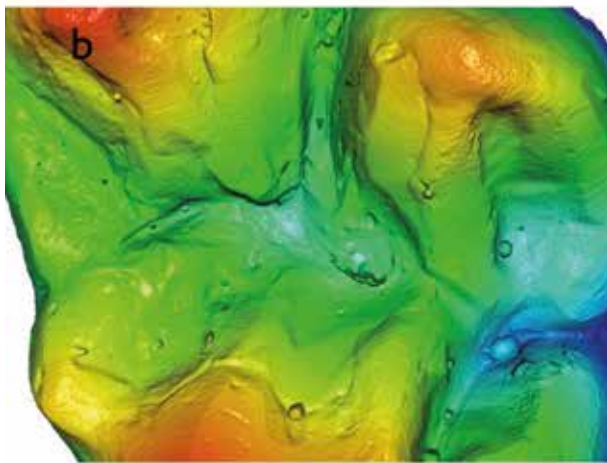
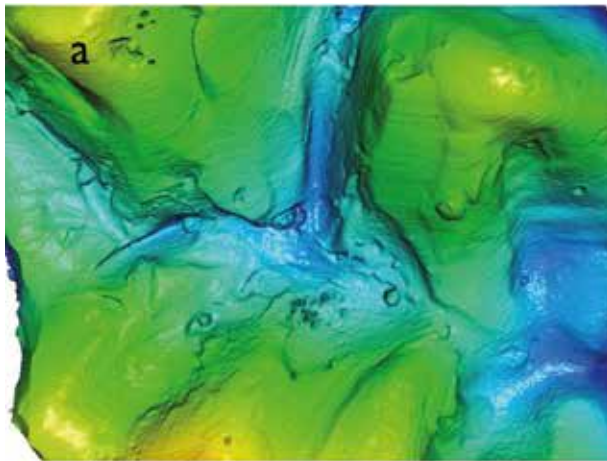


Figura 55: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo 2- PBNT nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se um bom nível de adaptação marginal ao nível do ângulo cavo-superficial, indiciando apenas uma zona pontual de desadaptação marginal.

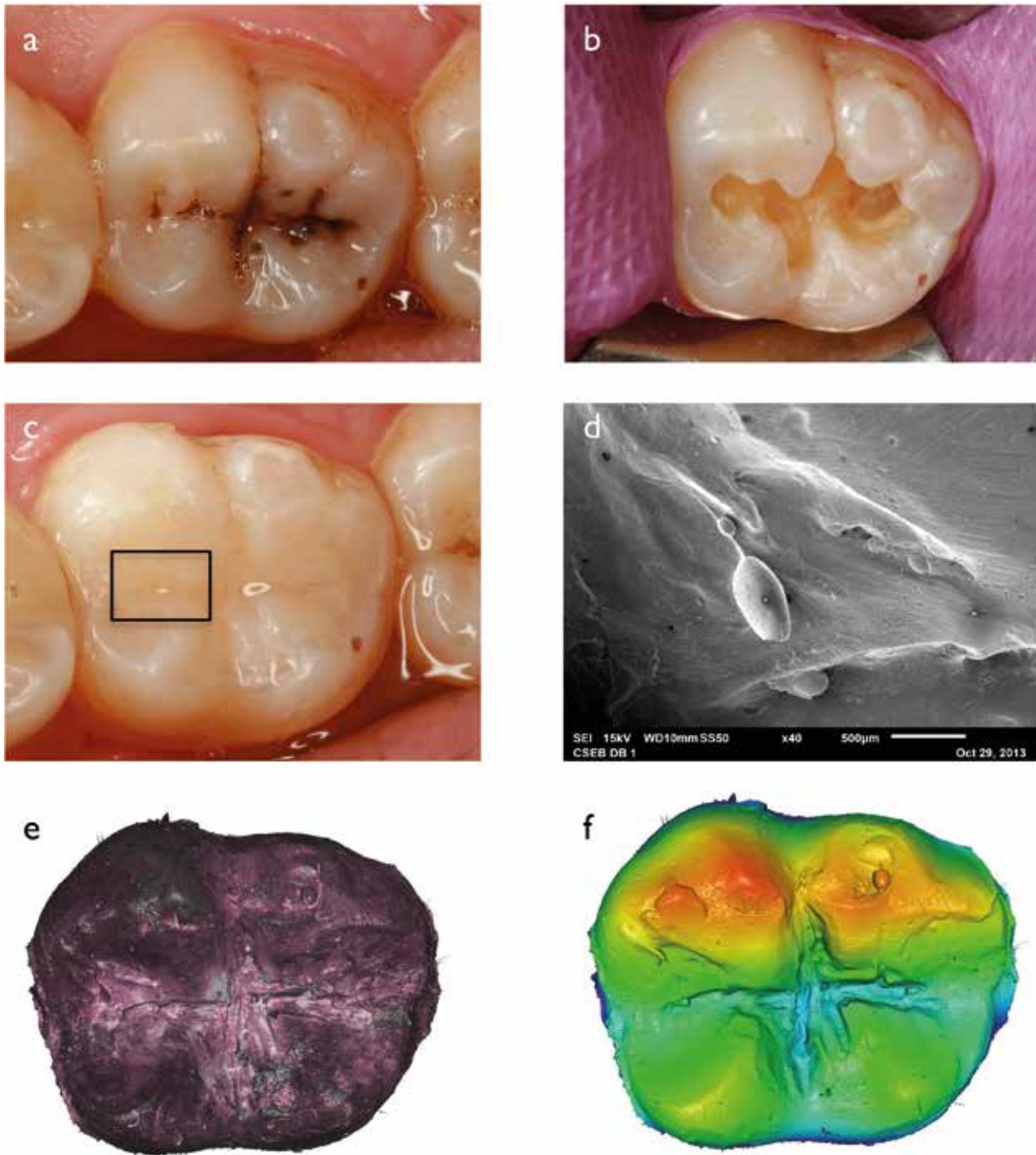


Figura 56: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 3- CSEB referente ao período observacional inicial (0M): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respectiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e)(f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

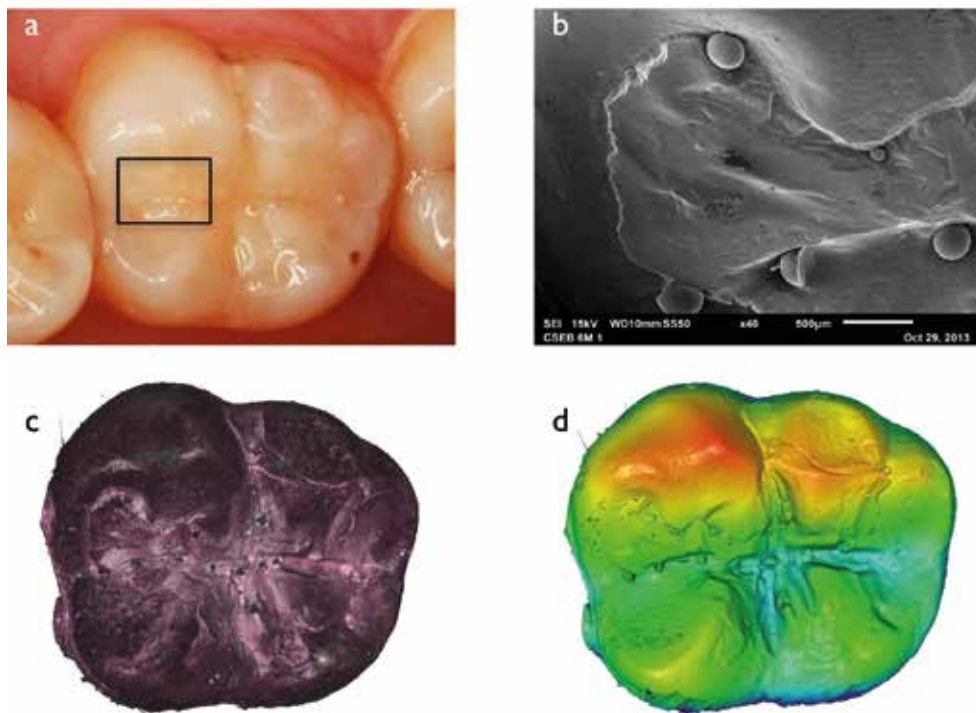


Figura 57: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 3- CSEB referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

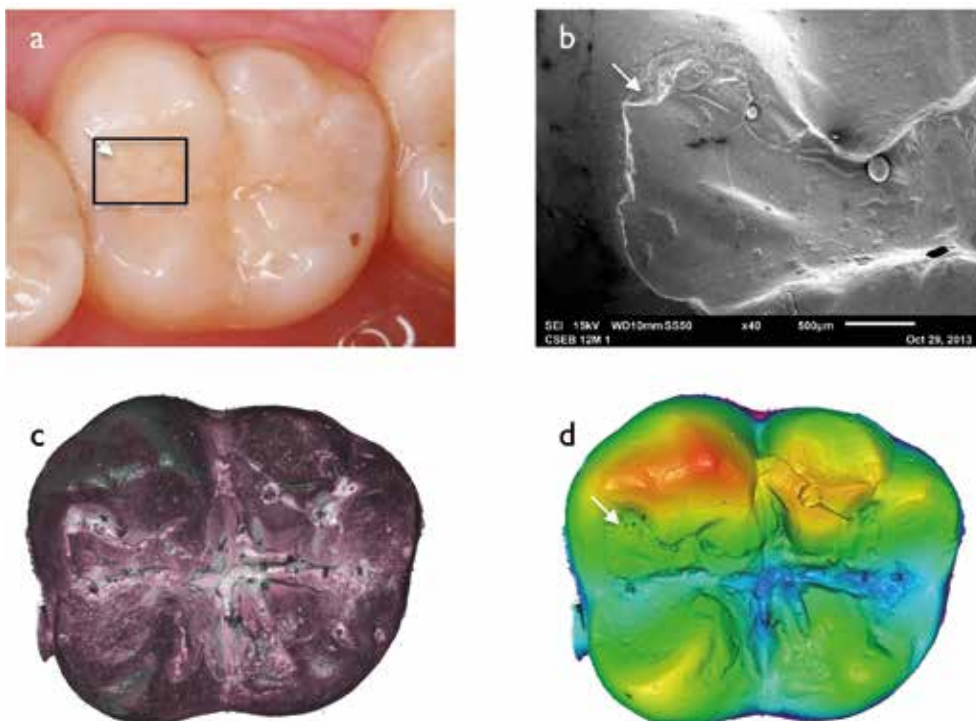


Figura 58: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 3- CSEB referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.

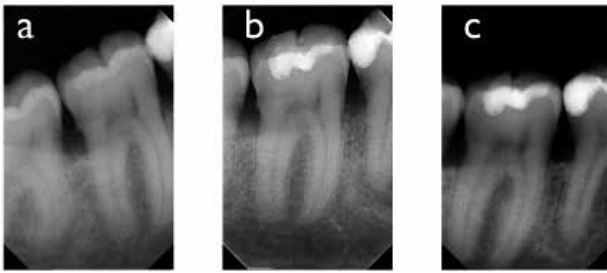


Figura 59: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao G3- CSEB: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).

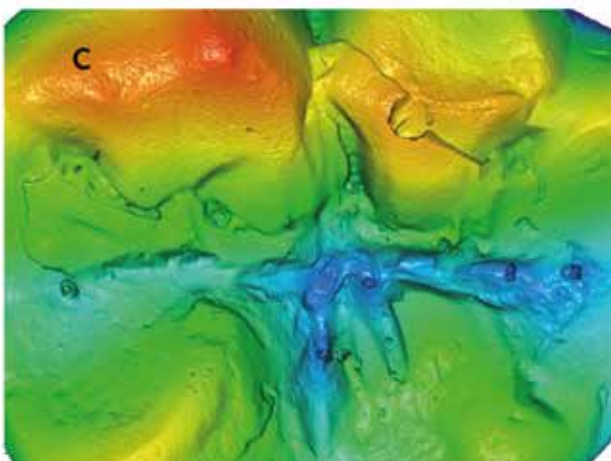
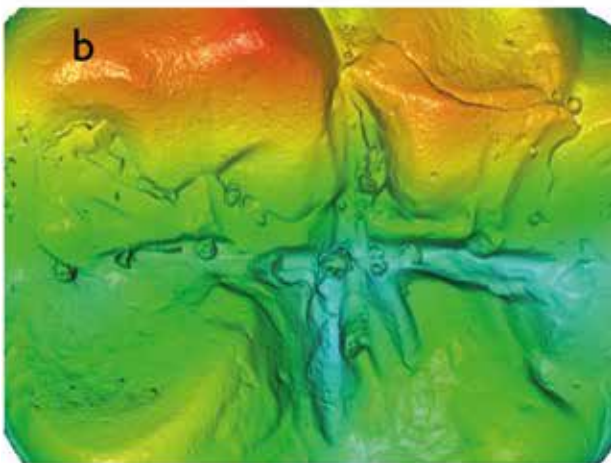
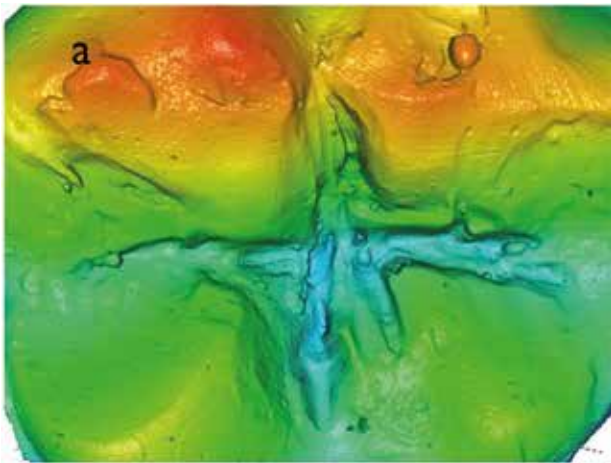


Figura 60: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo 3- CSEB nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se alterações nas margens da restauração ao nível do ângulo cavo-superficial em pelo menos 40% do perímetro de cavidade.

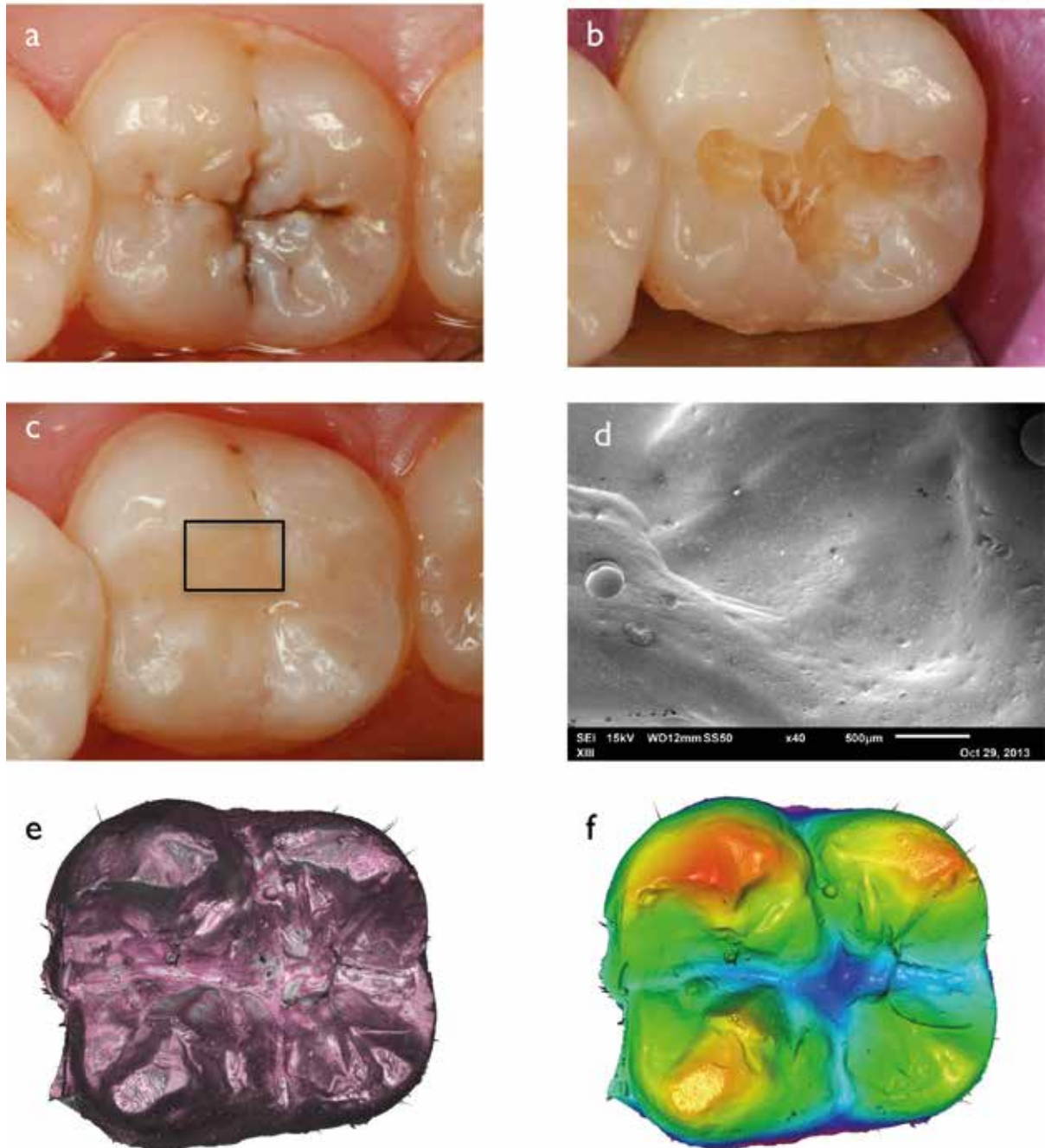


Figura 61: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 4- XIII referente ao período observacional inicial (0M): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respetiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e)(f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

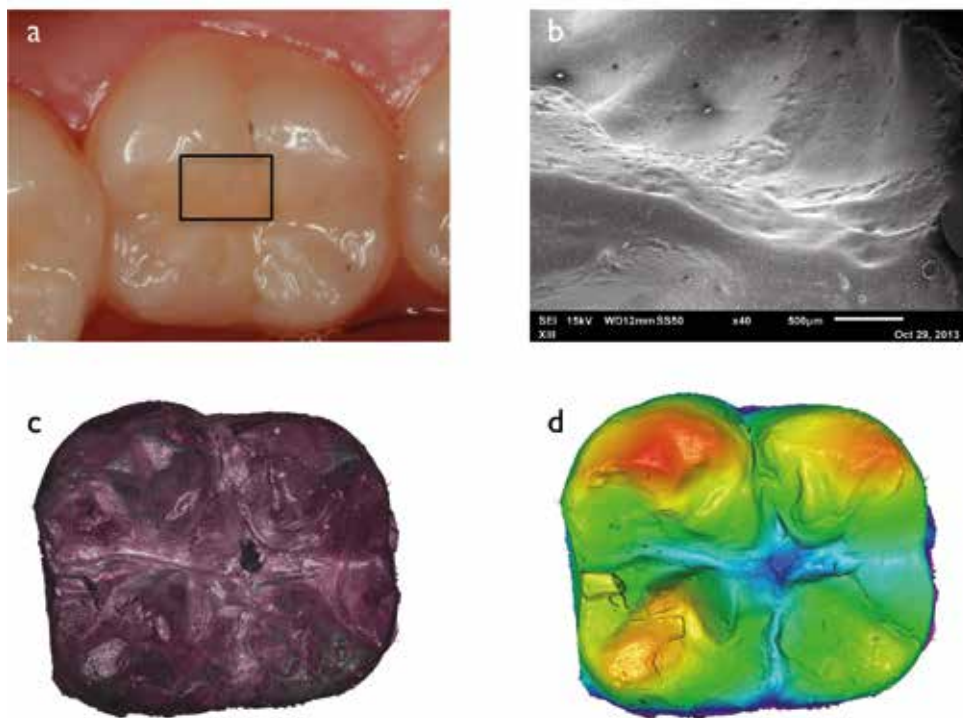


Figura 62: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 4- XIII referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

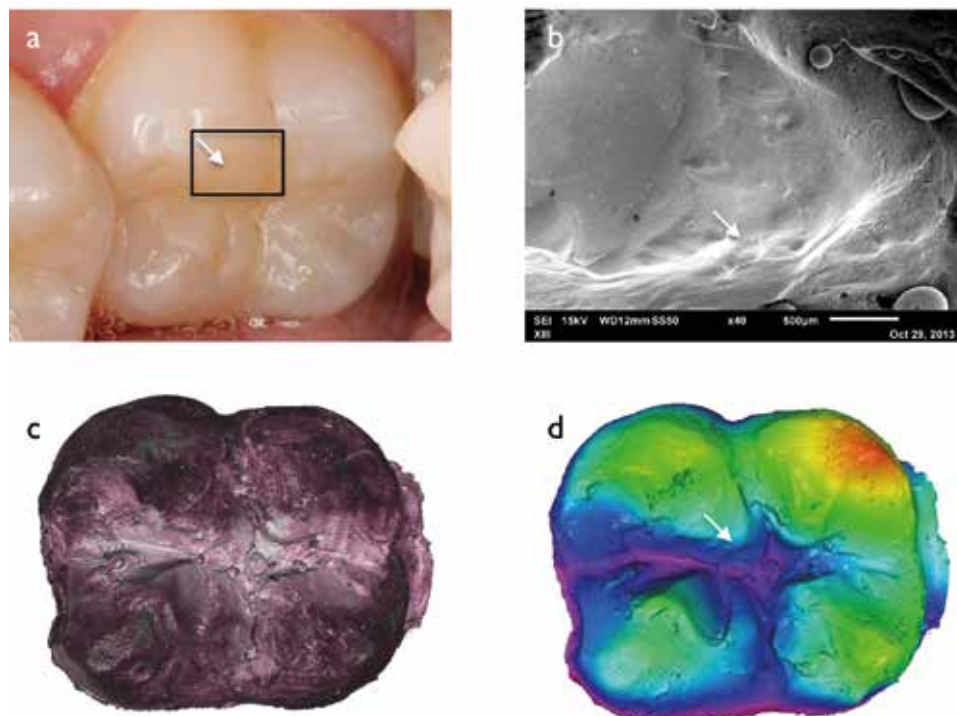


Figura 63: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 4- XIII referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.

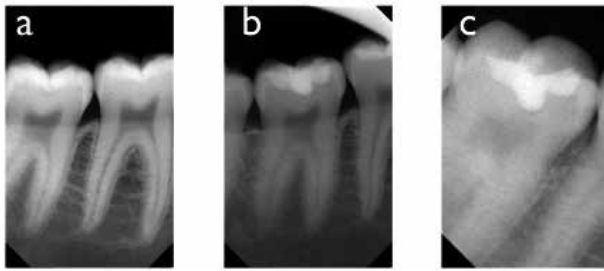


Figura 64: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao G4- XIII: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).

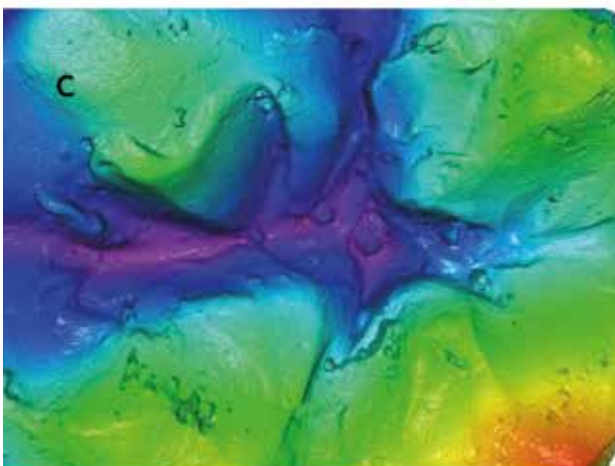
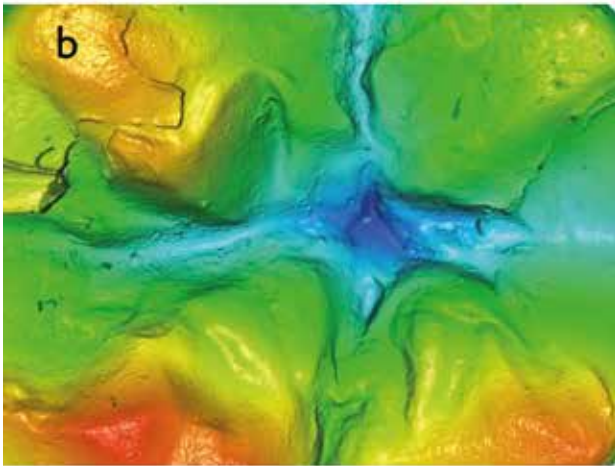
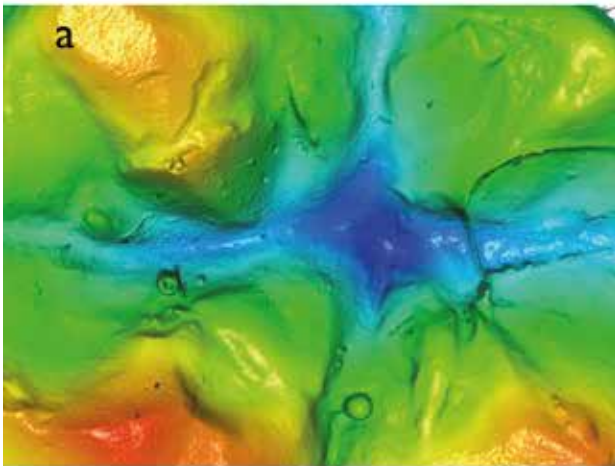


Figura 65: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo 4- XIII nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se pequenas alterações nas margens da restauração ao nível do ângulo cavo-superficial em menos de 20% do perímetro de cavidade.

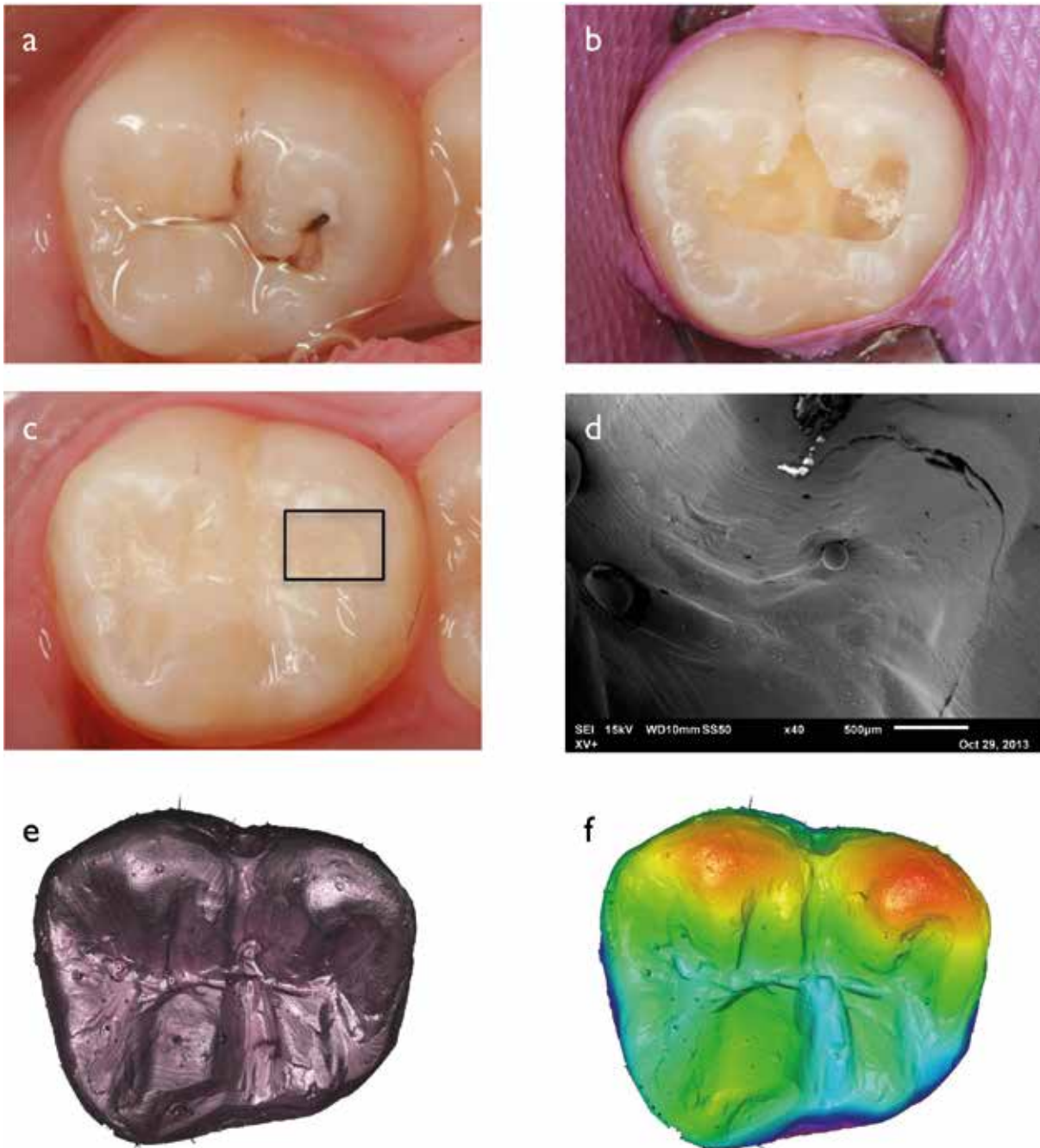


Figura 66: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 5- XV⁺ referente ao período observacional inicial (OM): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respectiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e)(f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

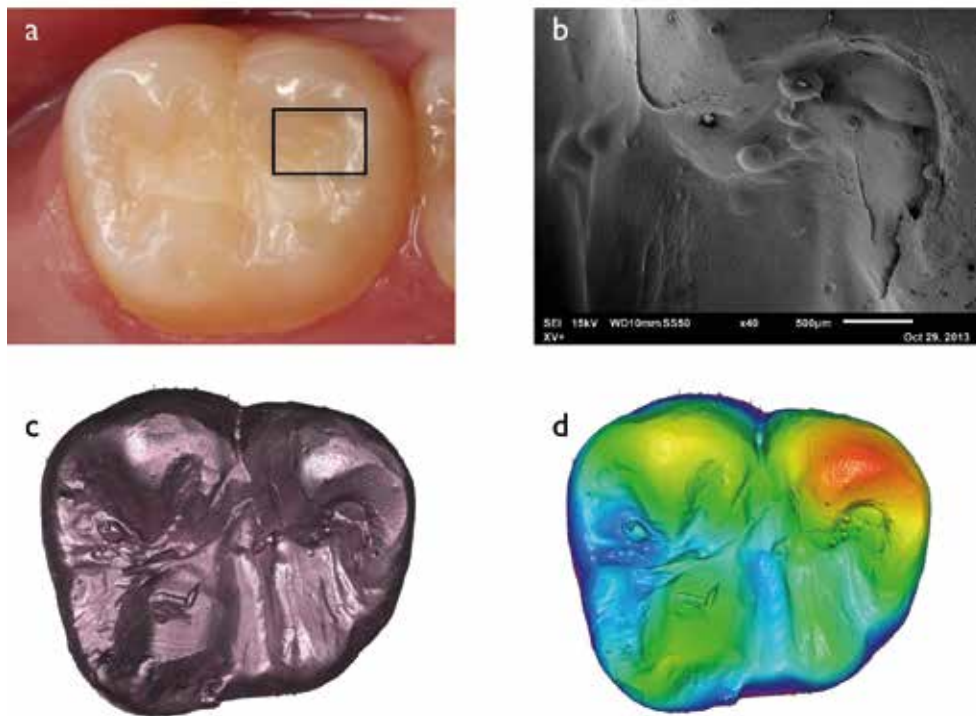


Figura 67: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 5- XV⁺ referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.

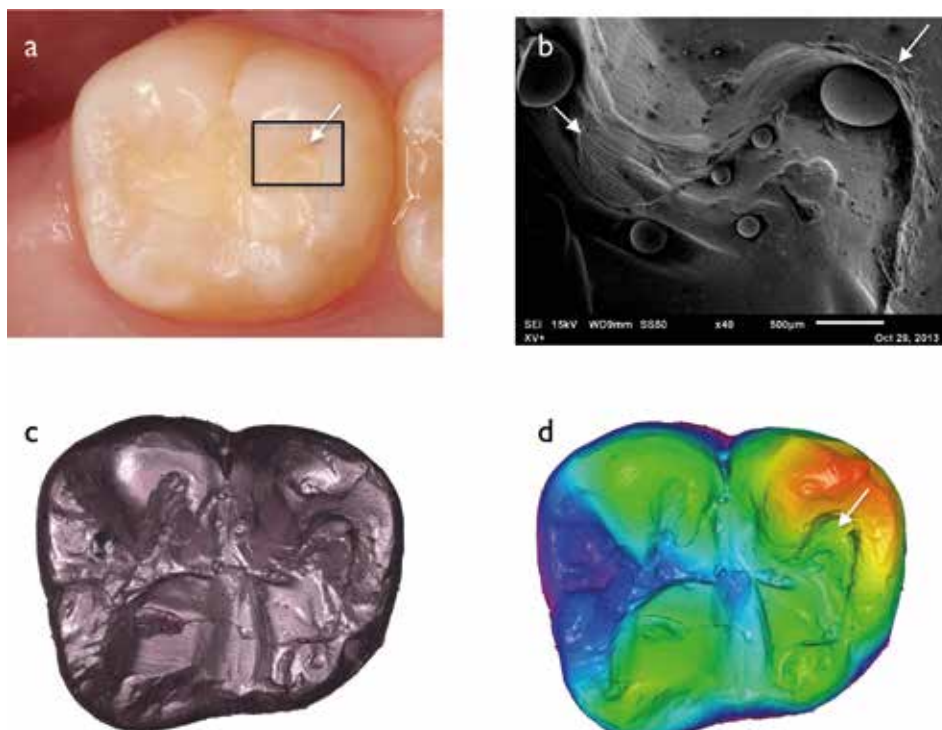


Figura 68: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 5- XV⁺ referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.

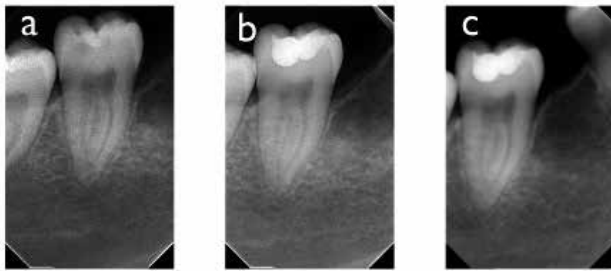


Figura 69: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao G5- XV⁺: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).

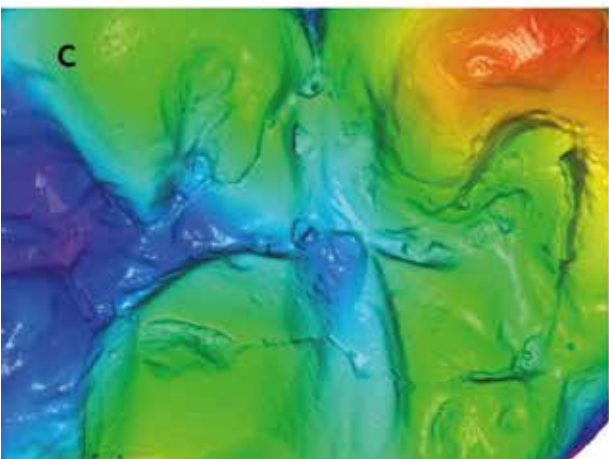
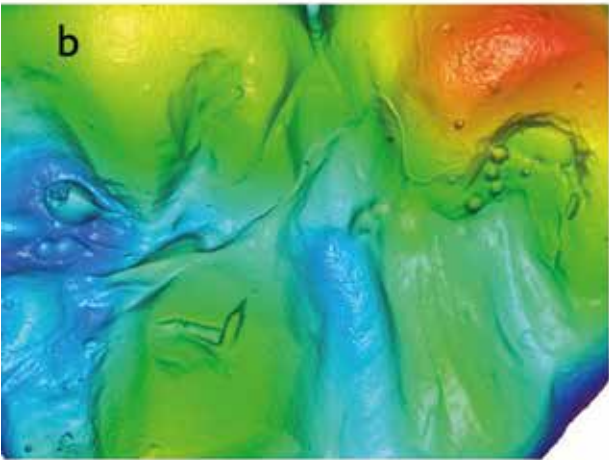
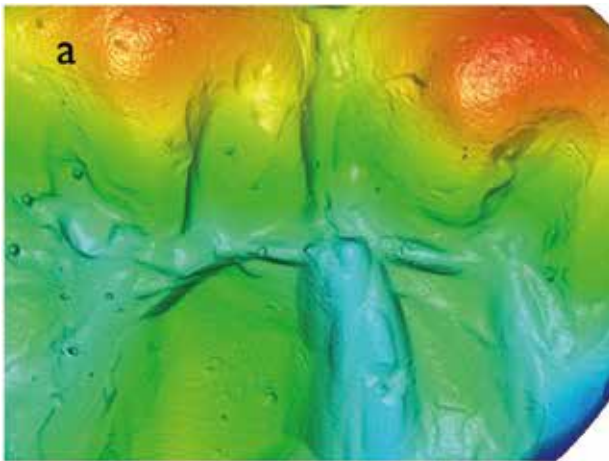


Figura 70: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo 5- XV⁺ nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se alterações severas nas margens da restauração ao nível do ângulo cavo-superficial em praticamente todo o perímetro de cavidade.

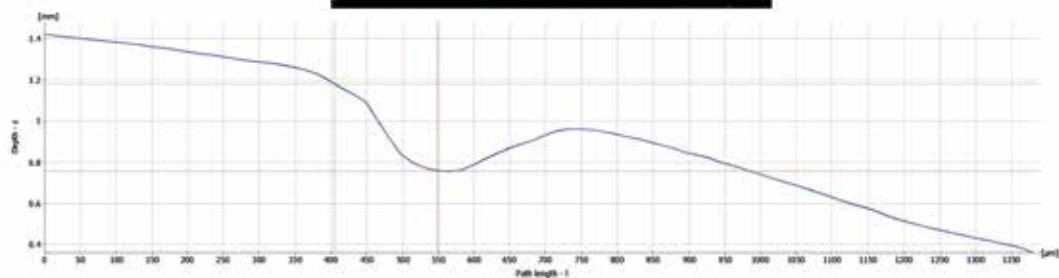
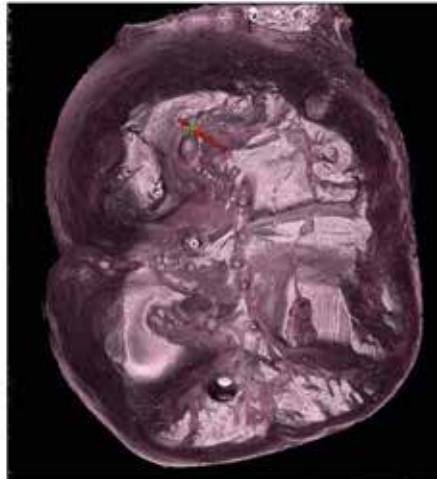
Alicona Imaging GmbH
 Teslastraße 8
 A-8074 Grambach



Measurement Report

ProfileFormMeasurement

47 DC1A tratado



Measurement line	l: 549.44 μ m	z: 758.92 μ m
Reference line	l: 405.37 μ m	z: 1.1802mm
Differences	delta l: 144.07 μ m angle: -71.1201°	delta z: -421.28 μ m true length: 453.82 μ m
Filter:	no filter - primary profile	

Measurement performed by Alicona InfiniteFocus

1

Figura 71: Imagem gráfica representativa da mensuração de uma fenda respeitante à restauração do dente 47 com XV* no período observacional de um ano (12M) com uma largura (delta l) de 144.0 μ m e uma profundidade (delta z) de 421.3 μ m.

3.2. Ensaio laboratorial

3.2.1. Ensaios de microtração

Para a determinação das forças de adesão em microtração ao esmalte humano preparado com broca diamantada foram analisadas um total de 276 amostras distribuídas pelos oito grupos de estudo. A distribuição das forças de adesão de cada um dos grupos pode ser analisada no diagrama de extremos e quartis (gráfico 6). As correspondentes estatísticas descritivas estão sumariadas na tabela 39, que inclui igualmente o resultado do teste de Kolmogorov-Smirnov para avaliação da normalidade da distribuição dos valores dos oito grupos.

Tabela 39: Estatística descritiva das forças de adesão ao esmalte dos oito grupos testados. $\pm s$: média \pm desvio padrão; Min: menor valor de força de adesão; Max: maior valor de força de adesão; KS (Kolmogorov-Smirnov), $p > 0.05$.

Grupo	n	$\pm s$ (MPa)	Min (MPa)	Max (MPa)	KS ($p > 0.05$)
G1 - OBFL	33	26.86 \pm 7.71	12.02	39.84	$p=0.2$
G2 - PBNT	31	27.10 \pm 7.17	14.74	41.19	$p=0.2$
G3 - CSEB/PS	40	15.63 \pm 6.51	5.60	29.97	$p=0.015$
G4 - CSEB/AT	41	25.14 \pm 7.11	11.35	41.14	$p=0.2$
G5 - X III/PS	35	22.65 \pm 8.58	9.03	43.62	$p=0.178$
G6 - X III/AT	32	21.56 \pm 4.28	14.27	29.71	$p=0.063$
G7 - XV ⁺ /PS	36	2.38 \pm 3.03	0.00*	12.26	$p < 0.005$
G8 - XV ⁺ /AT	28	0.24 \pm 0.62	0.00*	2.37	$p < 0.005$

* O valor zero corresponde a falhas pré-teste (FPT) que ocorreram em 14 amostras do G7 (XV⁺/PS) e em 22 amostras do G8 (XV⁺/AT). Não ocorreram FPT em qualquer outro grupo.

PS: modo de aplicação passivo; AT: modo de aplicação ativo.

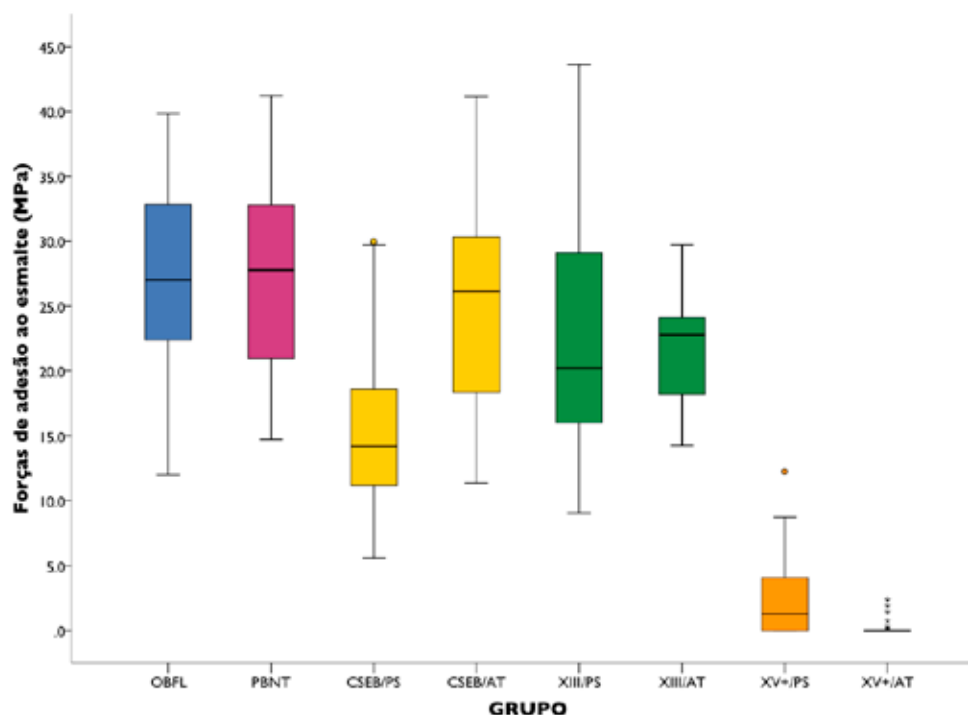


Gráfico 6: Distribuição por quartis dos valores de força de adesão ao esmalte obtidos para a totalidade das amostras de cada grupo. A linha horizontal dentro da caixa representa a mediana. Os valores discrepantes estão assinalados com círculos ou estrelas, sendo as últimas valores discrepantes extremos.

Apesar de o teste de *Kolmogorov-Smirnov* ter revelado que os G3, G7 e G8 não respeitam a normalidade por apresentarem valores *p* inferiores a 0.05, a violação da normalidade não foi considerada restritiva para a aplicação do teste *ANOVA* dado que o número de elementos em cada grupo é relativamente elevado (superior a 30, como preconizado pelo teorema do limite central). Assim, para testar a igualdade das médias das forças de adesão dos oito grupos aplicou-se o teste *ANOVA*.

Não se verificou o pressuposto de homogeneidade de variâncias (teste de *Levene*: $F(7, 268) = 12.56$, $p < 0.01$) porém, de modo similar à violação da normalidade, assume-se a robustez do teste relativamente à violação da homocedasticidade quando o número de observações em cada grupo é igual ou aproximadamente igual, o que se verifica no presente estudo. Verificou-se a existência de diferenças estatisticamente significativas entre as médias de pelo menos dois grupos: $F(7, 105.213) = 333.636$, $p < 0.01$.

Para a análise *post-hoc* das diferenças entre pares de grupos foi utilizado o teste de *Games-Howell* para grupos heteroscedásticos. As comparações múltiplas estão resumidas na tabela 40.

Tabela 40: Tabela de comparações múltiplas entre os grupos.

		Diferença	Erro padrão	p	Intervalo de Confiança a 95%	
					Margem inferior	Margem superior
G1 OBFL	PBNT	-0.24	1.86	1.00	-6.08	5.60
	CSEB/PS	11.23	1.69	<0.01*	5.92	16.53
	CSEB/AT	1.72	1.74	0.97	-3.73	7.18
	X III/PS	4.21	1.98	0.41	-1.97	10.40
	X III/AT	5.30	1.54	0.02*	0.43	10.17
	XV*/PS	24.48	1.43	<0.01*	19.90	29.06
	XV*/AT	26.61	1.35	<0.01*	22.25	30.98
G2 PBNT	CSEB/PS	11.47	1.65	<0.01*	6.29	16.64
	CSEB/AT	1.96	1.70	0.94	-3.37	7.29
	X III/PS	4.45	1.94	0.31	-1.63	10.53
	X III/AT	5.54	1.49	0.01*	0.81	10.27
	XV*/PS	24.72	1.38	<0.01*	20.29	29.15
	XV*/AT	26.85	1.29	<0.01*	22.65	31.06
G3 CSEB/PS	CSEB/AT	-9.51	1.51	<0.01*	-14.22	-4.79
	X III/PS	-7.01	1.78	<0.01*	-12.59	-1.44
	X III/AT	-5.93	1.28	<0.01*	-9.92	-1.93
	XV*/PS	13.25	1.15	<0.01*	9.65	16.86
	XV*/AT	15.39	1.04	<0.01*	12.07	18.70
G4 CSEB/AT	X III/PS	2.49	1.83	0.87	-3.23	8.21
	X III/AT	3.58	1.34	0.15	-0.62	7.78
	XV*/PS	22.76	1.22	<0.01*	18.92	26.60
	XV*/AT	24.89	1.12	<0.01*	21.33	28.46
G5 X III/PS	X III/AT	1.09	1.64	1.00	-4.08	6.26
	XV* PS	20.27	1.54	<0.01*	15.37	25.16
	XV* AT	22.40	1.45	<0.01*	17.71	27.09
G6 X III/AT	XV*/PS	19.18	0.91	<0.01*	16.32	22.04
	XV*/AT	21.31	0.76	<0.01*	18.84	23.79
G7 XV*/PS	XV*/AT	2.132	0.52	<0.01*	0.47	3.79

* Resultados com diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos comparados.

AT: modo de aplicação ativo; PS: modo de aplicação passivo

De acordo com os resultados obtidos determinaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes sistemas adesivos nas forças de adesão ao esmalte preparado, bem como no modo de aplicação entre os sistemas autocondicionantes, pelo que, as hipóteses nulas devem ser rejeitadas. Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas nas forças de adesão entre os dois sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar (G1: 26.86 ± 7.71 MPa; G2: 27.10 ± 7.17 MPa), bem como entre estes e dois sistemas autocondicionantes em determinado modo de aplicação G4 (CSEB/AT; 25.14 ± 7.11 MPa) e G5 (XIII/PS; 22.65 ± 8.58 MPa). Para a avaliação dos sistemas adesivos autocondicionantes em função do modo de utilização, ativo ou passivo, verificou-se que apenas o sistema adesivo CSEB revelou forças de adesão com diferenças estatisticamente significativas de acordo com a forma de aplicação (CSEB/AT vs. CSEB/PS, $p < 0.01$). Para este sistema, a sua aplicação ativa produziu valores significativamente superiores, com uma diferença média nas forças de adesão de 9.51 MPa [4.79-14.22; 95%CI]. No que concerne ao XIII não foram detetadas diferenças nos valores de adesão de acordo com o seu modo de utilização ($p = 1$) e, apesar dos valores de adesão no seu modo passivo serem apenas ligeiramente superiores (22.65 ± 8.58 MPa) ao modo ativo (21.56 ± 4.28 MPa), a variabilidade dos resultados revelou uma maior consistência dos valores de adesão no modo ativo, observável no gráfico 6. Este sistema adesivo autocondicionante revelou um comportamento superior em relação ao XV⁺ (XIII/AT vs. XV⁺/AT, $p < 0.01$; XIII/AT vs. XV⁺/PS, $p < 0.01$; XIII/PS vs. XV⁺/AT, $p < 0.01$; XIII/PS vs. XV⁺/PS, $p < 0.01$) ou ao CSEB no modo não agitado (XIII/AT vs. CSEB/PS, $p < 0.01$; XIII/PS vs. CSEB/PS, $p < 0.01$). O XV⁺ originou valores de adesão muito baixos, próximos de 0 MPa, independentemente do seu modo de utilização. Este adesivo revelou um comportamento negativo muito significativo quando comparado com qualquer outro grupo no que concerne à resistência adesiva. Fazendo a ordenação dos grupos testados em função das forças de adesão obtidas verificou-se que $G2 > G1 > G4 > G5 > G6 > G3 > G7 > G8$, podendo estes ainda ser subdivididos em quatro zonas diferenciais por ordem decrescente dos valores de adesão proporcionados: $G2 \approx G1 \approx G4 \approx G5 > G4 \approx G5 \approx G6 > G3 > G7 \approx G8$. Apesar da significância, a diferença entre o G7 e G8 é mínimo como se pode confirmar pelo limite inferior do intervalo de confiança para a diferença.

Os valores do módulo de Weibull (m), da força característica (σ_0) e respetivos intervalos de confiança de 95%, bem como o coeficiente de correlação (r) e o nível de probabilidade de falha de 5% ($\sigma_{0,05}$) estão sumariados na tabela 41. A probabilidade de fratura em função da tensão aplicada para cada grupo está representada no gráfico 7.

Tabela 41: Módulo de Weibull (m), intervalo de confiança de 95% para m , tensão característica (σ_0), intervalo de confiança de 95% para σ_0 , coeficiente de correlação (r) e nível de probabilidade de falha de 5% ($\sigma_{0,05}$) dos grupos estudados.

Grupo	m	m IC95%	σ_0	σ_0 IC95%	r
G1 - OBFL	3,75	[3.11; 4.88]	29,60	[26.17; 32.58]	0.97
G2 - PBNT	3,14	[2.83; 3.63]	30,98	[26.58; 36.24]	0.52
G3 - CSEB/PS	2,23	[2.02; 2.55]	18,50	[15.14; 22.32]	0.57
G4 - CSEB/AT	3,40	[2.95; 4.08]	28,20	[24.93; 31.57]	0.76
G5 - X III/PS	2,59	[2.29; 3.09]	25,96	[21.76; 30.59]	0.69
G6 - X III/AT	4,99	[4.37; 6.03]	23,62	[21.39; 25.68]	0.72
G7 - XV ⁺ /PS	1,18	[0.95; 1.62]	4,20	[2.57; 6.08]	0.94
G8 - XV ⁺ /AT	0,89	[0.67; 1.43]	1,30	[0.38; 2.71]	0.96

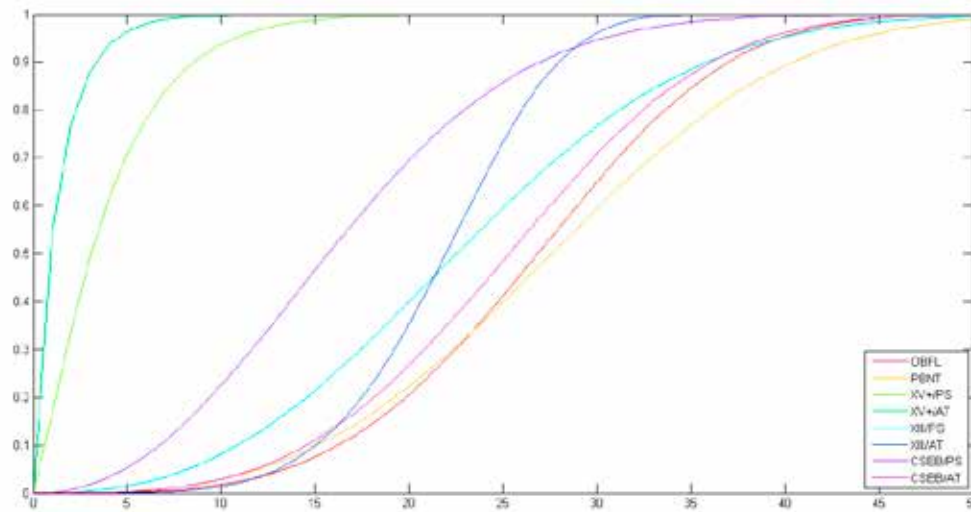


Gráfico 7: Probabilidade de fratura (%) em função da tensão aplicada (MPa).

A tensão característica dos G7 e G8 é muito inferior à dos restantes grupos, o que os permite destacar pela negativa descartando a necessidade de análises adicionais. O G3 apresentou uma tensão característica de 18.5 MPa, relativamente próxima das dos restantes grupos, contudo com um intervalo de confiança (IC) a 95% que apresenta o limite superior inferior ao correspondente IC dos demais grupos. O G6 segue uma tendência semelhante acrescida duma menor dispersão de resultados, expressa pelo maior módulo de *Weibull* encontrado. A tensão característica dos G1, G2, G4 e G5 não permite a diferenciação dos grupos, pelo que para determinar a fiabilidade da adesão se deve analisar os valores do módulo de *Weibull*. Todos estes grupos revelam semelhantes fiabilidades na adesão ao esmalte por expressarem módulos de *Weibull* muito próximos, com exceção do G5. Este facto pode inclusivamente verificar-se pela sobreposição das curvas da distribuição da probabilidade cumulativa de fratura dos G1, G2 e G4, não acompanhada pela curva do G5 que revela um comportamento muito menos previsível (gráfico 7).

3.2.2. Padrões de fratura

Após a execução dos ensaios de microtração todas as amostras foram avaliadas no sentido de determinar o padrão de fratura ocasionado. A percentagem de amostras que condicionou um descolamento prematuro ou falha pré-teste (FPT) e a frequência de cada padrão de fratura em função do grupo de teste podem ser analisadas detalhadamente na tabela 42 e no diagrama de barras (gráfico 8). Para os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar (G1 e G2) foi encontrado um comportamento semelhante detetando-se uma distribuição mais dispersa entre falhas mistas, adesivas, coesivas no esmalte e na resina composta. Para o XIII e CSEB foram maioritariamente detetadas falhas adesivas ou mistas, independentemente do modo de aplicação empregue. O XV⁺ foi o único a condicionar falhas pré-teste (FPT/adesivas) no decurso do processamento das amostras, tendo estas ocorrido em 14 bastonetes do G7 (XV⁺/PS) e em 22 do G8 (XV⁺/AT). As amostras deste adesivo observadas após os ensaios de microtração demonstraram padrões de fratura plenamente adesivos.

Tabela 42: Distribuição dos padrões de fratura por grupos. Número absoluto de amostras (percentagem).

Grupo	G 1 OBFL	G2 PBNT	G3 CSEB/PS	G4 CSEB/AT	G5 X III/PS	G6 X III/AT	G7 XV+/PS	G8 XV+/AT
Adesivas	9(27.3)	7(22.6)	18(45)	20(48.8)	14(40)	15(46.9)	22(61.1)	6(21.4)
Mistas	13(39.4)	9(29)	16(40)	17(41.5)	11(31.4)	13(40.6)	0(0)	0(0)
Coesiva na resina	3(9.1)	1(3.2)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)
Coesiva no esmalte	8(24.2)	14(45.2)	6(15)	4(9.8)	10(28.6)	4(12.5)	0(0)	0(0)
FPT	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	0(0)	14(38.9)	22(78.6)

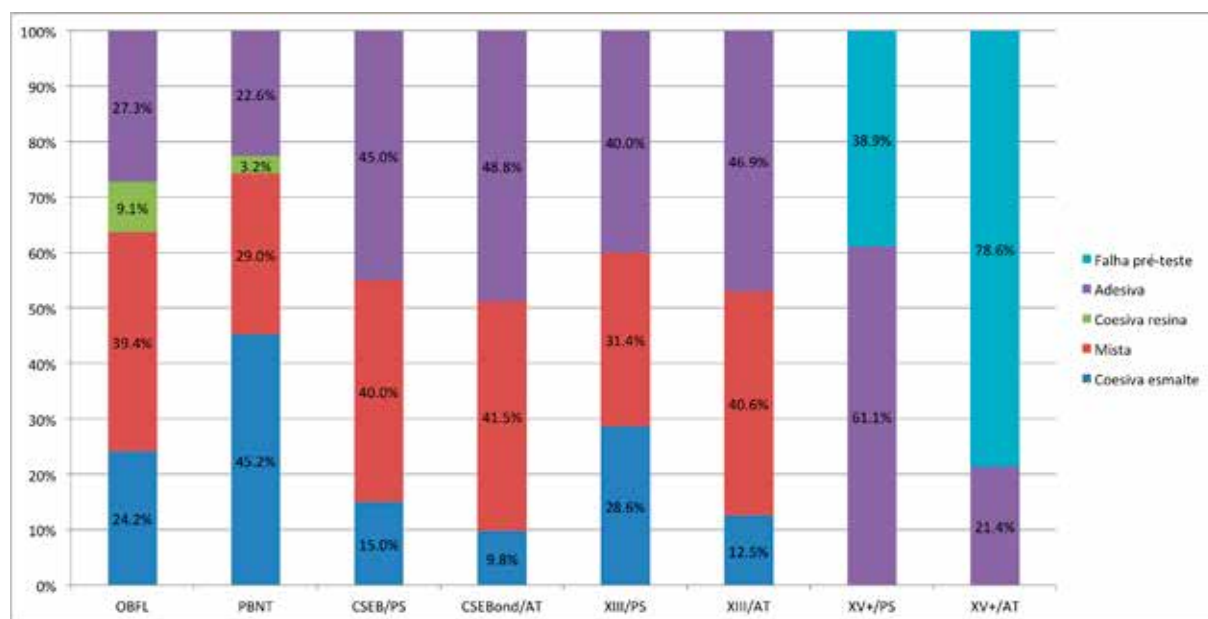


Gráfico 8: Distribuição dos padrões de fratura pelos grupos.

Considerando as FPT como falhas adesivas, determinou-se uma associação entre o tipo de fratura e os grupos testados ($\chi^2(28)=223.76$; $p<0.01$), uma vez que foram identificados mais casos de falhas adesivas nos G7 e G8, condicionando uma distribuição não aleatória.

Algumas imagens representativas de cada um dos padrões de fratura obtidos podem ser visualizadas da figura 72 à 79.

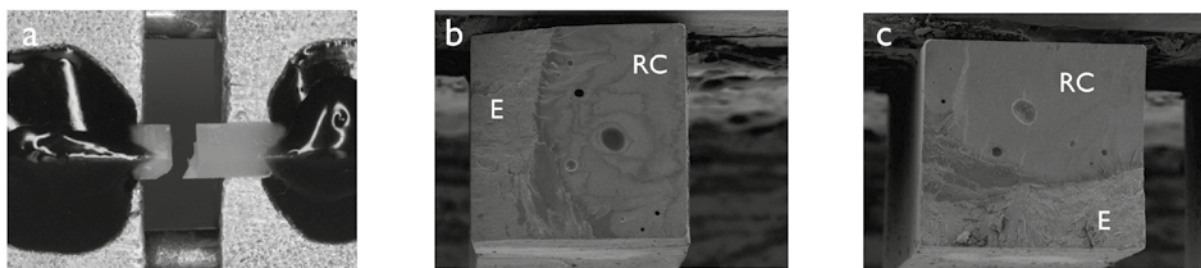


Figura 72: Imagens de superfícies de fratura de uma amostra do G1 (OBFL) após o ensaio de microtração: (a) fratura mista; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respectivas superfícies de fratura evidenciando áreas de rotura coesiva no esmalte (E) e na resina composta (RC).

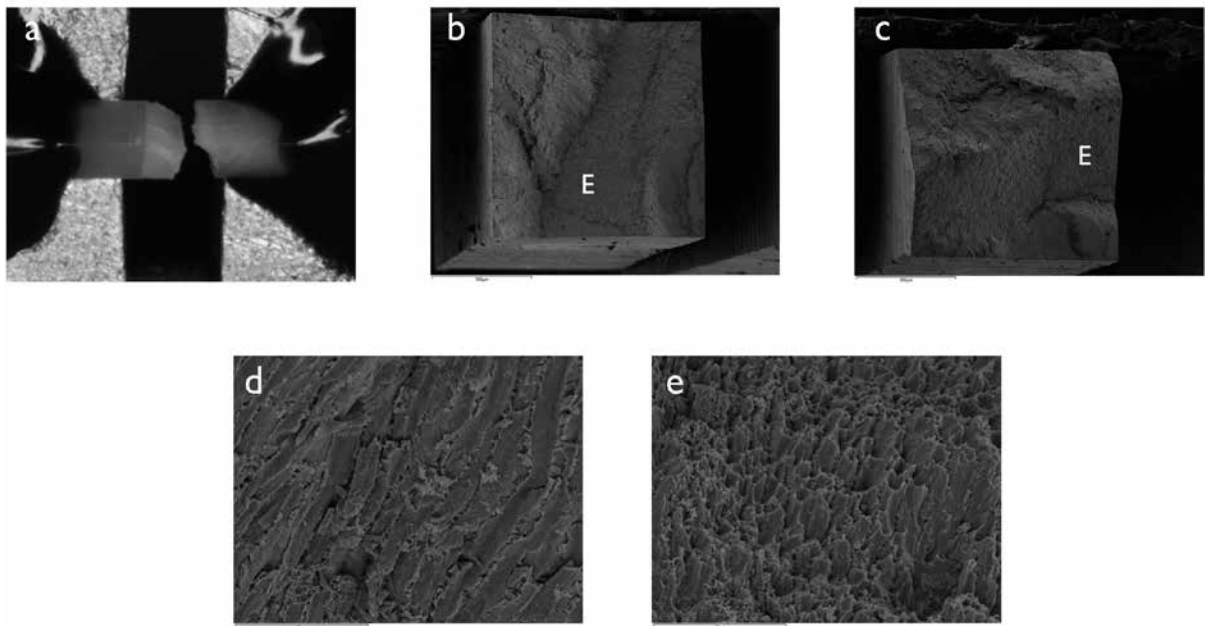


Figura 73: Imagens de superfícies de fratura de uma amostra do G2 (PBNT) após o ensaio de microtração: (a) fratura coesiva no esmalte; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura evidenciando uma rotura coesiva no esmalte (E); (d)(e) ampliações das superfícies de fratura onde se visualizam os prismas de esmalte (x2000).

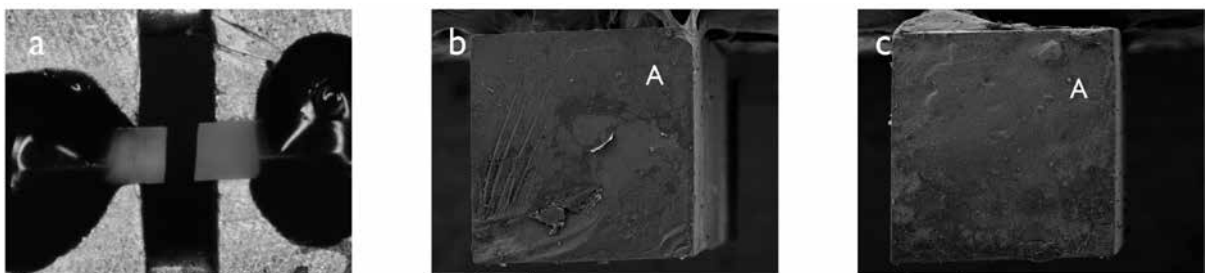


Figura 74: Imagens de superfícies de fratura de uma amostra do G3 (CSEB/PS) após o ensaio de microtração: (a) fratura adesiva; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura onde se denota que a fratura ocorreu ao nível da interface adesiva (A).

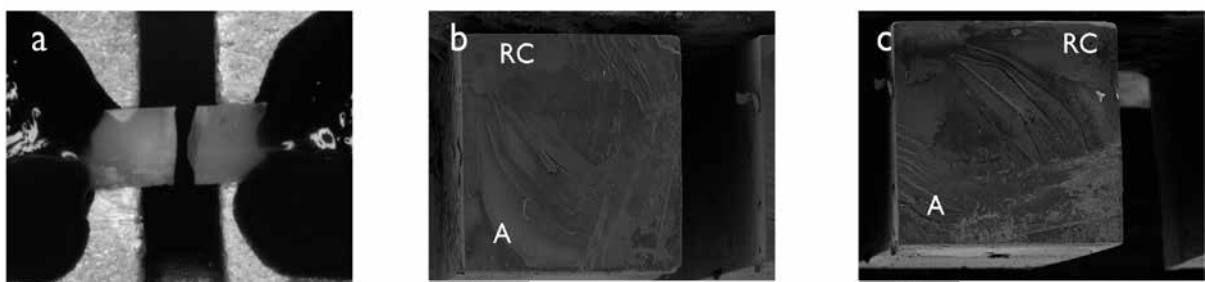


Figura 75: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G4 (CSEB/AT) após o ensaio de microtração: (a) fratura mista; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura evidenciando áreas de rutura adesiva (A) e coesiva na resina composta (RC).



Figura 76: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G5 (XIII/PS) após o ensaio de microtração: (a) fratura adesiva (b)(c) imagens de MEV (x75) das respectivas superfícies de fratura onde se denota que a fratura ocorreu ao nível da interface adesiva (A).

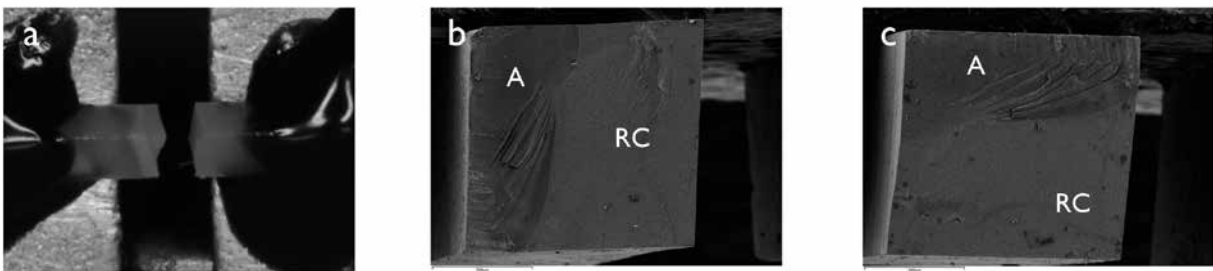


Figura 77: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G6 (XIII/AT) após o ensaio de microtração: (a) fratura mista; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respectivas superfícies de fratura evidenciando áreas de fratura adesiva (A) e coesivas na resina composta (RC).

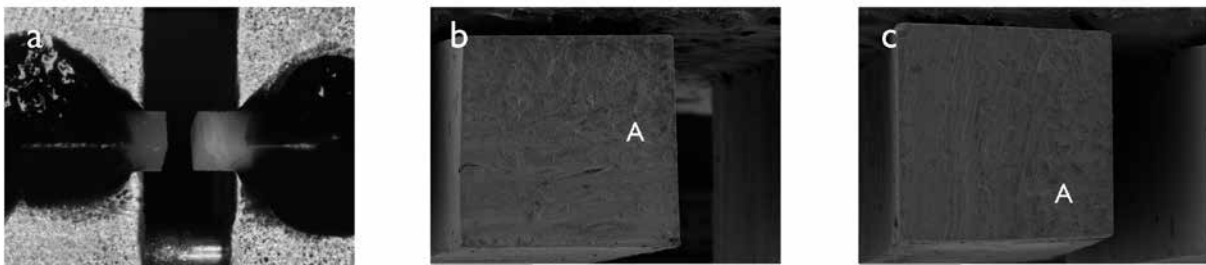


Figura 78: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G7 (XV+/PS) após o ensaio de microtração: (a) fratura adesiva; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respectivas superfícies de fratura onde se denota que a fratura ocorreu coesivamente ao nível da interface adesiva (A).

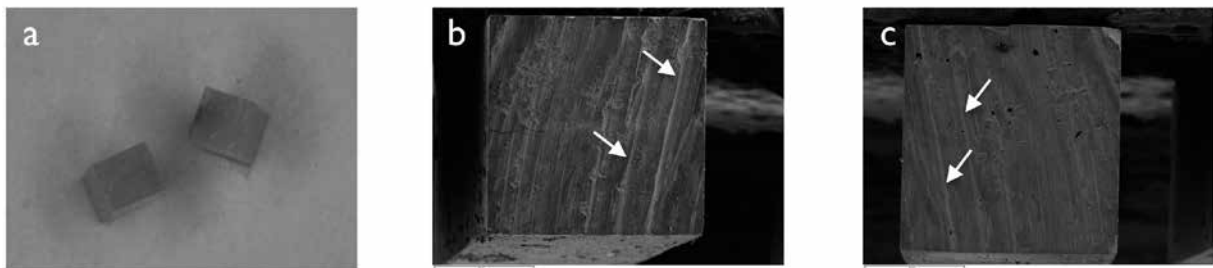


Figura 79: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G8 (XV+/AT) de uma falha pré-teste (FPT): (a) FPT; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respectivas superfícies de fratura onde se pode observar os sulcos resultantes da ação da broca de preparação (setas).

3.2.3. Padrões de condicionamento: microscopia eletrônica de varrimento (MEV)

O efeito da instrumentação do esmalte com uma broca de grão médio e as alterações micromorfológicas da sua superfície resultantes da ação do ácido fosfórico ou dos monómeros acídicos componentes dos sistemas autocondicionantes, aplicados de forma ativa ou passiva, podem ser observados em microfotografias representativas obtidas por MEV (figuras 80-87). A preparação do esmalte com broca revelou condicionar uma superfície algo irregular e rugosa, percorrida por sulcos paralelos e coberta por uma *smear layer* densa que praticamente impede a identificação dos prismas de esmalte expostos (figura 80).

A superfície do esmalte condicionada com ácido fosfórico determinou o maior grau de desmineralização em profundidade relativamente a todos os sistemas estudados. O padrão de condicionamento obtido caracterizou-se por uma repetição espacial de um motivo geométrico relativamente regular, evidenciando zonas de desmineralização interprismática, intraprismática ou mistas. Adicionalmente observou-se ainda uma exposição de numerosos cristais de hidroxiapatite, conferindo-lhe uma elevada microporosidade superficial (figura 81).

Para os sistemas autocondicionantes verificou-se que a sua aplicação ativa conduziu à formação de padrões de condicionamento superficiais mais distintos em relação à respetiva aplicação passiva. Contudo, a profundidade de desmineralização parece ser, ainda assim, dependente do sistema adesivo em causa. As imagens relativas à ultramorfologia superficial gerada pela aplicação passiva do CSEB ou do XIII, permitiu identificar ainda alguns traços de corte deixados pela ação da broca, bem como resíduos de *smear layer* à superfície (figuras 82 e 84). Em algumas zonas pôde identificar-se um discreto grau de desmineralização interprismático mais facilmente discriminada na imagem em maior ampliação. Para o XV⁺ aplicado no modo passivo não foi possível discernir qualquer contorno prismático ou algum grau de desmineralização aparente (figura 86).

O CSEB aplicado no modo ativo parece gerar uma desmineralização interprismática ligeira, mas mais homogénea em relação ao seu modo de aplicação passivo, embora se possa ainda discernir o traçado deixado pela ação da broca (figura 83). Para o XV⁺ (figura 87) aplicado no modo ativo, o relevo e a porosidade superficial obtidos parecem ser menos diferenciados. Já o XIII aplicado ativamente parece ocasionar uma profundidade de desmineralização mais acentuada, da qual resultou uma ação preferencial ao nível das zonas interprismáticas (figura 85).

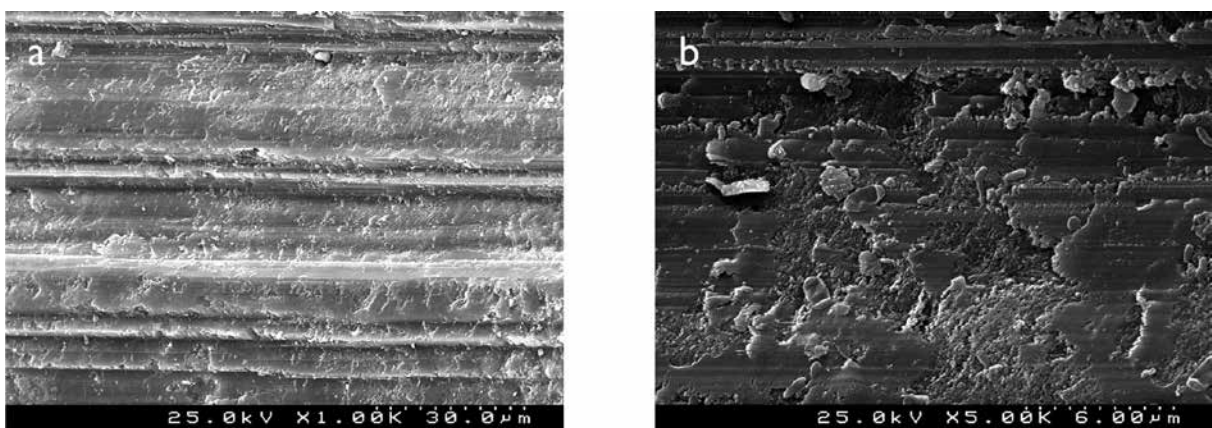


Figura 80: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas da superfície de esmalte preparada com uma broca diamantada de grão médio. Pode observar-se que a superfície do esmalte se apresenta rugosa, percorrida por sulcos paralelos e coberta por uma *smear layer* densa que praticamente impede a identificação dos prismas de esmalte.

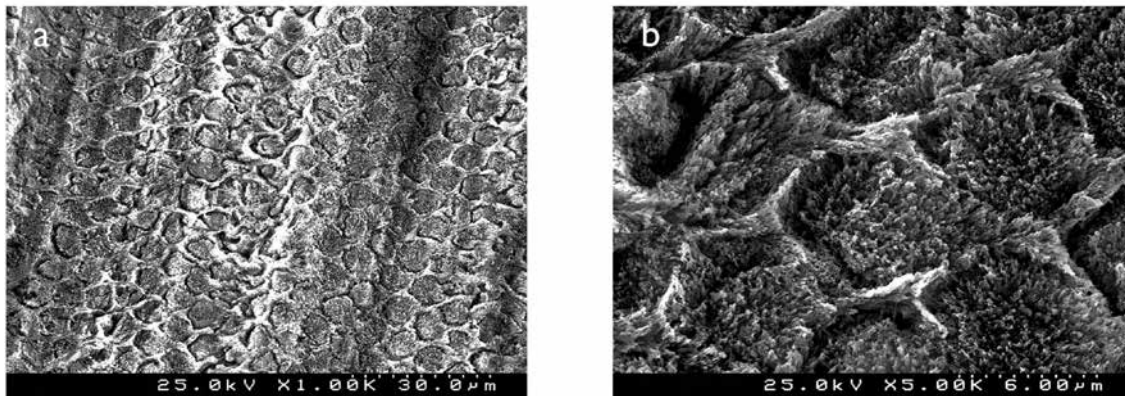


Figura 81: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com ácido fosfórico a 36%. Observa-se uma repetição espacial de um motivo geométrico relativamente regular tipo “buraco de fechadura”, evidenciando zonas de desmineralização interprismática, intraprismática ou mistas. Na imagem de maior ampliação pode ainda observar-se a exposição de numerosos cristais de hidroxiapatite.

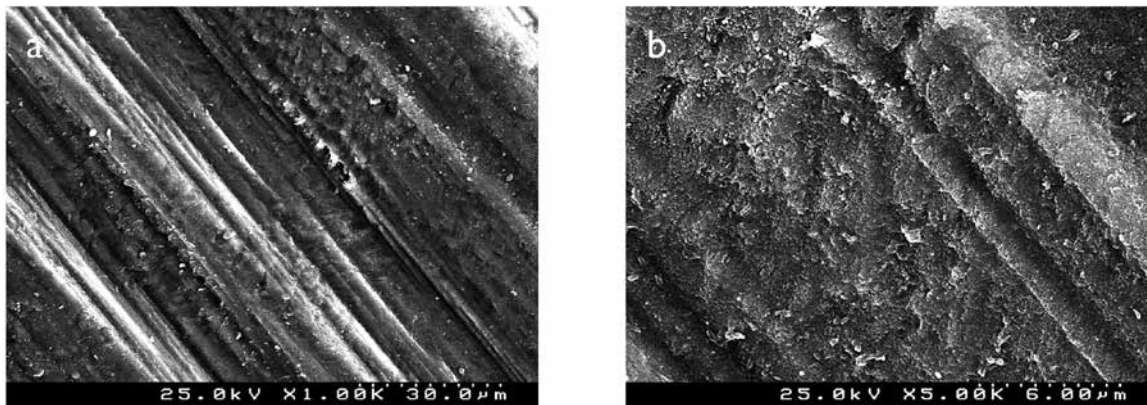


Figura 82: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o *primer* do sistema adesivo CSEB aplicado no modo passivo (CSEB/PS). Na superfície podem ser identificados traços da ação de corte da broca e detritos globulares residuais de *smear layer*. A desmineralização revelou ser pouco relevante ou homogênea, podendo, ocasionalmente, identificar-se o esboço dos prismas, particularmente na imagem em maior ampliação.

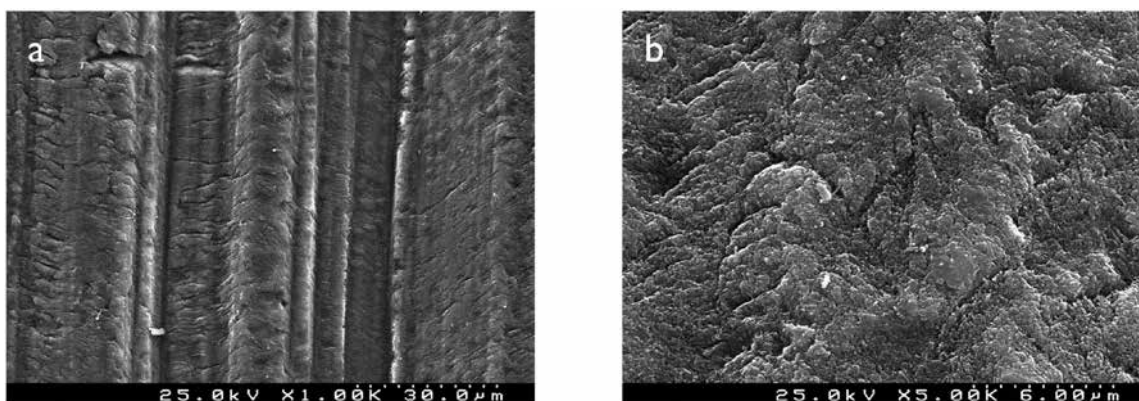


Figura 83: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o *primer* do sistema adesivo CSEB aplicado de um modo ativo (CSEB/AT). Observa-se uma desmineralização superficial ligeira mas relativamente regular da qual resultou uma ação preferencial ao nível das zonas interprismáticas. Na superfície podem ainda ser identificados traços da ação de corte da broca.

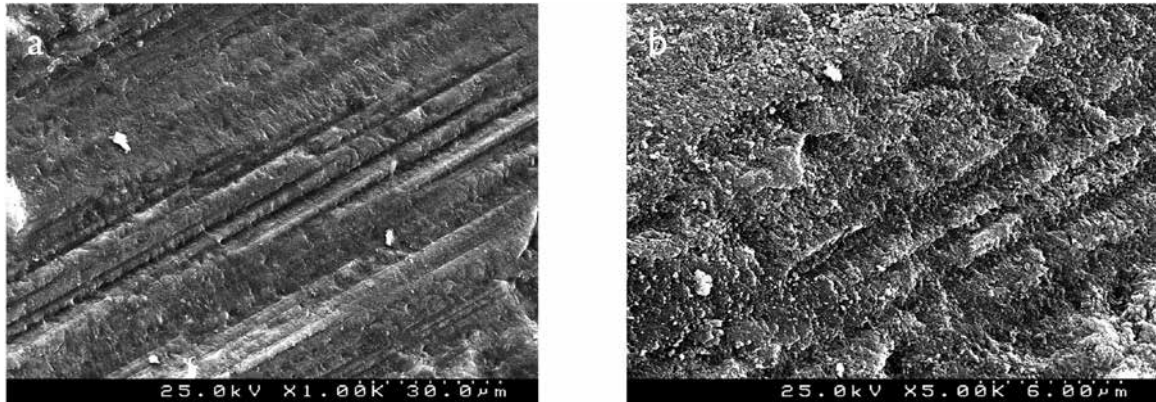


Figura 84: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o sistema adesivo XIII aplicado de um modo passivo (XIII/PS). Na superfície podem ser identificados traços da ação de corte da broca e detritos globulares residuais de *smear layer*. A desmineralização revelou ser muito superficial e pouco definida, podendo identificar-se o esboço dos prismas e algum grau de exposição dos cristais de hidroxiapatite, particularmente na imagem em maior ampliação.

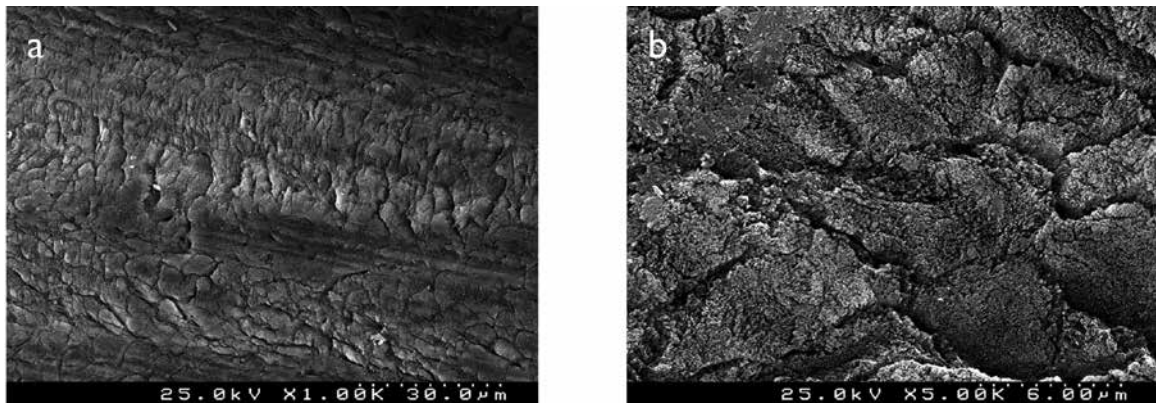


Figura 85: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o sistema adesivo XIII aplicado de um modo ativo (XIII/AT). Observa-se um padrão de desmineralização regular e predominantemente interprismático.

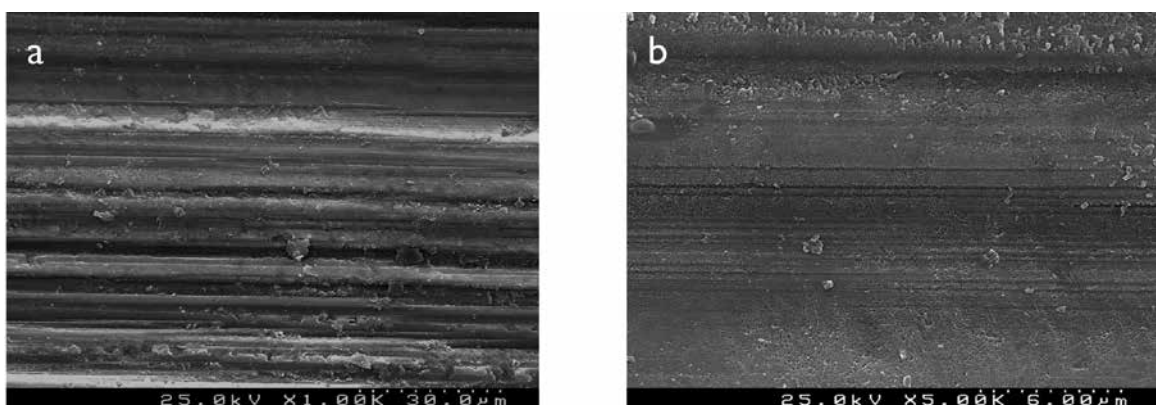


Figura 86: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o sistema adesivo XV⁺ aplicado de um modo passivo (XV⁺/PS). Na superfície podem ser identificados traços da ação de corte da broca associados à presença residual de *smear layer*. Não é possível distinguir, pelo efeito da desmineralização, qualquer esboço prismático.

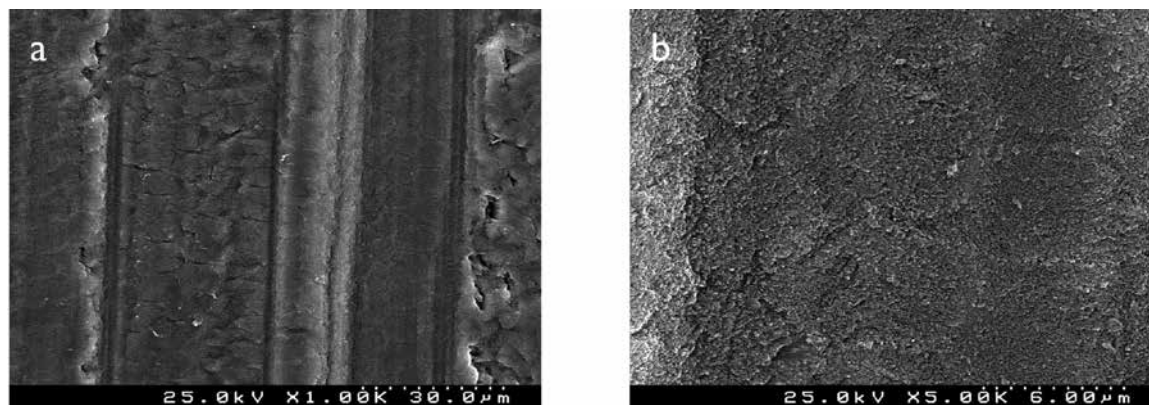


Figura 87: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o sistema adesivo XV⁺ aplicado de um modo ativo (XV⁺/AT). Observa-se uma desmineralização superficial muito ligeira mas ainda inconstante com uma ação preferencial ao nível das zonas interprismáticas, quando visível. Na superfície podem ainda ser identificados traços da ação de corte da broca.

3.2.4. Interfaces adesivas: MEV e microscopia confocal (MC)

As imagens representativas das interfaces adesivas resina/esmalte de cada um dos grupos estudados obtidas em microscopia eletrónica de varrimento (MEV) e microscopia confocal (MC) podem ser visualizadas da figura 88 à 95. Para os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar OBFL (G1) e PBNT (G2) observou-se uma elevada taxa de penetração intra e interprismática do adesivo confirmada pela intensa coloração da rodamina B nas imagens de MC (figuras 88 e 89). Contudo o sistema adesivo PBNT foi o que, aparentemente, mais penetrou em profundidade o esmalte desmineralizado. De acordo com as imagens de MC, a micromorfologia das interfaces criadas pelo XIII aplicado no modo ativo (G6) foi muito semelhante às observadas para os sistemas do tipo condicionar e lavar, apesar das imagens de MEV não demonstrarem um efeito de penetração tão evidente (figura 93). O CSEB e o XIII aplicados no modo passivo (G3 e G5) revelaram um poder de penetração muito superficial do adesivo no esmalte desmineralizado. As imagens de MC correspondentes não evidenciaram para o G3 (CSEB/PS) qualquer penetração inter ou intraprismática do adesivo ao passo que o G5 (XIII/PS) mostrou algum poder de penetração inter e intraprismática no esmalte, mas inconstante (figuras 90 e 92). Para o G4 (CSEB/AT) observou-se uma penetração muito superficial do adesivo no esmalte desmineralizado, mostrando alguma penetração predominantemente intraprismática do adesivo (figura 91). Para o XV⁺ aplicado no modo ativo ou passivo (G7 e G8) observou-se uma penetração do adesivo no esmalte essencialmente interprismática sendo notório um descolamento relacionado com uma fratura coesiva na base camada adesiva (figuras 94 e 95).

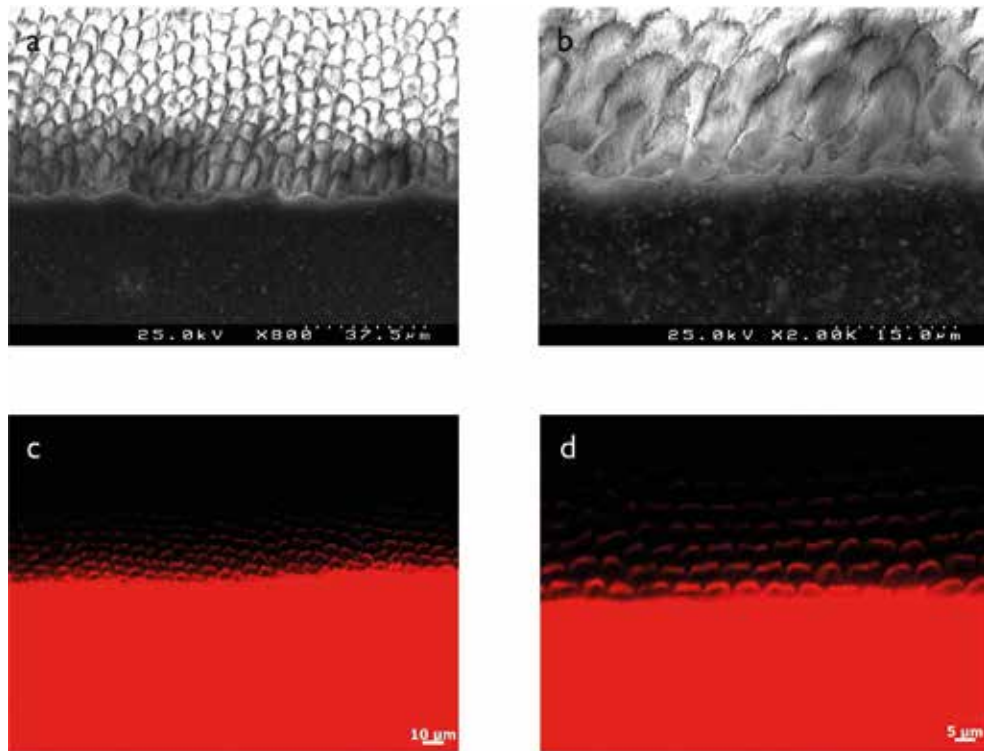


Figura 88: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/OBFL (G1): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração do adesivo no esmalte desmineralizado predominantemente intraprismática; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando uma penetração inter e intraprismática do adesivo.

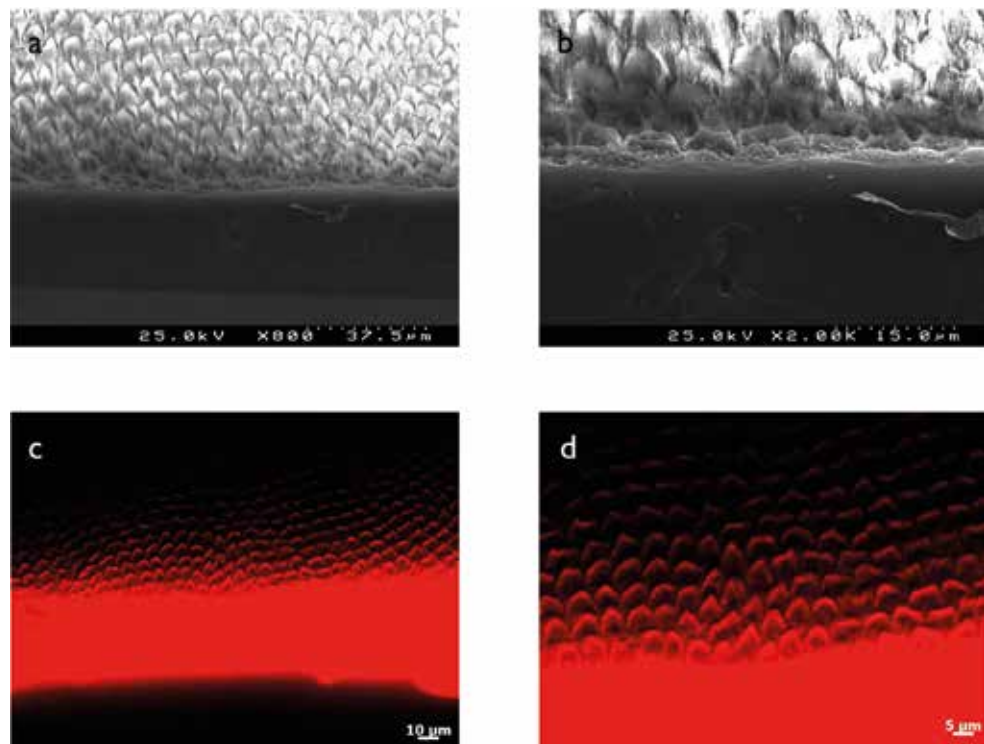


Figura 89: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/PBNT (G2): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração do adesivo no esmalte desmineralizado intra e interprismática; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando uma penetração inter e intraprismática do adesivo.

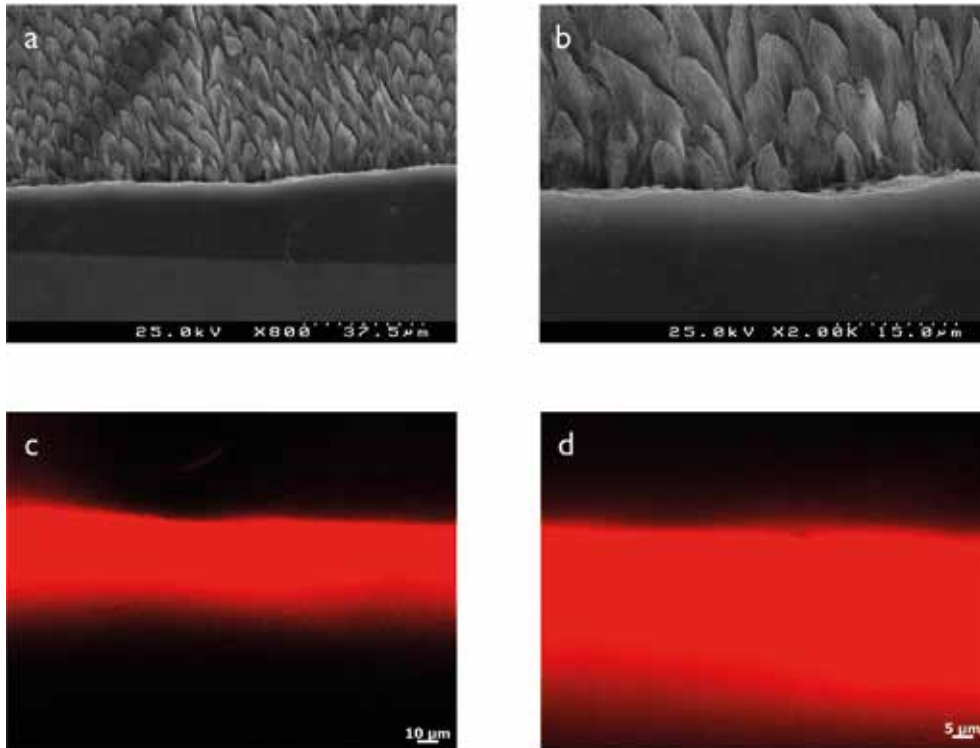


Figura 90: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/CSEB aplicado de forma passiva (G3): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração muito superficial do adesivo no esmalte desmineralizado; imagens de MC (c) x400, (d) x800 onde não se evidencia qualquer penetração inter ou intraprismática do adesivo.

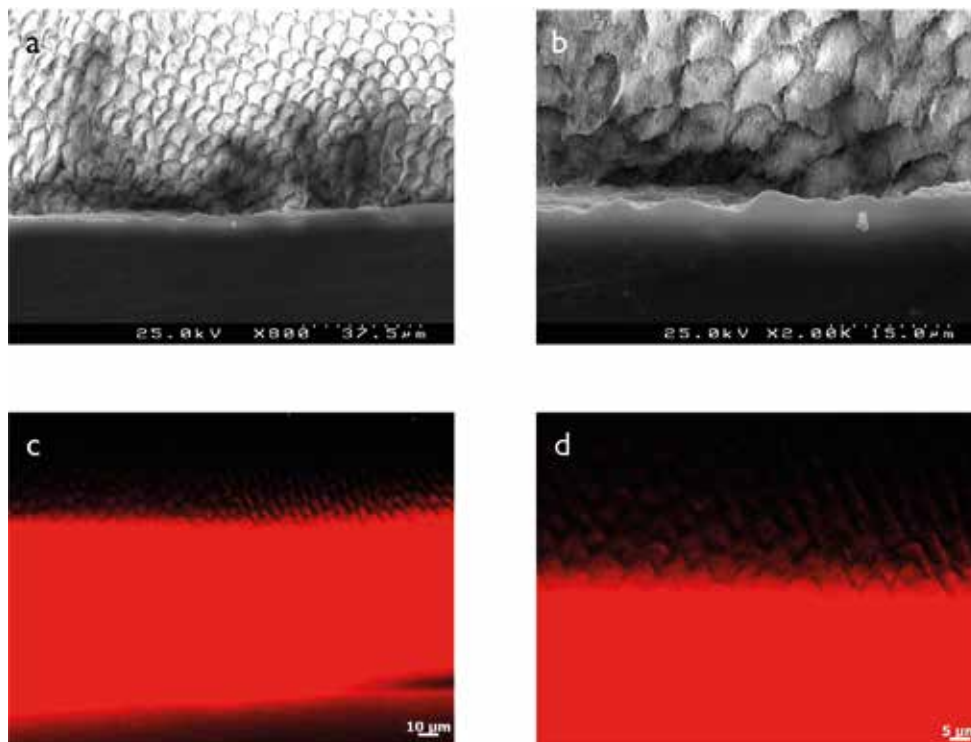


Figura 91: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/CSEB aplicado de forma ativa (G4): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração muito superficial do adesivo no esmalte desmineralizado; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando alguma penetração predominantemente intraprismática do adesivo.

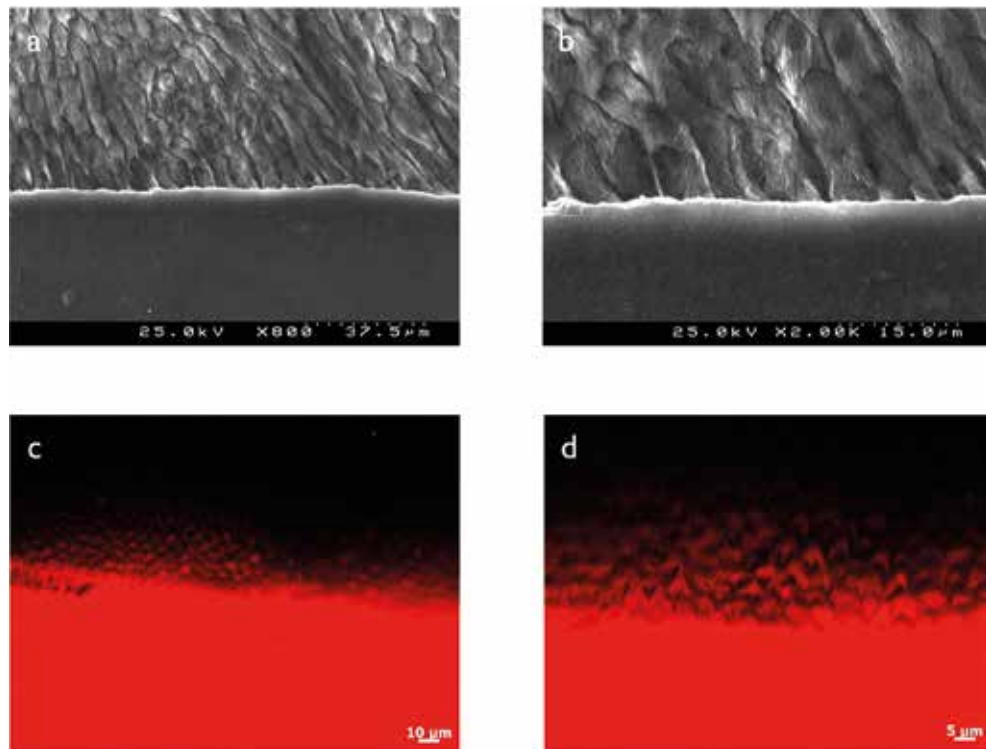


Figura 92: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/XIII aplicado de forma passiva (G5): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração muito superficial do adesivo no esmalte desmineralizado; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando alguma penetração inter e intraprismática no esmalte, mas inconstante.

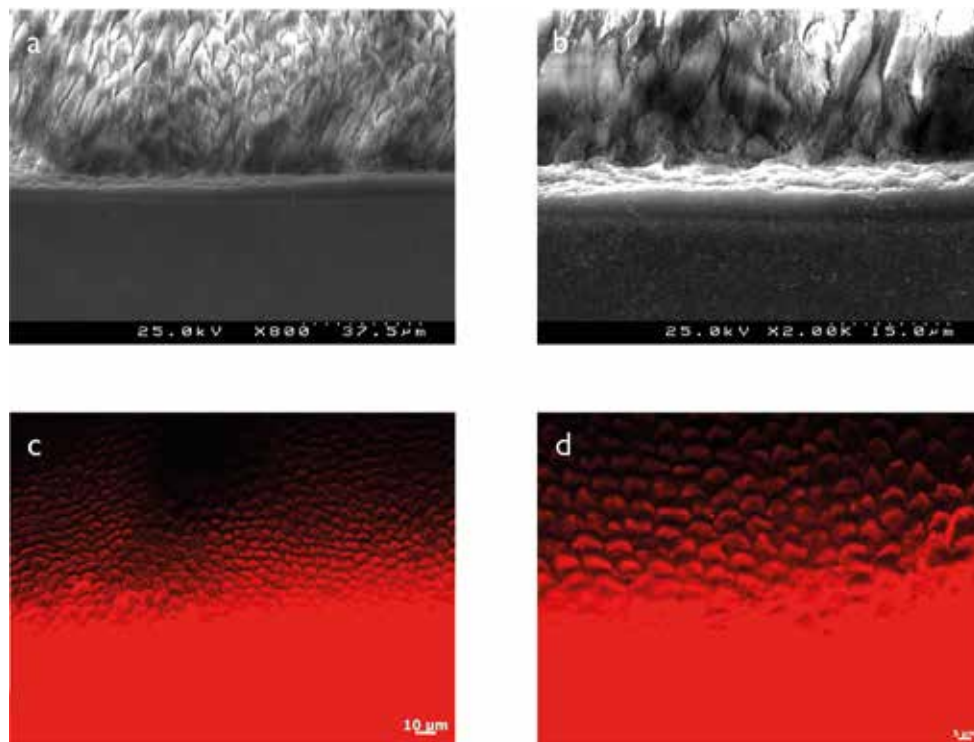


Figura 93: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/XIII aplicado de forma ativa (G6): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração superficial do adesivo no esmalte desmineralizado; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando uma penetração inter e intraprismática do adesivo.

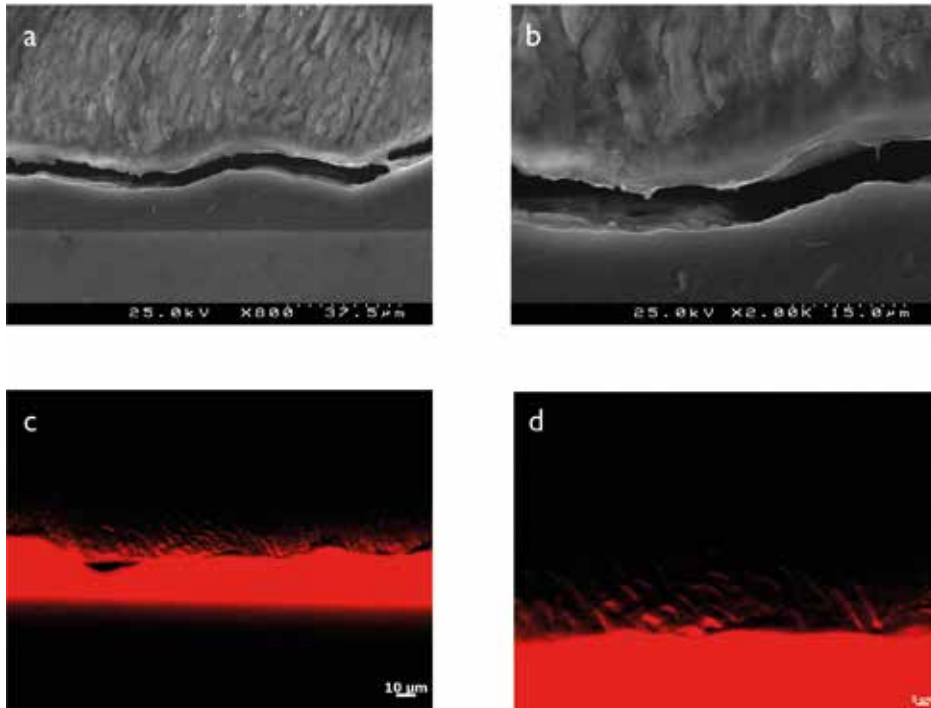


Figura 94: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/XV⁺ aplicado de forma passiva (G7): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde apesar de se observar uma penetração do adesivo no esmalte, é notório um descolamento relacionado com uma fratura coesiva na base camada adesiva; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando zonas de descolamento ao nível da camada adesiva e alguma penetração essencialmente interprismática do adesivo.

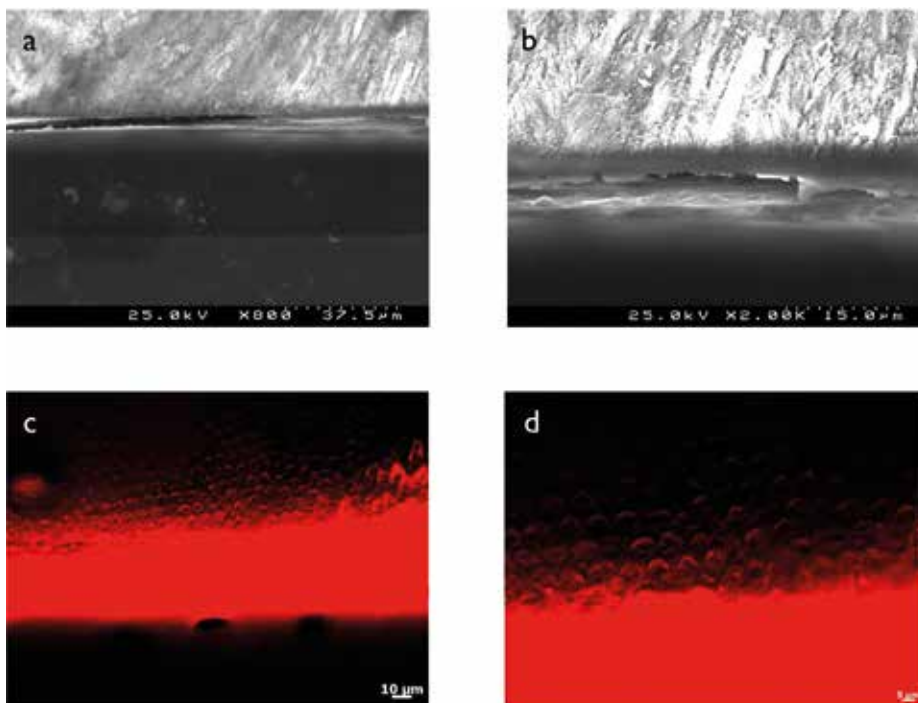


Figura 95: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/XV⁺ aplicado de forma ativa (G8): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde apesar de se observar uma penetração do adesivo no esmalte, é notório um descolamento relacionado com uma fratura coesiva na base camada adesiva; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando algumas zonas de descolamento ao nível da camada adesiva e alguma penetração intra e interprismática do adesivo.

4. Discussão

4.1. Ensaio clínico

A execução de restaurações diretas em resina composta constitui, atualmente, a opção de tratamento mais utilizada para a restauração de dentes posteriores pela maioria dos profissionais. Na área da dentistaria adesiva atual, uma das maiores preocupações relaciona-se com o desempenho das restaurações adesivas diretas com resina composta em dentes posteriores, sujeitas a elevadas cargas oclusais, outrora restauradas quase exclusivamente com amálgama de prata. Contudo, o desenvolvimento tecnológico na área da adesão aliado à melhoria das propriedades físicas e de manipulação clínica das resinas compostas, têm permitido o seu uso em dentes posteriores com um bom desempenho clínico^{9, 11, 14, 15}. Apesar das ligas metálicas, particularmente, a amálgama de prata, se apresentar ainda como uma solução possível no que respeita ao suporte científico acerca da sua segurança^{540, 541} e efetividade clínica^{1, 7, 12}, a conjectura social ditou o seu declínio por razões essencialmente estéticas⁵⁴¹. Ao invés, a utilização de resinas compostas no setor posterior permite a execução de restaurações com um bom desempenho estético, com um potencial de mimetismo muito elevado, que, aliado à possibilidade de executar preparações conservadoras e restaurações adesivas, as convertem num material diferenciado, capaz de reforçar a estrutura dentária remanescente⁵⁴²⁻⁵⁴⁵.

Os estudos clínicos devem constituir o primeiro patamar de evidência científica na avaliação da eficácia clínica de um tratamento restaurador¹⁷. Contudo, a execução de ensaios clínicos randomizados e controlados é complexa, demorada e dispendiosa. Por outro lado, a validação longitudinal dos resultados depende do retorno dos pacientes envolvidos nos ensaios, o que se pode tornar crítico a médio e longo prazo, devido essencialmente ao aumento inerente da idade dos pacientes, à grande mobilidade geográfica a que assistimos na atualidade e a outros condicionalismos sociais. Paralelamente, o constante influxo de novos materiais restauradores (sistemas adesivos e/ou resinas compostas) leva a que um maior número de publicações relate a execução de estudos clínicos de curto prazo, geralmente em pacientes rigorosamente selecionados, de baixo risco e sob condições clínicas ideais^{9, 13}. Têm sido implicados diversos tipos de fatores na longevidade das restaurações posteriores em resina composta sendo a maioria atribuídos ao operador, outros ao paciente e ainda aqueles devidos a um conjunto de condições clínicas. Em relação a estas, a seleção dos materiais adesivos e restauradores podem representar um critério de menor importância, desde que selecionados aqueles considerados como o “gold-standard” na área da dentistaria restauradora, ou seja, a combinação de sistemas adesivos de três passos do tipo condicionar e lavar com resinas compostas micro-híbridas⁹. Contudo, existem lacunas científicas significativas derivadas da carência de estudos clínicos em dentes posteriores comparando simultaneamente o comportamento de diferentes tipos de sistemas adesivos atuais em restaurações de classe I e/ou II, justificando plenamente a necessidade da realização de ensaios clínicos deste tipo^{9, 12, 464, 546-549}.

No presente estudo o tamanho da amostra foi determinado de acordo com as recomendações da Associação Dentária Americana (ADA) referentes à utilização de materiais adesivos para o esmalte e para a dentina. Estas recomendações exigem um número de 30 amostras por grupo com um mínimo de 25 pacientes na fase inicial do estudo, 20 pacientes no período de reavaliação de 6 meses e de 15 pacientes no período de reavaliação de 18 meses, bem como um equilíbrio das idades e sexos entre os grupos de estudo^{537, 546}.

No que concerne ao tipo de cavidades, alguns investigadores apontam razões pelas quais as lesões cervicais não cariosas (LCNCs) são consideradas adequadas para comparar diferentes sistemas adesivos^{16, 17, 550}, designadamente:

- (a) Ausência de retenção cavitária. Geralmente, este tipo de lesões dão origem a cavidades que não contêm quaisquer retenções macromecânicas, pelo que, a ineficácia adesiva pode levar à perda imediata da restauração;

- (b) As margens da restauração encontram-se tanto em esmalte como em dentina;
- (c) Os procedimentos restauradores são simples e mínimos, minimizando a potencial variabilidade do operador;
- (d) As lesões ocorrem predominantemente nas superfícies vestibulares dos dentes anteriores e pré-molares, facilitando o acesso aos procedimentos operativos e subsequente avaliação por visualização direta ou obtenção de réplicas;
- (e) As lesões têm uma elevada prevalência e ocorrem frequentemente em múltiplos dentes, facilitando a seleção do paciente e o desenho do estudo;
- (f) As lesões apresentam, de uma forma geral, um fator de configuração cavitário baixo, induzindo baixas tensões interfaciais, pelo que as propriedades mecânicas da resina composta utilizada assumem uma menor importância para o resultado do que o desempenho do adesivo propriamente dito¹⁷. Apesar disto, um estudo indicou que a resina composta utilizada poderá assumir um papel importante no sucesso deste tipo de restaurações, enfatizando, contudo, que a clara carência de estudos que comparem o mesmo sistema adesivo combinado com diferentes tipos de resinas compostas num mesmo paciente em LCNCs, não permite estimar o real impacto deste fator⁵²⁰.

Relativamente aos fatores acima mencionados deve prestar-se especial atenção para o tipo de substrato dentinário encontrado neste tipo de LCNCs, pois pode constituir uma das principais limitações para a utilização deste tipo de cavidades na avaliação do desempenho dos adesivos, bem como para a extrapolação dos resultados para outras situações clínicas^{52,462}. As características químicas e estruturais dos substratos de adesão, incluindo o esmalte e a dentina, influenciam significativamente os mecanismos de adesão e, conseqüentemente, o desempenho individual dos diferentes sistemas adesivos³⁹. As LCNCs exibem usualmente um maior grau de mineralização associado a um elevado conteúdo mineral comparativamente à dentina normal ou afetada por cárie, sendo que as forças de adesão obtidas para a dentina esclerótica revelaram ser sistematicamente menores quando comparadas com as obtidas para a dentina normal^{48,50,55}. No entanto, apesar das baixas forças de adesão obtidas em dentina esclerótica, alguns estudos clínicos a médio e longo prazo não corroboram este pressuposto, evidenciando uma elevada percentagem de retenção das restaurações efetuadas em LCNCs com diferentes agentes adesivos^{16,17,59,375,416,419,551-553}. Na prática, a restauração adesiva destas lesões, para além de envolver adesão à dentina esclerótica, inclui também dentina sã e esmalte, cujas forças de adesão poderão ajudar a garantir a retenção das restaurações sem necessidade de qualquer retenção mecânica adicional⁴⁸.

Adicionalmente, outras causas atuando de forma sinérgica podem contribuir significativamente para o insucesso clínico das restaurações de LCNCs, particularmente naquelas cuja etiologia está relacionada com um processo de abfração, pelo qual a perda de estrutura dentária a nível cervical se deve maioritariamente à presença de forças oclusais excêntricas^{554,555}. Estas tensões, ao serem transmitidas às interfaces adesivas, podem potenciar a perda prematura das restaurações e mascarar a verdadeira causa do insucesso clínico⁵⁵⁰. Outros pontos relevantes e discutíveis no que concerne à escolha das LCNCs como ideais para testar a eficácia adesiva prendem-se com a inconsistência do substrato encontrado ao nível da margem cervical, a variabilidade na forma, dimensão e fator de configuração cavitário, a dificuldade em efetuar isolamento adequado ou a inexistência de contactos oclusais diretos.

Indiscutivelmente, um dos procedimentos mais frequentemente realizado no âmbito da Dentistaria Operatória conservadora diz respeito ao tratamento de lesões de cárie, que podem surgir em qualquer região dos dentes estando, contudo, mais frequentemente presentes nas superfícies oclusais e proximais dos dentes posteriores⁵⁵⁶. A maioria destas cavidades preparadas exhibe, invariavelmente, algum grau de retenção macro-

mecânica, pelo que, no que concerne às restaurações de dentes posteriores, a retenção das resinas compostas não é determinada pela capacidade dos adesivos em aderir às paredes cavitárias mas sim pela geometria determinada pela configuração cavitária que é, geralmente, auto-retentiva. Desta forma, não se pode esperar que uma restauração em resina composta de classe I ou II de Black perca a sua retenção mesmo que não se empregue um procedimento adesivo adequado⁵². Assim e comparativamente às lesões cervicais não cariosas usadas em alguns estudos, nas restaurações oclusais e ocluso-proximais, a retenção da restauração deixa de ser um critério determinante da sua avaliação. Neste tipo de cavidades, a quantidade de dentina disponível ao nível das margens é muito reduzida, limitando-se, quando muito, às margens cervicais das boxes proximais de algumas classe II de Black muito profundas. Portanto, a utilização de cavidades de classe I ou II de Black tornam-se importantes para a avaliação da adesão ao esmalte em condições de carga oclusal direta significativa, e para explorar a influência da potencial deterioração da adesão ao esmalte na degradação das interfaces adesivas em dentina a médio e longo prazo. Consequentemente, a avaliação das restaurações posteriores em resina composta deve ser efetuada utilizando critérios de avaliação específicos e bem definidos, onde o parâmetro “retenção” apresenta, na maioria das vezes, uma utilidade limitada⁴⁶⁴.

A maioria dos estudos clínicos publicados utilizou como instrumento base de avaliação os critérios definidos pelo Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos (*USPHS Criteria/United States Public Health Service*), também conhecidos como “*Ryge Criteria*” introduzidos à mais de 35 anos⁵⁵⁷. Estes critérios foram definidos numa fase em que o comportamento dos materiais sofria alterações severas até num curto espaço de tempo. Por esse motivo, os investigadores foram introduzindo algumas alterações, adaptando aqueles critérios, por forma a que permitissem discriminar adequadamente os materiais mais recentes, definindo os critérios USPHS modificados, baseados em níveis usualmente reconhecidos por alfa, bravo, charlie e, em alguns casos, delta que refletem uma ordem crescente da gravidade da ocorrência para um determinado parâmetro. No entanto, estas alterações não foram uniformizadas, o que restringe de alguma forma a comparação entre os estudos. Além disso, mesmo aplicando estas versões, a maioria das restaurações recebe o score de avaliação alfa para períodos de avaliação entre 6 a 18 meses, revelando-se pouco discriminatório nestas fases precoces de avaliação⁵³⁵. Recentemente, um grupo de trabalho composto por investigadores de relevância internacional propuseram novos critérios de avaliação clínicos intermediados pela Federação Dentária Internacional (FDI) que visaram não só estandardizar os parâmetros clínicos de avaliação, como também permitir uma melhor e mais precisa individualização dos mesmos facilitando, desta forma, a comparação de resultados entre diferentes estudos, mesmo em fases mais precoces⁵³⁵. Esta uniformização foi ainda promovida através da criação de uma plataforma de calibração de avaliadores disponível numa página eletrónica, denominada de e-calib (www.e-calib.info), contribuindo para reduzir a variabilidade inter e intra-avaliador, o que se constatou no presente estudo. Os critérios iniciais sofreram posteriormente pequenas alterações apenas em alguns dos parâmetros previamente estabelecidos, por forma a melhorar o seu grau de precisão⁵³⁶. Uma grande parte dos estudos clínicos publicados recorre ainda aos critérios USPHS modificados maioritariamente devido ao facto destes se terem iniciado utilizando aquela base de dados, não sendo aconselhável uma mudança do método de avaliação durante a progressão do ensaio clínico. Com o emprego destes novos critérios poder-se-á efetuar uma melhor comparação de resultados entre estudos. Dois trabalhos que compararam a utilização de ambas as metodologias, USPHS modificados vs. FDI, na avaliação de LCNCs, revelaram um maior poder discriminatório e, por conseguinte, maior sensibilidade e especificidade dos critérios da FDI^{421, 422}. De facto, em períodos observacionais de curta duração, entre 6 a 18 meses, é esperado que poucas ou nenhuma restaurações se revelem inaceitáveis, exigindo substituição ou reparação, dificultando a distinção entre um desempenho excelente ou bom em fases precoces de avaliação. Desta forma, a distribuição percentual dos resultados por um número maior de scores atribuídos a cada parâmetro, como instituído no modelo de avaliação da FDI, pode facilitar a diferenciação clínica entre materiais e técnicas nos períodos mais curtos de avaliação⁵³⁵.

As razões enunciadas assumiram-se como decisivas na escolha das novas diretivas recomendadas pela FDI para aplicação no presente estudo^{535,536}. Todavia, algumas partes do descritivo dos parâmetros de avaliação encontradas nos artigos originais referentes à definição dos critérios da FDI apresentam alguns aspetos dúbios e nem sempre de fácil interpretação. Por exemplo, na avaliação dos parâmetros das propriedades estéticas os autores propõem que se façam com a luz do candeeiro desligada e a uma distância entre 60 a 100 cm entre o observador e a restauração em causa, o que corresponderia a uma distância normal de conversação. Contudo estes pressupostos parecem pensados apenas para a avaliação de dentes anteriores, pois aquelas condições não parecem ser exequíveis para uma adequada examinação dos dentes posteriores. Este facto é corroborado pelo próprio sistema de calibração *on-line* que apenas oferece grandes planos de macrofotografias para a avaliação de cada parâmetro passível de calibração, nas quais se podem identificar as características descritas nos critérios de avaliação com um detalhe não compatível com uma distância ocular de 60 a 100 cm. No presente estudo, apesar de alguma incongruência constatada entre o descrito e o que é observável na plataforma de calibração, todos os parâmetros aplicáveis foram avaliadas clinicamente com auxílio da luz do candeeiro.

No seguimento das considerações dos próprios autores deste método de avaliação, referindo que possam ser selecionados alguns dos critérios descritos de acordo com os objetivos individualizados de cada investigação, no presente trabalho efetuaram-se algumas adaptações do modelo de avaliação não considerando alguns parâmetros que não se aplicavam adequadamente e/ou introduziam vieses nos resultados. De modo a elevar a qualidade, facilitar a avaliação e aumentar a elegibilidade para publicação, citação, comparação e elaboração de revisões sistemáticas, este estudo seguiu os critérios da declaração CONSORT (*CONsolidated Standards of Reporting Trials*) criada por investigadores e editores e que atualmente é apoiada pelos principais grupos editoriais internacionais na área da saúde.

No presente estudo, um objetivo secundário foi avaliar e comparar a utilização de macrofotografias digitais, muito comuns na prática clínica atual, como meio complementar da avaliação clínica direta. De uma forma geral os índices de concordância entre observadores e entre as duas metodologias de avaliação demonstraram ser elevados para todos os parâmetros nos períodos de avaliação. No período observacional de um ano, com exceção de dois parâmetros, os resultados com base na avaliação por macrofotografias foram concordantes com a avaliação clínica direta. A avaliação por macrofotografias permitiu identificar um maior número de fraturas marginais da restauração, provavelmente, devido à ampliação usada por este método. Inversamente, detetou um número menor de restaurações com desadaptação marginal, possivelmente devido ao facto de na observação clínica direta o diagnóstico visual ter sido complementado com uma sondagem exploratória específica.

A obtenção de uma elevada qualidade das margens das restaurações, conseguida por uma transição contínua entre a estrutura dentária e o material de restauração, é fundamental para aumentar a longevidade das mesmas. Esta qualidade depende da ação interdependente de um conjunto de variáveis clínicas relacionadas não só com as propriedades e tipos de materiais empregues, bem como com o tipo e tamanho da cavidade, com o substrato presente nas margens, com a técnica operatória, com o protocolo de polimerização, entre outros¹⁰. Clinicamente, os adesivos são aplicados em cavidades sobre as quais a magnitude das tensões de contração geradas durante a polimerização das resinas compostas pode alcançar níveis muito elevados, colocando as interfaces adesivas sobre tensões severas ainda durante a consolidação da polimerização do adesivo, particularmente quando são restauradas cavidades com um elevado fator de configuração cavitário ou fator $C^{327,329,330,380,511,514-516,558}$, tal como aconteceu no presente estudo. De facto, as tensões de contração geradas constituem o mecanismo responsável por algumas das limitações das resinas compostas como material de restauração direto, uma vez que podem induzir deformação da estrutura dentária, produzir microfraturas no esmalte e/ou falhas na interface adesiva^{193,476,487,510,517}. Uma manifestação clínica precoce da natureza prejudicial destas tensões de contração é o aparecimento de linhas brancas ao longo das margens cavo-superficiais das restaurações.

Decorrido algum tempo, esta deterioração das margens pode tornar-se evidente pelo aparecimento de fendas e pigmentação interfacial^{476, 559}. Contudo, a magnitude destas tensões é ditada por uma complexa interação de fatores, como as dimensões da cavidade, o tipo de resina composta, contração volumétrica, grau de conversão, desenvolvimento do módulo de elasticidade, entre outros, que não podem ser manipulados individualmente, na medida em que existe uma interdependência da ação de uns sobre os outros⁴⁸⁶.

No presente trabalho, não foi possível, por razões óbvias, padronizar as dimensões das cavidades, pelo que, a magnitude das tensões induzidas nas interfaces pôde variar significativamente entre si. Nas cavidades de maiores dimensões e com um fator de configuração cavitário mais desfavorável é esperada uma maior deflexão cuspeada e as tensões podem alcançar uma maior magnitude⁵⁶⁰. Por forma a reduzir a influência deste fator foi utilizada a mesma resina composta combinada com todos os sistemas adesivos, de modo a garantir o mesmo grau de contração volumétrica e o mesmo coeficiente de expansão térmica^{480, 561, 562}.

As cavidades de classe I oclusais ficam delimitadas por um invólucro externo estanque e rígido com baixa *compliance*, exigindo que, para a sua restauração se empregue um protocolo que permita otimizar o alívio das tensões de contração⁴⁷⁶. Assim, e com o objetivo de reduzir o fator C, as restaurações foram efetuadas pela aplicação da resina composta com base numa estratificação incremental e anatómica associada a um esquema de fotopolimerização diferenciado por forma a permitir um abrandamento da cinética da sua reação de polimerização^{476, 563-565}. A contração das resinas compostas ocorre primariamente em direção à superfície à qual se encontra aderida, ao passo que as superfícies livres funcionam como áreas de escoamento e de alívio das tensões geradas⁵¹¹⁻⁵¹³. Assim, a utilização de uma técnica incremental visa maximizar a área de superfície livre de cada incremento de resina composta, por forma a manter, no mínimo, uma superfície aderida equivalente à superfície livre, gerando um factor C em torno de 1, potenciando uma redução na transmissão das tensões de contração ao dente ou interfaces adesivas^{566, 567}. Em termos direcionais, têm sido propostas diferentes técnicas incrementais, sejam estas horizontais, oblíquas ou verticais. Contudo, não existe um consenso definitivo sobre qual poderá assumir uma maior efetividade^{476, 568}. No presente estudo, a colocação de cada incremento foi efetuada de modo a minimizar o contacto deste com as paredes opostas ou a mais do que duas superfícies da cavidade simultaneamente, tendo-se aplicado incrementos triangulares em forma de cunha com relação a cada uma das cúspides anatómicas, de acordo com o protocolo previamente descrito como “*Stress-Reducing Direct Composite*” (SRDC)^{565, 569}. Adicionalmente, cada incremento foi polimerizado através do dente (polimerização indireta), com intensidade contínua e moderada durante dez segundos colocando a ponta do fotopolimerizador na porção externa da cúspide de relação, por forma a que a própria espessura do remanescente dentário atuasse como filtro de intensidade luminosa, reduzindo a densidade de energia emitida⁵⁷⁰. A modulação da polimerização, associada a uma diminuição da intensidade de luz emitida numa fase inicial, por forma a abrandar a velocidade e cinética da reação de polimerização das resinas compostas foi também proposta como um mecanismo de compensação das tensões de contração geradas, tendo sido descritas diferentes metodologias para este efeito, tais como o modo em rampa, o modo em degrau, o modo pulsátil ou o oscilatório³³⁴. Clinicamente, não existe evidência científica quanto a um aumento da efetividade restauradora quando são empregues estes modos diferenciados de polimerização, particularmente devido ao número reduzido de estudos que o tivessem comprovado^{553, 571-573}. Contudo, o mérito relativo ao princípio pelo qual se regem estas metodologias não deve ser descurado, apesar de não estar ainda perfeitamente definido quais os níveis de radiação úteis iniciais que permitem realmente otimizar estes protocolos, bem como as densidades de energia totais que uma restauração deve receber de forma a garantir o desenvolvimento de propriedades mecânicas apropriadas⁴⁷⁶.

Independentemente das metodologias empregues, durante e após a conclusão dos procedimentos operatórios prevalece sempre uma constante competição entre as forças de adesão aos substratos dentários e a tensão gerada pela subsequente polimerização das resinas compostas. Se a magnitude destas tensões de

contração superar as forças de adesão é expectável que possa ocorrer um rompimento precoce da interface adesiva^{193, 476, 487, 510, 514, 517}. Estas tensões são responsáveis pelo aparecimento de fendas e microporosidades interfaciais que despoletam a deterioração marginal das restaurações em resina composta, resultando na degradação progressiva das interfaces adesivas. Este desfecho pode ser potenciado pelos fenómenos permanentes a que as restaurações ficam sujeitas enquanto em função na cavidade oral, seja a variações de temperatura, a forças oclusais resultantes dos ciclos da mastigação ou a ataques químicos e/ou microbiológicos^{34, 35, 52, 112}.

Um dos sinais mais precoces relacionados com o insucesso futuro de uma restauração relaciona-se com a presença de deterioração marginal relacionada com a presença de fissuras, fendas e/ou pigmentação nas margens da restauração⁵⁷⁴. De acordo com uma meta-análise recente sobre a restauração de dentes posteriores a deterioração marginal demonstrou depender maioritariamente do tipo de sistema adesivo empregue, constatando-se que a incidência de pigmentação/desadaptação marginal demonstrou ser, respetivamente, de 11%/13% para os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar e 21%/32% para os sistemas autocondicionantes após quatro anos de avaliação clínica¹². De facto, a integridade marginal é um dos principais parâmetros a sofrer alterações nas fases de avaliação mais precoces dos estudos clínicos em dentes posteriores^{414, 464, 483, 497, 546-549, 568, 573, 575-590}. Neste contexto, de acordo com os resultados obtidos no presente estudo, verificou-se igualmente que o único parâmetro clínico que afetou os resultados entre os grupos com relevância estatística no final do primeiro ano de avaliação relacionou-se com a adaptação marginal, consubstanciada pela deteção de fendas marginais de uma forma mais significativa nas restaurações onde foram empregues os sistemas adesivos autocondicionantes comparativamente às restaurações onde se utilizaram sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar. Contudo, nenhuma restauração foi classificada com score 4 ou 5 para qualquer um dos grupos estudados pelo que não foram considerados quaisquer insucessos clínicos efetivos.

A presença de fendas marginais conduzem à passagem de fluídos orais, microorganismos, moléculas e iões entre as paredes da cavidade e o material restaurador, determinando a ocorrência de microinfiltração marginal e originando um ponto de partida para o possível desenvolvimento de cáries recidivantes⁵⁹¹. A pigmentação marginal deve-se essencialmente à coleta e degradação de material orgânico no interior destas fendas que se desenvolvem na interface entre a estrutura dentária e o material restaurador⁵⁹². Um trabalho de revisão sistemática conduzido por Heintze¹⁰ revelou que na comparação do comportamento dos mesmos sistemas adesivos em LCNCs relatados entre diferentes ensaios clínicos, apesar das taxas de retenção serem comparáveis entre si, a pigmentação e a adaptação marginal demonstraram ser parâmetros diferenciadores. Estes indicadores podem revelar que, não só o tipo de agente adesivo mas também outros fatores como a técnica operatória utilizada, o tipo de dente, a geometria da cavidade, o próprio operador ou fatores relacionados com o paciente poderão estar também implicados naqueles resultados. Adicionalmente e não menos importante, as divergências podem igualmente refletir prováveis diferenças nos critérios de avaliação e/ou nos níveis de aceitação por parte de cada avaliador^{519, 520}, realçando a importância e a necessidade da etapa de calibração na uniformização e comparação dos estudos⁵³⁵.

Um dos parâmetros clínicos que mais frequentemente se associa à pigmentação marginal é a recidiva de cárie^{10, 592}. Alguns estudos *in vitro* demonstraram haver uma relação entre a presença de defeitos marginais e microinfiltração com o desenvolvimento de cárie secundária^{593, 594}. Contudo, os ensaios clínicos não o comprovam, pelo menos nos períodos de avaliação disponíveis, já que a correlação entre a deterioração marginal e o insucesso clínico pela perda de retenção de restaurações ou pelo desenvolvimento de lesões de cáries recorrentes é muito fraca^{9, 12, 519}. Alguns estudos indicaram que apenas a presença de fendas marginais de grandes dimensões, na ordem dos 250 a 400 µm, parece estar implicada na potencial desmineralização em torno da restauração, assumindo-se este parâmetro e/ou a presença de tecido desmineralizado nas margens da restauração como critérios clínicos relativamente mais fidedignos para a potencial deteção de lesões de cárie secundárias^{4, 595}.

⁵⁹⁶. De facto, o diagnóstico clínico de lesões de cárie recorrentes é difícil já que não existem critérios clínicos absolutamente validados^{9, 10, 12}. Um estudo interessante, apesar de não muito recente, demonstrou que quando nove profissionais avaliaram a ocorrência de recidiva de cárie em dentes extraídos restaurados, apenas 37% dos casos em que a avaliação foi positiva para o fator estudado se obteve um diagnóstico histológico confirmativo⁵⁹⁷. Deste modo, o incorreto diagnóstico de lesões de cárie recidivantes^{9, 10, 12, 598} pode contribuir para sobreavaliar a recidiva de cárie como um dos maiores fatores de insucesso em diferentes estudos transversais, apontando-a como a principal causa de substituição das restaurações, independentemente do material de restauração usado, do tipo e da localização da cavidade^{1-8, 599}. Paralelamente, as diversas variáveis não controladas associadas ao desenho deste tipo de estudos refletindo-se, em última análise, numa menor qualidade das restaurações produzidas por clínicos generalistas, pode ainda justificar uma maior incidência de cárie recorrente associada às restaurações¹². Este facto está associado a uma elevada taxa de substituição ou reparação de restaurações⁵²⁹. Contudo, se se considerar o potencial erro de diagnóstico deste parâmetro de avaliação associado a hipotéticas razões económicas, como causas decisivas da substituição de restaurações, o número de restaurações que necessitariam efetivamente de ser substituídas e/ou reparadas poderia ser significativamente inferior¹². De facto, esta evidência é facilmente comprovada com base nos resultados fornecidos a partir de um grande número de estudos clínicos prospetivos randomizados e controlados, respeitantes à longevidade das restaurações em resina composta em dentes posteriores que evidenciaram que a incidência de lesões de cárie recidivantes é relativamente baixa e que apenas apresentam uma maior incidência após períodos de avaliação longos^{8, 9, 12, 14}. Numa meta-análise recente, a frequência com que surgem lesões secundárias de cárie não mostrou ser dependente do material empregue¹². Contudo, alguns estudos sugerem uma maior relação com as resinas compostas comparativamente ao amálgama de prata^{1, 7, 600}, bem como com o tipo de dente e localização da restauração, nos quais, as margens cervicais de boxes proximais de classes II de Black se assumem como zonas de maior incidência^{6, 599, 601}, particularmente em pacientes que apresentam um elevado risco de cárie^{6, 599, 602} e/ou pertencentes a níveis sócio-económicos mais baixos⁶⁰³. Por este motivo, é de esperar que, quando aplicável, estes fatores possam também influenciar a longevidade das restaurações⁹.

Dado que a prevalência da pigmentação marginal é entre quatro a sete vezes superior à de recidiva de cárie e que a presença de fendas ou defeitos marginais é necessária para a ocorrência de pigmentação marginal, pode pressupor-se que, para o desenvolvimento de lesões de cárie secundárias, as dimensões das fendas marginais presentes nas interfaces tenham que ser efetivamente maiores do que as que estão apenas associadas ao risco de pigmentação^{10, 12}. Provavelmente, a combinação dos fatores que levam à ocorrência de fendas marginais e à sua crescente exacerbação em extensão e tamanho secundária às tensões funcionais a que as interfaces adesivas estão continuamente sujeitas intra-oralmente, justificam que as lesões de cárie recorrentes surjam apenas em períodos observacionais mais longos.

De acordo com o exposto não é expectável que a recidiva de cárie assuma uma importância significativa e que resulte numa causa de insucesso provável das restaurações em ensaios clínicos com prazos de avaliação curtos. Efetivamente, no presente estudo não foi registado qualquer caso que revelasse a presença de recidiva de cárie no período final de avaliação de um ano. Noutros estudos com prazos de avaliação similares foram registados resultados equivalentes^{414, 464, 483, 497, 546-549, 568, 573, 575-590}.

Em condições clínicas, é muito difícil obter margens com um nível de adaptação perfeito durante a execução de restaurações adesivas diretas com resina compostas em dentes posteriores. A presença de pequenos excessos e/ou defeitos ao nível dos limites cavo-marginais acontece frequentemente durante os procedimentos clínicos, o que determina um sobre- ou sub-contorno das restaurações⁶⁰⁴. Num estudo prospetivo sobre restaurações posteriores diretas em resina composta com dez anos de avaliação, no qual a adaptação marginal foi examinada anualmente, quer clinicamente quer indiretamente em réplicas de resina observadas por MEV,

foi constatado que no período imediato à execução das restaurações a presença de um excesso de material de restauração nas margens acontecia com grande frequência mas ao final de um ano de controle, e pela avaliação microscópica, menos de 50% das restaurações ainda apresentavam algum sobrecontorno em apenas cerca de um terço do perímetro marginal. Nos períodos subsequentes de avaliação, observou-se um agravamento da deterioração marginal pela presença de margens desadaptadas evidenciando também um aumento progressivo da incidência de microfissuras e pequenas fraturas marginais quer clínica quer microscopicamente, mas sem influir significativamente na taxa de sobrevivência das restaurações ou no desenvolvimento de cáries secundárias⁶⁰⁵. No presente estudo, ao fim do primeiro ano de controle, todas as restaurações efetuadas receberam o melhor score de avaliação para o parâmetro referente às fraturas do material de restauração, independentemente do grupo de estudo. Contudo, e apesar destas não terem sido identificadas clinicamente, foram visíveis na avaliação macrofotográfica, embora com uma incidência baixa e distribuídas pelos diferentes grupos, apesar de numa maior ocorrência nos grupos dos sistemas adesivos autocondicionantes. Além disso, é possível que, microscopicamente, elas possam diagnosticar-se com maior frequência, uma vez que o sobrecontorno das restaurações favorece a sua ocorrência futura. A presença de pequenas fraturas marginais em lasca foram também relatadas por alguns estudos clínicos ainda em períodos curtos de avaliação^{589, 605}. Já quanto à ocorrência de fraturas mais extensas, em bloco, no interior do próprio material nenhum daqueles estudos nem o presente relataram qualquer registo.

A ocorrência deste tipo de fraturas em bloco, que implicam no insucesso imediato e na taxa de sobrevivência das restaurações, ocorrem usualmente em períodos de avaliação mais longos, tal como relatado em alguns estudos clínicos longitudinais^{9, 12, 14, 15, 606-609}. Inúmeros trabalhos de investigação laboratorial relataram que as propriedades mecânicas das resinas compostas podem diferir entre si consideravelmente no que concerne à resistência à tensão, flexão e compressão, à tenacidade de fratura, à dureza, ao módulo elástico e à resistência ao desgaste, entre outras^{469, 480, 610-612}. O comportamento diferencial entre estes materiais é essencialmente devido às diferenças encontradas entre os componentes da matriz orgânica, na percentagem de conteúdo inorgânico incorporado e no tipo, morfologia e tamanho das partículas incluídas, sendo que, de uma forma geral, o componente inorgânico tem um papel fundamental na melhoria das propriedades mecânicas das resinas compostas^{469, 471}. Por este motivo, na restauração de dentes posteriores a seleção do tipo de resina composta utilizada deveria assumir uma relevância clínica importante. No entanto, o desempenho clínico de diferentes tipos de resinas compostas utilizadas na restauração direta de dentes posteriores demonstrou não conferir uma heterogeneidade de resultados muito significativa, mesmo em estudos a longo termo efetuados com resinas compostas há muito introduzidas no mercado e entretanto retiradas^{1, 15, 483, 502-505, 568, 582-585, 606, 608, 609, 613-616}. Apesar disto, a utilização de resinas com uma percentagem de conteúdo inorgânico em volume mais reduzida, tais como as resinas microparticuladas ou as resinas fluidas, não deve ser preconizada na restauração direta de dentes posteriores por exibirem algumas propriedades mecânicas inferiores, particularmente em situações clínicas de elevado stress oclusal^{509, 617}. Tal como já anteriormente referido, no presente estudo foi selecionada apenas uma única resina microhíbrida (Esthet• X[®] HD) em combinação com diferentes sistemas adesivos por forma a minimizar também a possível influência das propriedades da resina composta nos resultados. Esta resina apresenta uma percentagem de conteúdo inorgânico por volume em torno dos 60%, contendo partículas com uma morfologia irregular e um tamanho médio de partícula de 1 µm e sílica coloidal com 0.04 µm, tendo demonstrado apresentar boas propriedades mecânicas, enquadradas na tipologia de resinas a que pertence, adequando-se à restauração de dentes posteriores e anteriores^{618, 619}. As resinas compostas micro-híbridas são consideradas atualmente, como o “gold-standard” para a utilização em dentes posteriores⁴⁶⁹. Alguns estudos clínicos, ainda que com um curto prazo de avaliação, revelaram um bom comportamento clínico de uma versão anterior desta resina composta quando utilizada na restauração de dentes posteriores combinada com um sis-

tema adesivo do tipo condicionar e lavar de dois passos^{483,548} ou mesmo quando associada a um sistema adesivo autocondicionante⁵⁴⁶ ou em LCNCs de um passo⁶²⁰.

A rugosidade e/ou presença de poros na superfície de uma restauração permite que alguns detritos orgânicos possam ficar neles aprisionados. Em alguns pacientes, a acumulação de pigmento na superfície das restaurações pode estar também relacionada com alguns hábitos, usualmente alimentares ou tabágicos, o que não se constatou no presente estudo. Para qualquer uma das situações, na maioria dos casos, o repolimento da restauração corrige facilmente estes pequenos defeitos superficiais⁵⁹². No que concerne a estas propriedades apenas 2 (1.3%) e 29 (18.9%) casos do presente estudo reportaram, respetivamente, alterações na rugosidade ou pigmentação superficiais ao final de um ano de controlo. A otimização estética numa restauração em resina composta é substancialmente dependente da fase de acabamento e polimento da etapa operatória, pois o índice de polimento conseguido tem implicações diretas na redução da acumulação de placa bacteriana e do grau de pigmentação superficial. O grau de polimento de uma resina composta depende de alguns fatores intrínsecos do material relacionados quer com o tipo de monómeros como com o tamanho e a forma das partículas que a resina composta incorpora e, substancialmente, do tipo de materiais e técnicas empregues no acabamento e polimento⁶²¹. De uma forma geral, as resinas compostas micro-híbridas, tal como a usada neste ensaio clínico, oferecem um bom polimento da superfície⁶²², o que pode explicar o número reduzido de casos com alterações estéticas significativas obtidos neste estudo. A resina composta usada, Esthet•X[®] HD (Dentsply DeTrey), representa uma versão melhorada relativamente à sua versão mais antiga, o Esthet•X[®], no que respeita à distribuição e ao tamanho das partículas inorgânicas, conferindo-lhe melhores características de polimento⁶¹⁸. No que concerne ainda à caracterização das propriedades estéticas de uma restauração, não foi considerado o parâmetro estabilidade de cor e translucidez na medida em que foi usada uma cor única da resina composta selecionada para todos os dentes tratados, pelo que seria de esperar que, pelo menos para alguns casos, fosse evidente uma má correspondência de cor entre o material de restauração e o dente adjacente. As resinas compostas fotopolimerizáveis microhíbridas utilizadas atualmente apresentam, de uma forma geral, uma boa estabilidade de cor, particularmente quando o grau de conversão é otimizado⁶²³⁻⁶²⁵, o que acontece mais facilmente quando se utilizam cores mais claras e/ou translúcidas⁶²⁶.

A ocorrência de hipersensibilidade pós-operatória (HPO) após a execução de restaurações em resina composta em dentes posteriores tem sido relatada por profissionais, constituindo um problema clínico que pode conduzir ao insucesso de uma restauração, implicando a sua substituição e, por isso, na sua longevidade^{242-244, 627, 628}. A perceção neuro-sensorial de dor decorrente da HPO resulta de alterações induzidas no fluxo do fluido dentinário dentro dos túbulos, caracterizada pela transdução de estímulos em impulsos nervosos^{43, 629}. A manifestação de HPO está maioritariamente associada à contração de polimerização das resinas compostas^{627, 630}, pois a presença de fendas nas interfaces adesivas dentinárias, particularmente no pavimento das cavidades, pode permitir a deformação da restauração sob tensões oclusais causando percolação do fluido nos túbulos dentinários e conseqüente hipersensibilidade^{627, 629}. Assim, a qualidade da adesão e o selamento dos túbulos dentinários constituem fatores chave na prevenção de hipersensibilidade pós-operatória, uma vez que asseguram a redução da permeabilidade dentinária^{244, 548}. Alguns autores registaram que a ação diferencial sobre a *smear layer* promovida pelos sistemas adesivos autocondicionantes e do tipo condicionar e lavar justificava a redução da incidência de HPO para os primeiros sistemas²⁴²⁻²⁴⁵. Apesar disto, alguns ensaios clínicos cujo objetivo primordial era avaliar a manifestação de HPO de uma forma quantitativa, secundária a estímulos específicos (frio/força oclusal) e/ou qualitativa, por intermédio de escalas analógicas de dor não demonstraram que a ocorrência de HPO fosse menos significativa para os sistemas autocondicionantes quando comparados com os sistemas do tipo condicionar e lavar^{464, 546, 548, 631}. Paralelamente, demonstraram sim que a incidência desta ocorrência é muito reduzida, mesmo nos tempos observacionais mais precoces, verificando-se, na maioria das vezes, uma remissão

completa da manifestação de HPO nos períodos subsequentes de avaliação, o que foi corroborado por uma meta-análise recente¹². No presente estudo foram obtidos resultados similares. Contudo, a complexidade da cavidade, seja relativa ao aumento do número de superfícies envolvidas ou no que respeita à sua profundidade, pode ter uma implicância significativa no desenrolar da HPO^{244, 632, 633}.

Alguns parâmetros de avaliação constantes do modelo adotado, foram desconsiderados no presente estudo. Para além da “estabilidade de cor e translucidez” já anteriormente referenciada nas propriedades estéticas, dentro das propriedades funcionais, os parâmetros “contorno oclusal/desgaste”, “contacto proximal/impacção alimentar” e “satisfação geral do paciente” também não foram considerados. Relativamente ao parâmetro “contacto proximal/impacção alimentar”, a sua avaliação não se adequa no presente estudo na medida em que as superfícies proximais não foram envolvidas. No que concerne ao “contorno oclusal/desgaste”, apesar de ser um parâmetro passível de ser avaliado clinicamente de uma forma qualitativa, baseando-se no nível do grau que se vai estabelecendo em relação ao esmalte circundante, ou quantitativa, através da comparação com réplicas padronizadas que reproduzem o desgaste clínico ou a sua mensuração com recurso a metodologias mais sofisticadas como a perfilometria e sensores ópticos, entre outros^{535, 634}. Estas, apesar de úteis, envolvem meios e custos muito consideráveis, inacessíveis no caso particular deste trabalho. Por outro lado, a avaliação clínica da perda de forma anatómica nas restaurações pode ser considerado um indicativo da proporção da superfície restaurada que exhibe alterações morfológicas devido ao desgaste⁶¹⁵. Uma vez que este parâmetro se manteve em scores I ao longo do estudo, independentemente do grupo em causa, é possível que o efeito do desgaste da resina composta aplicada em todas as restaurações seja praticamente imperceptível ao fim de um ano em função, tal como reportado em diferentes estudos clínicos para esta ou para outras resinas do mesmo tipo, com taxas de desgaste ao final de um ano inferiores a 15 μm ^{546, 614, 615}. Por conseguinte, para as resinas compostas utilizadas atualmente em condições adequadas, o desgaste oclusal já não é considerado um fator fulcral no insucesso de uma restauração, estando a sua ocorrência mais relacionada com fatores dependentes do paciente (hábitos parafuncionais) ou mesmo do operador, nomeadamente com as técnicas e materiais usados⁶³⁵. Em relação ao parâmetro “satisfação geral do paciente”, a principal razão pela qual não foi incluído nos resultados do estudo, apesar de ter sido abordado durante o ensaio clínico, prendeu-se com três razões que poderiam enviesar a interpretação dos resultados: primeiro, pelo facto de não existir um questionário validado, compreensível e independente por forma a que cada paciente pudesse ler e responder individualmente, sem correr o risco de influência da resposta por parte do examinador e/ou de má interpretação derivada das suas próprias capacidades cognitivas. Segundo, constatou-se que os pacientes atribuíram um score geral a todas as restaurações que receberam, não tendo poder discriminatório para diferenciar cada uma delas individualmente. Por último, também se verificou que os pacientes tendiam a responder com base em sinais ou sintomas que por vezes nada tinham a ver com os parâmetros e/ou restaurações que se pretendiam avaliar, criando fatores de confusão, por vezes até meramente emocionais. Dentro das propriedades biológicas, não foram incluídos os critérios “efeitos da restauração no periodonto”, uma vez que as restaurações de classe I oclusais não se relacionam diretamente com o periodonto, e “saúde oral e geral do paciente” por se considerar que os dados potencialmente mais relevantes estarem incluídos na avaliação dos scores respeitantes ao parâmetro “mucosa adjacente” que explora reações localizadas dos tecidos moles em contacto direto com a restauração. Por outro lado, e neste caso concreto, não parece exequível estabelecer-se uma relação causa-efeito inequívoca entre possíveis alterações sistémicas relatadas pelo paciente com eventuais alterações nas restaurações.

Por forma a escrutinar a evidência clínica disponível no que concerne aos sistemas adesivos testados no presente estudo, compilaram-se todos os ensaios clínicos prospetivos randomizados, em dentes posteriores (classes I e/ou II de Black) ou em LCNCs, discriminando-se em tabelas específicas os detalhes mais relevantes

(anexo 6). De realçar que não se encontraram ensaios clínicos com o Xeno[®] V⁺, pelo que não foi desenhada nenhuma tabela para este material.

No que concerne ao Optibond[™] FL (OBFL), diferentes estudos clínicos (tabela 43 do anexo 6) e laboratoriais^{17, 217, 293, 315, 321, 323, 327, 337, 367, 371, 377, 381, 391, 462} demonstraram o seu excelente desempenho, tendo sido nomeado como um sistema “gold-standard” na área da adesão¹⁷. De acordo com a pesquisa efetuada, o desempenho clínico do sistema adesivo OBFL foi maioritariamente avaliado na restauração de LCNCs, com períodos de avaliação entre 1 e 13 anos, com taxas médias de insucesso anuais a oscilar entre os 0 e os 2.3%, sendo a perda de retenção a razão mais frequentemente apontada para este desfecho esporádico. O estudo com maior *follow-up* (13 anos) confirmou o excelente desempenho clínico deste sistema adesivo, com taxas de retenção das restaurações de 94%⁵⁵¹. Não obstante este sucesso, os investigadores relataram que as restaurações foram sofrendo progressivamente degradação marginal^{551, 552, 636}, sendo que, no período observacional de 13 anos, 12% das restaurações efetuadas com OBFL foram consideradas clinicamente inaceitáveis devido à deterioração marginal severa, necessitando de reparação ou substituição. Contudo, comparativamente aos outros dois grupos que utilizaram um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de 3 passos (PermaQuick[®]; Ultradent) combinado com duas resinas compostas e cuja taxa de insucesso se elevou aos 26%, o OBFL demonstrou revelar um desempenho superior⁵⁵¹. Apenas dois estudos avaliaram a eficácia clínica do OBFL em dentes posteriores^{464, 565}, ambos com 2 anos de evolução clínica, relatando um excelente desempenho, apenas com relatos de uma discreta deterioração marginal, tal como no presente estudo. O ensaio conduzido por Frankenberger e colaboradores⁴⁶⁴ comparou o desempenho de diferentes sistemas adesivos associados a uma resina composta na restauração de classes I de Black em molares, conduzindo paralelamente ao estudo clínico de 2 anos uma avaliação laboratorial na qual as amostras foram submetidas a fadiga termomecânica (100.000 ciclos mecânicos a 50 N; 0.5 Hz / 2500 ciclos térmico 5°C/55°C 30s) e avaliadas quantitativamente quanto à integridade marginal. Clinicamente foi ainda avaliada a sensibilidade pós-operatória. Os resultados desta comparação *in vivo/in vitro* permitiu estabelecer uma boa correlação entre ambas as condições, independentemente do tipo de adesivo utilizado, tendo demonstrado que os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar proporcionavam um melhor selamento marginal que os autocondicionantes, na medida em que estavam associados a interfaces onde a ocorrência de fendas marginais era significativamente inferior. Contudo, não estabeleceram qualquer correlação entre a ocorrência de fendas marginais no esmalte e a hipersensibilidade pós-operatória. Três dos sistemas adesivos avaliados por estes autores, e que foram comuns ao presente estudo, demonstraram um desempenho em termos de percentagem de ocorrência de margens livres de fendas ordenado da seguinte forma (*in vitro/in vivo*), OBFL (93,4%/92,4%) > Syntac (93,3%/89,7%) > CSEB (75,3%/67,3%) > XIII (56,8%/46,8%). É de salientar que apenas oito restaurações foram avaliadas em cada grupo, o que pode condicionar a potência do estudo. Apesar da maior extensão de fendas marginais reportada para os sistemas adesivos autocondicionantes, todas as restaurações foram consideradas clinicamente aceitáveis aos 2 anos de avaliação clínica⁴⁶⁴, em concordância com os resultados do presente estudo. No estudo conduzido por Deliperi e colaboradores⁵⁶⁵, no qual apenas foram utilizados sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar de 3 passos (OBFL) e de 2 passos (Scotchbond[™] I XT, 3MEspe e PQ I[®], Ultradent) na restauração de cavidades de classe II, não foram reportadas quaisquer falhas, tendo todas as restaurações obtido scores alfa para todos os parâmetros de avaliação preconizados pelos critérios modificados da USPHS no período observacional de 2 anos. Deve ainda salientar-se que neste estudo o condicionamento ácido foi sucedido da aplicação de digluconato de clorexidina a 2% que pode ter, potencialmente, minorado a degradação da camada híbrida por inibição da ação das MMPs^{319, 426, 427, 436, 441, 442}. Para outros sistemas do tipo condicionar e lavar de três passos foram também reportados resultados similares, indiciando um elevado desempenho clínico quer na restauração de LCNCs⁶³⁷⁻⁶⁴⁰ quer de cavidades de classes I e/ou II de Black^{583, 587, 641, 642}. Alguns estudos de curta duração envolvendo restaurações de LCNCs compararam o OBFL com sistemas autocondicionantes revelando que, apesar de não apresentarem diferenças significativas no seu

comportamento clínico global, determinado essencialmente pelos níveis de retenção, a degradação marginal, particularmente nas margens em esmalte, era geralmente mais marcada para os autocondicionantes⁶⁴³⁻⁶⁴⁵. Um outro estudo recente⁶⁴⁰, também em LCNCs, comparando o desempenho de quatro sistemas adesivos englobando as estratégias de C&L 3P (Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose, 3MEspe), C&L 2P (Adper™ Single Bond Plus, 3MEspe), AC IP/2C (Adper™ Scotchbond™ SE, 3MEspe) e AC IP/1C (Adper™ Easy Bond, 3MEspe) revelou que, apesar de não terem sido encontradas diferenças significativas ao final de 18 meses de avaliação clínica entre as diferentes estratégias adesivas, foi detetada uma deterioração marginal mais severa, principalmente ao nível do esmalte, para os sistemas autocondicionantes, com maior relevância para o sistema ultra-simplificado.

O sistema adesivo Prime&Bond® NT™ (PBNT) demonstrou, no presente estudo, resultados muito similares aos obtidos para o OBFL, reportando uma elevada taxa de sucesso. Ainda que a maioria dos trabalhos que reportam a utilização do PBNT com diferentes combinações de resinas na restauração de dentes posteriores reflitam controlos de curta longevidade clínica, indicaram, em concordância com o presente estudo, um excelente desempenho clínico apenas maculado por um aumento discreto e progressivo da deterioração marginal com o passar do tempo, evidenciando taxas médias anuais de insucesso clínico muito reduzidas variando entre 0 e 2%^{483, 548, 568, 577-581, 646, 647}. Este indicador apenas alcançou cerca de 5% quando aquele adesivo foi associado a resinas fluídas na restauração de cavidades oclusais, em que se denotou um agravamento significativo da deterioração marginal no controlo observacional de 3 anos⁶¹⁷. Outro estudo clínico a um ano em dentes posteriores comparou o desempenho de diferentes combinações de adesivos do tipo condicionar e lavar simplificados associados a diferentes resinas compostas, PBNT/ Esthet•X® (Dentsply DeTrey), Adper™ Single Bond/Filtek™ Supreme (3MEspe), One-Step® Plus/Pyramide (Kerr) e Excite®/Tetric® EvoCeram (Ivoclar Vivadent)⁴⁸³. Os autores não constataron quaisquer insucessos independentemente do grupo em causa, registando apenas poucos casos com uma deterioração marginal discreta, classificada no score Bravo dos critérios modificados do USPHS, representando para o grupo PBNT/Esthet X 5.4% dos casos, apenas ligeiramente inferior à obtida no presente trabalho (9.7%). Deve salientar-se que a maioria dos estudos que avaliam o desempenho restaurador em dentes posteriores visa primordialmente avaliar o desempenho de diferentes resinas compostas e não propriamente dos sistemas adesivos, sendo, por isso, relatadas diferentes combinações de adesivo e resinas compostas. Apesar disto, o desempenho do PBNT demonstrou ser equivalente a outros sistemas do tipo condicionar e lavar simplificados^{280, 483, 568, 578-581, 647} e a sistemas autocondicionantes de dois ou um passo^{497, 548, 646, 648}.

De um modo geral, os estudos que incidiram sobre a restauração de LCNCs com o PBNT reportaram taxas médias anuais de insucesso mais elevadas em relação às referidas para o OBFL, oscilando entre os 5 e os 10%, maioritariamente devidas a perdas de retenção das restaurações (tabela 44 do anexo 6). Apenas um estudo muito recente reportou um índice médio de insucesso anual para o PBNT ainda mais elevado, de cerca de 17%, em que a perda de retenção e a deterioração marginal se assumiam como as principais causas de fracasso⁶⁴⁸. Neste estudo, no qual foi comparado o desempenho de três sistemas adesivos e resinas compostas (Prime&Bond® NT™/Esthet•X®; Xeno® III/Dyract® extra; AdheSE®/Tetric® EvoCeram) na restauração de LCNCs aos 24 meses, ambos os sistemas autocondicionantes avaliados exibiram resultados similares aos obtidos para o PBNT. Um dos possíveis motivos para um índice de fracasso mais elevado relacionado com o PBNT relativamente a outros estudos, pode ter-se devido ao facto de os autores terem aplicado o adesivo em camada única, com repercussões negativas sobre a qualidade da hibridização alcançada. Num outro estudo clínico em LCNCs com 2 anos de avaliação, que analisou a aplicação combinada do PBNT/ Esthet•X® em diferentes modos de aplicação revelou que, quando o sistema adesivo era aplicado de modo ativo e vigoroso, o índice de perda de retenção das restaurações era significativamente inferior ao encontrado quando o mesmo sistema era aplicado sem agitação ou apenas com leve agitação, sugerindo que a aplicação ativa melhora a capacidade adesiva deste sistema melhorando, inclusivamente, a qualidade marginal²⁸¹. Adicionalmente, outros estudos evidenciaram tam-

bém um bom desempenho clínico de diferentes sistemas do tipo condicionar e lavar de dois passos, mesmo quando comparados com sistemas do mesmo tipo de três passos em LCNCs^{419, 639, 640, 649-653} ou em dentes posteriores^{414, 497, 546, 547, 549, 565, 573, 576, 587, 588, 590, 647}. Relativamente à comparação de outros sistemas C&L 2P com sistemas autocondicionantes, diferentes estudos têm demonstrado que os primeiros apresentam ao longo do tempo um comportamento superior determinado pela maior manutenção da integridade marginal quando utilizados na restauração de dentes posteriores^{414, 497, 576, 588, 589}. Dois estudos^{547, 549} que compararam o desempenho de um sistema do tipo condicionar e lavar de dois passos também com acetona como solvente (One-Step® Plus, Bisco) com três sistemas autocondicionantes de um passo (Adper™ Prompt™ L-Pop™, 3MEspe; Clearfil™ S³, Kuraray; iBond®, Heraeus Kulzer) na restauração de dentes posteriores revelaram resultados muito equivalentes aos do presente estudo indicando que as alterações marginais para os sistemas autocondicionantes eram significativamente superiores às encontradas para o sistema C&L 2P que se mantinha com níveis de avaliação máximos de adaptação marginal em torno dos 93% e 87 % ao final de um e dois anos, respetivamente. Ao invés, qualquer um dos sistemas autocondicionantes revelou alterações na adaptação marginal muito mais significativos com uma redução importante dos valores de avaliação máximos para aquele parâmetro, alcançando 59.3% e 50% para o Clearfil™ S³, 31% e 36% para o Adper™ Prompt™ L-Pop™ e 2.4% e 9.5% para o iBond® também ao final de 1 e 2 anos, respetivamente.

De entre os sistemas adesivos autocondicionantes, o Clearfil™ SE Bond (CSEB) é um dos mais estudados, sendo mesmo considerado, a par com os sistemas do tipo condicionar e lavar de três passos, um dos sistemas adesivos de eleição para aplicação nas superfícies dentinárias devido ao excelente desempenho revelado quer em trabalhos laboratoriais^{221, 321, 323, 324, 327-331, 337, 370, 462, 326, 356, 360, 378} quer em ensaios clínicos a curto, médio ou longo prazo, como se pode constatar na tabela 45 constante do anexo 6. O desempenho clínico do sistema adesivo CSEB foi maioritariamente avaliado quando utilizado em restaurações de LCNCs em períodos de avaliação entre os 1 e os 8 anos com taxas médias de insucesso anuais a oscilarem entre os 0 e os 4.9%, sendo a perda de retenção a causa mais frequente do insucesso. Um dos estudos com 8 anos de avaliação confirmou o excelente desempenho clínico deste sistema adesivo, com taxas de retenção das restaurações na ordem dos 97%, sem revelar diferenças entre a sua aplicação isolada ou com a aplicação prévia e seletiva do ácido fosfórico no esmalte. Apesar das elevadas taxas de retenção, os investigadores indicaram um aumento crescente da desadaptação e pigmentação marginal com o decorrer do tempo, particularmente mais importante nas margens de esmalte quando o condicionamento seletivo do esmalte não era efetuado⁴¹⁶. Contudo, o potencial efeito benéfico resultante do condicionamento seletivo do esmalte com ácido fosfórico, bem como da preparação prévia do esmalte pela execução de um bisel como complemento do protocolo de adesão com sistemas adesivos AC 2P não foram claramente comprovados em diferentes estudos, indicando o excelente desempenho deste sistema autocondicionante mesmo quando empregue em esmalte periférico isoladamente^{375, 415-417, 654}. Um outro estudo randomizado, também com 8 anos de evolução clínica, relatou taxas de retenção das restaurações efetuadas com o CSEB mais baixas (74.4%). No entanto, no protocolo restaurador não estava incluída a adesão ao esmalte, apenas à dentina, quer para este sistema (CSEB), quer para o grupo de comparação que utilizou um sistema do tipo C&L 2P (PQI®) em que o condicionamento ácido foi apenas efetuado à dentina e para o qual se obtiveram resultados equivalentes. Este diferencial de resultados reforça a importância da adesão complementar ao esmalte, mesmo com o sistema adesivo autocondicionante CSEB⁴¹⁹. Outros estudos clínicos com prazos de avaliação relativamente curtos também revelaram um bom desempenho de sistemas adesivos autocondicionantes de 2 passos combinados com diferentes resinas compostas na restauração de LCNCs^{620, 654, 655}. Inversamente, um estudo reportou índices de insucesso elevados associados ao uso de um sistema AC 2P (AdheSE®, Ivoclar Vivadent) em LCNCs, mas equivalente aos obtidos para um sistema C&L 2P (Prime & Bond® NT™, Dentsply DeTrey) e AC IP (Xeno III®, Dentsply DeTrey)⁶⁴⁸. Comparando diferentes sistemas autocondicionantes, a maioria dos estudos clínicos em LCNCs não reportaram uma superioridade no desempenho de restaurações

provenientes do uso de sistemas de um passo quer com o CSEB ou com outros sistemas AC 2P evidenciando mesmo uma maior tendência para a degradação marginal para os sistemas de um passo^{420, 640, 652, 655, 656}.

Apenas três trabalhos relataram o comportamento do CSEB em dentes posteriores, sendo que um deles teve por objetivo principal avaliar a sensibilidade pós-operatória deste adesivo quando comparado com um sistema C&L 2P (PBNT), não relatando diferenças naquele parâmetro, bem como na adaptação marginal, indicando níveis elevados de qualidade marginal ao final de apenas 6 meses de evolução clínica para ambos os grupos⁵⁴⁸. Um outro estudo com dois anos de observação clínica que comparou o desempenho do CSEB com um sistema C&L 2P (Adper™ Single Bond) na restauração de classes II em dentes posteriores revelou um excelente desempenho de ambos os sistemas adesivos, apesar de no grupo do CSEB terem ocorrido com uma maior frequência defeitos marginais a nível do esmalte, embora sem significância estatística. A evolução em termos percentuais na avaliação do grau de desadaptação marginal para os dois grupos (CSEB e Adper™ Single Bond) ao nível do score Bravo dos critérios modificados USPHS foi de 0% e 0% (0M), 11% e 8% (6M), 14% e 8% (12M) e de 12% e 3% (2A), respectivamente⁴¹⁴. No presente estudo, ao final de 1 ano obtiveram-se taxas percentuais muito mais elevadas para o CSEB ao nível do score 2 de avaliação do parâmetro de adaptação marginal nos critérios da FDI, alcançando 54.8%. Por outro lado, os níveis reportados para o Single Bond foram muito equivalentes aos reportados no presente estudo para o PBNT, ambos sistemas do tipo condicionar e lavar de dois passos. O diferencial de sensibilidade entre os dois métodos de avaliação pode eventualmente explicar a diferença entre os resultados para o CSEB. Todavia, a falta de consistência de resultados para os sistemas de C&L 2P não nos permite validar totalmente esta hipótese. A prevalência de uma elevada taxa de desadaptação marginal reportada neste estudo para o CSEB ao final de um ano de avaliação, em que 30% dos casos revelaram índices de afetação da margem em cerca de 1/3 da sua longitude total, faz supor que a menor efetividade do condicionamento do esmalte gerado por este sistema, particularmente quando associado a zonas de elevada carga oclusal, pode ajudar a justificar os resultados obtidos. Tal como já referido anteriormente, foi também reportado por um estudo clínico realizado em restaurações de classe I oclusais índices de desadaptação marginal de 32.7% para o CSEB ao final de 2 anos de observação clínica, embora englobando um número reduzido de restaurações (apenas 8)⁴⁶⁴. Outros estudos que avaliaram o comportamento de outros sistemas AC 2P em dentes posteriores revelaram também um maior grau de desadaptação marginal ao longo do tempo, particularmente, quando comparados com sistemas do tipo condicionar e lavar^{575, 576, 586, 588}. A comparação do desempenho clínico de sistemas adesivos AC 2P vs. AC 1P em dentes posteriores é difícil devido à escassez de publicações disponíveis^{464, 586}. Frankenberger e colaboradores⁴⁶⁴, num estudo com um número de restaurações reduzido, reportaram um maior índice de desadaptação marginal (53.2%) para o sistema AC 1P avaliado, o XIII, muito superior a qualquer um dos outros sistemas, incluindo o CSEB (32.7%). Também no presente estudo foi reportado um grau equivalente de desadaptação marginal (50%) para o XIII, com classificações no score 2 e 3, contudo idêntico ao encontrado para o CSEB (54.8%). Num outro estudo, com três anos de evolução clínica, também em classes I oclusais, Shi e colaboradores⁵⁸⁶ não encontraram diferenças significativas no desempenho entre o XIII ou o sistema AC 2P avaliado (One Coat® SE, Coltène Whaledent), apesar de relatarem uma maior degradação marginal associada ao XIII.

Um estudo clínico com 36 meses de avaliação de restaurações efetuadas em classes I comparando o desempenho de um sistema C&L 2P (Optibond™ Solo Plus) com um sistema AC (XIII) combinado com a resina composta Esthet X (Dentsply DeTrey) revelou que o desempenho clínico não foi significativamente diferente entre os grupos, mostrando índices de scores alfa elevados para os critérios USPHS modificados. Os parâmetros que sofreram um maior declínio nos scores no decurso dos períodos de avaliação (0, 6, 12, 18 e 36 meses) foram os de pigmentação e desadaptação marginal que decaíram, respectivamente, para 73% e 88% de scores alfa aos 36 meses de avaliação para o XIII e de 84% e 92% para o Optibond Solo Plus, evidenciando uma maior

deterioração marginal para o sistema autocondicionante⁵⁴⁶. Para efeitos comparativos, no final do primeiro ano as restaurações que combinavam o XIII/Esthet X também exibiam aumento na taxa de pigmentação marginal com redução na percentagem de scores alfa de 100% (inicial) para 97% (6 meses) e 89% (1 ano) e na adaptação marginal com redução da percentagem de scores alfa de 100% (inicial) para 97% (6 meses) e 96% (1 ano), indicando valores mais atenuados de deterioração marginal em relação ao presente estudo para o sistema autocondicionante XIII. Outros estudos clínicos que incidiram na restauração de dentes posteriores também evidenciaram menores perdas de integridade marginal em relação à reportada no presente estudo para os sistemas autocondicionantes de um passo, mesmo em períodos de avaliação mais amplos, sem reportarem resultados significativamente diferentes com outras combinações de sistemas adesivos e resinas compostas que incluíam essencialmente sistemas do tipo condicionar e lavar de três ou de dois passos. Contudo, ainda assim, todos esses estudos revelaram uma maior tendência à deterioração marginal quando eram empregues os sistemas autocondicionantes simplificados nas restaurações^{582, 583, 651}. Dois estudos reportando o desempenho de restaurações com evoluções clínicas de 1 e 2 anos, utilizando o XIII comparativamente a um outro sistema autocondicionante simplificado (Futurabond® NR, Voco) reportaram um desempenho bom e equivalente para ambos, referindo apenas uma menor tendência para a degradação marginal para o XIII, reportando valores de integridade máxima em scores alfa de 98% a um ano e de 87% aos dois anos de avaliação, muito superiores aos evidenciados no presente estudo^{584, 585}. Ao invés, um outro estudo clínico com um ano de *follow-up* que comparou o desempenho de um C&L 2P (Adper™ Single Bond, 3MEspe) com um AC IP/2C (Adper™ Scotchbond SE, 3MEspe) reportou que o comportamento de ambos os adesivos na restauração de dentes posteriores foi similar evidenciando uma elevada deterioração marginal ($\approx 75\%$ scores alfa)⁵⁸⁹. Dois trabalhos de Perdigoão e colaboradores^{547, 549} reportaram uma redução significativa da integridade marginal com o decorrer do tempo na restauração de dentes posteriores quando eram usados sistemas adesivos autocondicionantes de um passo, revelando mesmo, dentro destes, diferenças significativas no grau de adaptação marginal, pois o Clearfil™ S³ Bond (59.3% de scores alfa aos 12M) demonstrou melhores resultados que o Adper™ Prompt™ L-Pop™ (31% de scores alfa ao 12M) que, por sua vez, foi melhor que o iBond® (apenas 2.4% de scores alfa ao 12M). Esta tendência está também relatada no presente estudo, no qual uma grande parte das restaurações que envolveram a utilização dos sistemas autocondicionantes de um passo, o XIII mas com maior relevância o XV⁺ obtiveram resultados similares. De facto, 83.3% das restaurações efetuadas com XV⁺ evidenciaram desadaptação marginal com afetação de uma grande porção da totalidade da margem as restaurações, inferindo-lhe os piores resultados em termos de adaptação marginal em relação a qualquer um dos outros sistemas adesivos estudados ao final do primeiro ano de avaliação clínica. Infelizmente, e especificamente para o XV⁺, não é possível efetuar qualquer comparação direta de resultados pois não existe nenhum outro estudo clínico publicado envolvendo este sistema ou mesmo a sua versão mais antiga (Xeno® V, Dentsply de Trey).

O desempenho clínico do sistema adesivo XIII foi avaliado na restauração de LCNCs em períodos de avaliação entre os 1 e os 7 anos com taxas médias de insucesso anuais a oscilar entre os 0 e os 15%, tendo como causa de insucesso mais frequente a perda de retenção (tabela 46 do anexo 6). Esta maior variabilidade de resultados na literatura pode revelar uma maior imprevisibilidade da efetividade da adesão em LCNCs com a utilização deste sistema adesivo. Vários outros estudos reportaram taxas de retenção baixas quando diferentes sistemas autocondicionantes de 1 passo eram aplicados em LCNCs^{571, 640, 655}.

A análise imagiológica da evolução da degradação das margens das restaurações efetuada por MEV e um sistema micro-ótico 3D a partir de réplicas dos dentes restaurados obtidas em cada um dos períodos de avaliação pode ser um complemento importante na interpretação e quantificação mais precisa dos resultados. Neste contexto, o sistema micro-ótico 3D parece trazer algumas vantagens em relação à MEV na medida em que permite observar num campo visual único toda a margem da restauração, com possibilidade de fazer rotações

dinâmicas que permitem detalhar os pormenores e efetuar a mensuração de fendas marginais na sua largura e profundidade. Contudo, apesar do potencial, trata-se de uma técnica de aquisição mais demorada e ainda numa fase algo pioneira nesta aplicação particular, necessitando de aperfeiçoamento de alguns parâmetros técnicos com vista a uma otimização da qualidade das imagens e uniformização da metodologia.

As imagens representativas de cada grupo obtidas por MEV e com o sistema micro-ótico 3D permitiram compreender e corroborar, de um modo geral, as classificações clínicas atribuídas ao parâmetro adaptação marginal nos três períodos de avaliação. Contudo, no caso específico do grupo referente ao XV⁺, particularmente ao final de um ano de avaliação clínica, é possível que a atribuição do score I referente a parâmetro “fratura da restauração” constitua uma subvalorização, já que nas imagens é notória uma fratura marginal da restauração, tendo-se mensurado, inclusivamente, uma fenda localizada com uma profundidade superior a 400 micrómetros.

A importância da deterioração marginal pode assumir um papel crucial como antevisão do insucesso futuro das restaurações, permitindo intervenções conservadoras mais precoces e diferenciação significativa no desempenho dos materiais e técnicas adesivas, mesmo em estudos de menor duração^{12, 574}. Por outro lado, a própria integridade e durabilidade das interfaces adesivas em dentina, mesmo que inicialmente boa, pode ficar comprometida mais precocemente pela perda do selamento marginal nas interfaces periféricas em esmalte, reforçando a necessidade de uma adesão ao esmalte adequada e os cuidados a ter na utilização dos adesivos autocondicionantes.

4.2. Ensaio laboratorial

O contínuo e rápido desenvolvimento dos materiais restauradores adesivos, aliado à dificuldade e viabilidade em conduzir estudos clínicos que comprovem a sua eficácia e à necessidade de otimização de toda a linha de investigação pré-clínica, justificam a realização de alguns estudos laboratoriais. A determinação das forças de adesão aos substratos dentários e a análise ultramorfológica das respetivas interfaces são as metodologias experimentais mais empregues para avaliar e comparar sistemas adesivos. Apesar da ausência de correlação constante, direta e linear entre os resultados dos estudos clínicos e algumas metodologias laboratoriais, estes testes constituem uma ferramenta de avaliação e uma fase da pesquisa em biomateriais adesivos indispensável na medida em que permitem o aperfeiçoamento de metodologias menos invasivas e dispendiosas, fazer uma pré-seleção dos produtos, otimizando os desenhos dos estudos clínicos e obter informações específicas para o entendimento global do desempenho dos materiais^{10, 17, 464, 520, 525, 526}.

Uma vez que nas cavidades oclusais em dentes posteriores e numa grande parte das cavidades de classe II, as margens estão localizadas total ou maioritariamente em esmalte preparado, é esperado que a integridade marginal das restaurações dependa significativamente da qualidade da adesão que os sistemas adesivos garantem a este substrato, por forma a resistir às tensões primárias de contração ocasionadas durante a polimerização das resinas compostas, às secundárias, às cargas funcionais ou mesmo ao condicionamento químico, térmico e microbiológico inerente ao meio oral. Desta forma e paralelamente ao estudo clínico efetuado, procedeu-se também à elaboração de um estudo laboratorial com vista a mensurar as forças de adesão ao esmalte preparado ocasionado pelos mesmos sistemas adesivos usados no estudo clínico.

Os testes biomecânicos de tração e cisalhamento são os mais frequentemente empregues para avaliar as forças de adesão a um substrato, podendo ser subdivididos em macro- ou micro-metodologias, dependendo, essencialmente, da área da interface adesiva testada em cada amostra^{86, 657}. De acordo com as informações obtidas por estudos a partir de análise de elementos finitos para ensaios em cisalhamento⁶⁵⁷⁻⁶⁵⁹, microcisalha-

mento⁶⁶⁰, tração^{657, 661} ou microtração^{662, 663}, nenhuma das metodologias parece poder ser considerada perfeita no que respeita à distribuição uniforme de tensões sobre a interface adesiva, já que todas as possíveis variáveis de teste têm uma implicância no desencadeamento de tensões e, por isso, nos valores de adesão gerados, entre os quais, a geometria da amostra, as condições da aplicação da força, a espessura do filme adesivo ou o módulo de elasticidade dos materiais envolvidos apresentam papéis preponderantes^{657, 658, 661, 663, 664}.

Embora o ensaio de cisalhamento convencional tenha sido durante anos a metodologia mais utilizada para testar a resistência adesiva, devido à sua inerente simplicidade e rapidez, tem vindo a ser substituído por “micro-metodologias” que utilizam amostras com interfaces de menores dimensões, nomeadamente pelos ensaios em microtração^{86, 657}. Várias razões despoletaram esta necessidade, sendo que a principal deveu-se ao melhoramento da qualidade de adesão dos materiais, que implicou não só num aumento dos valores de resistência adesiva, como também num aumento concomitante do número de falhas coesivas, deixando intacta a interface adesiva que se pretendia avaliar quando os ensaios de cisalhamento eram empregues, e por conseguinte a mensuração exata da adesão⁶⁶⁵. A ocorrência deste tipo de falhas relaciona-se com uma distribuição não uniforme das tensões ao nível da interface substrato dentário/adesivo/resina gerando picos de concentração de tensões com componente de tração na zona de aplicação da força que propiciam o início de fraturas monolíticas no esmalte, dentina ou resina composta⁶⁵⁷⁻⁶⁶⁰. Paralelamente, estes efeitos poderiam estar relacionados com os elevados coeficientes de variação relatados para aquela metodologia convencional^{657, 666}. Deve salientar-se que poderá não ser correto interpretar-se a ocorrência de falhas coesivas como significando que a adesão material-substrato seja uniformemente mais alta que a resistência coesiva do próprio substrato ou material de restauração, mas que a sua ocorrência pode dever-se essencialmente a uma distribuição não uniforme das tensões aplicadas, que se concentram numa região muito localizada, promovendo o início da formação de uma fenda que leva à propagação de uma falha⁶⁵⁷.

Sano e colaboradores⁶⁶⁷ desenvolveram um teste de adesão por microtração capaz de medir forças de adesão em áreas de interface inferiores a 1 mm², inversamente aos “macro-métodos” que utilizam áreas de adesão muito superiores, em torno dos 7 mm². Alguns estudos relataram que os valores de adesão variam inversamente com a área de adesão utilizada⁶⁶⁷⁻⁶⁶⁹. Deste modo, para um mesmo sistema adesivo encontram-se diferenças significativas nos valores de adesão quando obtidos por uma ou outra técnica, sendo que, sempre que o teste de microtração é utilizado as forças de adesão encontradas são sistematicamente superiores, particularmente no caso da dentina^{657, 666, 667}. Foram apontadas diversas vantagens para o teste de microtração, nomeadamente: a possibilidade de se estudar diferentes regiões de um mesmo dente; a obtenção de um grande número de amostras a partir de um só dente permitindo calcular médias e variâncias individualmente; e a facilidade na análise do tipo de fratura ocorrido por MEV devido à sua reduzida dimensão, permitindo avaliar de forma mais consistente a interface adesiva, na medida em que se associava a uma redução significativa do número de falhas coesivas devido a uma melhor distribuição de tensões sobre superfícies mais pequenas^{440, 665, 667}. Contudo, uma meta-análise recente conduzida por Scherrer e colaboradores⁶⁶⁶, incidindo em publicações datadas entre 1998 e 2009, versando as forças de adesão à dentina e padrões de fratura proporcionados por seis sistemas adesivos (OptiBond™ FL, Kerr; Adper™ Scotchbond™ Multipurpose Plus, 3M ESPE; Prime & Bond® NT™, Dentsply DeTrey; Adper™ Single Bond, 3M ESPE; Clearfil™ SE Bond, Kuraray; Adper™ Prompt™ L-Pop™, 3M ESPE) testados por qualquer uma das quatro metodologias, cisalhamento, microcisalhamento, tração e microtração, relacionou também o teste de microtração com elevados coeficientes de variação. De acordo com os critérios de inclusão estabelecidos, foram retiradas 147 referências que demonstraram uma elevadíssima dispersão de resultados das forças de adesão obtidas, independentemente do adesivo ou da metodologia empregue, registando coeficientes de variação entre 20 a 53%, inclusivamente para o teste de microtração (22-49%), registando também para este taxas elevadas de falhas coesivas. Apesar dos estudos considerados incluírem algumas variáveis diferentes entre eles que, por si só, podem fazer depender significativamente os re-

sultados obtidos, estes achados implicam que também neste teste diferentes variáveis possam estar implicadas na variabilidade registada para as forças de adesão. De entre estas, deve ter-se em consideração: a possível presença de falhas laboratoriais na interface adesiva ou no substrato decorrentes dos procedimentos de corte; os diferenciais de módulos de elasticidade dos adesivos e resinas compostas; os tipos de garras e ângulos de aplicação da forças de microtração; e a geometria da amostra de teste em bastonete, ampulheta ou haltere^{86, 662, 663}.

As principais desvantagens decorrentes do teste de microtração advêm da sua maior complexidade e do tempo de trabalho que exige para a obtenção de amostras adequadas. Os procedimentos de corte para a obtenção dos bastonetes em forma paralelepípedica e a sua eventual redução adicional na zona adesiva em forma de ampulheta ou de haltere constituem as etapas tecnicamente mais sensíveis desta metodologia^{86, 663, 664}. O relato da ocorrência de falhas pré-teste (FPT) durante o processamento das amostras pode refletir a presença de tensões interfaciais que ocorrem durante o corte, onde geralmente é utilizado um disco diamantado que pode gerar vibrações significativas⁶⁷⁰. Estas FPT foram maioritariamente registadas para adesivos com pior desempenho, nomeadamente os sistemas autocondicionantes simplificados, particularmente quando associados ao esmalte, um substrato, por si só, de natureza mais friável^{337, 355, 360, 671}. Estes achados foram corroborados no presente estudo de uma forma regular para o sistema adesivo XV⁺. A análise de amostras de esmalte por MEV revelam uma maior ocorrência de microfissuras comparativamente às amostras de dentina decorrentes do seu processamento⁶⁷². Devido a estas limitações metodológicas, alguns autores sugeriram que o teste de microcisalhamento permite uma melhor discriminação das forças de adesão ao esmalte em relação ao de microtração^{361, 673}. Contudo, um outro estudo indicou que os resultados das forças de adesão ao esmalte não dependiam do efeito destas duas metodologias e que, apesar do diferencial de resultados, ambas permitiam categorizar os adesivos da mesma forma⁶⁷⁴. Os ensaios de microcisalhamento isentam a metodologia da etapa de cortes sequenciais cruzados. No entanto, utilizam um tubo de polietileno que serve de molde para a colocação da resina e que é de difícil manipulação, quer na etapa do seu assentamento sobre o substrato, devido à sua flexibilidade, como também durante a sua remoção, o que pode induzir o desenvolvimento de defeitos na amostra ou de tensões na interface aderida e provocar FPT^{364, 675, 676}. Adicionalmente, e à semelhança dos ensaios de cisalhamento, o modo de aplicação da força também induz uma distribuição pontual, localizada e não uniforme de tensões na interface⁶⁶⁰.

Diversos estudos que utilizaram o ensaio de microtração ou microcisalhamento reportaram valores de forças de adesão ao esmalte menores ou equivalentes aos obtidos para a dentina para diversos sistemas adesivos autocondicionantes^{347, 360, 370, 406, 460, 671, 673, 677, 678} ou mesmo para sistemas do tipo condicionar e lavar^{337, 360, 377, 679, 680}. Particularmente para estes últimos sistemas, a interpretação daqueles resultados deve ser feita com extremo cuidado já que resultados inversos foram desde há muito reportados em ensaios de cisalhamento, demonstrando a supremacia da adesão ao esmalte quando comparado com a dentina^{131, 366, 381, 385, 387, 681}. É possível que também no presente estudo as tensões induzidas no substrato e interfaces durante a preparação da superfície do esmalte com uma broca diamantada ou no decurso do corte das amostras, tenham originado falhas ou fissuras devido à própria friabilidade do esmalte. Contudo, não foram detetadas sob microscopia de luz e, na medida em que o protocolo foi aplicado de igual forma para todos os adesivos, a influência desta variável na comparação entre materiais pode ter um interesse apenas relativo.

Para além das forças de adesão, a variabilidade de resultados pode ser também um indicador do desempenho do adesivo, sendo que uma baixa variabilidade é indicativa de rigor metodológico e/ou de uma baixa sensibilidade técnica da aplicação do adesivo³³⁷. A variabilidade dos resultados das forças de adesão entre diferentes amostras pode ser devida a diversos fatores, tais como: diferenças estruturais nos substratos provenientes de diferentes dentes ou até do mesmo dente; inconstância na reprodução dos protocolos de aplicação e/ou medição; possível presença de falhas na colocação da resina composta e/ou do sistema adesivo^{665, 668}. É

importante salientar que para além das diferenças de resultados entre diferentes dentes foi também reportada uma variabilidade importante e por vezes muito grande entre amostras oriundas do mesmo dente⁶⁸². No presente trabalho laboratorial, o XIII foi o adesivo que reportou maiores taxas de variabilidade quando utilizado no modo não agitado, o que está em concordância com outro estudo publicado com este material³³⁷, apesar de não ter produzido qualquer FPT. Uma possível explicação para esta ocorrência pode residir no facto de que, de entre os adesivos estudados, é o único que exige uma mistura dos dois componentes prévia à sua aplicação, o que pode originar uma maior sensibilidade técnica.

No decurso do processamento das amostras do presente estudo laboratorial foi utilizado um silicone de adição de muito baixa viscosidade após a primeira sequência de cortes lineares por forma a tentar reduzir os efeitos da vibração ocasionados pela segunda sequência de cortes transversais aos primeiros, tal como havia sido proposto por Meerbeek e colaboradores¹⁷, mas com alginato. Com esta metodologia, apenas se obteve problemas de destacamento ou fratura adesiva precoce de bastonetes para o XV⁺, que evidenciou um elevado número de falhas pré-teste, o que faz supor que se trata de um problema mais inerente ao desempenho do adesivo propriamente dito do que à técnica de preparação das amostras. Neste caso, todas as falhas pré-teste relacionadas com um padrão de fratura puramente adesivo foram consideradas com o valor de 0 MPa, tal como relatado na literatura^{337, 355, 360}. Um dos problemas relacionados com o assumir deste valor é o aumento do desvio padrão nos grupos de teste, diminuindo por isso a qualidade dos resultados obtidos^{86, 90, 337, 360, 361, 671}. Neste contexto, alguns autores propõem a opção de atribuir às FPT um valor correspondente ao menor valor de adesão medido para o grupo ou à sua metade, assumindo que esta ocorrência pode relacionar-se com falhas decorrentes da etapa de preparação das amostras^{332, 333, 671}. No presente estudo, com exceção dos grupos com XV⁺, e provavelmente pelas razões enunciadas, este aspeto não foi relevante. As poucas amostras que conseguiram ser avaliadas no ensaio de microtração para este material originaram resultados muito baixos, pelo que, no esmalte preparado com broca, este adesivo demonstrou ser no presente estudo laboratorial ineficaz no que se refere às forças de adesão, facto que poderá estar relacionado com achados imagiológicos que serão abordados mais adiante.

É ainda importante salientar que neste trabalho foi empregue a mesma resina composta em todos os grupos (comum ao ensaio clínico). Este dado é relevante uma vez que o tipo de compósito pode influenciar as forças de adesão devido às diferenças no módulo de elasticidade e eventualmente a diferenciais na magnitude da contração de polimerização, apesar deste último fator ser menos crítico quando testamos superfícies planas onde o fator C é otimizado. Uma diminuição do módulo elástico pode favorecer a ocorrência de fraturas coesivas no material de restauração, o que acontece mais com as resinas fluidas que, por si só, também apresentam geralmente uma maior contração de polimerização^{480, 561, 562}.

À semelhança do descrito para a dentina⁶⁶⁶, também para o esmalte se constata uma grande disparidade nos resultados dos valores das forças de adesão reportados para o mesmo sistema adesivo quando testado sob metodologias diferentes ou mesmo sob a mesma metodologia, indiciando uma necessidade de padronização dos testes *in vitro* e uma dificuldade inerente na comparação dos resultados inter-estudos, mesmo quando referentes à avaliação de um mesmo produto^{86, 664}. Esta dificuldade foi constatada para os cinco sistemas adesivos estudados no presente trabalho de acordo com o tipo de preparação de superfície efetuada e metodologia empregue (anexo 7), sendo que, devido à inexistência de estudos para o XV⁺, são apresentados os resultados para o Xenov, cuja única diferença, de acordo com o fabricante, foi a eliminação de um agente de molhabilidade⁶⁸³.

A abordagem mais comum na avaliação estatística das forças de adesão obtidas para diferentes materiais baseia-se na comparação de valores de médias resultantes dos ensaios utilizados na sua caracterização. Contudo, a resistência adesiva entre materiais friáveis como as resinas compostas, os adesivos, o esmalte ou a dentina não deve ser apenas especificada com base num valor estanque e único devido à dispersão dos valores

de adesão que exibem⁶⁶⁶. Segundo a norma ISO/TS 11405:2003 da *International Organization for Standardization* (ISO)⁶⁸⁴ a distribuição de *Weibull* deve ser utilizada na análise dos resultados das forças de adesão quando estes se apresentam sem uma distribuição normal, o que ocorre com frequência devido aos elevados coeficientes de variação registrados, independentemente das metodologias empregues. Esta abordagem estatística assenta na determinação probabilística do risco de fracasso e pode complementar a interpretação dos resultados já que estima a fiabilidade estrutural de um material ou interface e a probabilidade de fratura para um determinado valor de tensão^{460, 666, 685}. De uma forma consistente, verificou-se uma concordância no tratamento dos dados entre os dois modos de avaliação estatísticos.

No presente estudo, os sistemas do tipo condicionar e lavar OBFL e PBNT apresentaram comportamentos muito similares entre si, tendo condicionado os níveis mais elevados de adesão ao esmalte preparado. Contudo, os valores de adesão não diferiram estatisticamente quer para o sistema adesivo autocondicionante XIII, em qualquer dos modos de aplicação empregues, quer para o CSEB no modo de aplicação ativo. Uma tendência similar foi confirmada pela distribuição de *Weibull* que revelou para aqueles grupos uma baixa dispersão de resultados e maior fiabilidade na adesão ao esmalte. O ácido fosfórico continua a ser uma referência no condicionamento do esmalte, garantindo uma excelente microretenção dos adesivos, tal como pôde observar-se no presente estudo a partir de microfotografias de varrimento em concordância com diversas publicações^{23, 120, 205, 218-224, 390}. De facto, a superioridade da adesão ao esmalte reportada para os sistemas que utilizam o ácido fosfórico como agente condicionador foi desde há muito reportada por diversos autores^{131, 337, 366, 367, 381, 385-387, 681}. Apesar disso, e à semelhança do presente estudo, nem sempre é reportada uma significância estatística na diferença dos valores proporcionados por alguns sistemas autocondicionantes, particularmente para alguns mais ácidos^{364, 366, 686-689} ou para os de dois passos que contêm 10-MDP na sua formulação como o Clearfil™ SE Bond ou Clearfil™ Protect Bond (Kuraray)^{217, 219, 323, 356, 384, 388, 393, 690, 691}. Neste contexto, no que concerne aos sistemas de condicionar e lavar OBFL e PBNT, apesar do seu bom desempenho, os valores de adesão por eles gerados não foram estatisticamente superiores aos obtidos para dois sistemas autocondicionantes. Para além das razões já referidas e das relacionadas com a metodologia, uma outra explicação possível pode relacionar-se com o maior número de fraturas coesivas registadas no esmalte e ao nível da JAD, particularmente para o PBNT. Na medida em que os bastonetes obtidos para efetuar os ensaios de adesão são compostos por um conjunto de diferentes estruturas sequenciais (resina composta/interface adesiva/esmalte/JAD/dentina) todas com a mesma área, torna-se compreensível que a zona com menor resistência deva ser a primeira a falhar²¹⁹. A resistência coesiva do esmalte pode variar de 11 a 25 MPa, dependendo da orientação dos prismas em relação ao ponto de aplicação da força de tração, sendo que a maior resistência coesiva do esmalte (25±10 MPa) acontece quando as forças de tração são aplicadas sobre os prismas com uma orientação paralela a esta, tal como o que aconteceu neste estudo *in vitro*²⁵. A resistência coesiva da JAD apresenta um valor intermédio entre a do esmalte e a da dentina, sendo-lhe reportado um valor em torno dos 50 MPa⁶⁹². A resistência coesiva da dentina varia com a proximidade pulpar e com a direção dos túbulos dentinários, tendo sido descritos valores na ordem dos 80±13 MPa quando as forças de tração são aplicadas perpendicularmente ao longo eixo dos túbulos dentinários⁶⁹³. Também os valores de resistência à tração diametral das resinas demonstraram oscilar entre os 50 e os 80 MPa, apesar de exibirem uma elevada variabilidade relacionada com a composição individual de cada material^{610, 619, 694}. Assim, nesta propriedade em particular, o esmalte parece ser a estrutura mais débil deste sistema²¹⁹. Quando as amostras fraturam ao nível do esmalte e/ou da JAD sob a área de adesão, as forças registadas podem ser menores do que o valor de adesão real devido à possível ocorrência de uma fratura coesiva precoce naqueles substratos²¹⁹. Por conseguinte, quando uma elevada incidência deste padrão de fratura coesivo no esmalte ou na JAD ocorre, é possível que os valores médios obtidos possam ser subestimados, o que, no presente estudo, pode ser relevante para os sistemas do tipo condicionar e lavar onde a incidência deste padrão de

fratura foi mais elevada, a par com a ocorrência de fraturas mistas, nas quais a zona de rotura coesiva ocorreu também predominantemente no esmalte. Noutros estudos foram encontrados resultados similares^{219, 367, 377, 690}.

Neste trabalho, o PBNT proporcionou valores de adesão ligeiramente superiores em relação ao OBFL, embora sem significado estatístico. O sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de três passos OBFL apresenta cerca de 48% de conteúdo inorgânico na formulação da sua resina hidrofóbica, o que lhe confere um elevada viscosidade, levando à formação de uma camada adesiva espessa que dificulta a sua homogeneização superficial³⁶⁴. O PBNT contém nanopartículas na sua composição, designadamente sílica, mas apresenta uma reduzida viscosidade permitindo a formação uma película adesiva fina e uniforme à superfície dos substratos^{241, 453}. Se por um lado, o reforço dos sistemas adesivos com conteúdo inorgânico pode otimizar o grau de conversão dos polímeros e as suas propriedades mecânicas, sendo ainda associado a potenciais efeitos benéficos sobre o alívio das tensões desencadeadas durante a polimerização da resina composta^{146-151, 164}, por outro, pode determinar um diferencial na viscosidade entre os sistemas que, por sua vez, pode ter influenciado a distribuição das tensões que ocorrem na interface durante os ensaios mecânicos, o grau de molhabilidade e a penetração dos monómeros de resina nas microporosidades do esmalte desmineralizado.

Ainda no que concerne à sua composição, os diferentes solventes empregues em cada um dos sistemas, água/álcool no OBFL e acetona no PBNT, podem ter também influenciado os resultados, já que a acetona volatiliza de uma forma mais eficaz e rápida, reduzindo o risco da sua permanência na interface aquando da polimerização do adesivo^{114, 146, 154}. Adicionalmente, o PBNT contém um monómero ácido, o PENTA, que para além de ocasionar uma desmineralização secundária, pode também interagir quimicamente com os iões de cálcio que permanecem na superfície, potenciando uma melhoria da qualidade da adesão^{360, 368, 695}.

A avaliação ultramorfológica das interfaces adesivas resina-esmalte é maioritariamente efetuada com recurso a microscopia eletrónica de varrimento^{218-221, 223, 224, 289, 290}. O elevado conteúdo mineral presente no esmalte torna difícil a análise da sua estrutura em MET devido à sua natureza dura e friável, pelo que a avaliação das características ultramorfológicas da adesão ao esmalte com MET é menos comum^{23, 219, 220}, embora a utilidade desta técnica, relacionada com a resolução e o detalhe das imagens obtidas, seja inquestionável²³. A identificação de macro- e microprolongamentos de resina sob o esmalte desmineralizado secundários à utilização de sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar foram identificados em MET^{219, 220}. As imagens de MEV e MC obtidas no presente estudo respeitantes às interfaces produzidas pelo OBFL e PBNT, apesar de permitirem observar uma boa penetração inter- e intraprismática, sugerem que o OBFL possui uma menor penetração que o PBNT, provavelmente devido à sua maior viscosidade. É de salientar ainda a grande capacidade da microscopia confocal para a perceção do grau de interpenetração dos adesivos no esmalte desmineralizado.

O desempenho dos sistemas adesivos pode depender do efeito “operador”^{696, 697}, pelo que, no presente trabalho apenas um interveniente procedeu à aplicação dos adesivos, embora haja já algumas indicações no sentido de incentivar a realização de trabalhos com variabilidade do operador⁵¹⁸. A manipulação inapropriada dos materiais, com erros nos procedimentos em diferentes etapas de aplicação dos sistemas adesivos, poderá comprometer as forças de adesão^{158, 259, 698}. Contudo, para os sistemas autocondicionantes algumas alterações no protocolo de aplicação originais têm vindo a ser propostas por forma a melhorar o seu desempenho tanto no esmalte como na dentina, sobretudo no que concerne ao tempo de condicionamento^{378, 379, 406, 412}, ao efeito do condicionamento com ácido fosfórico prévio à sua aplicação^{358, 369-374}, ao seu modo de aplicação ativo vs. passivo^{332, 333, 351, 408-413}, à colocação de um número maior de camadas de adesivo ou de uma resina hidrofóbica final em passo isolado^{395, 405-407}.

Um dos objetivos deste trabalho foi avaliar a influência da aplicação ativa ou passiva de diferentes sistemas autocondicionantes na adesão ao esmalte preparado com uma broca de grão médio de cerca de 125 µm, comparativamente à produzida por dois sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar onde o esmalte foi

previamente condicionado com ácido fosfórico. Tendo em conta a literatura publicada, este parece ser um dos primeiros trabalhos que explora esta combinação que pode ser de grande importância clínica, já que, o esmalte é invariavelmente preparado com este tipo de instrumentos rotativos, incluindo na fase final das preparações cavitárias, determinando a formação de uma superfície diferente daquela observada quando são utilizadas lixas de papel de diferentes granulometrias, 60, 180 ou 600, sendo esta última a mais frequentemente utilizada na finalização de superfícies preparadas para os testes de adesão, tal como reportado noutros estudos^{356, 365, 388, 691}.

A preparação da superfície do esmalte com brocas diamantadas de granulometria média leva à produção de uma *smear layer* espessa e irregular e a uma rugosidade superficial mais acentuada sobre este substrato quando comparada com a produzida por uma lixa abrasiva de grão 600^{23, 356, 365}. Um estudo de MET conduzido por Mine e colaboradores²³ examinou o efeito de diferentes métodos de preparação de superfícies e a sua implicação na ultraestrutura interfacial produzida por um sistema adesivo autocondicionante de um passo ultra-fraco com o esmalte (Clearfil™ S³ Bond; Kuraray), com e sem condicionamento prévio com ácido fosfórico. As amostras revelaram que os métodos de preparação superficial aplicados à superfície do esmalte produziam diferenças claras na rugosidade e na espessura da *smear layer* formada sobre este substrato. O esmalte limpo demonstrou a presença de uma fina camada de esmalte aprismático de cerca de 100 nm e ausência de *smear layer* à superfície. A preparação da superfície do esmalte com uma lixa de grão 600 mostrou a produção de uma *smear layer* fina com cristais de hidroxiapatite fragmentados densamente compactados. Ao invés, a preparação da superfície com uma broca de grão médio de 100 µm induziu um aumento da rugosidade e uma *smear layer* mais espessa com presença de cristais fracamente aderidos à superfície, para além terem sido identificadas a presença de fissuras subsuperficiais. No que concerne às interfaces produzidas, a nível do esmalte não preparado, a impregnação da resina adesiva não ultrapassou os 400 nm, apesar da maioria da extensão da infiltração monomérica não ter ultrapassado a camada mais superficial aprismática. Relativamente ao esmalte preparado, as imagens demonstraram que aquele sistema adesivo não teve capacidade para dissolver a *smear layer* independentemente do tipo de preparação, mas impregnou-a e encapsulou-a até uma determinada extensão, maior para as preparações com lixa, entre os 500 nm e 1.5 µm, do que a condicionada pela ação da broca que não ultrapassou os 500 nm, formando, neste último caso, uma hibridização menos uniforme, ocorrendo preferencialmente ao longo das fissuras com limitação da infiltração monomérica regular intercrystalina, tendo sido observadas áreas fracamente infiltradas em profundidade.

De facto, a interação dos sistemas autocondicionantes com o esmalte enfrenta um problema adicional, comparativamente à dentina, que se prende com o seu elevado e quase exclusivo conteúdo mineral. Devido à menor disponibilidade de iões hidrogénio (H⁺) nas soluções destes sistemas adesivos, a sua rápida neutralização pelos minerais ali presentes pode acontecer antes que se crie um adequado padrão de condicionamento. Assim, é possível que um aumento da espessura e densidade da *smear layer*, aliada à elevada cristalinidade do esmalte subjacente, possa levar a que um maior número de iões de hidrogénio resultantes da ionização dos monómeros acídicos seja rapidamente neutralizado/tamponado pela própria *smear layer*, limitando a sua interação com o esmalte subsuperficial^{122, 125, 126, 340, 351, 390}. Estas condições podem comprometer a eficácia da adesão, mesmo ao esmalte preparado, particularmente para os adesivos autocondicionantes menos acídicos. Esta hipótese foi corroborada pelos resultados de um estudo onde as forças de adesão obtidas com sistemas adesivos autocondicionantes após a preparação com lixa de grão 600 foram significativamente superiores às obtidas após preparação com uma broca diamantada de 100 µm ou de carboneto de tungsténio⁶⁹¹, facto também já reportado para a dentina^{88-93, 699}. No entanto, outros estudos evidenciaram um desempenho semelhante de diferentes adesivos autocondicionantes nas forças de adesão geradas sobre esmalte preparado com brocas diamantadas de 46 µm em relação às lixas de grão 60, consideradas equivalentes a brocas diamantadas de grão médio. Contudo, nestes estudos todos os sistemas foram aplicados ativamente sobre a superfície, o que pode ter contribuído para a melhoria dos resultados^{356, 365, 388}.

Com a aplicação ativa dos sistemas adesivos autocondicionantes pretende-se otimizar o contacto dos iões livres e ainda não neutralizados com o substrato, permitindo melhorar o processo de desmineralização, a sua interação com a *smear layer* e uma maior capacidade de difusão dos monómeros em profundidade. Este procedimento pode ainda potenciar uma eventual interação química com o substrato e facilitar a evaporação da água e de outros possíveis solventes que estas soluções incorporam^{131, 270, 278, 372, 373, 392}. Desta forma, seria expectável esperar uma melhor interação entre os sistemas adesivos autocondicionantes com o esmalte subjacente, com reflexos positivos nas forças de adesão a este substrato^{332, 333, 351, 408-413}. No presente estudo, a superioridade desta técnica foi apenas detetada para o sistema autocondicionante CSEB, alcançando um nível de adesão similar a ambos os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar (OBFL e PBNT) e até ligeiramente superiores às obtidas para o sistema adesivo autocondicionante XIII, independentemente do seu modo de aplicação.

Alguns estudos reportaram que o CSEB, que contém 10-MDP como monómero funcional, produz forças de adesão superiores ao esmalte preparado com broca ou com lixa abrasiva em relação a outros sistemas autocondicionantes^{356, 360, 365, 388, 406, 690, 691}. Inversamente, comparando com os sistemas de condicionar e lavar foram-lhe reportados valores da adesão mais baixos^{219, 362, 377, 379, 380, 700} ou quando muito equivalentes^{217, 363, 364, 378, 382, 383, 691} quando o adesivo era aplicado de acordo com as instruções do fabricante. É importante salientar que, de acordo com uma metodologia semelhante à utilizada no presente estudo, no que concerne à utilização de uma broca diamantada de grão médio ou fino na preparação do esmalte, na aplicação do CSEB de forma passiva (de acordo com as instruções do fabricante) e ao emprego do teste de microtração, encontraram-se diferentes resultados em termos de forças de adesão em diversos estudos, desde 17.6 MPa a 38.8 MPa^{337, 360, 370, 378, 384, 671, 691}, indicando uma elevada variabilidade de resultados (gráfico II do anexo 7).

No que concerne ao modo de aplicação, foram obtidos por outros investigadores resultados similares aos do presente estudo que demonstraram que a aplicação ativa de alguns adesivos autocondicionantes melhorava significativamente as forças de adesão mas ao esmalte preparado com lixa abrasiva de grão 600, incluindo o CSEB^{409, 408, 410}. Contudo, um outro estudo não evidenciou que a aplicação ativa de sistemas autocondicionantes sobre o esmalte preparado com lixa de grão 600 implicasse um aumento significativo das forças de adesão a este substrato, inclusivamente para o CSEB⁴¹². Miyazaki e colaboradores⁴⁰⁸ evidenciaram que a melhoria das forças de adesão observadas pela aplicação ativa dos sistemas autocondicionantes poderia resultar na maior capacidade deste método quer na dissolução da *smear layer* superficial quer na produção de uma maior rugosidade superficial do esmalte, potenciando a penetração do *primer* na subsuperfície desmineralizada do esmalte. No trabalho de Torres e colaboradores⁴⁰⁹ a supremacia desta metodologia foi mais evidente após a aplicação ativa e sequencial de duas camadas de adesivo em comparação com uma única aplicação ativa, o que foi justificado pela maior disponibilidade de iões hidrogénio à superfície para interação com o substrato e por um inerente aumento do tempo de aplicação dos monómeros acídicos, alcançando mesmo valores de adesão comparáveis ao do grupo controlo onde foi utilizado um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de dois passos Magic Bond (Vigodent) para dois dos sistemas autocondicionantes estudados o One-Up® Bond F (Tokuyama) e o Clearfil™ SE Bond (Kuraray). De modo análogo, também Ando e colaboradores⁴¹⁰ verificaram um aumento significativo das forças de adesão para dois sistemas autocondicionantes simplificados fracos, o Clearfil™ S³ Bond (Kuraray) e o G-Bond™ (GC). Paralelamente, a comparação por MEV dos padrões de condicionamento originados pela aplicação passiva vs. ativa de vários adesivos autocondicionantes demonstrou tendencialmente que este último modo permitia remover mais eficazmente a *smear layer* e produzir uma maior interação com o esmalte subsuperficial resultando em padrões de condicionamento mais distintos e detalhados^{409, 410}, o que está de acordo com as observações ultramorfológicas do presente trabalho onde se evidenciou que, independentemente do sistema autocondicionante estudado, a aplicação ativa conduziu a uma melhor definição do efeito de condicionamento da superfície de esmalte preparada com broca, revelando que esta ação conduz a um maior poder de desmineralização em profundidade. No entanto, apenas para o CSEB esta variação da ultramorfolo-

gia superficial se traduziu num acréscimo significativo das forças de adesão geradas quando este foi aplicado ativamente. É possível que a aplicação ativa tenha permitido expor um maior número e uma maior extensão dos cristais de hidroxiapatite, potenciando um aumento dos locais disponíveis para efetivar as ligações iónicas entre o cálcio e o 10-MDP. Por outro lado, a aplicação ativa deste *primer* ácido, ao induzir um aumento da entropia da solução, pode ter permitido uma mais efetiva circulação de monómeros ácidos livres à superfície potenciando uma maior molhabilidade e penetração monomérica na superfície do esmalte, otimizando tanto a retenção micromecânica como a adesão química^{270, 278}. Adicionalmente, o aumento da área de contacto e o potencial de ligação química pode ainda promover uma maior estabilidade da adesão a longo prazo, tal como reportado em alguns estudos que incidiram na durabilidade de adesão ao esmalte testando este e outros sistemas adesivos no modo ativo^{356, 388} e passivo³⁶⁸. Outros autores reportaram também uma maior efetividade do CSEB quando aplicado após o condicionamento seletivo do esmalte com ácido fosfórico uma vez que conduzia a um aumento significativo das forças de adesão aliado a uma maior capacidade de interação química^{358, 369, 370, 372, 373, 392}.

As forças de adesão proporcionadas pelo CSEB no modo passivo para o esmalte preparado, como preconizado pelo fabricante, registaram no presente estudo valores significativamente mais baixos em relação à sua aplicação ativa. A reduzida acidez do seu *primer*, o menos ácido de entre os sistemas estudados, com um pH em torno de 2, pode determinar uma baixa capacidade de dissolução do conteúdo mineral^{122, 124, 390}. Deste modo, é possível que até mesmo sob a condição de aplicação passiva a adesão química possa assumir um papel importante no desenvolvimento das forças de adesão do CSEB.

De acordo com as imagens de MEV obtidas denota-se uma fraca interação deste *primer* ácido com o esmalte subsuperficial quando aplicado passivamente, em concordância com outros trabalhos^{221, 223, 224, 354, 358, 370, 390, 409}. Contrariamente, as imagens obtidas a partir da aplicação ativa mostraram uma desmineralização superficial ligeira mas relativamente regular da qual resultou uma ação preferencial ao nível das zonas interprismáticas. Em concordância, as interfaces adesivas produzidas pela aplicação do CSEB do modo passivo revelaram uma penetração muito superficial do adesivo no esmalte desmineralizado sem que se tenha detetado nas imagens de microscopia confocal qualquer penetração intra ou interprismática do adesivo. Ao invés, pela sua aplicação ativa observou-se uma maior capacidade de penetração, predominantemente intraprisimática, do adesivo no esmalte desmineralizado.

Um estudo revelou que a interface adesiva produzida pelo CSEB ao esmalte preparado com lixa de grão 600 observada em MET revelou produzir um complexo superficial hibridizado com uma espessura muito pequena, na ordem dos 0.6 a 0.7 μm , mas associadas a forças de adesão ao esmalte em microtração elevadas (39.8 MPa)²¹⁹. A ultramorfolgia desta camada híbrida revelou apenas a presença de prolongamentos de resina de ordem nanométrica decorrentes da infiltração monomérica por entre os cristais de hidroxiapatite expostos superficialmente, parecendo contribuir significativamente para o estabelecimento de uma boa adesão ao esmalte, incluindo ao esmalte aprismático²¹⁹. Também Hannig e colaboradores²²⁰ demonstraram por observações em MET que a adesão ao esmalte proporcionada pelos sistemas autocondicionantes se baseia numa inter e intra hibridização cristalina do esmalte em vez de uma dissolução em profundidade com formação concomitante de prolongamentos de resinas interprismáticos extensos, descrevendo aquele processo como uma “interpenetração nanoretentiva”.

No que concerne à análise dos padrões de fratura interfaciais no presente trabalho foi utilizado um microscópio ótico numa ampliação de 40x. Embora permita reconhecer facilmente fraturas coesivas no substrato ou na resina composta, as falhas que ocorrem predominantemente na região interfacial, onde a destruição do local exato de fratura, se no seio da camada adesiva, se na verdadeira interface adesiva com o esmalte ou se envolve a interface adesiva e numa pequena porção de um dos substratos torna-se, por vezes, difícil. A utilização de microscopia eletrónica de varrimento pode, por isso, ser aconselhada como complemento de análise dos padrões de fraturas. Nesta temática não existe um consenso para a classificação dos tipos de fraturas que ocorrem⁶⁶⁶. Para efeitos comparativos com outros estudos deve também ter-se atenção a metodologia da microscopia analítica empregue, já que podem influenciar a determinação dos padrões de fratura após os testes de adesão.

Relativamente ao CSEB e independentemente do seu modo de aplicação o tipo de fraturas que ocorreram foram predominantemente adesivas ou mistas, com um envolvimento mais frequente de fraturas coesivas parciais na resina composta neste último padrão, o que está em concordância com outros estudos^{219, 360, 362, 363, 379, 690, 691}. O maior número de fraturas adesivas que ocorreram para o CSEB, comparativamente às encontradas para os sistemas de condicionar e lavar, é passível de sugerir que a incorporação da *smear layer* pode comprometer as propriedades mecânicas da interface adesiva e/ou impedir uma correta hibridização ao nível do esmalte subsuperficial^{23, 95, 323, 456, 701}.

De facto, apesar da elevada eficácia do adesivo autocondicionante CSEB na dentina, bem como a de outros sistemas semelhantes contendo 10-MDP na sua formulação^{221, 321, 323, 324, 326, 327-331, 337, 356, 360, 370, 378, 462}, a controvérsia sobre a sua efetividade no esmalte deixa espaço para o desenvolvimento de estratégias visando otimizar esta última propriedade.

De acordo com o presente estudo as forças de adesão do sistema autocondicionante XIII, quer no modo ativo quer no modo passivo, foram similares entre si e às obtidas para o CSEB no modo ativo e para ambos os sistemas do tipo condicionar e lavar, apesar de reportarem valores médios ligeiramente inferiores. O estudo de Velasquez e colaboradores⁴¹², que também avaliou o desempenho destes adesivos em superfícies de esmalte e dentina preparadas com uma lixa de grão 600 em modo de cisalhamento, verificou que para o esmalte, quando os adesivos foram colocados num tempo idêntico ao deste estudo, os valores de adesão obtidos para o CSEB foram similares aos do XIII. Contudo, para este último, e em consonância com os resultados do presente trabalho, o modo de aplicação ativo gerou valores de adesão inferiores aos do modo passivo, apesar de não revelarem significância estatística. Outros estudos também não verificaram diferenças entre as forças de adesão ao esmalte preparado entre o CSEB e XIII quando aplicados de acordo com as instruções dos fabricantes, apesar de indicarem uma ligeira superioridade para o XIII^{337, 700, 702, 703}. Ao invés outras trabalhos de investigação reportaram superioridade para o CSEB face ao XIII^{406, 690}. Já dentro de uma metodologia semelhante à utilizada no presente estudo, no que concerne à utilização de uma broca diamantada na preparação do esmalte, ao emprego do teste de microtração e na aplicação do XIII passivamente, de acordo com as instruções do fabricante, valores similares foram registados por outros investigadores^{337, 355}.

O XIII é um adesivo autocondicionante com dois componentes disponibilizados separadamente mas aplicados num passo único, cujo pH da mistura é inferior a 1^{390, 704}, sendo por isso considerado um adesivo forte no que respeita à acidez, capaz de desmineralizar em profundidade os substratos dentários^{337, 390, 690}. Por conseguinte, mesmo sem se proceder à sua agitação, pode conseguir uma adequada desmineralização capaz de proporcionar retenção micromecânica. Os monómeros funcionais fosfatados como o Pyro-EMA e o PEM-F do XIII, podem ligar-se inicialmente ao cálcio da hidroxiapatite formando sais prontamente solúveis não se potenciando qualquer tipo de união química. Ao invés, os iões fosfato carregados negativamente removem os iões cálcio carregados positivamente da superfície até uma certa profundidade dependente do tempo de aplicação^{112, 124}. O PEM-F é um monómero fluoretado, quimicamente estável após a sua polimerização e cuja libertação de flúor parece contínua até um ano após a sua aplicação, o que pode ter um especial interesse na prevenção de cáries secundárias^{cit in 703}. Adicionalmente, este adesivo é composto por uma mistura de solventes que envolvem a água, o etanol, bem como o HEMA, o que lhe confere uma natureza hidrofílica, mas pode ser um fator de risco para a otimização do seu grau de conversão, devido à maior probabilidade de retenção de solventes na camada adesiva. Este facto, que pode ter menor importância na adesão ao esmalte, mostrou ser relevante na adesão à dentina^{333, 337, 340, 705}.

As imagens obtidas em MEV para a análise do padrão de condicionamento resultante da ação do XIII revelaram que, no modo de aplicação ativa, a desmineralização afetou sobretudo a periferia dos prismas, produzindo uma morfologia superficial moderadamente regular, evidenciando a presença do núcleo dos prismas, ordenados lado a lado. Apesar do padrão regular, a profundidade de desmineralização mostrou ser limitada. Pode ainda iden-

tificar-se uma multitude de poros submicrométricos no interior a envolver cada prisma desmineralizado, o que pode favorecer a formação de microprolongamentos de resina, estruturas importantes para o estabelecimento de uma adequada resistência adesiva. As interfaces com o esmalte demonstraram, de acordo com as imagens de MC, uma penetração inter e intraprisimática do adesivo mais regular no modo de aplicação ativo do XIII. As imagens de MEV evidenciaram também um menor poder de penetração deste adesivo pela sua aplicação passiva.

Relativamente ao tipo de fraturas que ocorreram para este sistema adesivo foram predominantemente adesivas ou mistas, com um envolvimento mais frequente de fraturas coesivas no esmalte quando o XIII foi aplicado no modo passivo, o que está em concordância com outros estudos^{347, 355, 374, 690}.

No que concerne ao *Xeno*[®]V⁺ (XV⁺), os maus resultados obtidos no presente estudo, ou seja, os valores baixos de adesão ao esmalte obtidos sob qualquer um dos modos de aplicação testados devem ser alvo de atenção especial. O XV⁺ é um adesivo autocondicionante de um passo com um pH de 1.3, sendo por isso considerado uma sistema moderado no que concerne à acidez⁶⁸³. Relativamente à sua composição, e segundo as informações fornecidas pelo fabricante, a sua formulação é uma versão otimizada do seu predecessor, o *Xeno*[®]V, da qual foi unicamente retirado o ácido acrílico, um ácido fraco cuja função era a de aumentar a molhabilidade da solução no substrato e promover uma maior penetração dos monómeros de ligação⁶⁸³. Apesar disto, ambas as formulações possuem compostos semelhantes, nomeadamente, os ésteres de ácido fosfórico com função inversa, as amidas acrílicas bifuncionais e o butanol terciário (terc-butanol). No XV⁺, o processo de desmineralização é assegurado por dois monómeros ácidos, o ácido acrilamido alquisulfónico e os ésteres de ácido fosfórico com função inversa, no qual o grupo metacrilato estabelece um ligação éter, hidroliticamente mais estável do que a mais frequentemente encontrada ligação éster presente nos monómeros de ésteres de ácido fosfórico ou de ácido carboxílico como o 10-MDP, HEMA-fosfatos ou 4-META^{119, 131, 706}. À semelhança, também a presença de amidas acrílicas bifuncionais como componentes hidrofóbicos contribui para uma maior estabilidade da solução, já que num ambiente ácido aquoso não ocorre a separação do grupo polimerizável do grupo funcional por conterem um grupo amido em vez do grupo éster presente nos (di)metacrilatos, como o HEMA ou o TEGDMA^{119, 131, 132, 706}. Adicionalmente, os três grupos metil em torno do grupo álcool no butanol terciário previnem a ocorrência de uma reação química de adição com os grupos acrílicos polimerizáveis, mantendo esta função intacta^{706, 707}. Por conseguinte, esta formulação permite que este sistema possa ser armazenado à temperatura ambiente com maior segurança⁶⁷⁸, sem que ocorra uma perda progressiva das propriedades individuais de cada um dos seus componentes que poderia comprometer a adesão, tal como já foi referenciado para outros sistemas autocondicionantes^{131, 678}. Por outro lado, a interação do adesivo *Xeno*[®]V com pó de dentina humana revelou demonstrar uma forte capacidade ácida com poder para dissolver a maior parte do cálcio, deixando vestígios discretos referentes à presença de colagénio, condicionando um espectro de atuação semelhante ao do ácido fosfórico¹²⁵.

De acordo com um estudo de Gregoire e colaboradores³⁴², a formulação do *Xeno*[®]V incorpora uma grande quantidade de água (57%wt) e de um co-solvente, o terc-butanol (16%wt) na solução, o que resulta na presença de uma baixa fracção hidrofóbica (3%wt), correspondendo a fracção em falta depois de considerados os monómeros funcionais que o incorporam, os grupos funcionais alifáticos (21%wt) e os grupos de ligação acrílicos (6%wt), correspondendo a uma elevada concentração total de agentes voláteis (73%wt) em relação aos componentes sólidos (27%wt). A ausência do HEMA pode condicionar a separação de fases característica destes sistemas autocondicionantes livres de HEMA. Contudo, devido à sua estrutura, o co-solvente terc-butanol pode desempenhar o papel do HEMA uma vez que é miscível com a água e com os monómeros de resina^{342, 707}. Paralelamente, pode ainda ajudar na eliminação da água, aqui presente numa proporção elevada, pela redução da pressão de vapor da água, já que formam uma mistura azeotrópica¹¹⁴.

Tanto quanto é possível escrutinar na literatura indexada apenas se encontrou um estudo publicado no que concerne à interação do XV⁺ com os substratos dentários, mas a nível de dentina primária⁷⁰⁸, o que

torna difícil estabelecer uma comparação de resultados com o presente trabalho. Por conseguinte, apenas se pode comparar o desempenho deste sistema adesivo com os resultados já existentes respeitantes ao Xeno® V. Apesar das duas formulações serem muito idênticas, como já anteriormente descrito, o modo de aplicação de acordo com as instruções do fabricante difere de uma para a outra no que concerne ao tempo de polimerização. Enquanto que para o Xeno® V a fotopolimerização é preconizada por um período de 20 segundos, para o XV⁺ pode ser completada em 10 segundos, possivelmente devido às condições otimizadas do sistema de fotoiniciação que o fabricante diz possuir, embora não o especifique⁶⁸³.

É também de realçar que, tratando-se de um adesivo sem HEMA, a “secagem” após a sua aplicação deve ser forte, tal como o fabricante indica, por forma a minimizar os efeitos resultantes da possível ocorrência de separação de fases. É possível que a formação de uma camada de resina extremamente fina, já característica dos sistemas autocondicionantes simplificados^{221, 337}, possa sofrer uma redução crítica com este procedimento de secagem, determinando uma zona muito extensa e propensa à exposição do oxigénio o que pode comprometer uma adequada polimerização^{113, 159}. Assim, o compromisso do grau de conversão da resina adesiva pode implicar num compromisso sério das suas propriedades mecânicas e no estabelecimento de uma adequada adesão^{148-151, 164}. Para o XV⁺ devem considerar-se três fatores importantes que, a atuarem sinergicamente, podem ter contribuído para o insucesso relatado neste estudo. O primeiro prende-se com a sua composição, onde a concentração de componentes voláteis pode atingir cerca de 73% em peso, em que a água é o principal constituinte, conferindo-lhe uma elevada hidrofiliçidade; o segundo prende-se com o facto de ser um adesivo sem HEMA e, por isso, com predisposição para a separação de fases, exigindo uma etapa de secagem muito agressiva que, por último, pode levar a uma redução crítica da espessura da camada adesiva formada; este facto, aliado ao escasso conteúdo em monómeros de ligação, pode levar a um compromisso sério quer da sua polimerização, quer da formação de um polímero com propriedades mecânicas adequadas. Outros estudos serão necessários para compreender os mecanismos de atuação deste sistema adesivo.

Apesar disto, todos os estudos que incidiram na avaliação das forças de adesão ao esmalte preparado usando o Xeno V evidenciaram um desempenho similar a alguns outros adesivos autocondicionantes, mas invariavelmente inferior aos do tipo condicionar e lavar^{379, 380, 709, 710}. Um estudo conduzido por Margvelashvili⁷⁰⁹ relatou que o Xeno® V produziu a menor força de adesão de entre os sistemas autocondicionantes estudados, significativamente inferior à obtida pelo grupo controlo, o PBNT quando o esmalte foi preparado com uma lixa de grão 600 e sob o teste de microtração, relatando ainda uma elevada percentagem de falhas pré-teste, tal como sucedido no presente estudo. Em teoria, seria de esperar um comportamento, no mínimo, idêntico para o XV⁺, o que não se verificou.

De acordo com as observações morfológicas obtidas por MEV no presente estudo constatou-se que a aplicação passiva do XV⁺ não permitiu observar um padrão de desmineralização, já que não se identificou qualquer esboço prismático, permanecendo ainda alguma *smear layer* na superfície. A sua aplicação ativa resultou numa desmineralização superficial muito ligeira e inconstante, com uma ação preferencial ao nível das zonas interprismáticas. As respetivas interfaces com o esmalte demonstraram que, apesar de se observar uma penetração do adesivo, foi notório um descolamento relacionado com uma fratura coesiva na base camada adesiva para as duas formas de aplicação testadas. Nas amostras relativas aos padrões de fratura observados por MEV verificou-se a permanência de sulcos resultantes da ação da broca de preparação e fraturas coesivas na própria interface. Todos estes aspetos fazem pressupor que, apesar de até existir algum poder de desmineralização deste sistema adesivo particularmente se aplicado na forma ativa, tal como é instruído pelo próprio fabricante, a sua eficácia adesiva pode ser muito questionável.

No presente estudo, a ultramorfologia dos padrões de condicionamento ácido do esmalte produzidos pelos sistemas autocondicionantes aplicados de uma forma ativa ou passiva foram diferentes entre si, tal como reportado noutros trabalhos^{221-224, 354, 358, 370, 390, 409, 410}. Na medida em que todos os materiais foram aplicados

durante um período de tempo idêntico (20 segundos), é provável que o pH da solução possa representar o papel mais importante na tradução daqueles parâmetros. Ao invés, a composição e as propriedades mecânicas finais após a polimerização dos adesivos podem constituir os fatores mais determinantes das forças de adesão por eles geradas^{164,337}. De facto, em consonância com outros estudos, verificou-se que as forças de adesão ao esmalte nem sempre se relacionaram de uma forma linear com o padrão de condicionamento e profundidade de penetração da resina adesiva no substrato^{82, 219, 222, 356, 363, 365, 699, 711}.

Embora as metodologias experimentais empregues na determinação das forças de adesão permitam de um modo relativamente simples testar diferentes materiais e/ou técnicas, todas resultam de um processo no qual as interfaces adesivas respondem a uma carga aguda. Por conseguinte, os resultados obtidos a partir deste tipo de estudos permitem, essencialmente, comparar e enquadrar o potencial adesivo de novos sistemas e/ou metodologias^{111,462}.

Para além da importância da magnitude da adesão propriamente dita, a sua durabilidade é a maior determinante da longevidade clínica das restaurações e depende da interação de vários fatores, nomeadamente: das propriedades estruturais, físicas e químicas dos substratos; das dimensões e configuração da cavidade (fator C); da presença de contaminantes na superfície do substrato; da composição dos sistemas adesivos; do tipo de resina composta, do seu modo de inserção e do protocolo de polimerização; do desenvolvimento de tensões externas que competem com as forças resultantes dos procedimentos adesivos; do mecanismo de transmissão e distribuição das forças pela interface adesiva aliado às condicionantes determinadas pelo ambiente oral, sujeito naturalmente a variações térmicas, mecânicas, microbiológicas e químicas, nomeadamente de pH; de hábitos parafuncionais, entre outros^{9,34,59,476}. Clinicamente as interfaces adesivas falham mais frequentemente devido a um processo cumulativo de tensões que ocorrem diária e ciclicamente, pelo que os testes mecânico-dinâmicos experimentais combinados com diferentes métodos de envelhecimento, como o armazenamento em água e/ou a termociclagem, poderão fornecer informações mais relevantes e realistas para a previsão do comportamento clínico dos materiais⁴⁶²⁻⁴⁶⁷. Contudo, exigem um investimento tecnológico e um consumo de tempo muito considerável, para além de que, não podem antecipar ou substituir os resultados obtidos a partir de ensaios clínicos, embora constituam um passo importante das linhas de experimentação e sejam cruciais para a sua racionalização e otimização^{10, 17, 462, 464, 520, 525, 526}.

Um estudo conduzido por Blunck e colaboradores⁴⁶⁵, avaliou o índice de adaptação marginal por MEV (percentagem de margem livre de fendas) resultante da restauração de cavidades de classe I com diferentes sistemas adesivos combinados com uma resina composta. As margens em esmalte foram avaliadas através da observação de réplicas por MEV, após 21 dias de armazenamento em água, seguidos de termociclagem (2000 ciclos, 5/55°C) e de 150.000 ciclos de fadiga mecânica. Os resultados obtidos indicaram que a percentagem de margens íntegras após a termociclagem e o processo de fadiga mecânica revelou ser, respetivamente de 98.6%/96.2% para o OBFL e de 95.4%/90.9% para o CSEB, representando estes, os sistemas com melhor desempenho de entre todos os estudados. Neste também se verificou que os resultados obtidos para os adesivos autocondicionantes de um passo eram muito discrepantes entre si, já que, enquanto que para uns o selamento marginal não demonstrou ser significativamente diferente em relação aos acima referenciados, outros revelaram um comportamento muito medíocre em que apenas 5 a 40% das margens em esmalte apresentavam uma adequada adaptação marginal, entre os quais, o AdperTM PromptTM L-PopTM, o Adhese[®] One e o Xeno[®] V. Um outro estudo seguindo uma metodologia idêntica (100.000 ciclos mecânicos e 2500 ciclos térmico 5°C/55°C) indicou que a percentagem de ocorrência de margens livres de fendas para os adesivos estudados foi de 93,4% para o OBFL, 93,3% para o Syntac, 75,3% para o CSEB e de 56,8% para o XIII, evidenciando novamente uma superioridade dos adesivos do tipo condicionar e lavar em relação aos autocondicionantes, incluindo o de dois passos CSEB⁴⁶⁴. Blunck e Zaslansky⁷¹² num trabalho que visou avaliar a integridade marginal em esmalte e dentina de restaurações de classe V efetuadas *in vitro* comparando o desempenho de várias combinações de sistemas adesivos e resinas compostas, quando expostas apenas a processos de envelhecimento hidrolíticos e térmicos,

com um protocolo de armazenamento em água (21 dias, 1 e 3 anos) seguido de termociclagem (2000 ciclos, 5/55°C). Para todos os grupos estudados foi observada uma deterioração geral das interfaces com o tempo, sendo que, três dos sistemas adesivos estudados equivalentes aos utilizados no presente estudo, o OBFL, o CSEB e o XIII demonstraram um desempenho similar tanto no esmalte como em dentina para qualquer um dos períodos estudados, com evidência de decréscimos gradativos de qualidade marginal. Contudo, outros sistemas, particularmente, autocondicionantes de um passo, revelaram uma redução significativa de margens contínuas sobretudo no esmalte logo ao final do primeiro ano de armazenamento em água seguido do processo de termociclagem. Os resultados na dentina foram mais homogêneos exceto para duas formulações onde a evolução da deterioração marginal foi mais marcada, correspondendo ambas a sistemas autocondicionantes simplificados mais ácidos. Também um trabalho conduzido por Bortolloto e colaboradores⁴⁶⁷ que estudou o comportamento de doze sistemas restauradores ao nível da qualidade marginal em esmalte e dentina de restaurações de cavidades de classe V após serem submetidas a processos de fadiga térmica e mecânica seguida de armazenamento em água pelo período de um ano, demonstrou a superioridade dos sistemas de condicionar e lavar frente à maioria dos sistemas autocondicionantes, particularmente ao nível das margens de esmalte.

Apesar de todas as interfaces adesivas produzidas pela combinação de diferentes sistemas adesivos e resinas compostas apresentaram alguma degradação marginal com o decorrer do tempo em função dos diferentes tipos de tensões que ocorrem simultaneamente na cavidade oral, a taxa e a localização preferencial da degradação parece ser material-dependente. Este facto parece ser mais relevante para os sistemas autocondicionantes simplificados em que, a maior especificidade e complexidade de atuação conjunta ou isolada dos seus componentes podem, de uma forma mais grave, inferir na qualidade da adesão e velocidade de degradação por eles desencadeada. De acordo com o exposto, a utilização destes sistemas adesivos autocondicionantes simplificados parecem implicar na inversão do conceito de que as margens resina-esmalte são mais duráveis do que as resina-dentina, já que, para alguns deles a deterioração marginal ao nível do esmalte revelou ser superior à da dentina^{467, 712}.

A suposição de que a presença de uma boa adesão ao esmalte em toda a periferia das restaurações pudesse exercer um efeito protetor das interfaces adesivas em dentina mais internas mas vulneráveis à degradação foi objeto de estudo em diferentes trabalhos^{315, 324-326, 328-330}. Este potencial efeito protetor foi investigado laboratorialmente pela determinação das forças de adesão à dentina após a realização de procedimentos adesivos sobre superfícies de dentina planas, mas circundadas por esmalte em toda a periferia, englobando diferentes estratégias adesivas empregues atualmente. Posteriormente as interfaces adesivas em dentina foram expostas ao armazenamento em água por diferentes períodos de tempo (desde 24 horas até 4 anos), quer de uma forma indireta, quando o esmalte periférico foi mantido, ou de uma forma direta por remoção prévia do esmalte periférico ou pela secção das amostras de forma a expor a interface dentinária ao meio de armazenamento^{315, 324-326}. Os resultados destes estudos indicaram que, de uma forma geral, a presença de uma boa interface adesiva esmalte/resina perifericamente conferia um efeito protetor às interfaces dentina/resina, já que as forças de adesão condicionadas por esta união se mantinham ou diminuía apenas ligeiramente quando comparadas com o grupo sem esmalte, independentemente do tempo de armazenamento. Ao invés, quando as interfaces adesivas de dentina ficavam expostas diretamente à água durante o período de armazenamento, as forças de adesão obtidas ficavam significativamente diminuídas para a maioria dos sistemas adesivos testados, sendo que, esta redução aumentava tendencialmente com o tempo de armazenamento. Contudo, nesta situação, a degradação das forças de adesão foi mais notória para os sistemas do tipo condicionar e lavar monofrasco e para os sistemas autocondicionantes de passo único, ao passo que, para os sistemas que utilizavam uma resina fluída hidrofóbica em passo separado e independente, este fenómeno ocorria em menor escala^{315, 324-326}. No que concerne aos sistemas adesivos autocondicionantes simplificados de um passo, um estudo indicou ainda que, mesmo na presença do esmalte periférico, a degradação das forças de adesão à dentina após o envelhecimento das amostras era muito significativo, particularmente para os mais ácidos ou para os que continham acetona como solvente³²⁸.

Um estudo laboratorial conduzido por De Munck e colaboradores³²⁷ verificou que a presença de uma margem de esmalte aderida não parece exercer exatamente o mesmo efeito protetor quando os procedimentos adesivos são efetuados em cavidades de classe I de Black preparadas com instrumentos rotativos em dentes molares extraídos. Neste modelo experimental o selamento das margens oclusais da cavidade é garantido pela adesão ao esmalte e reproduz uma situação clínica mais realista, comparativamente às metodologias que empregam superfícies planas para a execução dos testes de adesão. Após um ano de armazenamento em água as forças de adesão à dentina demonstraram não ficar significativamente afetadas relativamente às obtidas após o período de 24 horas de teste (controle), quando as amostras/interfaces ficavam expostas diretamente ou sob proteção do esmalte periférico para um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de três passos (OBFL). Para o sistema autocondicionante fraco de dois passos Clearfil™ SE Bond, a degradação das forças de adesão já foi mais notória para qualquer uma das situações estudadas, mantendo, ainda assim, um elevado desempenho. Contudo, para um sistema do tipo condicionar e lavar simplificado (Scotchbond™ I, 3M Espe) e para um sistema autocondicionante forte de um passo (Adper™ Prompt™ L-Pop™, 3M Espe), esta redução foi extremamente significativa mesmo sobre armazenamento indireto³²⁷. Nas mesmas condições de configuração cavitária, outros estudos indicaram que o esmalte periférico produzia um efeito protetor efetivo quer ao fim de um ano de³³⁰ quer ao fim de quatro anos de armazenamento³²⁹, já que os autores não registaram uma quebra das forças de adesão à dentina nesta situação específica de exposição indireta para qualquer um dos adesivos estudados, o Admira® Bond (C&L 2P), o Clearfil™ SE Bond (AC 2P) e o Hybrid® Bond (AC IP). Porém, sob exposição direta das interfaces dentinárias, os investigadores verificaram um decréscimo significativo das forças de adesão ao fim de um ano de armazenamento, à exceção do Clearfil™ SE Bond. Apesar disso, ao fim de quatro anos, a integridade da interface produzida por este adesivo também revelou ficar afetada³²⁹.

De acordo com o exposto torna-se perceptível que a degradação progressiva das interfaces adesivas é um fenómeno transversal a qualquer combinação sistema adesivo/resina composta que se utilize na restauração de cavidades tridimensionais, principalmente se associadas a um elevado fator de configuração cavitário, embora, com ritmos cronológicos e intensidades diferentes. Apesar das cavidades oclusais possuírem esmalte em todo o seu contorno externo, a retenção destas restaurações também depende da adesão à dentina subjacente, na maioria das vezes, até numa maior proporção, pelo que, quando a adesão ao esmalte falha, a importância da qualidade de adesão à dentina proporcionada por cada sistema adesivo específico pode determinar significativamente o comportamento evolutivo de cada restauração. Embora os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar apresentem, tendencialmente, um comportamento mais constante ao nível das interfaces com o esmalte, a degradação a nível dentinário revelou ser muito mais instável, mesmo para esta estratégia de adesão. Diversos estudos relataram uma grande susceptibilidade de degradação das interfaces resina-dentina com o tempo para todas as classes de sistemas adesivos, inclusivamente na presença de uma margem de esmalte adequadamente selada e incluindo os que foram avaliados no presente trabalho^{162, 303, 313-317, 319-323, 327, 399, 400, 404, 426-430}. Apenas o XV⁺ não possui trabalhos publicados que abordem devidamente esta matéria. Contudo, é importante ter em mente que nos estudos desenrolados *in vivo*^{319, 426, 427, 442, 443}, apesar dos sinais de degradação das interfaces dentinárias reportadas para alguns sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar, as restaurações encontravam-se com índices de desempenho clínico elevados, sem que fossem reportados sinais de deterioração marginal ou sensibilidade pós-operatória. Por outro lado, a aplicação ativa de alguns sistemas autocondicionantes à dentina, tais como o CSEB e o XIII, demonstrou não só melhorar as forças de adesão à dentina, como reduzir a velocidade de degradação hidrolítica das interfaces com o tempo, facto consubstanciado pela menor ocorrência de padrões de nanoinfiltração quando esta técnica era utilizada^{332, 333, 351, 411, 412}. Assim, é possível que o emprego desta metodologia em ambiente clínico possa retardar os efeitos de degradação das interfaces dentinárias quer para o XIII, quer para o CSEB.

O desempenho dos sistemas restauradores e adesivos, particularmente dos autocondicionantes, é muito dependente da composição específica da sua formulação. A noção das funcionalidades específicas dos diferentes compostos que cada adesivo contém e o modo como podem, potencialmente, interagir com os substratos, bem como o domínio de todos os conceitos dinâmicos que envolvem a sua aplicação clínica conjunta, podem ser os princípios mais determinantes para a seleção de um sistema adesivo deste tipo.

A durabilidade da adesão aos substratos dentários é a maior determinante da longevidade clínica das restaurações^{9, 34, 59, 476}. Apesar do ainda reduzido tempo de avaliação clínica, os resultados obtidos a partir do presente estudo revelaram que as restaurações em resina composta efetuadas em cavidades oclusais de dentes posteriores e intermediadas por sistemas autocondicionantes apresentaram uma maior tendência para a deterioração marginal comparativamente aos sistemas do tipo condicionar e lavar, com uma maior frequência de scores 2 no parâmetro adaptação marginal ao fim de um ano de avaliação clínica. Este pior desempenho observado para os sistemas adesivos autocondicionantes e, mais particularmente para o XV⁺, pode ser indicador da sua menor capacidade em compensar as tensões de contração geradas durante a polimerização das resinas compostas. Com o decorrer do tempo, é possível que a exposição direta das interfaces adesivas de esmalte ao meio oral, associada a diferentes processos cumulativos de tensões que ocorrem diária e ciclicamente, possam contribuir para a exacerbação dos defeitos marginais mais precoces.

Se os resultados obtidos a partir de ambos os estudos, *in vivo* e *in vitro*, elaborados no âmbito deste trabalho fossem total, direta e linearmente concordantes entre si, inferir-se-ia que as restaurações efetuadas recorrendo a ambos os sistemas do tipo condicionar e lavar, OBFL e PBNT, tivessem um desempenho equivalente ou apenas ligeiramente superior aos sistemas autocondicionantes CSEB (aplicado de forma ativa) e XIII. Também deveria esperar-se que todos os sistemas atrás mencionados proporcionassem uma melhor adaptação marginal ao nível do esmalte em relação ao sistema autocondicionante simplificado XV⁺. De facto, este último pressuposto verificou-se, já que, clinicamente, ao fim de um ano o parâmetro adaptação marginal revelou ficar afetado de uma forma mais severa e significativa para o XV⁺ em relação a qualquer um dos outros sistemas na medida em que mais de 90% das restaurações efetuadas com este adesivo apresentavam sinais de degradação da margem com um grau de afetação muito elevado. De qualquer modo, cerca de 50% das restaurações efetuadas com os outros sistemas autocondicionantes, CSEB e XIII, revelaram também um certo grau de deterioração da margem ao final de um ano, significativamente superior à detetada para qualquer um dos sistemas do tipo condicionar e lavar estudados. Apesar disto, as forças de adesão ao esmalte preparado por eles geradas foram apenas ligeiramente inferiores às obtidas para os sistemas que utilizaram o ácido fosfórico e apenas com relevância estatística para o XIII quando aplicado de forma ativa ou do CSEB de forma passiva. Assim, embora não se possa fazer uma associação totalmente linear e direta entre os valores das forças de adesão *in vitro* e a adaptação marginal clínica, de um modo global os sistemas com maior adesão ao esmalte apresentaram melhores resultados neste parâmetro no final do primeiro ano, podendo especular-se até que ponto as diferenças encontradas se podem acentuar ou atenuar com os períodos de avaliação subsequentes. De forma semelhante, comparando a adaptação marginal e os resultados das forças de adesão *in vitro* com os resultados da análise ultramorfológica dos padrões de condicionamento ácido e das interfaces adesivas produzidas, pode-se constatar uma associação global entre obtenção de um padrão com maior profundidade de desmineralização/penetração com forças de adesão mais elevadas e melhor adaptação marginal. Um exemplo não linear desta associação residiu no XIII, que produz um padrão de condicionamento do esmalte e uma profundidade de desmineralização relativamente mais distinta do que o CSEB mas com forças de adesão e resultados clínicos equivalentes. O condicionamento gerado pelo ácido fosfórico dos adesivos do tipo condicionar e lavar OBFL e PBNT, com um padrão mais regular e profundo, produziu globalmente interfaces com maior interpenetração, maiores forças de adesão e melhor adaptação marginal clínica ao final de um ano, o que está de acordo com alguma literatura que preconiza o seu uso para otimizar a longevidade das restaurações. Por outro lado, a utilização de sistemas autocondicionantes como agentes adesivos na restauração de dentes posteriores deve ser efetuada com alguma precaução^{111, 112, 391, 416, 465, 466, 551}.

5. Conclusões

Tendo em conta a distribuição dos *scores* de avaliação clínica segundo os critérios definidos pela FDI e selecionados para o presente estudo não foram encontrados insucessos clínicos absolutos entre os grupos na medida em que nenhuma restauração foi avaliada com o *score* 4 ou 5. Por conseguinte a eficácia de todos os adesivos parece ser no mínimo satisfatória ao final de um ano de avaliação.

O parâmetro de avaliação respeitante à adaptação marginal das restaurações demonstrou ser o mais relevante e determinante na diferenciação do comportamento dos diferentes sistemas adesivos estudados com afetações nos três primeiros *scores* de avaliação. Ao final de um ano de avaliação clínica os dois grupos correspondentes aos adesivos do tipo condicionar e lavar (Optibond™ FL e Prime&Bond® NT™) não apresentaram diferenças entre si, mas demonstraram um desempenho superior em relação a todos os sistemas adesivos autocondicionantes (Clearfil™ SE Bond, Xeno® III e Xeno® V+). De entre estes últimos, o Clearfil™ SE Bond e o Xeno® III demonstraram um comportamento similar mas superior ao Xeno® V+ que apresentou o pior comportamento de entre todos os grupos acompanhado por um maior índice de desadaptação marginal.

O registo documental e a avaliação das restaurações através de macrofotografias digitais uniformizadas revelou ser um método válido e útil na aplicação dos critérios adotados pela FDI com uma correlação quase total de resultados com o método de avaliação clínica direto.

O sistema adesivo e/ou o respetivo modo de aplicação exerceram um efeito significativo nas forças de adesão ao esmalte preparado com broca. Os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar Optibond™ FL e Prime&Bond® NT™ conjuntamente com os sistemas autocondicionantes Clearfil™ SE Bond aplicado de forma ativa e o Xeno® III aplicado de forma passiva registaram os valores de adesão mais elevados e estatisticamente semelhantes entre si. O Optibond™ FL e Prime&Bond® NT™ proporcionaram forças de adesão ao esmalte preparado com broca superiores aos sistemas autocondicionantes Clearfil™ SE Bond aplicado de forma passiva e ao Xeno® III aplicado de forma ativa e ao Xeno® V+. O sistema adesivo Xeno® V+ demonstrou forças de adesão significativamente inferiores a todos os outros materiais, independentemente do modo de aplicação.

Relativamente às formas de aplicação dos sistemas adesivos autocondicionantes, ativa vs. passiva, apenas se determinaram diferenças significativas para o sistema Clearfil™ SE Bond, para o qual a forma de aplicação ativa conduziu a um importante aumento da sua resistência adesiva alcançando níveis de adesão estatisticamente semelhantes aos obtidos com os sistemas do tipo condicionar e lavar estudados.

Todos os sistemas adesivos autocondicionantes produziram padrões de condicionamento do esmalte preparado com broca mais superficiais e menos regulares do que o ácido fosfórico, embora com variações individuais entre si e entre modos de aplicação. O modo de aplicação ativo parece melhorar os padrões de condicionamento proporcionados pelos sistemas adesivos autocondicionantes.

No que concerne às interfaces adesivas, o grau de penetração inter e intraprismático demonstrou ser mais relevante para os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar, seguido dos sistemas adesivos autocondicionantes, nomeadamente quando aplicados no modo ativo.

Relativamente à comparação dos resultados clínicos e laboratoriais, constatou-se uma associação direta, embora nem sempre linear, entre as forças de adesão ao esmalte obtidas *in vitro* e o grau de adaptação marginal avaliado clinicamente ao final de um ano.

Capítulo III. Perspetivas futuras

A durabilidade da adesão aos substratos dentários é o maior determinante da longevidade clínica das restaurações. Com vista a otimizar esta propriedade diferentes estratégias têm vindo a ser desenvolvidas, investigadas e, inclusivamente preconizadas para futura utilização clínica, com base essencialmente em resultados de estudos laboratoriais. A introdução de materiais autoadesivos restauradores eficazes seria, provavelmente, uma das ferramentas mais interessantes do ponto de vista clínico no intuito de simplificar os processos restauradores. Contudo, e apesar das tentativas comerciais de lançar estes materiais, os resultados até agora disponíveis não permitem de forma consciente e racional partir para a fase de estudos clínicos. Ao invés, o estudo de outro tipo de moléculas e/ou protocolos adjuvantes dos procedimentos adesivos que têm sistematicamente originado resultados promissores em estudos *in vitro* deve ser incentivado em ensaios clínicos adequadamente desenhados, preferencialmente multicêntricos, que comprovem realmente estas potencialidades. Como exemplos pode apontar-se a utilização da clorexidina como coadjuvante do procedimento adesivo dos sistemas do tipo condicionar e lavar, a técnica de *ethanol wet bonding* ou as novas formulações dos sistemas adesivos designados de universais ou multi-modo. De acordo com a revisão da literatura parece desejável criar interfaces “impermeáveis”, pelo que o advento de novas moléculas que combinem adesão micromecânica e química ao conteúdo orgânico e inorgânico, particularmente a nível dentinário, possam constituir, num futuro mais próximo, uma linha de investigação promissora.

Um projeto interessante, possível de ser implementado e que poderia fornecer informações relevantes no que concerne à degradação das interfaces adesivas *in vivo* passa pela conservação de dentes extraídos outrora restaurados. O estudo destas peças dentárias, particularmente nos casos em que se conhecem os materiais e/ou metodologias empregues, pode ajudar a esclarecer, do ponto de vista de investigação clínica, os processos de degradação ao longo do tempo das interfaces envelhecidas em boca e contribuir para o conhecimento da verdadeira efetividade dos materiais e técnicas. Apesar dos vastos estudos de investigação *in vitro* indicarem uma degradação precoce das interfaces, transversal a quase todos os tipos sistemas adesivos, as restaurações em função parecem não apresentar manifestações clínicas proporcionalmente expectáveis no que concerne à gravidade e cronologia.

No que concerne às metodologias de avaliação dos ensaios clínicos deveria incentivar-se uma melhoria na individualização dos critérios e parâmetros de avaliação de acordo com o tipo de dente, cavidade e restauração em causa, bem como obter para cada caso uma iconografia o mais rigorosa e específica possível na plataforma de calibração. Dever-se-ia também aconselhar a documentação em macrofotografia digital uniformizada de todas as amostras dos estudos para que possa ser utilizada no futuro na reinterpretação dos diferentes estádios de avaliação de acordo com novos sistemas de avaliação, para avaliações cegas independentes adicionais ou mesmo para plataformas eletrónicas de calibração.

Por último, dado o “facilitismo” científico com que uma grande maioria de biomateriais e dispositivos biomédicos são colocados no mercado, sem que tenham sido criteriosamente e independentemente testados em ensaios clínicos multicêntricos, seria desejável que se procedesse a alterações na legislação que regula esta atividade, para que configure o cumprimento de regras científicas adequadas e inequívocas nas diversas fases de investigação como condição para a aprovação dos biomateriais para uso clínico.

Capítulo IV. Resumen

Introdução

A execução de restaurações adesivas diretas com resinas compostas assume-se como o procedimento de eleição no tratamento de dentes posteriores. Contudo, a limitada durabilidade clínica destas restaurações deve-se, essencialmente, à perda progressiva da integridade das respetivas interfaces adesivas. De facto, nenhuma estratégia adesiva é isenta de sensibilidade técnica e a especificidade das diferentes moléculas, a sua proporção relativa e o modo como interagem entre si e com os substratos diferem grandemente entre as diferentes classes de sistemas adesivos, com repercussões sobre a qualidade da adesão proporcionada por cada uma. A simplificação dos procedimentos adesivos parece ser uma realidade incontornável, tendo catapultado os sistemas autocondicionantes para um patamar de relevo na área da dentistaria adesiva. Contudo a carência de estudos clínicos randomizados que comprovem a sua eficácia é notória, particularmente na avaliação do seu desempenho na restauração de dentes posteriores. Este trabalho teve duas vertentes de investigação: a primeira com base na execução de um estudo clínico randomizado cujo objetivo foi avaliar a eficácia a um ano de cinco sistemas adesivos em restaurações de cavidades oclusais realizadas com uma resina composta e a segunda com base num ensaio laboratorial que visou comparar as forças de adesão ao esmalte humano preparado com broca de dois sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar e de três sistemas adesivos autocondicionantes aplicados de forma ativa ou passiva, bem como avaliar a micromorfologia superficial e a ultramorfologia das interfaces adesivas por eles produzidas.

Materiais e métodos

Foi efetuado um estudo clínico randomizado após aprovação da comissão de ética do CHUC e da FMUC, seguindo os parâmetros definidos pelo CONSORT. Foram efetuadas 159 restaurações em cavidades oclusais de dentes posteriores em 54 pacientes utilizando cinco sistemas adesivos diferentes em função do grupo (OptiBond™ FL (G1-OBFL), Kerr; Prime & Bond® NT™ (G2-PBNT), Dentsply DeTrey; Clearfil™ SE Bond (G3-CSEB), Kuraray; Xeno® III (G4-XIII), Dentsply DeTrey e Xeno® V+ (G5-XV+), Dentsply DeTrey) e uma resina composta (Esthet•X® HD A2; Dentsply DeTrey) seguindo uma técnica de estratificação anatómica por incrementos. As restaurações foram avaliadas segundo os critérios de avaliação internacionais aprovados pela FDI num período inicial entre 3 e 7 dias após a execução do tratamento restaurador (0M); após 6 (6M) e 12 meses (12M) de acordo com diversos parâmetros enquadrados nas propriedades estéticas, funcionais e biológicas. Posteriormente foi ainda efetuada uma avaliação das restaurações com base em macrofotografias digitais. Para a análise estatística executou-se o teste de Friedman para amostras emparelhadas, seguido de

comparação par-a-par com o teste de Wilcoxon. Comparações inter-grupos foram efetuadas com recurso ao teste de Kruskal-Wallis e Mann-Whitney para a avaliação *post hoc*. Os índices de concordância entre os métodos de avaliação clínica direta e registo macrofotográfico, foram determinados pela análise do Coeficiente de Correlação Intraclasse. O parâmetro adaptação marginal foi selecionado como o desfecho primário deste estudo e foi considerado na análise da potência e na determinação do risco relativo entre os grupos. O nível de significância estatística estabeleceu-se em $\alpha=0.05$ para todas as análises.

Para o estudo laboratorial foram preparadas 96 faces vestibulares e linguais/palatinas de terceiros molares humanos com uma broca diamantada de grão médio de modo a expor uma superfície de esmalte. Estas foram distribuídas aleatoriamente em oito grupos englobando os mesmos sistemas adesivos utilizados no estudo clínico, dos quais os sistemas autocondicionantes foram aplicados segundo dois modos: ativo (AT) ou passivo (PS) (G1: OptiBond™ FL; G2: Prime & Bond® NT™, G3: Clearfil™ SE Bond/PS; G4: Clearfil™ SE Bond/AT; G5: Xeno® III/PS; G6: Xeno® III/AT; G7: Xeno® V+/PS; G8: Xeno® V+/AT). Após a sua polimerização foram construídos blocos de resina composta de uma forma incremental que, após armazenamento em água destilada durante 24h a 37°C foram seccionados com uma serra de precisão diamantada e refrigerada por forma a obter bastonetes (1mm²), posteriormente submetidos ao ensaio de microtração (μ TBS) a uma velocidade de 0.5 mm/min. As superfícies foram examinadas sob microscopia ótica por forma a determinar os padrões de fratura. A micromorfologia superficial produzida pela ação ácida e as interfaces adesivas correspondentes de cada grupo foram observadas em microscopia confocal e microscopia eletrónica de varrimento. Para os dados coletados dos ensaios de microtração foi realizada a comparação entre grupos através de One-Way ANOVA, considerando a correção de Games-Howel para as análises *post-hoc* ($\alpha=0.05$). A distribuição probabilística de Weibull foi considerada para a avaliação do risco de fratura.

Resultados

No estudo clínico foram avaliadas ao final de um ano 153 restaurações em 51 pacientes. De entre as propriedades estéticas apenas o parâmetro pigmentação marginal e superficial registou alterações significativas dos 0M aos 12M para todos os grupos exceto para o PBNT. A mesma avaliação nas propriedades biológicas não registou alterações significativas em qualquer dos grupos. Relativamente às propriedades funcionais verificou-se dos 0M aos 12M uma diminuição estatisticamente significativa do número de restaurações classificadas com grau de adaptação marginal excelente (*score* 1) apenas para os sistemas autocondicionantes ($p<0.01$). Aos 12M registaram-se níveis de *score* 1 na avaliação parâmetro adaptação marginal em 96.7%, 90.3%, 45.2%, 50% e 16.7% dos casos para os G1, G2, G3, G4 e G5, respetivamente, ficando as restantes restaurações classificadas entre os *scores* 2 e 3, com maior prevalência para o primeiro. Aos 12M verificaram-se diferenças estatisticamente significativas na adaptação marginal dos grupos. Ambos os G1 e G2 apresentaram resultados estatisticamente superiores a qualquer um dos outros grupos enquadrados nos sistemas autocondicionantes ($p<0.01$). Destes últimos, os G3 e G4 revelaram um comportamento muito semelhante e superior ao G5. O XV⁺ foi o sistema adesivo que registou *scores* mais elevados ao nível da adaptação marginal, o que condicionou as diferenças estatisticamente significativas com todos os grupos no final do primeiro ano de avaliação clínica. A comparação dos resultados do método de avaliação fotográfico com a avaliação clínica direta determinou concordância máxima aos 0M. Contudo, aos 6M e 12M houve um decréscimo natural dos índices de concordância associado à fratura da restauração e adaptação marginal. Apesar de não terem sido considerados quaisquer insucessos clínicos globais pelo facto de a frequência de *scores* 4 e 5 ter sido nula, o risco relativo de ocorrência de desadaptação marginal em restaurações efetuadas com os sistemas autocondicionantes estudados demonstrou ser 2.5 vezes superior em relação aos sistemas do tipo condicionar e lavar.

No estudo laboratorial, a análise dos resultados decorrentes dos ensaios de microtração demonstraram não existir diferenças estatisticamente significativas nas forças de adesão entre os G1 (26.86 ± 7.71 MPa), G2 (27.10 ± 7.17 MPa), G4 (25.14 ± 7.11 MPa) e G5 (22.65 ± 8.58 MPa). Para a avaliação dos sistemas adesivos autocondicionantes em função do modo de aplicação verificou-se que, apenas para o sistema adesivo CSEB, a aplicação ativa produziu valores significativamente superiores (G4: 25.14 ± 7.11 MPa) comparativamente ao modo de aplicação passivo (G3: 15.63 ± 6.51) ($p < 0.01$). Para os G5 e G6 não foram detetadas diferenças nos valores de adesão obtidos. O XV⁺ originou valores de adesão próximos de 0 MPa, independentemente do seu modo de utilização e revelou um comportamento negativo muito significativo quando comparado com qualquer outro grupo no que concerne à resistência adesiva ($p < 0.01$). No que concerne à distribuição dos padrões de fratura, para os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar (G1 e G2) foi encontrado um comportamento similar detetando-se uma distribuição dispersa entre falhas mistas, adesivas, coesivas no esmalte. Para o XIII e CSEB foram maioritariamente detetadas falhas adesivas ou mistas, independentemente do modo de aplicação empregue. O XV⁺ foi o único a condicionar falhas pré-teste (FPT; 14/G7 e 22/G8) e padrões de fratura exclusivamente adesivos. A avaliação qualitativa da micromorfologia superficial e das interfaces adesivas por MEV e MC demonstrou existir um diferencial importante no padrão de interação com o esmalte produzido pelos diferentes grupos.

Conclusões

Independentemente dos sistemas adesivos estudados, não se registaram insucessos ao final de um ano avaliação clínica das restaurações efetuadas. Todas as restaurações foram consideradas no mínimo satisfatórias sendo que o parâmetro adaptação marginal demonstrou ser o mais relevante na diferenciação do comportamento dos diferentes sistemas adesivos estudados. Ao final de um ano de avaliação clínica, o OBFL e o PBNT não apresentaram diferenças entre si, mas demonstraram um desempenho superior em relação a todos os sistemas adesivos autocondicionantes (CSEB, XIII e XV⁺). De entre estes últimos, o CSEB e o XIII demonstraram um comportamento similar mas superior ao XV⁺ que apresentou o pior comportamento de entre todos os grupos acompanhado por um maior índice de desadaptação marginal. O registo documental e a avaliação das restaurações através de macrofotografias digitais uniformizadas revelou ser um método válido e útil na avaliação das restaurações.

O sistema adesivo e/ou o respetivo modo de aplicação exerceram um efeito significativo nas forças de adesão ao esmalte preparado com broca. Os sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar OBFL e PBNT conjuntamente com os sistemas autocondicionantes CSEB aplicado de forma ativa e o XIII aplicado de forma passiva registaram os valores de adesão mais elevados e estatisticamente semelhantes entre si. O sistema adesivo XV⁺ demonstrou forças de adesão significativamente inferiores a todos os outros materiais, independentemente do modo de aplicação. Relativamente ao modo de aplicação, apenas o CSEB demonstrou uma influência significativa e positiva nos resultados das forças de adesão quando foi aplicado de forma ativa.

Palavras chave

Ensaio clínico randomizado, adesão, sistemas adesivos, restauração direta, resina composta, modo de aplicação, esmalte.

Capítulo V. Abstract

Introduction

The implementation of direct adhesive restorations with composite resins has become the procedure of choice for the treatment of posterior teeth. Nevertheless, the long-term durability of direct adhesive restorations is hampered mainly due to progressive loss of the integrity of the adhesive interfaces. In fact, no adhesive strategy is free from technique sensitivity. The specificities and proportions of the different constitutive molecules and the possibilities of interaction between them and with substrates can differ greatly from one class of adhesive systems to another, affecting the bond quality provided. Protocol simplification has been an inevitable trend that catapulted the self-etching systems to an important position in the field of adhesive dentistry. However, it is most evident the lack of randomized clinical trials proving the effectiveness of self-etching systems, particularly in the restoration of posterior teeth. This work embraces two lines of research: the first research line aims at the determination of the efficiency after one year of function of five adhesive systems used in the restoration of occlusal cavities and is based on a randomized clinical trial; the second research line focuses on the laboratorial comparison of bond strengths of the same adhesive systems to bur prepared human enamel. In both cases, the five adhesive systems comprise two etch and rinse systems and three self-etching systems. The laboratorial research considered the active and passive application of the self-etching systems. Superficial micromorphology and adhesive interfacial ultramorphology were also evaluated in this study.

Materials and Methods

After the approval by the CHUC and FMUC ethical committees, a randomized clinical trial on the performance of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems on occlusal posterior cavities was carried out according to the CONSORT statement. The bonding protocol considered one of 5 different adhesive systems (OptiBond™ FL (G1-OBFL), Kerr; Prime & Bond® NT™ (G2-PBNT), Dentsply DeTrey; Clearfil™ SE Bond (G3-CSEB), Kuraray; Xeno® III (G4-XIII), Dentsply DeTrey e Xeno® V+ (G5-XV+), Dentsply DeTrey) and was randomly allocated. All cavities were incrementally filled with composite resin (Esthet•X® HD A2; Dentsply DeTrey). The restorations were scored based on the esthetic, functional and biological properties using the FDI approved evaluation scores in chronological periods after the restorative treatment of 3 to 7 days (0M); 6 months (6M) and 12 months (12M). Later, a new evaluation of the restorations was conducted based on digital macrophotographs. Statistical analysis was performed with Friedman-test for paired samples followed by pairwise comparison with the Wilcoxon-test. Inter-group analysis was performed with Kruskal-Wallis test followed

by pairwise comparison with Mann-Whitney test. Intraclass correlation coefficient determined the level of agreement between direct clinical evaluation and photographic registration methods. Marginal adaptation was chosen as the primary outcome in this study thus considered the selected criteria for the clinical performance analysis and for the determination of the relative risk. Significance level was set to $\alpha=0.05$ for all analyses.

For the *in vitro* study, 96 buccal and lingual/palatal surfaces of third human molars were prepared with a diamond bur of medium grit in order to expose enamel surfaces. The surfaces were randomly allocated to an adhesive system and application method, with self-etching adhesives either applied actively (AT) or passively (PS), making a total of 8 groups (G1: OptiBond™ FL; G2: Prime & Bond® NT™, G3: Clearfil™ SE Bond/PS; G4: Clearfil™ SE Bond/AT; G5: Xeno® III/PS; G6: Xeno® III/AT; G7: Xeno® V+/PS; G8: Xeno® V+/AT). After polymerization, blocks of composite resin were build up using an incremental stratification technique. The blocks were then stored in distilled water for 24h at 37°C. Afterwards the blocks were sectioned using an automatic precision water-cooled diamond saw to obtain uniform sticks (1mm²) that were then submitted to microtensile test (μ TBS) at 0.5 mm/min speed. The surfaces were examined with optical microscopy to determine the fracture patterns. Both the superficial micromorphology induced by the acid conditioning and the corresponding adhesive interfaces of each group were observed with confocal and scanning electron microscopy. One-Way ANOVA was used to compare the collected data of the microtensile tests, considering Games-Howel correction for post-hoc tests ($\alpha=0.05$). Weibull probabilistic distribution was considered for the determination of the fracture risk.

Results

For the clinical trial, 51 patients met the inclusion criteria, received a total of 153 restorations and were examined throughout a one-year period. Among the esthetic properties, only the marginal and superficial pigmentation showed statistical significant alterations from 0M to 12M in all groups, except for PBNT. Regarding the biological evaluation, no significant alterations could be found for any group. However, for the functional properties between the periods of 0M and 12M, a statistically significant decrease in the number of restorations with marginal adaptation classified as excellent (score 1) occurred for the self-etch adhesives ($p<0.01$). After one year of function, G1, G2, G3, G4 e G5 presented 96.7%, 90.3%, 45.2%, 50% and 16.7% cases with score 1 in the evaluation of the marginal adaptation, respectively. The remaining restorations were classified with scores 2 and 3, being score 2 the most common. At 12M, statistically significant differences were detected among groups. Both, G1 and G2 presented statistically better results than any other of the self-etch systems ($p<0.01$). G3 and G4 had similar performance and were superior to G5. XV⁺ obtained the highest scores in marginal adaptation, which led to statistical significant differences between this group and all the other groups after one year of function. Comparing the results of the photographic and the direct clinical evaluation methods, maximum agreement was determined for 0M. However, at 6M and 12M, restoration fracture and marginal adaptation presented a natural decrease in the levels of agreement. Despite the fact that no global clinical failure were registered due to the absence of scores 4 or 5, the relative risk of marginal desadaptation in restorations performed with self-etching adhesive systems proved to be 2.5 times higher when compared to the etch-and-rinse systems.

In the *in vitro* study, the microtensile results showed no statistically significant differences in bond strengths of the groups G1 (26.86 \pm 7.71 MPa), G2 (27.10 \pm 7.17 MPa), G4 (25.14 \pm 7.11 MPa) and G5 (22.65 \pm 8.58 MPa). Comparing the active and passive applications of the self-etching adhesive systems, only CSEB produced significantly higher values when applied actively (G4: 25.14 \pm 7.11 MPa) versus the passive application (G3: 15.63 \pm 6.51) ($p<0.01$). No significant differences could be found between G5 e G6. XV⁺ obtained bond strength values close to 0 MPa, regardless of the application mode and revealed a significantly inferior bonding resistance when compared to any other group ($p<0.01$). Concerning the fracture patterns, the etch-and-rinse adhesive systems (G1 and G2) presented a similar distribution, including adhesive, cohesive or mixed failures in enamel.

Irrespective of the application mode, XIII and CSEB presented mainly adhesive or mixed failures. XV⁺ was the only system to show pre-test failures (FPT; I4/G7 and 22/G8) and exclusively adhesive fracture patterns. Qualitative evaluation of the micromorphology of representative specimens by SEM and CM revealed substantial differences between the groups in the adhesive interfaces and enamel conditioning patterns.

Conclusions

Clinically, regardless of the adhesive system used, no global clinical failures were registered at the one-year evaluation of the restorations. All cases were considered no less than satisfactory. Marginal adaptation was the most influent parameter on the distinctive performance of the different adhesive systems. After one year of clinical evaluation, OBFL and PBNT revealed no significant differences and had superior performance compared to any of the self-etch adhesive systems (CSEB, XIII e XV⁺). Within the last, CSEB and XIII showed similar behaviours, higher than XV⁺, which exhibited the worst performance among all groups, accompanied by higher degrees of marginal deterioration. Standardized digital microphotography revealed to be a valid and useful evaluation method.

In vitro, both the adhesive system and the application method triggered a significant effect on the bond strengths to bur-prepared enamel. Etch-and-rinse adhesive systems OBFL and PBNT together with CSEB used actively and XIII used passively recorded the highest bond strength results, statistically similar. XV⁺ showed significantly lower bond strengths compared to all other materials, regardless of the application mode. In respect to application mode, active application demonstrated a significant and positive influence on CSEB bond strength results.

Keywords

Randomized clinical trial, adhesion, adhesive systems, direct restoration, composite resin, application mode, enamel.

Capítulo VI. Bibliografía

1. Collins CJ, Bryant RW, Hodge KL. A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-year findings. *J Dent* 1998;26(4):311-7.
2. Mjor IA. The reasons for replacement and the age of failed restorations in general dental practice. *Acta Odontol Scand* 1997;55(1):58-63.
3. Burke FJ, Cheung SW, Mjor IA, Wilson NH. Restoration longevity and analysis of reasons for the placement and replacement of restorations provided by vocational dental practitioners and their trainers in the United Kingdom. *Quintessence Int* 1999;30(4):234-42.
4. Mjor IA. Clinical diagnosis of recurrent caries. *J Am Dent Assoc* 2005;136(10):1426-33.
5. Sunnegardh-Gronberg K, van Dijken JW, Funegard U, Lindberg A, Nilsson M. Selection of dental materials and longevity of replaced restorations in Public Dental Health clinics in northern Sweden. *J Dent* 2009;37(9):673-8.
6. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater* 2007;23(1):2-8.
7. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitao J, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc* 2007;138(6):775-83.
8. Pallesen U, van Dijken JW, Halken J, Hallonsten AL, Hoigaard R. A prospective 8-year follow-up of posterior resin composite restorations in permanent teeth of children and adolescents in Public Dental Health Service: reasons for replacement. *Clin Oral Investig* 2013.
9. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater* 2012;28(1):87-101.
10. Heintze SD. Systematic reviews: I. The correlation between laboratory tests on marginal quality and bond strength. II. The correlation between marginal quality and clinical outcome. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:77-106.
11. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent* 2004;29(5):481-508.
12. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent* 2012;14(5):407-31.
13. Pallesen U, van Dijken JW, Halken J, Hallonsten AL, Hoigaard R. Longevity of posterior resin composite restorations in permanent teeth in Public Dental Health Service: a prospective 8 years follow up. *J Dent* 2013;41(4):297-306.
14. Brunthaler A, Konig F, Lucas T, Sperr W, Schedle A. Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth. *Clin Oral Investig* 2003;7(2):63-70.
15. Baldissera RA, Correa MB, Schuch HS, Collares K, Nascimento GG, Jardim PS, et al. Are there universal restorative composites for anterior and posterior teeth? *J Dent* 2013;41(11):1027-35.

16. Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005;21(9):864-81.
17. Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, et al. Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010;26(2):e100-21.
18. Nanci A. Enamel : Composition, formation and structure (Chapter 7) In: Ten Cate's oral histology: development, formation and structure. 8th ed. Ten Cate AR, editor. St. Louis, MO: Mosby Inc.(Elsevier Health Science) 2013:122-64.
19. Smith CE. Cellular and chemical events during enamel maturation. *Crit Rev Oral Biol Med* 1998;9(2):128-61.
20. Gwinnett AJ. Structure and composition of enamel. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:10-7.
21. Cui FZ, Ge J. New observations of the hierarchical structure of human enamel, from nanoscale to microscale. *J Tissue Eng Regen Med* 2007;1(3):185-91.
22. Robinson C, Shore RC, Brookes SJ, Strafford S, Wood SR, Kirkham J. The chemistry of enamel caries. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000;11(4):481-95.
23. Mine A, De Munck J, Vivan Cardoso M, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, et al. Enamel-smear compromises bonding by mild self-etch adhesives. *J Dent Res* 2010;89(12):1505-9.
24. Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW, Jr., Balooch M. Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Arch Oral Biol* 2001;46(2):173-83.
25. Carvalho RM, Santiago SL, Fernandes CA, Suh BI, Pashley DH. Effects of prism orientation on tensile strength of enamel. *J Adhes Dent* 2000;2(4):251-7.
26. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater* 2004;20(4):322-9.
27. Ryou H, Amin N, Ross A, Eidelman N, Wang DH, Romberg E, et al. Contributions of microstructure and chemical composition to the mechanical properties of dentin. *J Mater Sci Mater Med* 2011;22(5):1127-35.
28. Nanci A. Dentin-pulp complex (Chapter 8) In: Ten Cate's oral histology: development, formation and structure. 8th ed. Ten Cate AR, editor. St. Louis, MO: Mosby Inc.(Elsevier Health Science) 2013:165-204.
29. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997;25(6):441-58.
30. Embery G, Hall R, Waddington R, Septier D, Goldberg M. Proteoglycans in dentinogenesis. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001;12(4):331-49.
31. Tjaderhane L, Carrilho M, Breschi L, Tay F, Pashley D. Dentin basic structure and composition—an overview. *Endodontic Topics* 2009;20(1):3-29.
32. Cui F, Li Y., Ge J. Self-assembly of mineralized collagen composites. *Materials Science and Engineering* 2007;57:1-27.
33. Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjaderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, et al. State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 2011;27(1):1-16.
34. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, De Stefano Dorigo E. Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008;24(1):90-101.
35. Tjaderhane L, Nascimento FD, Breschi L, Mazzoni A, Tersariol IL, Geraldini S, et al. Optimizing dentin bond durability: control of collagen degradation by matrix metalloproteinases and cysteine cathepsins. *Dent Mater* 2013;29(1):116-35.
36. Xu C, Yao X, Walker MP, Wang Y. Chemical/molecular structure of the dentin-enamel junction is dependent on the intratooth location. *Calcif Tissue Int* 2009;84(3):221-8.
37. Xu C, Wang Y. Chemical composition and structure of peritubular and intertubular human dentine revisited. *Arch Oral Biol* 2012;57(4):383-91.
38. Smith AJ, Cassidy N, Perry H, Begue-Kirn C, Ruch JV, Lesot H. Reactionary dentinogenesis. *Int J Dev Biol* 1995;39(1):273-80.
39. Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010;26(2):e24-37.
40. Murray PE, Hafez AA, Windsor LJ, Smith AJ, Cox CF. Comparison of pulp responses following restoration of exposed and non-exposed cavities. *J Dent* 2002;30(5-6):213-22.

41. Ramos JC. Proteções Pulpares Diretas - Avaliação histopatológica. Tese de Doutoramento. Coimbra, Portugal: Universidade de Coimbra 2008.
42. Garberoglio R, Brannstrom M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch Oral Biol* 1976;21(6):355-62.
43. Pashley DH, Pashley EL, Carvalho RM, Tay FR. The effects of dentin permeability on restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 2002;46(2):211-45, v-vi.
44. Pashley DH. Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 1991;66(6):777-81.
45. Tziafas D, Smith AJ, Lesot H. Designing new treatment strategies in vital pulp therapy. *J Dent* 2000;28(2):77-92.
46. Bertassoni LE, Stankoska K, Swain MV. Insights into the structure and composition of the peritubular dentin organic matrix and the lamina limitans. *Micron* 2012;43(2-3):229-36.
47. Ciucchi B, Bouillaguet S, Holz J, Pashley D. Dentinal fluid dynamics in human teeth, in vivo. *J Endod* 1995;21(4):191-4.
48. Tay FR, Pashley DH. Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent* 2004;32(3):173-96.
49. Karan K, Yao X, Xu C, Wang Y. Chemical profile of the dentin substrate in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 2009;25(10):1205-12.
50. Kwong SM, Cheung GS, Kei LH, Itthagarun A, Smales RJ, Tay FR, et al. Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mater* 2002;18(5):359-69.
51. Tay FR, Kwong SM, Itthagarun A, King NM, Yip HK, Moulding KM, et al. Bonding of a self-etching primer to non-carious cervical sclerotic dentin: interfacial ultrastructure and microtensile bond strength evaluation. *J Adhes Dent* 2000;2(1):9-28.
52. Carvalho RM, Manso AP, Geraldeli S, Tay FR, Pashley DH. Durability of bonds and clinical success of adhesive restorations. *Dent Mater* 2012;28(1):72-86.
53. Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological characterization of the interface between resin and sclerotic dentine. *J Dent* 1994;22(3):141-6.
54. Kwong SM, Tay FR, Yip HK, Kei LH, Pashley DH. An ultrastructural study of the application of dentine adhesives to acid-conditioned sclerotic dentine. *J Dent* 2000;28(7):515-28.
55. Yoshiyama M, Sano H, Ebisu S, Tagami J, Ciucchi B, Carvalho RM, et al. Regional strengths of bonding agents to cervical sclerotic root dentin. *J Dent Res* 1996;75(6):1404-13.
56. Alleman DS, Magne P. A systematic approach to deep caries removal end points: the peripheral seal concept in adhesive dentistry. *Quintessence Int* 2012;43(3):197-208.
57. Yoshiyama M, Tay FR, Doi J, Nishitani Y, Yamada T, Itou K, et al. Bonding of self-etch and total-etch adhesives to carious dentin. *J Dent Res* 2002;81(8):556-60.
58. Wang Y, Spencer P, Walker MP. Chemical profile of adhesive/caries-affected dentin interfaces using Raman microspectroscopy. *J Biomed Mater Res A* 2007;81(2):279-86.
59. Cardoso MV, de Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:31-44.
60. Wei S, Sadr A, Shimada Y, Tagami J. Effect of caries-affected dentin hardness on the shear bond strength of current adhesives. *J Adhes Dent* 2008;10(6):431-40.
61. Erhardt MC, Rodrigues JA, Valentino TA, Ritter AV, Pimenta LA. In vitro microTBS of one-bottle adhesive systems: sound versus artificially-created caries-affected dentin. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;86(1):181-7.
62. Fusayama T, Terachima S. Differentiation of two layers of carious dentin by staining. *J Dent Res* 1972;51(3):866.
63. Kuboki Y, Ohgushi K, Fusayama T. Collagen biochemistry of the two layers of carious dentin. *J Dent Res* 1977;56(10):1233-7.
64. Ceballos Garcia L. Adésión a dentina afectada por caries y dentina esclerótica. *Av. Odontoestomatol* 2004;20(2):71-78.
65. Zheng L, Hilton JF, Habelitz S, Marshall SJ, Marshall GW. Dentin caries activity status related to hardness and elasticity. *Eur J Oral Sci* 2003;111(3):243-52.

66. Spencer P, Wang Y, Katz JL, Misra A. Physicochemical interactions at the dentin/adhesive interface using FTIR chemical imaging. *J Biomed Opt* 2005;10(3):031104.
67. Pugach MK, Strother J, Darling CL, Fried D, Gansky SA, Marshall SJ, et al. Dentin caries zones: mineral, structure, and properties. *J Dent Res* 2009;88(1):71-6.
68. de Almeida Neves A, Coutinho E, Cardoso MV, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Current concepts and techniques for caries excavation and adhesion to residual dentin. *J Adhes Dent* 2011;13(1):7-22.
69. Murdoch-Kinch CA, McLean ME. Minimally invasive dentistry. *J Am Dent Assoc* 2003;134(1):87-95.
70. Dalli M, Colak H, Mustafa Hamidi M. Minimal intervention concept: a new paradigm for operative dentistry. *J Investig Clin Dent* 2012;3(3):167-75.
71. Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. Scanning electron microscopic observations of human dentine after mechanical caries excavation. *J Dent* 2000;28(3):179-86.
72. de Oliveira MT, de Freitas PM, de Paula Eduardo C, Ambrosano GM, Giannini M. Influence of Diamond Sono-Abrasion, Air-Abrasion and Er:YAG Laser Irradiation on Bonding of Different Adhesive Systems to Dentin. *Eur J Dent* 2007;1(3):158-66.
73. Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. In vitro evaluation of five alternative methods of carious dentine excavation. *Caries Res* 2000;34(2):144-50.
74. Celiberti P, Francescut P, Lussi A. Performance of four dentine excavation methods in deciduous teeth. *Caries Res* 2006;40(2):117-23.
75. Lennon AM, Buchalla W, Rassner B, Becker K, Attin T. Efficiency of 4 caries excavation methods compared. *Oper Dent* 2006;31(5):551-5.
76. Banerjee A, Kidd EA, Watson TF. In vitro validation of carious dentin removed using different excavation criteria. *Am J Dent* 2003;16(4):228-30.
77. Hosoya Y, Taguchi T, Arita S, Tay FR. Clinical evaluation of polypropylene glycol-based caries detecting dyes for primary and permanent carious dentin. *J Dent* 2008;36(12):1041-7.
78. Pashley DH. *Smear layer*: physiological considerations. *Oper Dent Suppl* 1984;3:13-29.
79. Pashley DH, Horner JA, Brewer PD. Interactions of conditioners on the dentin surface. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:137-50.
80. Pashley DH, Tao L, Boyd L, King GE, Horner JA. Scanning electron microscopy of the substructure of smear layers in human dentine. *Arch Oral Biol* 1988;33(4):265-70.
81. Pashley DH. *Smear layer*: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc* 1992;88 Suppl 1:215-24.
82. Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: Depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17(4):296-308.
83. Pashley DH, Livingston MJ, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentine in vitro. *Arch Oral Biol* 1978;23(9):807-10.
84. Gregoire G, Guignes P, Nasr K. Effects of dentine moisture on the permeability of total-etch and one-step self-etch adhesives. *J Dent* 2009;37(9):691-9.
85. Tay F, Pashley D. Bonding to enamel: Etched enamel structure and topography: Interface with materials (Chapter 1, Part I). In: *Dental Hard Tissues and Bonding*. Eliades, G; Watts D; Eliades T. Springer; 2005 edition 2005:3-27.
86. Salz U, Bock T. Testing adhesion of direct restoratives to dental hard tissue - a review. *J Adhes Dent* 2010;12(5):343-71.
87. Oliveira SS, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW, Jr. The influence of the dentin *smear layer* on adhesion: a self-etching *primer* vs. a total-etch system. *Dent Mater* 2003;19(8):758-67.
88. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater* 2008;24(7):978-85.
89. Dias WR, Pereira PN, Swift EJ, Jr. Effect of bur type on microtensile bond strengths of self-etching systems to human dentin. *J Adhes Dent* 2004;6(3):195-203.

90. Semeraro S, Mezzanzanica D, Spreafico D, Gagliani M, Re D, Tanaka T, et al. Effect of different bur grinding on the bond strength of self-etching adhesives. *Oper Dent* 2006;31(3):317-23.
91. Yiu CK, Hiraishi N, King NM, Tay FR. Effect of dentinal surface preparation on bond strength of self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2008;10(3):173-82.
92. Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Nakajima M, Tagami J. Effect of self-etching primer vs phosphoric acid etchant on bonding to bur-prepared dentin. *Oper Dent* 2002;27(5):447-54.
93. Sattabanasuk V, Vachiramon V, Qian F, Armstrong SR. Resin-dentin bond strength as related to different surface preparation methods. *J Dent* 2007;35(6):467-75.
94. Tani C, Finger WJ. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent* 2002;4(4):283-9.
95. Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 2001;17(2):122-6.
96. Pashley DH, Carvalho RM. Dentine permeability and dentine adhesion. *J Dent* 1997;25(5):355-72.
97. Pashley DH. Dynamics of the pulpo-dentin complex. *Crit Rev Oral Biol Med* 1996;7(2):104-33.
98. Demirci M, Hiller KA, Bosl C, Galler K, Schmalz G, Schweikl H. The induction of oxidative stress, cytotoxicity, and genotoxicity by dental adhesives. *Dent Mater* 2008;24(3):362-71.
99. Camps J, Dejou J, Remusat M, About I. Factors influencing pulpal response to cavity restorations. *Dent Mater* 2000;16(6):432-40.
100. Geurtsen W. Biocompatibility of resin-modified filling materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 2000;11(3):333-55.
101. Sauro S, Watson TF, Mannocci F, Miyake K, Huffman BP, Tay FR, et al. Two-photon laser confocal microscopy of micro-permeability of resin-dentin bonds made with water or ethanol wet bonding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2009;90(1):327-37.
102. Malacarne-Zanon J, de Andrade ESSM, Wang L, de Goes MF, Martins AL, Narvaes-Romani EO, et al. Permeability of Dental Adhesives - A SEM Assessment. *Eur J Dent* 2010;4(4):429-39.
103. Cavalheiro A. Effect of deviations on the application of dentin adhesives: permeability, ultramorphology and nano-leakage studies. Tese de Doutorado. Lisboa, Portugal: Universidade de Lisboa 2008.
104. Marshall SJ, Bayne SC, Baier R, Tomsia AP, Marshall GW. A review of adhesion science. *Dent Mater* 2010;26(2):e11-6.
105. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Structure of Matter and Principles of Adhesion (Chapter 2) In: Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed.. ELSEVIER Saunders 2013.
106. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.
107. Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. *Arch Oral Biol* 1967;12(12):1615-20.
108. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res* 1982;16(3):265-73.
109. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991;3(4):133-8.
110. Van Meerbeek B, Dhem A, Goret-Nicaise M, Braem M, Lambrechts P, VanHerle G. Comparative SEM and TEM examination of the ultrastructure of the resin-dentin interdiffusion zone. *J Dent Res* 1993;72(2):495-501.
111. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003;28(3):215-35.
112. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 2011;27(1):17-28.
113. Rueggeberg FA, Margeson DH. The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system. *J Dent Res* 1990;69(10):1652-8.

114. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 2007;28(26):3757-85.
115. Erickson RL. Surface interactions of dentin adhesive materials. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:81-94.
116. Ruyter IE. The chemistry of adhesive agents. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:32-43.
117. Perdigão J. An ultra-morphological study of human dentine exposed to adhesive systems. Doctoral Thesis. Leuven, Belgium: Catholic University of Leuven 1995.
118. Retief DH. Clinical applications of enamel adhesives. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:44-9.
119. Moszner N, Salz U, Zimmermann J. Chemical aspects of self-etching enamel-dentin adhesives: a systematic review. *Dent Mater* 2005;21(10):895-910.
120. Lopes GC, Thys DG, Klaus P, Oliveira GM, Widmer N. Enamel acid etching: a review. *Compend Contin Educ Dent* 2007;28(1):18-24; quiz 25, 42.
121. Barghi N, Knight GT, Berry TG. Comparing two methods of moisture control in bonding to enamel: a clinical study. *Oper Dent* 1991;16(4):130-5.
122. Salz U, Mücke A, Zimmermann J, Tay FR, Pashley DH. pKa value and buffering capacity of acidic monomers commonly used in self-etching *primers*. *J Adhes Dent* 2006;8(3):143-50.
123. Solomons TWG, Fryhle CB. An introduction to organic reactions and their mechanisms: acids and bases. In: *Organic Chemistry*. Wiley; 10 edition 2009:98-136.
124. Maeda T, Yamaguchi K, Takamizawa T, Rikuta A, Tsubota K, Ando S, et al. pH changes of self-etching *primers* mixed with powdered dentine. *J Dent* 2008;36(8):606-10.
125. Dieng-Sarr F, Sharrock P, Dabsie F, Gregoire G. Modifications of the organic and mineral fractions of dental tissues following conditioning by self-etching adhesives. *J Dent* 2011;39(2):141-7.
126. Iwasa M, Tsubota K, Shimamura Y, Ando S, Miyazaki M, Platt JA. pH changes upon mixing of single-step self-etching adhesives with powdered dentin. *J Adhes Dent* 2011;13(3):207-12.
127. Hiraishi N, Nishiyama N, Ikemura K, Yau JY, King NM, Tagami J, et al. Water concentration in self-etching *primers* affects their aggressiveness and bonding efficacy to dentin. *J Dent Res* 2005;84(7):653-8.
128. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Yoshioka M, Snauwaert J, Abe Y, et al. Adhesion to and decalcification of hydroxyapatite by carboxylic acids. *J Dent Res* 2001;80(6):1565-9.
129. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 2004;83(6):454-8.
130. Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Fukegawa D, Hayakawa S, Mine A, et al. Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater* 2010;6(9):3573-82.
131. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent* 2005;7(2):107-16.
132. Nishiyama N, Suzuki K, Yoshida H, Teshima H, Nemoto K. Hydrolytic stability of methacrylamide in acidic aqueous solution. *Biomaterials* 2004;25(6):965-9.
133. Ikemura K, Kadoma Y, Endo T. A review of the developments of self-etching *primers* and adhesives -Effects of acidic adhesive monomers and polymerization initiators on bonding to ground, *smear layer*-covered teeth. *Dent Mater J* 2011.
134. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of composition on rate of polymerization contraction of light-curing resin composites. *Acta Odontol Scand* 2002;60(3):146-50.
135. Tam LE, Khoshand S, Pilliar RM. Fracture resistance of dentin-composite interfaces using different adhesive resin layers. *J Dent* 2001;29(3):217-25.
136. Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of selected components on crosslink density in polymer structures. *Eur J Oral Sci* 2001;109(4):282-5.
137. Nakabayashi N, Takarada K. Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 1992;8(2):125-30.
138. Hitmi L, Bouter D, Degrange M. Influence of drying and HEMA treatment on dentin wettability. *Dent Mater* 2002;18(7):503-11.

139. Imazato S, Imai T, Russell RR, Torii M, Ebisu S. Antibacterial activity of cured dental resin incorporating the antibacterial monomer MDPB and an adhesion-promoting monomer. *J Biomed Mater Res* 1998;39(4):511-5.
140. Chen L, Shen H, Suh BI. Antibacterial dental restorative materials: a state-of-the-art review. *Am J Dent* 2012;25(6):337-46.
141. Paranjpe A, Bordador LC, Wang MY, Hume WR, Jewett A. Resin monomer 2-hydroxyethyl methacrylate (HEMA) is a potent inducer of apoptotic cell death in human and mouse cells. *J Dent Res* 2005;84(2):172-7.
142. Hamid A, Hume WR. The effect of dentine thickness on diffusion of resin monomers in vitro. *J Oral Rehabil* 1997;24(1):20-5.
143. Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM, Rueggeberg FA, Agee KA, Carrilho M, et al. From dry bonding to water-wet bonding to ethanol-wet bonding. A review of the interactions between dentin matrix and solvated resins using a macromodel of the hybrid layer. *Am J Dent* 2007;20(1):7-20.
144. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, et al. Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2005;84(2):183-8.
145. Pashley EL, Zhang Y, Lockwood PE, Rueggeberg FA, Pashley DH. Effects of HEMA on water evaporation from water-HEMA mixtures. *Dent Mater* 1998;14(1):6-10.
146. Jacobsen T, Soderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mater* 1995;11(2):132-6.
147. Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of light intensity on shear bond strength to dentin. *Am J Dent* 1995;8(5):245-8.
148. Sadek FT, Calheiros FC, Cardoso PE, Kawano Y, Tay F, Ferrari M. Early and 24-hour bond strength and degree of conversion of etch-and-rinse and self-etch adhesives. *Am J Dent* 2008;21(1):30-4.
149. Cadenaro M, Antonioli F, Sauro S, Tay FR, Di Lenarda R, Prati C, et al. Degree of conversion and permeability of dental adhesives. *Eur J Oral Sci* 2005;113(6):525-30.
150. Takahashi A, Sato Y, Uno S, Pereira PN, Sano H. Effects of mechanical properties of adhesive resins on bond strength to dentin. *Dent Mater* 2002;18(3):263-8.
151. Yiu CK, King NM, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Carrilho MR, et al. Effect of resin hydrophilicity and water storage on resin strength. *Biomaterials* 2004;25(26):5789-96.
152. Nakajima M, Okuda M, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Dimensional changes and ultimate tensile strengths of wet decalcified dentin applied with one-bottle adhesives. *Dent Mater* 2002;18(8):603-8.
153. Solomons TWG, Fryhle CB. Families of carbon compounds: functional groups, intermolecular forces and infrared spectroscopy. Wiley; 10 edition 2009:53-97.
154. Yiu CK, Pashley EL, Hiraishi N, King NM, Goracci C, Ferrari M, et al. Solvent and water retention in dental adhesive blends after evaporation. *Biomaterials* 2005;26(34):6863-72.
155. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Inoue S, Yoshida Y, Perdigao J, et al. Bonding to Enamel and Dentin (Chapter 8). In: *Fundamentals of Operative Dentistry*. Summit J. Robbins, J, Hilton T, Schwartz R. Quintessence Publishing Co Inc., U.S.; 3rd Revised edition 2006:183-260.
156. Cardoso Pde C, Loguercio AD, Vieira LC, Baratieri LN, Reis A. Effect of prolonged application times on resin-dentin bond strengths. *J Adhes Dent* 2005;7(2):143-9.
157. Garcia G, Fernandes KB, Garcia FC, D'Alpino PH, da Rocha Svizero N, Wang L. Solvent retention of contemporary commercial dentin bonding agents in a demineralized dentin matrix. *Eur J Dent* 2010;4(3):293-7.
158. Miyazaki M, Platt JA, Onose H, Moore BK. Influence of dentin primer application methods on dentin bond strength. *Oper Dent* 1996;21(4):167-72.
159. Endo T, Osada T, Finger WJ, Hoffmann M, Kanehira M, Komatsu M. Effect of oxygen inhibition of self-etching adhesives on enamel-dentin polymer bond. *J Adhes Dent* 2007;9(1):33-8.
160. Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials* 2003;24(4):655-65.
161. Malacarne J, Carvalho RM, de Goes MF, Svizero N, Pashley DH, Tay FR, et al. Water sorption/solubility of dental adhesive resins. *Dent Mater* 2006;22(10):973-80.

162. Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Influence of water-storage time on the sorption and solubility behavior of current adhesives and *primer*/adhesive mixtures. *Oper Dent* 2007;32(1):53-9.
163. Ito S, Hashimoto M, Wadgaonkar B, Svizero N, Carvalho RM, Yiu C, et al. Effects of resin hydrophilicity on water sorption and changes in modulus of elasticity. *Biomaterials* 2005;26(33):6449-59.
164. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, et al. Effect of fracture strength of *primer*-adhesive mixture on bonding effectiveness. *Dent Mater* 2005;21(5):413-20.
165. Sanares AM, Itthagarun A, King NM, Tay FR, Pashley DH. Adverse surface interactions between one-bottle light-cured adhesives and chemical-cured composites. *Dent Mater* 2001;17(6):542-56.
166. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Resin-based composites (Chapter 13) In: Phillips' Science of Dental Materials. 12th ed.. ELSEVIER Saunders 2013.
167. Janda R, Roulet JF, Kaminsky M, Steffin G, Latta M. Color stability of resin matrix restorative materials as a function of the method of light activation. *Eur J Oral Sci* 2004;112(3):280-5.
168. Moss L, Rueggeberg, F.A., Satnsbury J.W. Effect of solvent type on absorption profile of camphorquinone. *J Dent Res; Abstract 1969* 2002;81(Special Issue A:A-255).
169. Tay FR, Pashley DH, Yiu CK, Sanares AM, Wei SH. Factors contributing to the incompatibility between simplified-step adhesives and chemically-cured or dual-cured composites. Part I. Single-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 2003;5(1):27-40.
170. Zheng L, Pereira PN, Nakajima M, Sano H, Tagami J. Relationship between adhesive thickness and microtensile bond strength. *Oper Dent* 2001;26(1):97-104.
171. Salz U, Zimmermann J, Salzer T. Self-curing, self-etching adhesive cement systems. *J Adhes Dent* 2005;7(1):7-17.
172. Frankenberger R, Lopes M, Perdigao J, Ambrose WW, Rosa BT. The use of flowable composites as filled adhesives. *Dent Mater* 2002;18(3):227-38.
173. Tay FR, Pashley DH, Yiu C, Cheong C, Hashimoto M, Itou K, et al. Nanoleakage types and potential implications: evidence from unfilled and filled adhesives with the same resin composition. *Am J Dent* 2004;17(3):182-90.
174. Di Hipolito V, Reis AF, Mitra SB, de Goes MF. Interaction morphology and bond strength of nanofilled simplified-step adhesives to acid etched dentin. *Eur J Dent* 2012;6(4):349-60.
175. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater* 2001;17(5):373-80.
176. Miyazaki M, Ando S, Hinoura K, Onose H, Moore BK. Influence of filler addition to bonding agents on shear bond strength to bovine dentin. *Dent Mater* 1995;11(4):234-8.
177. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 1993;72(10):1434-42.
178. Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations--a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002;18(4):295-303.
179. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res* 2000;79(3):812-7.
180. Yoshida Y, Shirai K, Nakayama Y, Itoh M, Okazaki M, Shintani H, et al. Improved filler-matrix coupling in resin composites. *J Dent Res* 2002;81(4):270-3.
181. Perdigao J, Sezinando A, Monteiro PC. Laboratory bonding ability of a multi-purpose dentin adhesive. *Am J Dent* 2012;25(3):153-8.
182. Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, et al. Bonding effectiveness of a new 'multi-mode' adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 2012;40(6):475-84.
183. Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, et al. Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. *J Dent* 2013.
184. Munoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio AD, Bombarda NH. Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* 2013;41(5):404-11.

185. Cavalleiro A, Ramos JC. Adesão e sistemas adesivos (Capítulo 1): Em: Estética em Medicina Dentária. João Carlos Ramos e colaboradores; 1ª edição; Depósito legal 296018/09. Registo IGAC 1860/2009 2009:13-26.
186. Buonocore M, Brudevold F, Wileman W. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 1956;35(6):846-51.
187. Bowen RL. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues. II. Bonding to dentin promoted by a surface-active comonomer. *J Dent Res* 1965;44(5):895-902.
188. Alexieva C. Character of the hard tooth tissue-polymer bond. II. Study of the interaction of human tooth enamel and dentin with N-phenylglycine-glycidyl methacrylate adduct. *J Dent Res* 1979;58(9):1884-6.
189. Wolinsky LE, Armstrong RV, Seghi RR. The determination of ionic bonding interactions of N-phenyl glycine and N-(2-hydroxy-3-methacryloxypropyl)-N-phenyl glycine as measured by carbon-13 NMR analysis. *J Dent Res* 1993;72(1):72-7.
190. Eliades GC, Caputo AA, Vougiouklakis GJ. Composition, wetting properties and bond strength with dentin of 6 new dentin adhesives. *Dent Mater* 1985;1(5):170-6.
191. Huang GT, Soderholm KJ. In vitro investigation of shear bond strength of a phosphate based dentinal bonding agent. *Scand J Dent Res* 1989;97(1):84-92.
192. Eick JD, Cobb CM, Chappell RP, Spencer P, Robinson SJ. The dentinal surface: its influence on dentinal adhesion. Part I. *Quintessence Int* 1991;22(12):967-77.
193. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res* 1984;63(12):1396-9.
194. Van Meerbeek B, Peumans M, Verschueren M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, et al. Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1994;73(11):1690-702.
195. Tyas MJ, Burns GA, Byrne PF, Cunningham PJ, Dobson BC, Widdop FT. Clinical evaluation of Scotchbond: three-year results. *Aust Dent J* 1989;34(3):277-9.
196. Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. *J Dent Res* 1979;58(4):1364-70.
197. Macko DJ, Rutberg M, Langeland K. Pulpal response to the application of phosphoric acid to dentin. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1978;45(6):930-46.
198. Bowen RL, Cobb EN, Rapson JE. Adhesive bonding of various materials to hard tooth tissues: improvement in bond strength to dentin. *J Dent Res* 1982;61(9):1070-6.
199. Bowen RL, Marjenhoff WA. Development of an adhesive bonding system. *Oper Dent* 1992;Suppl 5:75-80.
200. Nakabayashi N, Watanabe A, Gendusa NJ. Dentin adhesion of "modified" 4-META/MMA-TBB resin: function of HEMA. *Dent Mater* 1992;8(4):259-64.
201. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. *J Am Dent Assoc* 2000;131 Suppl:20S-25S.
202. Van Meerbeek B, Van Landuyt K, De Munck J, Hashimoto M, Peumans M, Lambrechts P, et al. Technique-sensitivity of contemporary adhesives. *Dent Mater J* 2005;24(1):1-13.
203. Pashley DH. The effects of acid etching on the pulpodentin complex. *Oper Dent* 1992;17(6):229-42.
204. Perdigo J, Lambrechts P, van Meerbeek B, Tome AR, Vanherle G, Lopes AB. Morphological field emission-SEM study of the effect of six phosphoric acid etching agents on human dentin. *Dent Mater* 1996;12(4):262-71.
205. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res* 1975;9(5):373-87.
206. Chow LC, Brown WE. Phosphoric acid conditioning of teeth for pit and fissure sealants. *J Dent Res* 1973;52(5):1158.
207. Zidan O, Hill G. Phosphoric acid concentration: enamel surface loss and bonding strength. *J Prosthet Dent* 1986;55(3):388-92.
208. Manson-Rahemtulla B, Retief DH, Jamison HC. Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J Prosthet Dent* 1984;51(4):495-8.

209. Perdigão J, Lopes L, Lambrechts P, Leitão J, Van Meerbeek B, Vanherle G. Effects of a self-etching *primer* on enamel shear bond strengths and SEM morphology. *Am J Dent* 1997;10(3):141-6.
210. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992;71(8):1530-40.
211. Swift EJ, Jr., Cloe BC. Shear bond strengths of new enamel etchants. *Am J Dent* 1993;6(3):162-4.
212. Triolo PT, Jr., Swift EJ, Jr., Mudgil A, Levine A. Effects of etching time on enamel bond strengths. *Am J Dent* 1993;6(6):302-4.
213. Gardner A, Hobson R. Variations in acid-etch patterns with different acids and etch times. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2001;120(1):64-7.
214. Cerci B, Roman L, Filho O, Camargo E, Tanaka O. Dental enamel roughness with different acid etching times: atomic force microscopy study. *Eur J Gen Dent* 2012;1(3):187-91.
215. Summitt JB, Chan DC, Burgess JO, Dutton FB. Effect of air/water rinse versus water only and of five rinse times on resin-to-etched-enamel shear bond strength. *Oper Dent* 1992;17(4):142-51.
216. Guba CJ, Cochran MA, Swartz ML. The effects of varied etching time and etching solution viscosity on bond strength and enamel morphology. *Oper Dent* 1994;19(4):146-53.
217. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Bonding to ground versus unground enamel in fluorosed teeth. *Dent Mater* 2007;23(10):1250-5.
218. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. *J Dent* 1999;27(7):523-30.
219. Hashimoto M, Ohno H, Yoshida E, Hori M, Sano H, Kaga M, et al. Resin-enamel bonds made with self-etching *primers* on ground enamel. *Eur J Oral Sci* 2003;111(5):447-53.
220. Hannig M, Bock H, Bott B, Hoth-Hannig W. Inter-crystallite nanoretention of self-etching adhesives at enamel imaged by transmission electron microscopy. *Eur J Oral Sci* 2002;110(6):464-70.
221. Perdigão J, Lopes MM, Gomes G. In vitro bonding performance of self-etch adhesives: II--ultramorphological evaluation. *Oper Dent* 2008;33(5):534-49.
222. Pashley DH, Tay FR. Aggressiveness of contemporary self-etching adhesives. Part II: etching effects on unground enamel. *Dent Mater* 2001;17(5):430-44.
223. Ibarra G, Vargas MA, Geurtsen W. Interfacial and surface characterization of two self-etching adhesive systems and a total-etch adhesive after bonding to ground and unground bovine enamel--a qualitative study. *Clin Oral Investig* 2006;10(4):331-41.
224. Di Hipolito V, de Goes MF, Carrilho MR, Chan DC, Daronch M, Sinhoreti MA. SEM evaluation of contemporary self-etching *primers* applied to ground and unground enamel. *J Adhes Dent* 2005;7(3):203-11.
225. Busscher HJ, Retief DH, Arends J. Relationship between surface-free energies of dental resins and bond strengths to etched enamel. *Dent Mater* 1987;3(2):60-3.
226. Jendresen MD, Glantz PO, Baier RE, Eick JD. Microtopography and clinical adhesiveness of an acid etched tooth surface. An in-vivo study. *Acta Odontol Scand* 1981;39(1):47-53.
227. Marshall GW, Jr., Inai N, Wu-Magidi IC, Balooch M, Kinney JH, Tagami J, et al. Dentin demineralization: effects of dentin depth, pH and different acids. *Dent Mater* 1997;13(6):338-43.
228. Brajdic D, Krznaric OM, Azinovic Z, Macan D, Baranovic M. Influence of different etching times on dentin surface morphology. *Coll Antropol* 2008;32(3):893-900.
229. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Horner JA. Permeability of dentin to adhesive agents. *Quintessence Int* 1993;24(9):618-31.
230. Aguilar-Mendoza JA, Rosales-Leal JI, Rodriguez-Valverde MA, Cabrerizo-Vilchez MA. Effect of acid etching on dentin wettability and roughness: self-etching *primers* versus phosphoric acid. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;84(1):277-85.
231. Schupbach P, Krejci I, Lutz F. Dentin bonding: effect of tubule orientation on hybrid-layer formation. *Eur J Oral Sci* 1997;105(4):344-52.

232. Ma S, Cai J, Zhan X, Wu Y. Effects of etchant on the nanostructure of dentin: an atomic force microscope study. *Scanning* 2009;31(1):28-34.
233. Skupien JA, Susin AH, Angst PD, Anesi R, Machado P, Bortolotto T, et al. Micromorphological effects and the thickness of the hybrid layer - a comparison of current adhesive systems. *J Adhes Dent* 2010;12(6):435-42.
234. Eliades G, Palaghias G, Vougiouklakis G. Effect of acidic conditioners on dentin morphology, molecular composition and collagen conformation in situ. *Dent Mater* 1997;13(1):24-33.
235. Eliades G, Vougiouklakis G, Palaghias G. Effect of dentin *primers* on the morphology, molecular composition and collagen conformation of acid-demineralized dentin in situ. *Dent Mater* 1999;15(5):310-7.
236. El Feninat F, Ellis TH, Sacher E, Stangel I. A tapping mode AFM study of collapse and denaturation in dentinal collagen. *Dent Mater* 2001;17(4):284-8.
237. El Feninat F, Ellis TH, Sacher E, Stangel I. Moisture-dependent renaturation of collagen in phosphoric acid etched human dentin. *J Biomed Mater Res* 1998;42(4):549-53.
238. Breschi L, Gobbi P, Lopes M, Prati C, Falconi M, Teti G, et al. Immunocytochemical analysis of dentin: a double-labeling technique. *J Biomed Mater Res A* 2003;67(1):11-7.
239. Perdigao J, Lopes M, Geraldini S, Lopes GC, Garcia-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent Mater* 2000;16(5):311-23.
240. Aguilera FS, Osorio R, Osorio E, Moura P, Toledano M. Bonding efficacy of an acetone/based etch-and-rinse adhesive after dentin deproteinization. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(4):e649-54.
241. Aguilera FS, Osorio R, Osorio E, Moura P, Toledano M. Wetting ability of an acetone/based etch&rinse adhesive after NaOCl-treatment. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2012;17(4):e644-8.
242. Opdam NJ, Feilzer AJ, Roeters JJ, Smale I. Class I occlusal composite resin restorations: in vivo post-operative sensitivity, wall adaptation, and microleakage. *Am J Dent* 1998;11(5):229-34.
243. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Verdonchot EH. Marginal integrity and postoperative sensitivity in Class 2 resin composite restorations in vivo. *J Dent* 1998;26(7):555-62.
244. Unemori M, Matsuya Y, Akashi A, Goto Y, Akamine A. Self-etching adhesives and postoperative sensitivity. *Am J Dent* 2004;17(3):191-5.
245. Gordan VV, Mjor IA. Short- and long-term clinical evaluation of post-operative sensitivity of a new resin-based restorative material and self-etching *primer*. *Oper Dent* 2002;27(6):543-8.
246. Swift EJ, Jr., Perdigao J, Heymann HO, Ritter AV. Shear bond strengths of one-bottle adhesives to moist enamel. *J Esthet Dent* 1999;11(2):103-7.
247. Moll K, Gartner T, Haller B. Effect of moist bonding on composite/enamel bond strength. *Am J Dent* 2002;15(2):85-90.
248. Jain P, Stewart GP. Effect of dentin *primer* on shear bond strength of composite resin to moist and dry enamel. *Oper Dent* 2000;25(1):51-8.
249. Furuse AY, Cunha LF, Moresca R, Paganelli G, Mondelli RF, Mondelli J. Enamel wetness effects on bond strength using different adhesive systems. *Oper Dent* 2011;36(3):274-80.
250. Gwinnett AJ. Chemically conditioned dentin: a comparison of conventional and environmental scanning electron microscopy findings. *Dent Mater* 1994;10(3):150-5.
251. Rosales JI, Marshall GW, Marshall SJ, Watanabe LG, Toledano M, Cabrerizo MA, et al. Acid-etching and hydration influence on dentin roughness and wettability. *J Dent Res* 1999;78(9):1554-9.
252. Attal JP, Asmussen E, Degrange M. Effects of surface treatment on the free surface energy of dentin. *Dent Mater* 1994;10(4):259-64.
253. Eliades G. Clinical relevance of the formulation and testing of dentine bonding systems. *J Dent* 1994;22(2):73-81.
254. Reis A, Loguercio AD, Azevedo CL, de Carvalho RM, da Julio Singer M, Grande RH. Moisture spectrum of demineralized dentin for adhesive systems with different solvent bases. *J Adhes Dent* 2003;5(3):183-92.
255. Pashley DH, Carvalho RM, Tay FR, Agee KA, Lee KW. Solvation of dried dentin matrix by water and other polar solvents. *Am J Dent* 2002;15(2):97-102.

256. Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid-conditioned, moist, and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive *primers*. J Dent Res 1996;75(4):1034-44.
257. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Sano H, Endo K, Oguchi H. The extent to which resin can infiltrate dentin by acetone-based adhesives. J Dent Res 2002;81(1):74-8.
258. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. J Dent Res 1998;77(1):50-9.
259. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. Oper Dent 2000;25(4):324-30.
260. Carvalho RM, Mendonca JS, Santiago SL, Silveira RR, Garcia FC, Tay FR, et al. Effects of HEMA/solvent combinations on bond strength to dentin. J Dent Res 2003;82(8):597-601.
261. Perdigao J, Frankenberger R. Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. Quintessence Int 2001;32(5):385-90.
262. Perdigao J, Van Meerbeek B, Lopes MM, Ambrose WW. The effect of a re-wetting agent on dentin bonding. Dent Mater 1999;15(4):282-95.
263. Finger WJ, Balkenhol M. Rewetting strategies for bonding to dry dentin with an acetone-based adhesive. J Adhes Dent 2000;2(1):51-6.
264. Kanca J, 3rd. Effect of resin *primer* solvents and surface wetness on resin composite bond strength to dentin. Am J Dent 1992;5(4):213-5.
265. Gwinnett AJ. Moist versus dry dentin: its effect on shear bond strength. Am J Dent 1992;5(3):127-9.
266. Perdigao J, Swift EJ, Cloe BC. Effects of etchants, surface moisture, and resin composite on dentin bond strengths. Am J Dent 1993;6(2):61-4.
267. Tay FR, Gwinnett JA, Wei SH. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free acetone-based, single-bottle *primer*/adhesives. Dent Mater 1996;12(4):236-44.
268. Pereira GD, Paulillo LA, De Goes MF, Dias CT. How wet should dentin be? Comparison of methods to remove excess water during moist bonding. J Adhes Dent 2001;3(3):257-64.
269. Mohan B, Kandaswamy D. A confocal microscopic evaluation of resin-dentin interface using adhesive systems with three different solvents bonded to dry and moist dentin in vitro study. Quintessence Int 2005;36(7-8):511-21.
270. Reis A, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Gones OM, Patzlaff R, Loguercio AD. Impact of adhesive application to wet and dry dentin on long-term resin-dentin bond strengths. Oper Dent 2007;32(4):380-7.
271. Tay FR, Pashley DH. Have dentin adhesives become too hydrophilic? J Can Dent Assoc 2003;69(11):726-31.
272. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. J Dent 2002;30(7-8):371-82.
273. Kanca J, 3rd. Improving bond strength through acid etching of dentin and bonding to wet dentin surfaces. J Am Dent Assoc 1992;123(9):35-43.
274. Nakajima M, Kanemura N, Pereira PN, Tagami J, Pashley DH. Comparative microtensile bond strength and SEM analysis of bonding to wet and dry dentin. Am J Dent 2000;13(6):324-8.
275. Hegde M, Manjunath J. Bond Strength of Newer Dentin Bonding Agents in Different Clinical Situations. Oper Dent 2011.
276. Susin AH, Vasconcellos WA, Saad JR, Oliveira Junior OB. Tensile bond strength of self-etching versus total-etching adhesive systems under different dentinal substrate conditions. Braz Oral Res 2007;21(1):81-6.
277. Manso AP, Marquezini L, Jr., Silva SM, Pashley DH, Tay FR, Carvalho RM. Stability of wet versus dry bonding with different solvent-based adhesives. Dent Mater 2008;24(4):476-82.
278. Dal-Bianco K, Pellizzaro A, Patzlaff R, de Oliveira Bauer JR, Loguercio AD, Reis A. Effects of moisture degree and rubbing action on the immediate resin-dentin bond strength. Dent Mater 2006;22(12):1150-6.
279. Loguercio AD, Loeblein F, Cherobin T, Ogliaeri F, Piva E, Reis A. Effect of solvent removal on adhesive properties of simplified etch-and-rinse systems and on bond strengths to dry and wet dentin. J Adhes Dent 2009;11(3):213-9.
280. Perdigao J, Carmo AR, Geraldini S. Eighteen-month clinical evaluation of two dentin adhesives applied on dry vs moist dentin. J Adhes Dent 2005;7(3):253-8.

281. Loguercio AD, Raffo J, Bassani F, Balestrini H, Santo D, do Amaral RC, et al. 24-month clinical evaluation in non-cariious cervical lesions of a two-step etch-and-rinse adhesive applied using a rubbing motion. *Clin Oral Investig* 2011;15(4):589-96.
282. el-Din AK, Abd el-Mohsen MM. Effect of changing application times on adhesive systems bond strengths. *Am J Dent* 2002;15(5):321-4.
283. Ikeda T, De Munck J, Shirai K, Hikita K, Inoue S, Sano H, et al. Effect of evaporation of *primer* components on ultimate tensile strengths of *primer*-adhesive mixture. *Dent Mater* 2005;21(11):1051-8.
284. Gregoire GL, Akon BA, Millas A. Interfacial micromorphological differences in hybrid layer formation between water- and solvent-based dentin bonding systems. *J Prosthet Dent* 2002;87(6):633-41.
285. Sarr M, Kane AW, Vreven J, Mine A, Van Landuyt KL, Peumans M, et al. Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Oper Dent* 2010;35(1):94-104.
286. Salvio LA, Hipolito VD, Martins AL, Goes MF. Hybridization quality and bond strength of adhesive systems according to interaction with dentin. *Eur J Dent* 2013;7(3):315-26.
287. Langer A, Ilie N. Dentin infiltration ability of different classes of adhesive systems. *Clin Oral Investig* 2013;17(1):205-16.
288. D'Arcangelo C, Vanini L, Prosperi GD, Di Bussolo G, De Angelis F, D'Amario M, et al. The influence of adhesive thickness on the microtensile bond strength of three adhesive systems. *J Adhes Dent* 2009;11(2):109-15.
289. Torii Y, Itou K, Hikasa R, Iwata S, Nishitani Y. Enamel tensile bond strength and morphology of resin-enamel interface created by acid etching system with or without moisture and self-etching priming system. *J Oral Rehabil* 2002;29(6):528-33.
290. Mortazavi V, Fathi M, Ataei E, Khodaeian N, Askari N. Shear bond strengths and morphological evaluation of filled and unfilled adhesive interfaces to enamel and dentine. *Int J Dent* 2012;2012:858459.
291. Tang AT, Bjorkman L, Adamczak E, Andlin-Sobocki A, Ekstrand J. In vitro shear bond strength of orthodontic bondings without liquid resin. *Acta Odontol Scand* 2000;58(1):44-8.
292. Giachetti L, Bertini F, Scaminaci Russo D. Investigation into the nature of dentin resin tags: a scanning electron microscopic morphological analysis of demineralized bonded dentin. *J Prosthet Dent* 2004;92(3):233-8.
293. Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Kuboki T, Yoshida Y, et al. Bonding effectiveness and interfacial characterization of a HEMA/TEGDMA-free three-step etch&rinse adhesive. *J Dent* 2008;36(10):767-73.
294. Wang Y, Spencer P. Analysis of acid-treated dentin smear debris and smear layers using confocal Raman microscopy. *J Biomed Mater Res* 2002;60(2):300-8.
295. Thomas HF. The lamina limitans of human dentinal tubules. *J Dent Res* 1984;63(8):1064-6.
296. Gwinnett AJ. Quantitative contribution of resin infiltration/hybridization to dentin bonding. *Am J Dent* 1993;6(1):7-9.
297. Tao L, Pashley DH. Shear bond strengths to dentin: effects of surface treatments, depth and position. *Dent Mater* 1988;4(6):371-8.
298. Lohbauer U, Nikolaenko SA, Petschelt A, Frankenberger R. Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2008;10(2):97-103.
299. Spencer P, Ye Q, Park J, Topp EM, Misra A, Marangos O, et al. Adhesive/Dentin interface: the weak link in the composite restoration. *Ann Biomed Eng* 2010;38(6):1989-2003.
300. Toledano M, Osorio R, Ceballos L, Fuentes MV, Fernandes CA, Tay FR, et al. Microtensile bond strength of several adhesive systems to different dentin depths. *Am J Dent* 2003;16(5):292-8.
301. Pegado RE, do Amaral FL, Florio FM, Basting RT. Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *Eur J Dent* 2010;4(2):110-7.
302. Schiltz-Taing M, Wang Y, Suh B, Brown D, Chen L. Effect of tubular orientation on the dentin bond strength of acidic self-etch adhesives. *Oper Dent* 2011;36(1):86-91.
303. Coutinho E, Cardoso MV, Fernandes CP, Neves AA, Gouvea CV, Van Landuyt KL, et al. Nanoleakage distribution at adhesive-dentin interfaces in 3D. *J Dent Res* 2011;90(8):1019-25.

304. Sano H, Shono T, Takatsu T, Hosoda H. Microporous dentin zone beneath resin-impregnated layer. *Oper Dent* 1994;19(2):59-64.
305. Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;20(1):18-25.
306. Wang Y, Spencer P. Hybridization efficiency of the adhesive/dentin interface with wet bonding. *J Dent Res* 2003;82(2):141-5.
307. Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 2002;81(7):472-6.
308. Tay FR, Pashley DH. Water treeing--a potential mechanism for degradation of dentin adhesives. *Am J Dent* 2003;16(1):6-12.
309. Tay FR, Pashley DH, Garcia-Godoy F, Yiu CK. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent* 2004;17(5):315-22.
310. Scott JE, Thomlinson AM. The structure of interfibrillar proteoglycan bridges (shape modules) in extracellular matrix of fibrous connective tissues and their stability in various chemical environments. *J Anat* 1998;192 (Pt 3):391-405.
311. Pereira PN, Bedran-de-Castro AK, Duarte WR, Yamauchi M. Removal of noncollagenous components affects dentin bonding. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007;80(1):86-91.
312. Hashimoto M, Ito S, Tay FR, Svizero NR, Sano H, Kaga M, et al. Fluid movement across the resin-dentin interface during and after bonding. *J Dent Res* 2004;83(11):843-8.
313. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res* 2000;79(6):1385-91.
314. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. Resin-tooth adhesive interfaces after long-term function. *Am J Dent* 2001;14(4):211-5.
315. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res* 2003;82(2):136-40.
316. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Kaga M, Oguchi H. In vitro degradation of resin-dentin bonds analyzed by microtensile bond test, scanning and transmission electron microscopy. *Biomaterials* 2003;24(21):3795-803.
317. Carrilho MR, Carvalho RM, Tay FR, Yiu C, Pashley DH. Durability of resin-dentin bonds related to water and oil storage. *Am J Dent* 2005;18(6):315-9.
318. Pioch T, Staehle HJ, Duschner H, Garcia-Godoy F. Nanoleakage at the composite-dentin interface: a review. *Am J Dent* 2001;14(4):252-8.
319. Carrilho MR, Carvalho RM, de Goes MF, di Hipolito V, Geraldini S, Tay FR, et al. Chlorhexidine preserves dentin bond in vitro. *J Dent Res* 2007;86(1):90-4.
320. Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Long-term TEM analysis of the nanoleakage patterns in resin-dentin interfaces produced by different bonding strategies. *Dent Mater* 2007;23(9):1164-72.
321. Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Suzuki K, et al. Effect of cavity configuration and aging on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater* 2005;21(2):110-24.
322. Reis AF, Arrais CA, Novaes PD, Carvalho RM, De Goes MF, Giannini M. Ultramorphological analysis of resin-dentin interfaces produced with water-based single-step and two-step adhesives: nanoleakage expression. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2004;71(1):90-8.
323. Van Landuyt KL, De Munck J, Mine A, Cardoso MV, Peumans M, Van Meerbeek B. Filler debonding & subhybrid-layer failures in self-etch adhesives. *J Dent Res* 2010;89(10):1045-50.
324. Reis AF, Giannini M, Pereira PN. Effects of a peripheral enamel bond on the long-term effectiveness of dentin bonding agents exposed to water in vitro. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2008;85(1):10-7.
325. Gamborgi GP, Loguercio AD, Reis A. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds. *J Dent* 2007;35(5):371-6.

326. Toledano M, Osorio R, Osorio E, Aguilera FS, Yamauti M, Pashley DH, et al. Durability of resin-dentin bonds: effects of direct/indirect exposure and storage media. *Dent Mater* 2007;23(7):885-92.
327. De Munck J, Shirai K, Yoshida Y, Inoue S, Van Landuyt K, Lambrechts P, et al. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. *Oper Dent* 2006;31(4):456-65.
328. Osorio R, Pisani-Proenca J, Erhardt MC, Osorio E, Aguilera FS, Tay FR, et al. Resistance of ten contemporary adhesives to resin-dentine bond degradation. *J Dent* 2008;36(2):163-9.
329. Abdalla AI, Feilzer AJ. Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *J Dent* 2008;36(8):611-7.
330. Abdalla AI, El Eraki M, Feilzer AJ. The effect of direct and indirect water storage on the microtensile dentin bond strength of a total-etch and two self-etching adhesives. *Am J Dent* 2007;20(6):370-4.
331. Donmez N, Belli S, Pashley DH, Tay FR. Ultrastructural correlates of in vivo/in vitro bond degradation in self-etch adhesives. *J Dent Res* 2005;84(4):355-9.
332. do Amaral RC, Stanislawczuk R, Zander-Grande C, Michel MD, Reis A, Loguercio AD. Active application improves the bonding performance of self-etch adhesives to dentin. *J Dent* 2009;37(1):82-90.
333. Loguercio AD, Stanislawczuk R, Mena-Serrano A, Reis A. Effect of 3-year water storage on the performance of one-step self-etch adhesives applied actively on dentine. *J Dent* 2011;39(8):578-87.
334. Vinagre A. Fotopolimerização de resinas compostas: avaliação da eficácia de aparelhos de luz subjacentes à tecnologia de díodos emissores de luz (LEDs). Provas de Aptidão Pedagógica e Capacidade Científica 2006.
335. Pioch T, Staehle HJ, Wurst M, Duschner H, Dorfer C. The nanoleakage phenomenon: influence of moist vs dry bonding. *J Adhes Dent* 2002;4(1):23-30.
336. Toledano M, Osorio R, de Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 2001;14(4):205-10.
337. Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, Jaecques S, Peumans M, Lambrechts P, et al. Are one-step adhesives easier to use and better performing? Multifactorial assessment of contemporary one-step self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2009;11(3):175-90.
338. Tay FR, King NM, Chan KM, Pashley DH. How can nanoleakage occur in self-etching adhesive systems that demineralize and infiltrate simultaneously? *J Adhes Dent* 2002;4(4):255-69.
339. Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley EL, Pashley DH. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhes Dent* 2000;2(2):83-98.
340. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR. A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials* 2005;26(9):1035-42.
341. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, et al. Origin of interfacial droplets with one-step adhesives. *J Dent Res* 2007;86(8):739-44.
342. Gregoire G, Dabsie F, Dieng-Sarr F, Akon B, Sharrock P. Solvent composition of one-step self-etch adhesives and dentine wettability. *J Dent* 2011;39(1):30-9.
343. Aguilar-Mendoza JA, Rosales-Leal JI, Rodriguez-Valverde MA, Gonzalez-Lopez S, Cabrerizo-Vilchez MA. Wettability and bonding of self-etching dental adhesives. Influence of the smear layer. *Dent Mater* 2008;24(7):994-1000.
344. Tay FR, Lai CN, Chersoni S, Pashley DH, Mak YF, Suppa P, et al. Osmotic blistering in enamel bonded with one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2004;83(4):290-5.
345. Hashimoto M, Fujita S, Endo K. Bonding of self-etching adhesives on dehydrated dentin. *J Adhes Dent* 2011;13(1):49-54.
346. Van Landuyt KL, Mine A, De Munck J, Coutinho E, Peumans M, Jaecques S, et al. Technique sensitivity of water-free one-step adhesives. *Dent Mater* 2008;24(9):1258-67.
347. Faria ESAL, Fabiao MM, Sfalcin RA, de Souza Meneses M, Santos-Filho PC, Soares PV, et al. Bond Strength of One-Step Adhesives under Different Substrate Moisture Conditions. *Eur J Dent* 2009;3(4):290-6.
348. Hashimoto M, Fujita S, Kaga M, Yawaka Y. Effect of water on bonding of one-bottle self-etching adhesives. *Dent Mater* 2008;27(2):172-8.

349. De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 2005;30(1):39-49.
350. Gregoire G, Millas A. Microscopic evaluation of dentin interface obtained with 10 contemporary self-etching systems: correlation with their pH. *Oper Dent* 2005;30(4):481-91.
351. Chan KM, Tay FR, King NM, Imazato S, Pashley DH. Bonding of mild self-etching primers/adhesives to dentin with thick smear layers. *Am J Dent* 2003;16(5):340-6.
352. Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellems L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. *J Dent Res* 2000;79(2):709-14.
353. Van Landuyt KL, Yoshida Y, Hirata I, Snauwaert J, De Munck J, Okazaki M, et al. Influence of the chemical structure of functional monomers on their adhesive performance. *J Dent Res* 2008;87(8):757-61.
354. Perdigao J, Geraldini S. Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact versus prepared enamel. *J Esthet Restor Dent* 2003;15(1):32-41; discussion 42.
355. Perdigao J, Gomes G, Duarte S, Jr., Lopes MM. Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer. *Oper Dent* 2005;30(4):492-9.
356. Reis A, Moura K, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, de Andrade AM, Loguercio AD. Durability of enamel bonding using one-step self-etch systems on ground and unground enamel. *Oper Dent* 2009;34(2):181-91.
357. Nazari A, Shimada Y, Sadr A, Tagami J. Pre-etching <I>vs.</I> grinding in promotion of adhesion to intact enamel using self-etch adhesives. *Dent Mater J* 2012.
358. Erickson RL, Barkmeier WW, Kimmes NS. Bond strength of self-etch adhesives to pre-etched enamel. *Dent Mater* 2009;25(10):1187-94.
359. Devarasa GM, Subba Reddy VV, Chaitra NL, Swarna YM. Self-etching adhesive on intact enamel, with and without pre-etching. *Microsc Res Tech* 2012;75(5):650-4.
360. Perdigao J, Gomes G, Gondo R, Fundingsland JW. In vitro bonding performance of all-in-one adhesives. Part I--microtensile bond strengths. *J Adhes Dent* 2006;8(6):367-73.
361. Beloica M, Goracci C, Carvalho CA, Radovic I, Margvelashvili M, Vulicevic ZR, et al. Microtensile vs microshear bond strength of all-in-one adhesives to unground enamel. *J Adhes Dent* 2010;12(6):427-33.
362. Hipolito VD, Alonso RC, Carrilho MR, Anauate Netto C, Sinhorette MA, Goes MF. Microtensile bond strength test and failure analysis to assess bonding characteristics of different adhesion approaches to ground versus unground enamel. *Braz Dent J* 2011;22(2):122-8.
363. Ibarra G, Vargas MA, Armstrong SR, Cobbb DS. Microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground and unground enamel. *J Adhes Dent* 2002;4(2):115-24.
364. Pivetta MR, Moura SK, Barroso LP, Lascala AC, Reis A, Loguercio AD, et al. Bond strength and etching pattern of adhesive systems to enamel: effects of conditioning time and enamel preparation. *J Esthet Restor Dent* 2008;20(5):322-35; discussion 36.
365. Moura SK, Reis A, Pelizzaro A, Dal-Bianco K, Loguercio AD, Arana-Chavez VE, et al. Bond strength and morphology of enamel using self-etching adhesive systems with different acidities. *J Appl Oral Sci* 2009;17(4):315-25.
366. El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract* 2007;8(2):17-24.
367. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to enamel. *Am J Dent* 2003;16(5):329-34.
368. Osorio R, Monticelli F, Moreira MA, Osorio E, Toledano M. Enamel-resin bond durability of self-etch and etch & rinse adhesives. *Am J Dent* 2009;22(6):371-5.
369. Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, et al. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent* 2007;9(6):537-45.

370. Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 2006;34(1):77-85.
371. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent* 2008;10(5):339-44.
372. Schlueter N, Peutzfeldt A, Ganss C, Lussi A. Does tin pre-treatment enhance the bond strength of adhesive systems to enamel? *J Dent* 2013;41(7):642-52.
373. Li N, Nikaido T, Alireza S, Takagaki T, Chen JH, Tagami J. Phosphoric acid-etching promotes bond strength and formation of acid-base resistant zone on enamel. *Oper Dent* 2013;38(1):82-90.
374. Luhrs AK, Guhr S, Schilke R, Borchers L, Geurtsen W, Gunay H. Shear bond strength of self-etch adhesives to enamel with additional phosphoric acid etching. *Oper Dent* 2008;33(2):155-62.
375. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Five-year clinical effectiveness of a two-step self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 2007;9(1):7-10.
376. Watanabe T, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Rikuta A, Ando S, et al. Effect of prior acid etching on bonding durability of single-step adhesives. *Oper Dent* 2008;33(4):426-33.
377. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, et al. Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003;16(6):414-20.
378. Perdigao J, Gomes G, Lopes MM. Influence of conditioning time on enamel adhesion. *Quintessence Int* 2006;37(1):35-41.
379. Kimmes NS, Barkmeier WW, Erickson RL, Latta MA. Adhesive bond strengths to enamel and dentin using recommended and extended treatment times. *Oper Dent* 2010;35(1):112-9.
380. McLeod ME, Price RB, Felix CM. Effect of configuration factor on shear bond strengths of self-etch adhesive systems to ground enamel and dentin. *Oper Dent* 2010;35(1):84-93.
381. Walter R, Swift EJ, Jr., Boushell LW, Braswell K. Enamel and dentin bond strengths of a new self-etch adhesive system. *J Esthet Restor Dent* 2011;23(6):390-6.
382. Senawongse P, Sattabanasuk V, Shimada Y, Otsuki M, Tagami J. Bond strengths of current adhesive systems on intact and ground enamel. *J Esthet Restor Dent* 2004;16(2):107-15; discussion 16.
383. Yazici AR, Yildirim Z, Ertan A, Ozgunaltay G, Dayangac B, Antonson SA, et al. Bond strength of one-step self-etch adhesives and their predecessors to ground versus unground enamel. *Eur J Dent* 2012;6(3):280-6.
384. Cardoso MV, De Munck J, Coutinho E, Ermis RB, Van Landuyt K, de Carvalho RC, et al. Influence of Er,Cr:YSGG laser treatment on microtensile bond strength of adhesives to enamel. *Oper Dent* 2008;33(4):448-55.
385. Juloski J, Goracci C, Rengo C, Giovannetti A, Vichi A, Vulicevic ZR, et al. Enamel and dentin bond strength of new simplified adhesive materials with and without preliminary phosphoric acid-etching. *Am J Dent* 2012;25(4):239-43.
386. De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to Erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci* 2002;110(4):322-9.
387. Asmussen E, Peutzfeldt A. Short- and long-term bonding efficacy of a self-etching, one-step adhesive. *J Adhes Dent* 2003;5(1):41-5.
388. Loguercio AD, Moura SK, Pellizzaro A, Dal-Bianco K, Patzlaff RT, Grande RH, et al. Durability of enamel bonding using two-step self-etch systems on ground and unground enamel. *Oper Dent* 2008;33(1):79-88.
389. Tay FR, Pashley DH, King NM, Carvalho RM, Tsai J, Lai SC, et al. Aggressiveness of self-etch adhesives on unground enamel. *Oper Dent* 2004;29(3):309-16.
390. Gregoire G, Ahmed Y. Evaluation of the enamel etching capacity of six contemporary self-etching adhesives. *J Dent* 2007;35(5):388-97.
391. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005;21(5):397-412.
392. Zhang Z, Wang X, Zhang L, Liang B, Tang T, Fu B, et al. The contribution of chemical bonding to the short- and long-term enamel bond strengths. *Dent Mater* 2013;29(7):e103-12.

393. Lopes GC, Marson FC, Vieira LC, de Caldeira AM, Baratieri LN. Composite bond strength to enamel with self-etching *primers*. *Oper Dent* 2004;29(4):424-9.
394. Erickson RL, Barkmeier WW, Latta MA. The role of etching in bonding to enamel: a comparison of self-etching and etch-and-rinse adhesive systems. *Dent Mater* 2009;25(11):1459-67.
395. Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Extension of a one-step self-etch adhesive into a multi-step adhesive. *Dent Mater* 2006;22(6):533-44.
396. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001;3(3):237-45.
397. Sadek FT, Goracci C, Cardoso PE, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength of current dentin adhesives measured immediately and 24 hours after application. *J Adhes Dent* 2005;7(4):297-302.
398. Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *Am J Dent* 2004;17(4):271-8.
399. Reis AF, Bedran-Russo AK, Giannini M, Pereira PN. Interfacial ultramorphology of single-step adhesives: nanoleakage as a function of time. *J Oral Rehabil* 2007;34(3):213-21.
400. Reis A, Loguercio AD, Carvalho RM, Grande RH. Durability of resin dentin interfaces: effects of surface moisture and adhesive solvent component. *Dent Mater* 2004;20(7):669-76.
401. Wang Y, Spencer P. Continuing etching of an all-in-one adhesive in wet dentin tubules. *J Dent Res* 2005;84(4):350-4.
402. Oliveira SS, Marshall SJ, Habelitz S, Gansky SA, Wilson RS, Marshall GW, Jr. The effect of a self-etching *primer* on the continuous demineralization of dentin. *Eur J Oral Sci* 2004;112(4):376-83.
403. Pashley EL, Agee KA, Pashley DH, Tay FR. Effects of one versus two applications of an unfilled, all-in-one adhesive on dentine bonding. *J Dent* 2002;30(2-3):83-90.
404. Brackett WW, Ito S, Tay FR, Haisch LD, Pashley DH. Microtensile dentin bond strength of self-etching resins: effect of a hydrophobic layer. *Oper Dent* 2005;30(6):733-8.
405. Ito S, Tay FR, Hashimoto M, Yoshiyama M, Saito T, Brackett WW, et al. Effects of multiple coatings of two all-in-one adhesives on dentin bonding. *J Adhes Dent* 2005;7(2):133-41.
406. Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Reis A, Loguercio AD. Effect of double-application or the application of a hydrophobic layer for improved efficacy of one-step self-etch systems in enamel and dentin. *Oper Dent* 2008;33(5):564-70.
407. Reis A, Albuquerque M, Pegoraro M, Mattei G, Bauer JR, Grande RH, et al. Can the durability of one-step self-etch adhesives be improved by double application or by an extra layer of hydrophobic resin? *J Dent* 2008;36(5):309-15.
408. Miyazaki M, Hinoura K, Honjo G, Onose H. Effect of self-etching *primer* application method on enamel bond strength. *Am J Dent* 2002;15(6):412-6.
409. Torres CR, Barcellos DC, Pucci CR, Lima Gde M, Rodrigues CM, Siviero M. Influence of methods of application of self-etching adhesive systems on adhesive bond strength to enamel. *J Adhes Dent* 2009;11(4):279-86.
410. Ando S, Watanabe T, Tsubota K, Yoshida T, Irokawa A, Takamizawa T, et al. Effect of adhesive application methods on bond strength to bovine enamel. *J Oral Sci* 2008;50(2):181-6.
411. Pleffken PR, de Almeida Lourenco AP, Torres CR, Buhler Borges A. Influence of application methods of self-etching adhesive systems on adhesive bond strength to dentin. *J Adhes Dent* 2011;13(6):517-25.
412. Velasquez LM, Sergent RS, Burgess JO, Mercante DE. Effect of placement agitation and placement time on the shear bond strength of 3 self-etching adhesives. *Oper Dent* 2006;31(4):426-30.
413. do Amaral RC, Stanislawczuk R, Zander-Grande C, Gagler D, Reis A, Loguercio AD. Bond strength and quality of the hybrid layer of one-step self-etch adhesives applied with agitation on dentin. *Oper Dent* 2010;35(2):211-9.
414. Ermis RB, Kam O, Celik EU, Temel UB. Clinical evaluation of a two-step etch&rinse and a two-step self-etch adhesive system in Class II restorations: two-year results. *Oper Dent* 2009;34(6):656-63.
415. Abdalla AI, El Sayed HY. Clinical evaluation of a self-etch adhesive in non-cariou cervical lesions. *Am J Dent* 2008;21(5):327-30.

416. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Eight-year clinical evaluation of a 2-step self-etch adhesive with and without selective enamel etching. *Dent Mater* 2010;26(12):1176-84.
417. Perdigão J, Carmo AR, Anauate-Netto C, Amore R, Lewgoy HR, Cordeiro HJ, et al. Clinical performance of a self-etching adhesive at 18 months. *Am J Dent* 2005;18(2):135-40.
418. Peumans M, Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Three-year clinical effectiveness of a two-step self-etch adhesive in cervical lesions. *Eur J Oral Sci* 2005;113(6):512-8.
419. van Dijken JW. A prospective 8-year evaluation of a mild two-step self-etching adhesive and a heavily filled two-step etch-and-rinse system in non-carious cervical lesions. *Dent Mater* 2010;26(9):940-6.
420. Soderholm KJ, Ottenga M, Nimmo S. Four-year clinical evaluation of two self-etching dentin adhesives of different pH values used to restore non-retentive cervical lesions. *Am J Dent* 2013;26(1):28-32.
421. Mena-Serrano A, Kose C, De Paula EA, Tay LY, Reis A, Loguercio AD, et al. A new universal simplified adhesive: 6-month clinical evaluation. *J Esthet Restor Dent* 2013;25(1):55-69.
422. Perdigão J, Kose C, Mena-Serrano A, De Paula E, Tay L, Reis A, et al. A New Universal Simplified Adhesive: 18-Month Clinical Evaluation. *Oper Dent* 2013.
423. Carrilho MR, Tay FR, Pashley DH, Tjaderhane L, Carvalho RM. Mechanical stability of resin-dentin bond components. *Dent Mater* 2005;21(3):232-41.
424. Pashley DH, Tay FR, Yiu C, Hashimoto M, Breschi L, Carvalho RM, et al. Collagen degradation by host-derived enzymes during aging. *J Dent Res* 2004;83(3):216-21.
425. Perdigão J, Reis A, Loguercio AD. Dentin adhesion and MMPs: a comprehensive review. *J Esthet Restor Dent* 2013;25(4):219-41.
426. Hebling J, Pashley DH, Tjaderhane L, Tay FR. Chlorhexidine arrests subclinical degradation of dentin hybrid layers in vivo. *J Dent Res* 2005;84(8):741-6.
427. Carrilho MR, Geraldini S, Tay F, de Goes MF, Carvalho RM, Tjaderhane L, et al. In vivo preservation of the hybrid layer by chlorhexidine. *J Dent Res* 2007;86(6):529-33.
428. Koshiro K, Inoue S, Sano H, De Munck J, Van Meerbeek B. In vivo degradation of resin-dentin bonds produced by a self-etch and an etch-and-rinse adhesive. *Eur J Oral Sci* 2005;113(4):341-8.
429. Armstrong SR, Vargas MA, Chung I, Pashley DH, Campbell JA, Laffoon JE, et al. Resin-dentin interfacial ultrastructure and microtensile dentin bond strength after five-year water storage. *Oper Dent* 2004;29(6):705-12.
430. Garcia-Godoy F, Tay FR, Pashley DH, Feilzer A, Tjaderhane L, Pashley EL. Degradation of resin-bonded human dentin after 3 years of storage. *Am J Dent* 2007;20(2):109-13.
431. Visse R, Nagase H. Matrix metalloproteinases and tissue inhibitors of metalloproteinases: structure, function, and biochemistry. *Circ Res* 2003;92(8):827-39.
432. Chaussain-Miller C, Fioretti F, Goldberg M, Menashi S. The role of matrix metalloproteinases (MMPs) in human caries. *J Dent Res* 2006;85(1):22-32.
433. Tjaderhane L, Larjava H, Sorsa T, Uitto VJ, Larmas M, Salo T. The activation and function of host matrix metalloproteinases in dentin matrix breakdown in caries lesions. *J Dent Res* 1998;77(8):1622-9.
434. Mazzoni A, Mannello F, Tay FR, Tonti GA, Papa S, Mazzotti G, et al. Zymographic analysis and characterization of MMP-2 and -9 forms in human sound dentin. *J Dent Res* 2007;86(5):436-40.
435. Mazzoni A, Papa V, Nato F, Carrilho M, Tjaderhane L, Ruggeri A, Jr., et al. Immunohistochemical and biochemical assay of MMP-3 in human dentine. *J Dent* 2011;39(3):231-7.
436. Mazzoni A, Carrilho M, Papa V, Tjaderhane L, Gobbi P, Nucci C, et al. MMP-2 assay within the hybrid layer created by a two-step etch-and-rinse adhesive: biochemical and immunohistochemical analysis. *J Dent* 2011;39(7):470-7.
437. Mazzoni A, Pashley DH, Tay FR, Gobbi P, Orsini G, Ruggeri A, Jr., et al. Immunohistochemical identification of MMP-2 and MMP-9 in human dentin: correlative FEI-SEM/TEM analysis. *J Biomed Mater Res A* 2009;88(3):697-703.
438. Sulkala M, Tervahartiala T, Sorsa T, Larmas M, Salo T, Tjaderhane L. Matrix metalloproteinase-8 (MMP-8) is the major collagenase in human dentin. *Arch Oral Biol* 2007;52(2):121-7.

439. Nascimento FD, Minciotti CL, Geraldeli S, Carrilho MR, Pashley DH, Tay FR, et al. Cysteine cathepsins in human carious dentin. *J Dent Res* 2011;90(4):506-11.
440. Sano H. Microtensile testing, nanoleakage, and biodegradation of resin-dentin bonds. *J Dent Res* 2006;85(1):11-4.
441. Sanabe ME, Costa CA, Hebling J. Exposed collagen in aged resin-dentin bonds produced on sound and caries-affected dentin in the presence of chlorhexidine. *J Adhes Dent* 2011;13(2):117-24.
442. Brackett WW, Tay FR, Brackett MG, Dib A, Sword RJ, Pashley DH. The effect of chlorhexidine on dentin hybrid layers in vivo. *Oper Dent* 2007;32(2):107-11.
443. Brackett MG, Tay FR, Brackett WW, Dib A, Dipp FA, Mai S, et al. In vivo chlorhexidine stabilization of hybrid layers of an acetone-based dentin adhesive. *Oper Dent* 2009;34(4):379-83.
444. Kim DS, Park SH, Choi GW, Choi KK, Kim SY. Effect of EDTA treatment on the hybrid layer durability in total-etch dentin adhesives. *Dent Mater J* 2011;30(5):717-22.
445. Sauro S, Mannocci F, Toledano M, Osorio R, Pashley DH, Watson TF. EDTA or H3PO4/NaOCl dentine treatments may increase hybrid layers' resistance to degradation: a microtensile bond strength and confocal-micropermeability study. *J Dent* 2009;37(4):279-88.
446. Osorio R, Erhardt MC, Pimenta LA, Osorio E, Toledano M. EDTA treatment improves resin-dentin bonds' resistance to degradation. *J Dent Res* 2005;84(8):736-40.
447. Tay FR, Pashley DH, Kapur RR, Carrilho MR, Hur YB, Garrett LV, et al. Bonding BisGMA to dentin--a proof of concept for hydrophobic dentin bonding. *J Dent Res* 2007;86(11):1034-9.
448. Osorio E, Toledano M, Aguilera FS, Tay FR, Osorio R. Ethanol wet-bonding technique sensitivity assessed by AFM. *J Dent Res* 2010;89(11):1264-9.
449. Liu Y, Tjaderhane L, Breschi L, Mazzoni A, Li N, Mao J, et al. Limitations in bonding to dentin and experimental strategies to prevent bond degradation. *J Dent Res* 2011;90(8):953-68.
450. Sadek FT, Castellan CS, Braga RR, Mai S, Tjaderhane L, Pashley DH, et al. One-year stability of resin-dentin bonds created with a hydrophobic ethanol-wet bonding technique. *Dent Mater* 2010;26(4):380-6.
451. Hosaka K, Nishitani Y, Tagami J, Yoshiyama M, Brackett WW, Agee KA, et al. Durability of resin-dentin bonds to water- vs. ethanol-saturated dentin. *J Dent Res* 2009;88(2):146-51.
452. Cadenaro M, Breschi L, Rueggeberg FA, Agee K, Di Lenarda R, Carrilho M, et al. Effect of adhesive hydrophilicity and curing time on the permeability of resins bonded to water vs. ethanol-saturated acid-etched dentin. *Dent Mater* 2009;25(1):39-47.
453. Li F, Liu XY, Zhang L, Kang JJ, Chen JH. Ethanol-wet bonding technique may enhance the bonding performance of contemporary etch-and-rinse dental adhesives. *J Adhes Dent* 2012;14(2):113-20.
454. Araujo JF, Barros TA, Braga EM, Loretto SC, Silva e Souza Pde A, Silva e Souza MH. One-year evaluation of a simplified ethanol-wet bonding technique: a randomized clinical trial. *Braz Dent J* 2013;24(3):267-72.
455. Mortazavi V, Samimi P, Rafizadeh M, Kazemi S. A randomized clinical trial evaluating the success rate of ethanol wet bonding technique and two adhesives. *Dent Res J (Isfahan)* 2012;9(5):588-94.
456. Wang H, Shimada Y, Tagami J. Shear bond stability of current adhesive systems to enamel. *Oper Dent* 2004;29(2):168-75.
457. Miyazaki M, Sato M, Onose H. Durability of enamel bond strength of simplified bonding systems. *Oper Dent* 2000;25(2):75-80.
458. Erickson RL, De Gee AJ, Feilzer AJ. Effect of pre-etching enamel on fatigue of self-etch adhesive bonds. *Dent Mater* 2008;24(1):117-23.
459. Amano S, Yamamoto A, Tsubota K, Rikuta A, Miyazaki M, Platt JA, et al. Effect of thermal cycling on enamel bond strength of single-step self-etch systems. *Oper Dent* 2006;31(5):616-22.
460. Hariri I, Shimada Y, Sadr A, Ichinose S, Tagami J. The effects of aging on shear bond strength and nanoleakage expression of an etch-and-rinse adhesive on human enamel and dentin. *J Adhes Dent* 2012;14(3):235-43.
461. Perdigao J, Monteiro P, Gomes G. In vitro enamel sealing of self-etch adhesives. *Quintessence Int* 2009;40(3):225-33.

462. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005;84(2):118-32.
463. Garcia-Godoy F, Kramer N, Feilzer AJ, Frankenberger R. Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 2010;26(11):1113-8.
464. Frankenberger R, Kramer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM. Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:107-16.
465. Blunck U, Zaslansky P. Enamel margin integrity of Class I one-bottle all-in-one adhesives-based restorations. *J Adhes Dent* 2011;13(1):23-9.
466. Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* 2011;39(10):643-7.
467. Bortolotto T, Doudou W, Kunzelmann KH, Krejci I. The competition between enamel and dentin adhesion within a cavity: an in vitro evaluation of class V restorations. *Clin Oral Investig* 2012;16(4):1125-35.
468. Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. . US Patent 3 066 112 1962.
469. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011;27(1):29-38.
470. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105(2):97-116.
471. Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010;89(6):549-60.
472. Davy KW, Kalachandra S, Pandain MS, Braden M. Relationship between composite matrix molecular structure and properties. *Biomaterials* 1998;19(22):2007-14.
473. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6(4):302-18.
474. Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res* 1986;20(1):121-31.
475. Anseth KS, Goodner MD, Reil MA, Kannurpatti AR, Newman SM, Bowman CN. The influence of comonomer composition on dimethacrylate resin properties for dental composites. *J Dent Res* 1996;75(8):1607-12.
476. Ferracane JL. Buonocore Lecture. Placing dental composites--a stressful experience. *Oper Dent* 2008;33(3):247-57.
477. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J* 1998;48(1):3-16.
478. Burgess JO, Walker R, Davidson JM. Posterior resin-based composite: review of the literature. *Pediatr Dent* 2002;24(5):465-79.
479. Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater* 2009;25(6):810-9.
480. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig* 2009;13(4):427-38.
481. Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 2006;10(2):119-25.
482. Kramer N, Garcia-Godoy F, Reinelt C, Feilzer AJ, Frankenberger R. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended Class II cavities after six years. *Dent Mater* 2011;27(5):455-64.
483. Dresch W, Volpato S, Gomes JC, Ribeiro NR, Reis A, Loguercio AD. Clinical evaluation of a nanofilled composite in posterior teeth: 12-month results. *Oper Dent* 2006;31(4):409-17.
484. Soderholm KJ, Shang SW. Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. *J Dent Res* 1993;72(6):1050-4.
485. Mohsen NM, Craig RG. Effect of silanation of fillers on their dispersability by monomer systems. *J Oral Rehabil* 1995;22(3):183-9.
486. Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res* 2011;90(4):402-16.
487. Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *Crit Rev Oral Biol Med* 2004;15(3):176-84.

488. Boaro LC, Goncalves F, Guimaraes TC, Ferracane JL, Versluis A, Braga RR. Polymerization stress, shrinkage and elastic modulus of current low-shrinkage restorative composites. *Dent Mater* 2010;26(12):1144-50.
489. Lu H, Trujillo-Lemon M, Ge J, Stansbury JW. Dental resins based on dimer acid dimethacrylates: a route to high conversion with low polymerization shrinkage. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31 Spec No 2:1-4.
490. Condon JR, Ferracane JL. Reduced polymerization stress through non-bonded nanofiller particles. *Biomaterials* 2002;23(18):3807-15.
491. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR technology. *Dent Mater* 2011;27(4):348-55.
492. Leprince J, Palin WM, Mullier T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Investigating filler morphology and mechanical properties of new low-shrinkage resin composite types. *J Oral Rehabil* 2010;37(5):364-76.
493. Weinmann W, Thalacker C, Guggenberger R. Siloranes in dental composites. *Dent Mater* 2005;21(1):68-74.
494. Ilie N, Jelen E, Clementino-Luedemann T, Hickel R. Low-shrinkage composite for dental application. *Dent Mater J* 2007;26(2):149-55.
495. Duarte S, Jr., Botta AC, Phark JH, Sadan A. Selected mechanical and physical properties and clinical application of a new low-shrinkage composite restoration. *Quintessence Int* 2009;40(8):631-8.
496. Schmidt M, Kirkevang LL, Horsted-Bindslev P, Poulsen S. Marginal adaptation of a low-shrinkage silorane-based composite: 1-year randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 2011;15(2):291-5.
497. Baracco B, Perdigo J, Cabrera E, Giraldez I, Ceballos L. Clinical evaluation of a low-shrinkage composite in posterior restorations: one-year results. *Oper Dent* 2012;37(2):117-29.
498. Klautau EB, Carneiro KK, Lobato MF, Machado SM, Silva e Souza MH, Jr. Low shrinkage composite resins: influence on sealing ability in unfavorable C-factor cavities. *Braz Oral Res* 2011;25(1):5-12.
499. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M. Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dent Mater* 2010;26(10):947-53.
500. Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater* 2010;26(3):215-22.
501. Jin XBS, Hammesfahr, P.D. New radically polymerizable resins with remarkably low curing stress. *J Dent Res* 2009;88:1651.
502. van Dijken JW, Lindberg A. Clinical effectiveness of a low-shrinkage resin composite: a five-year evaluation. *J Adhes Dent* 2009;11(2):143-8.
503. Baracco B, Perdigo J, Cabrera E, Ceballos L. Two-year clinical performance of a low-shrinkage composite in posterior restorations. *Oper Dent* 2013;38(6):591-600.
504. Yaman BC, Dogruer I, Gumustas B, Efes BG. Three-year randomized clinical evaluation of a low-shrinkage silorane-based resin composite in non-cariou cervical lesions. *Clin Oral Investig* 2013.
505. Yazici A, Ustunkol I, Ozgunaltay G, Dayangac B. Three-year Clinical Evaluation of Different Restorative Resins in Class I Restorations. *Oper Dent* 2013.
506. Poitevin A, De Munck J, Van Ende A, Suyama Y, Mine A, Peumans M, et al. Bonding effectiveness of self-adhesive composites to dentin and enamel. *Dent Mater* 2013;29(2):221-30.
507. Fu J, Kakuda S, Pan F, Hoshika S, Ting S, Fukuoka A, et al. Bonding performance of a newly developed step-less all-in-one system on dentin. *Dent Mater J* 2013;32(2):203-11.
508. Jandt KD, Sigusch BW. Future perspectives of resin-based dental materials. *Dent Mater* 2009;25(8):1001-6.
509. Bartlett D, Sundaram G. An up to 3-year randomized clinical study comparing indirect and direct resin composites used to restore worn posterior teeth. *Int J Prosthodont* 2006;19(6):613-7.
510. Carvalho RM, Pereira JC, Yoshiyama M, Pashley DH. A review of polymerization contraction: the influence of stress development versus stress relief. *Oper Dent* 1996;21(1):17-24.
511. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987;66(11):1636-9.

512. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res* 1998;77(6):1435-45.
513. Chiang YC, Rosch P, Dabanoglu A, Lin CP, Hickel R, Kunzelmann KH. Polymerization composite shrinkage evaluation with 3D deformation analysis from microCT images. *Dent Mater* 2010;26(3):223-31.
514. Yoshikawa T, Sano H, Burrow MF, Tagami J, Pashley DH. Effects of dentin depth and cavity configuration on bond strength. *J Dent Res* 1999;78(4):898-905.
515. He Z, Shimada Y, Tagami J. The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dent Mater* 2007;23(5):533-8.
516. Van Ende A, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, Van Meerbeek B. Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: Effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater* 2012.
517. Schneider LF, Cavalcante LM, Silikas N. Shrinkage Stresses Generated during Resin-Composite Applications: A Review. *J Dent Biomech* 2010;2010.
518. Heintze SD. Clinical relevance of tests on bond strength, microleakage and marginal adaptation. *Dent Mater* 2013;29(1):59-84.
519. Heintze SD, Ruffieux C, Rousson V. Clinical performance of cervical restorations--a meta-analysis. *Dent Mater* 2010;26(10):993-1000.
520. Heintze SD, Blunck U, Gohring TN, Rousson V. Marginal adaptation in vitro and clinical outcome of Class V restorations. *Dent Mater* 2009;25(5):605-20.
521. Chee B, Rickman LJ, Satterthwaite JD. Adhesives for the restoration of non-cariou cervical lesions: a systematic review. *J Dent* 2012;40(6):443-52.
522. Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent* 1999;27(2):89-99.
523. Hashimoto M. A review--micromorphological evidence of degradation in resin-dentin bonds and potential preventative solutions. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2010;92(1):268-80.
524. De Munck J, Mine A, Poitevin A, Van Ende A, Cardoso MV, Van Landuyt KL, et al. Meta-analytical review of parameters involved in dentin bonding. *J Dent Res* 2012;91(4):351-7.
525. Heintze S, Forjanic M, Cavalleri A. Microleakage of Class II restorations with different tracers--comparison with SEM quantitative analysis. *J Adhes Dent* 2008;10(4):259-67.
526. Schuckar M, Geurtsen W. Proximo-cervical adaptation of Class II-composite restorations after thermocycling: a quantitative and qualitative study. *J Oral Rehabil* 1997;24(10):766-75.
527. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Lohbauer U, Petschelt A, Kramer N. Evaluation of resin composite materials. Part I: in vitro investigations. *Am J Dent* 2005;18(1):23-7.
528. Kramer N, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Evaluation of resin composite materials. Part II: in vivo investigations. *Am J Dent* 2005;18(2):75-81.
529. Mjor IA, Dahl JE, Moorhead JE. Age of restorations at replacement in permanent teeth in general dental practice. *Acta Odontol Scand* 2000;58(3):97-101.
530. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, Mondragon E, Mjor IA. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. *J Am Dent Assoc* 2009;140(12):1476-84.
531. Moncada G, Martin J, Fernandez E, Hempel MC, Mjor IA, Gordan VV. Sealing, refurbishment and repair of Class I and Class II defective restorations: a three-year clinical trial. *J Am Dent Assoc* 2009;140(4):425-32.
532. Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. *J Dent* 2003;31(6):395-405.
533. Schulz KF, Altman DG, Moher D, Group C. CONSORT 2010 statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *Int J Surg* 2011;9(8):672-7.
534. Moher D, Hopewell S, Schulz KF, Montori V, Gotzsche PC, Devereaux PJ, et al. CONSORT 2010 explanation and elaboration: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *Int J Surg* 2012;10(1):28-55.

535. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. Science Committee Project 2/98--FDI World Dental Federation study design (Part I) and criteria for evaluation (Part II) of direct and indirect restorations including onlays and partial crowns. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:121-47.
536. Hickel R, Peschke A, Tyas M, Mjor I, Bayne S, Peters M, et al. FDI World Dental Federation: clinical criteria for the evaluation of direct and indirect restorations--update and clinical examples. *Clin Oral Investig* 2010;14(4):349-66.
537. Affairs ACoS. Revised American Dental Association acceptance program guidelines: dentin and enamel adhesives. American Dental Association 2001:1-9.
538. Bluephase. Manual Técnico. Ivoclar Vivadent.
539. Danzl R, Helmlí F, S S. Focus Variation – a Robust Technology for High Resolution Optical 3D Surface Metrology. *J Mechanical Engineering* 2011;57(3):245-56.
540. Rathore M, Singh A, Pant VA. The dental amalgam toxicity fear: a myth or actuality. *Toxicol Int* 2012;19(2):81-8.
541. Bharti R, Wadhvani KK, Tikku AP, Chandra A. Dental amalgam: An update. *J Conserv Dent* 2010;13(4):204-8.
542. Deliperi S. Modified matrix band design for ultra-conservative posterior restorations. *Oper Dent* 2008;33(3):356-60.
543. Terry DA. Intracoronal restorations--part I: direct procedures. *Pract Proced Aesthet Dent* 2006;18(1):25-7.
544. Ferraris F. Adhesion, layering, and finishing of resin composite restorations for class II cavity preparations. *Eur J Esthet Dent* 2007;2(2):210-21.
545. Ramos JC, Vinagre A, Messias A. Restaurações estéticas em dentes posteriores (Capítulo 4). Em: *Estética em Medicina Dentária*. João Carlos Ramos e colaboradores; 1ª edição; Depósito legal 296018/09. Registo IGAC 1860/2009 2009:61-72.
546. Swift EJ, Jr., Ritter AV, Heymann HO, Sturdevant JR, Wilder AD, Jr. 36-month clinical evaluation of two adhesives and microhybrid resin composites in Class I restorations. *Am J Dent* 2008;21(3):148-52.
547. Perdigão J, Dutra-Correa M, Castilhos N, Carmo AR, Anauate-Netto C, Cordeiro HJ, et al. One-year clinical performance of self-etch adhesives in posterior restorations. *Am J Dent* 2007;20(2):125-33.
548. Perdigão J, Geraldini S, Hodges JS. Total-etch versus self-etch adhesive: effect on postoperative sensitivity. *J Am Dent Assoc* 2003;134(12):1621-9.
549. Perdigão J, Dutra-Correa M, Anauate-Netto C, Castilhos N, Carmo AR, Lewgoy HR, et al. Two-year clinical evaluation of self-etching adhesives in posterior restorations. *J Adhes Dent* 2009;11(2):149-59.
550. Van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998;26(1):1-20.
551. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. A 13-year clinical evaluation of two three-step etch-and-rinse adhesives in non-carious class-V lesions. *Clin Oral Investig* 2012;16(1):129-37.
552. Peumans M, De Munck J, Van Landuyt KL, Kanumilli P, Yoshida Y, Inoue S, et al. Restoring cervical lesions with flexible composites. *Dent Mater* 2007;23(6):749-54.
553. van Dijken JW, Pallesen U. A 7-year randomized prospective study of a one-step self-etching adhesive in non-carious cervical lesions. The effect of curing modes and restorative material. *J Dent* 2012;40(12):1060-7.
554. Rees JS. The effect of variation in occlusal loading on the development of abfraction lesions: a finite element study. *J Oral Rehabil* 2002;29(2):188-93.
555. Sarode GS, Sarode SC. Abfraction: A review. *J Oral Maxillofac Pathol* 2013;17(2):222-27.
556. Mejare I, Stenlund H, Zelezny-Holmlund C. Caries incidence and lesion progression from adolescence to young adulthood: a prospective 15-year cohort study in Sweden. *Caries Res* 2004;38(2):130-41.
557. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clin Oral Investig* 2005;9(4):209-14.
558. Kim ME, Park SH. Comparison of premolar cuspal deflection in bulk or in incremental composite restoration methods. *Oper Dent* 2011;36(3):326-34.
559. Burgess J, Cakir D. Comparative properties of low-shrinkage composite resins. *Compend Contin Educ Dent* 2010;31 Spec No 2:10-5.

560. Moorthy A, Hogg CH, Dowling AH, Grufferty BF, Benetti AR, Fleming GJ. Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials. *J Dent* 2012;40(6):500-5.
561. Peutzfeldt A, Asmussen E. Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent* 2004;32(2):109-15.
562. Takahashi H, Finger WJ, Wegner K, Utterodt A, Komatsu M, Wostmann B, et al. Factors influencing marginal cavity adaptation of nanofiller containing resin composite restorations. *Dent Mater* 2010;26(12):1166-75.
563. Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and contraction stress of dental resin composites. *Dent Mater* 2005;21(12):1150-7.
564. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R. A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 2006;7(4):79-88.
565. Deliperi S, Bardwell DN, Alleman D. Clinical evaluation of stress-reducing direct composite restorations in structurally compromised molars: a 2-year report. *Oper Dent* 2012;37(2):109-16.
566. Park J, Chang J, Ferracane J, Lee IB. How should composite be layered to reduce shrinkage stress: incremental or bulk filling? *Dent Mater* 2008;24(11):1501-5.
567. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB. Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater* 2012;28(7):801-9.
568. Monteiro PM, Manso MC, Gaviña S, Melo P. Two-year clinical evaluation of packable and nanostructured resin-based composites placed with two techniques. *J Am Dent Assoc* 2010;141(3):319-29.
569. Terry DA, Leinfelder KF. Managing stress with composite resin, Part 1: The restorative-tooth interface. *Dent Today* 2006;25(12):98, 100-4; quiz 04.
570. Prati C, Chersoni S, Montebugnoli L, Montanari G. Effect of air, dentin and resin-based composite thickness on light intensity reduction. *Am J Dent* 1999;12(5):231-4.
571. Brackett WW, Covey DA, St Germain HA, Jr. One-year clinical performance of a self-etching adhesive in class V resin composites cured by two methods. *Oper Dent* 2002;27(3):218-22.
572. Koubi S, Raskin A, Bukiet F, Pignoly C, Toca E, Tassery H. One-year clinical evaluation of two resin composites, two polymerization methods, and a resin-modified glass ionomer in non-carious cervical lesions. *J Contemp Dent Pract* 2006;7(5):42-53.
573. Chan DC, Browning WD, Frazier KB, Brackett MG. Clinical evaluation of the soft-start (pulse-delay) polymerization technique in Class I and II composite restorations. *Oper Dent* 2008;33(3):265-71.
574. Hayashi M, Wilson NH. Marginal deterioration as a predictor of failure of a posterior composite. *Eur J Oral Sci* 2003;111(2):155-62.
575. Ergucu Z, Turkun LS. Clinical performance of novel resin composites in posterior teeth: 18-month results. *J Adhes Dent* 2007;9(2):209-16.
576. Boeckler A, Boeckler L, Eppendorf K, Schaller HG, Gernhardt CR. A prospective, randomized clinical trial of a two-step self-etching vs two-step etch-and-rinse adhesive and SEM margin analysis: four-year results. *J Adhes Dent* 2012;14(6):585-92.
577. Turkun LS, Turkun M, Ozata F. Clinical performance of a packable resin composite for a period of 3 years. *Quintessence Int* 2005;36(5):365-72.
578. de Souza FB, Guimaraes RP, Silva CH. A clinical evaluation of packable and microhybrid resin composite restorations: one-year report. *Quintessence Int* 2005;36(1):41-8.
579. Fagundes TC, Barata TJ, Carvalho CA, Franco EB, van Dijken JW, Navarro MF. Clinical evaluation of two packable posterior composites: a five-year follow-up. *J Am Dent Assoc* 2009;140(4):447-54.
580. Fagundes TC, Barata TJ, Bresciani E, Cefaly DF, Jorge MF, Navarro MF. Clinical evaluation of two packable posterior composites: 2-year follow-up. *Clin Oral Investig* 2006;10(3):197-203.
581. Loguercio AD, Reis A, Hernandez PA, Macedo RP, Busato AL. 3-Year clinical evaluation of posterior packable composite resin restorations. *J Oral Rehabil* 2006;33(2):144-51.

582. Manhart J, Chen HY, Neuerer P, Thiele L, Jaensch B, Hickel R. Clinical performance of the posterior composite Quixfil after 3, 6, and 18 months in Class I and 2 cavities. *Quintessence Int* 2008;39(9):757-65.
583. Manhart J, Chen HY, Hickel R. Clinical evaluation of the posterior composite Quixfil in class I and II cavities: 4-year follow-up of a randomized controlled trial. *J Adhes Dent* 2010;12(3):237-43.
584. Celik C, Arhun N, Yamanel K. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: 12-month results. *Eur J Dent* 2010;4(1):57-65.
585. Arhun N, Celik C, Yamanel K. Clinical evaluation of resin-based composites in posterior restorations: two-year results. *Oper Dent* 2010;35(4):397-404.
586. Shi L, Wang X, Zhao Q, Zhang Y, Zhang L, Ren Y, et al. Evaluation of packable and conventional hybrid resin composites in Class I restorations: three-year results of a randomized, double-blind and controlled clinical trial. *Oper Dent* 2010;35(1):11-9.
587. Gallo JR, Burgess JO, Ripps AH, Walker RS, Winkler MM, Mercante DE, et al. Two-year clinical evaluation of a posterior resin composite using a fourth- and fifth-generation bonding agent. *Oper Dent* 2005;30(3):290-6.
588. Bekes K, Boeckler L, Gernhardt CR, Schaller HG. Clinical performance of a self-etching and a total-etch adhesive system - 2-year results. *J Oral Rehabil* 2007;34(11):855-61.
589. Sundfeld R, Scatolin R, Oliveira F, Machado L, Alexandre R, Sundfeld M. One-year clinical evaluation of composite restorations in posterior teeth: effect of adhesive systems. *Oper Dent* 2012;37(6):E1-8.
590. Coelho-De-Souza FH, Camargo JC, Beskow T, Balestrin MD, Klein-Junior CA, Demarco FF. A randomized double-blind clinical trial of posterior composite restorations with or without bevel: 1-year follow-up. *J Appl Oral Sci* 2012;20(2):174-9.
591. Mjor IA, Toffenetti F. Secondary caries: a literature review with case reports. *Quintessence Int* 2000;31(3):165-79.
592. Sarrett DC. Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations. *Dent Mater* 2005;21(1):9-20.
593. Totiam P, Gonzalez-Cabezas C, Fontana MR, Zero DT. A new in vitro model to study the relationship of gap size and secondary caries. *Caries Res* 2007;41(6):467-73.
594. Nassar HM, Gonzalez-Cabezas C. Effect of gap geometry on secondary caries wall lesion development. *Caries Res* 2011;45(4):346-52.
595. Thomas RZ, Ruben JL, ten Bosch JJ, Fidler V, Huysmans MC. Approximal secondary caries lesion progression, a 20-week in situ study. *Caries Res* 2007;41(5):399-405.
596. Kidd EA, Beighton D. Prediction of secondary caries around tooth-colored restorations: a clinical and microbiological study. *J Dent Res* 1996;75(12):1942-6.
597. Merrett MC, Elderton RJ. An in vitro study of restorative dental treatment decisions and dental caries. *Br Dent J* 1984;157(4):128-33.
598. Sarrett DC. Prediction of clinical outcomes of a restoration based on in vivo marginal quality evaluation. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 1:117-20.
599. van de Sande FH, Opdam NJ, Rodolpho PA, Correa MB, Demarco FF, Cenci MS. Patient risk factors' influence on survival of posterior composites. *J Dent Res* 2013;92(7 Suppl):78S-83S.
600. Letzel H. Survival rates and reasons for failure of posterior composite restorations in multicentre clinical trial. *J Dent* 1989;17 Suppl 1:S10-7; discussion S26-8.
601. Mjor IA. The location of clinically diagnosed secondary caries. *Quintessence Int* 1998;29(5):313-7.
602. Kohler B, Rasmusson CG, Odman P. A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *J Dent* 2000;28(2):111-6.
603. Correa MB, Peres MA, Peres KG, Horta BL, Barros AJ, Demarco FF. Do socioeconomic determinants affect the quality of posterior dental restorations? A multilevel approach. *J Dent* 2013;41(11):960-7.
604. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Smale I. A radiographic and scanning electron microscopic study of approximal margins of Class II resin composite restorations placed in vivo. *J Dent* 1998;26(4):319-27.

605. Gaengler P, Hoyer I, Montag R, Gaebler P. Micromorphological evaluation of posterior composite restorations - a 10-year report. *J Oral Rehabil* 2004;31(10):991-1000.
606. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig* 2003;7(2):71-9.
607. van Dijken JW. Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up. *J Dent* 2000;28(5):299-306.
608. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent* 2006;34(7):427-35.
609. Da Rosa Rodolpho PA, Donassollo TA, Cenci MS, Loguercio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM, et al. 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater* 2011;27(10):955-63.
610. de Moraes RR, Goncalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent* 2009;34(5):551-7.
611. Schultz S, Rosentritt M, Behr M, Handel G. Mechanical properties and three-body wear of dental restoratives and their comparative flowable materials. *Quintessence Int* 2010;41(1):e1-10.
612. Ilie N, Hickel R. Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011;56 Suppl 1:59-66.
613. Turkun LS, Aktener BO, Ates M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. *Quintessence Int* 2003;34(6):418-26.
614. Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Nanofilled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. *Dent Mater* 2011;27(7):692-700.
615. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clin Oral Investig* 2010;14(4):441-58.
616. Sadeghi M, Lynch CD, Shahamat N. Eighteen-month clinical evaluation of microhybrid, packable and nanofilled resin composites in Class I restorations. *J Oral Rehabil* 2010;37(7):532-7.
617. Gallo JR, Burgess JO, Ripps AH, Walker RS, Maltezos MB, Mercante DE, et al. Three-year clinical evaluation of two flowable composites. *Quintessence Int* 2010;41(6):497-503.
618. Lu H, Lee YK, Oguri M, Powers JM. Properties of a dental resin composite with a spherical inorganic filler. *Oper Dent* 2006;31(6):734-40.
619. Lien W, Vandewalle KS. Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater* 2010;26(4):337-44.
620. Turkun LS. The clinical performance of one- and two-step self-etching adhesive systems at one year. *J Am Dent Assoc* 2005;136(5):656-64; quiz 83.
621. Morgan M. Finishing and polishing of direct posterior resin restorations. *Pract Proced Aesthet Dent* 2004;16(3):211-7; quiz 18.
622. Berger SB, Palialol AR, Cavalli V, Giannini M. Surface roughness and staining susceptibility of composite resins after finishing and polishing. *J Esthet Restor Dent* 2011;23(1):34-43.
623. Yazici AR, Celik C, Dayangac B, Ozgunaltay G. The effect of curing units and staining solutions on the color stability of resin composites. *Oper Dent* 2007;32(6):616-22.
624. Pires-de-Souza Fde C, Garcia Lda F, Hamida HM, Casemiro LA. Color stability of composites subjected to accelerated aging after curing using either a halogen or a light emitting diode source. *Braz Dent J* 2007;18(2):19-23.
625. Lee YK, Yu B, Lim HN, Lim JI. Difference in the color stability of direct and indirect resin composites. *J Appl Oral Sci* 2011;19(2):154-60.
626. Shortall AC, Wilson HJ, Harrington E. Depth of cure of radiation-activated composite restoratives--influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil* 1995;22(5):337-42.
627. Eick JD, Welch FH. Polymerization shrinkage of posterior composite resins and its possible influence on postoperative sensitivity. *Quintessence Int* 1986;17(2):103-11.
628. Berkowitz GS, Horowitz AJ, Curro FA, Craig RG, Ship JA, Vena D, et al. Postoperative hypersensitivity in class I resin-based composite restorations in general practice: interim results. *Compend Contin Educ Dent* 2009;30(6):356-8, 60, 62-3.

629. Brannstrom M, Linden LA, Johnson G. Movement of dentinal and pulpal fluid caused by clinical procedures. *J Dent Res* 1968;47(5):679-82.
630. Bausch JR, de Lange K, Davidson CL, Peters A, de Gee AJ. Clinical significance of polymerization shrinkage of composite resins. *J Prosthet Dent* 1982;48(1):59-67.
631. Casselli DS, Martins LR. Postoperative sensitivity in Class I composite resin restorations in vivo. *J Adhes Dent* 2006;8(1):53-8.
632. Briso AL, Mestreneur SR, Delicio G, Sundfeld RH, Bedran-Russo AK, de Alexandre RS, et al. Clinical assessment of postoperative sensitivity in posterior composite restorations. *Oper Dent* 2007;32(5):421-6.
633. Hayashi M, Wilson NH. Failure risk of posterior composites with post-operative sensitivity. *Oper Dent* 2003;28(6):681-8.
634. Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V. A comparison of three different methods for the quantification of the in vitro wear of dental materials. *Dent Mater* 2006;22(11):1051-62.
635. Ferracane JL. Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dent Mater* 2006;22(8):689-92.
636. Van Meerbeek B, Kanumilli PV, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Peumans M. A randomized, controlled trial evaluating the three-year clinical effectiveness of two etch & rinse adhesives in cervical lesions. *Oper Dent* 2004;29(4):376-85.
637. Van Meerbeek B, Peumans M, Gladys S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Three-year clinical effectiveness of four total-etch dentinal adhesive systems in cervical lesions. *Quintessence Int* 1996;27(11):775-84.
638. Browning WD, Brackett WW, Gilpatrick RO. Two-year clinical comparison of a microfilled and a hybrid resin-based composite in non-carious Class V lesions. *Oper Dent* 2000;25(1):46-50.
639. Aw TC, Lepe X, Johnson GH, Mancl LA. A three-year clinical evaluation of two-bottle versus one-bottle dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 2005;136(3):311-22.
640. Perdigao J, Dutra-Correa M, Saraceni CH, Ciaramicoli MT, Kiyari VH, Queiroz CS. Randomized clinical trial of four adhesion strategies: 18-month results. *Oper Dent* 2012;37(1):3-11.
641. Baratieri LN, Ritter AV. Four-year clinical evaluation of posterior resin-based composite restorations placed using the total-etch technique. *J Esthet Restor Dent* 2001;13(1):50-7.
642. Busato AL, Loguercio AD, Reis A, Carrilho MR. Clinical evaluation of posterior composite restorations: 6-year results. *Am J Dent* 2001;14(5):304-8.
643. Van Landuyt KL, Peumans M, Fieuws S, De Munck J, Cardoso MV, Ermis RB, et al. A randomized controlled clinical trial of a HEMA-free all-in-one adhesive in non-carious cervical lesions at 1 year. *J Dent* 2008;36(10):847-55.
644. Van Landuyt KL, Peumans M, De Munck J, Cardoso MV, Ermis B, Van Meerbeek B. Three-year clinical performance of a HEMA-free one-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions. *Eur J Oral Sci* 2011;119(6):511-6.
645. Ermis RB, Van Landuyt KL, Cardoso MV, De Munck J, Van Meerbeek B, Peumans M. Clinical effectiveness of a one-step self-etch adhesive in non-carious cervical lesions at 2 years. *Clin Oral Investig* 2012;16(3):889-97.
646. Turkun LS, Turkun M, Ozata F. Two-year clinical evaluation of a packable resin-based composite. *J Am Dent Assoc* 2003;134(9):1205-12.
647. Loguercio AD, Reis A, Rodrigues Filho LE, Busato AL. One-year clinical evaluation of posterior packable resin composite restorations. *Oper Dent* 2001;26(5):427-34.
648. Stojanac I, Premovic M, Ramic B, Drobac M, Stojisin I, Petrovic L. Noncarious cervical lesions restored with three different tooth-colored materials: two-year results. *Oper Dent* 2013;38(1):12-20.
649. Ermis RB. Two-year clinical evaluation of four polyacid-modified resin composites and a resin-modified glass-ionomer cement in Class V lesions. *Quintessence Int* 2002;33(7):542-8.
650. Burrow MF, Tyas MJ. Clinical evaluation of three adhesive systems for the restoration of non-carious cervical lesions. *Oper Dent* 2007;32(1):11-5.

651. van Dijken JW, Pallesen U. Four-year clinical evaluation of Class II nano-hybrid resin composite restorations bonded with a one-step self-etch and a two-step etch-and-rinse adhesive. *J Dent* 2011;39(1):16-25.
652. Eliguzeloglu Dalkilic E, Omurlu H. Two-year clinical evaluation of three adhesive systems in non-carious cervical lesions. *J Appl Oral Sci* 2012;20(2):192-9.
653. Moosavi H, Kimyai S, Forghani M, Khodadadi R. The clinical effectiveness of various adhesive systems: an 18-month evaluation. *Oper Dent* 2013;38(2):134-41.
654. Ozel E, Say EC, Yurdagüven H, Soyman M. One-year clinical evaluation of a two-step self-etch adhesive with and without additional enamel etching technique in cervical lesions. *Aust Dent J* 2010;55(2):156-61.
655. Loguercio AD, Manica D, Ferneda F, Zander-Grande C, Amaral R, Stanislawczuk R, et al. A randomized clinical evaluation of a one- and two-step self-etch adhesive over 24 months. *Oper Dent* 2010;35(3):265-72.
656. Zhou Z, Yu S, Jiang Y, Lin Y, Xiong Y, Ni L. A randomized, controlled clinical trial of one-step self-etching adhesive systems in non-carious cervical lesions. *Am J Dent* 2009;22(4):235-40.
657. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA. Adhesion to tooth structure: a critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010;26(2):e38-49.
658. DeHoff PH, Anusavice KJ, Wang Z. Three-dimensional finite element analysis of the shear bond test. *Dent Mater* 1995;11(2):126-31.
659. Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH. Why do shear bond tests pull out dentin? *J Dent Res* 1997;76(6):1298-307.
660. Placido E, Meira JB, Lima RG, Muench A, de Souza RM, Ballester RY. Shear versus micro-shear bond strength test: a finite element stress analysis. *Dent Mater* 2007;23(9):1086-92.
661. Van Noort R, Cardew GE, Howard IC, Noroozi S. The effect of local interfacial geometry on the measurement of the tensile bond strength to dentin. *J Dent Res* 1991;70(5):889-93.
662. Ghassemieh E. Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater* 2008;24(4):536-47.
663. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J. Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010;26(2):e50-62.
664. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, et al. Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2008;10(1):7-16.
665. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, et al. The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1999;1(4):299-309.
666. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV. Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 2010;26(2):e78-93.
667. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994;10(4):236-40.
668. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. Effect of cross-sectional surface area on bond strengths between resin and dentin. *Dent Mater* 1998;14(2):120-8.
669. Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998;14(3):212-21.
670. Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PE. The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. *Dent Mater* 2005;21(12):1144-9.
671. Reis A, Loguercio AD, Manso AP, Grande RH, Schiltz-Taing M, Suh B, et al. Microtensile bond strengths for six 2-step and two 1-step self-etch adhesive systems to enamel and dentin. *Am J Dent* 2013;26(1):44-50.
672. Ferrari M, Goracci C, Sadek F, Eduardo P, Cardoso C. Microtensile bond strength tests: scanning electron microscopy evaluation of sample integrity before testing. *Eur J Oral Sci* 2002;110(5):385-91.
673. Ishikawa A, Shimada Y, Foxton RM, Tagami J. Micro-tensile and micro-shear bond strengths of current self-etch adhesives to enamel and dentin. *Am J Dent* 2007;20(3):161-6.

674. Andrade AM, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RH. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Appl Oral Sci* 2010;18(6):591-8.
675. Andrade AM, Garcia E, Moura SK, Reis A, Loguercio A, Silva LM, et al. Do the microshear test variables affect the bond strength values? *Int J Dent* 2012;2012:618960.
676. Foong J, Lee K, Nguyen C, Tang G, Austin D, Ch'ng C, et al. Comparison of microshear bond strengths of four self-etching bonding systems to enamel using two test methods. *Aust Dent J* 2006;51(3):252-7.
677. Cardoso PE, Sadek FT, Goracci C, Ferrari M. Adhesion testing with the microtensile method: effects of dental substrate and adhesive system on bond strength measurements. *J Adhes Dent* 2002;4(4):291-7.
678. Salz U, Bock T. Adhesion performance of new hydrolytically stable one-component self-etching enamel/dentin adhesives. *J Adhes Dent* 2010;12(1):7-10.
679. Brackett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH. The effect of subject age on the microtensile bond strengths of a resin and a resin-modified glass ionomer adhesive to tooth structure. *Oper Dent* 2008;33(3):282-6.
680. Li F, Liu X, Zhang L, Shen L, Chen J. Bonding efficiency of contemporary adhesives to the dentinoenamel junction zone. *Eur J Oral Sci* 2011;119(3):232-40.
681. Rosa BT, Perdigao J. Bond strengths of nonrinsing adhesives. *Quintessence Int* 2000;31(5):353-8.
682. Loguercio AD, Barroso LP, Grande RH, Reis A. Comparison of intra- and intertooth resin-dentin bond strength variability. *J Adhes Dent* 2005;7(2):151-8.
683. DeTrey CRD. Xeno V⁺ Technical Information.
684. ISO. ISO-TS-11405. Testing of adhesion to tooth structure. 2003.
685. Knobloch LA, Gailey D, Azer S, Johnston WM, Clelland N, Kerby RE. Bond strengths of one- and two-step self-etch adhesive systems. *J Prosthet Dent* 2007;97(4):216-22.
686. de Alexandre RS, Sundfeld RH, Giannini M, Lovadino JR. The influence of temperature of three adhesive systems on bonding to ground enamel. *Oper Dent* 2008;33(3):272-81.
687. Kiremitci A, Yalcin F, Gokalp S. Bonding to enamel and dentin using self-etching adhesive systems. *Quintessence Int* 2004;35(5):367-70.
688. Pilecki P, Stone DG, Sherriff M, Watson TF. Microtensile bond strengths to enamel of self-etching and one bottle adhesive systems. *J Oral Rehabil* 2005;32(7):531-40.
689. Brackett WW, Tay FR, Looney SW, Ito S, Haisch LD, Pashley DH. Microtensile dentin and enamel bond strengths of recent self-etching resins. *Oper Dent* 2008;33(1):89-95.
690. Brackett WW, Ito S, Nishitani Y, Haisch LD, Pashley DH. The microtensile bond strength of self-etching adhesives to ground enamel. *Oper Dent* 2006;31(3):332-7.
691. Dias WR, Pereira PN, Swift EJ, Jr. Effect of surface preparation on microtensile bond strength of three adhesive systems to bovine enamel. *J Adhes Dent* 2004;6(4):279-85.
692. Urabe I, Nakajima S, Sano H, Tagami J. Physical properties of the dentin-enamel junction region. *Am J Dent* 2000;13(3):129-35.
693. Carvalho RM, Fernandes CA, Villanueva R, Wang L, Pashley DH. Tensile strength of human dentin as a function of tubule orientation and density. *J Adhes Dent* 2001;3(4):309-14.
694. Garapati SN, Priyadarshini, Raturi P, Shetty D, Srikanth KV. An in vitro evaluation of diametral tensile strength and flexural strength of nanocomposite vs hybrid and minifill composites cured with different light sources (QTH vs LED). *J Contemp Dent Pract* 2013;14(1):84-9.
695. Inai N, Kanemura N, Tagami J, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW. Adhesion between collagen depleted dentin and dentin adhesives. *Am J Dent* 1998;11(3):123-7.
696. Jacobsen T. Bonding of resin to dentin. Interactions between materials, substrate and operators. *Swed Dent J Suppl* 2003(160):1-66.
697. Miyazaki M, Onose H, Moore BK. Effect of operator variability on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 2000;13(2):101-4.

698. Cavaleiro A, Vargas MA, Armstrong SR, Dawson DV, Gratton DG. Effect of incorrect *primer* application on dentin permeability. *J Adhes Dent* 2006;8(6):393-400.
699. Inoue H, Inoue S, Uno S, Takahashi A, Koase K, Sano H. Microtensile bond strength of two single-step adhesive systems to bur-prepared dentin. *J Adhes Dent* 2001;3(2):129-36.
700. Nagayasu MP, Shintome LK, Arana-Chavez VE, Fava M. Micro-shear bond strength of different adhesives to human dental enamel. *J Clin Pediatr Dent* 2011;35(3):301-4.
701. Tay FR, Carvalho R, Sano H, Pashley DH. Effect of smear layers on the bonding of a self-etching *primer* to dentin. *J Adhes Dent* 2000;2(2):99-116.
702. Jiang Q, Pan H, Liang B, Fu B, Hannig M. Effect of saliva contamination and decontamination on bovine enamel bond strength of four self-etching adhesives. *Oper Dent* 2010;35(2):194-202.
703. Sugizaki J, Morigami M, Uno S, Yamada T. Clinical evaluation and interfacial morphology observation of Xeno III self-etching resin bonding and restorative system. *Dent Mater J* 2007;26(4):602-7.
704. DeTrey CRD. Scientific Compendium Xeno III. 2002.
705. Hashimoto M, Nakamura K, Feilzer AJ. Polymerization contraction stress in resin-tooth bonds under hydrated and dehydrated conditions. *Dent Mater* 2009;25(7):852-6.
706. Nishiyama N, Tay FR, Fujita K, Pashley DH, Ikemura K, Hiraishi N, et al. Hydrolysis of functional monomers in a single-bottle self-etching *primer*-correlation of ¹³C NMR and TEM findings. *J Dent Res* 2006;85(5):422-6.
707. DeTrey CRD. Scientific Compendium Xeno V. 2007.
708. Kramer N, Tilch D, Lucker S, Frankenberger R. Status of ten self-etch adhesives for bonding to dentin of primary teeth. *Int J Paediatr Dent* 2013.
709. Margvelashvili M, Beloica M, Carvalho CA, Papacchini F, Cantoro A, Goracci C. Bonding Potential of All-in-One Adhesives to Ground Enamel. *International Dentistry SA* 2009;11(1):64-69.
710. Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Investig* 2013;17(6):1497-506.
711. Sevgican F, Inoue S, Koase K, Kawamoto C, Ikeda T, Sano H. Bond strength of simplified-step adhesives to enamel prepared with two different diamond burs. *Aust Dent J* 2004;49(3):141-5.
712. Blunck U, Zaslansky P. Effectiveness of all-in-one adhesive systems tested by thermocycling following short and long-term water storage. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 2:231-40.
713. Turkun SL. Clinical evaluation of a self-etching and a one-bottle adhesive system at two years. *J Dent* 2003;31(8):527-34.
714. Abdalla AI, Garcia-Godoy F. Clinical evaluation of self-etch adhesives in Class V non-cariou lesions. *Am J Dent* 2006;19(5):289-92.
715. van Dijken JW, Sunnegardh-Gronberg K, Sorensson E. Clinical bonding of a single-step self-etching adhesive in non-cariou cervical lesions. *J Adhes Dent* 2007;9 Suppl 2:241-3.
716. Schattenberg A, Werling U, Willershausen B, Ernst CP. Two-year clinical performance of two one-step self-etching adhesives in the restoration of cervical lesions. *Clin Oral Investig* 2008;12(3):225-32.
717. Koppolu M, Gogala D, Mathew VB, Thangala V, Deepthi M, Sasidhar N. Effect of saliva and blood contamination on the bond strength of self-etching adhesive system- An in vitro study. *J Conserv Dent* 2012;15(3):270-3.

Capítulo VII. Anexos

Anexo I: Listagem de siglas e abreviaturas

- 4- AETA:** 4-metacriloxietil anidrido trimelítico; (4-acryloyloxyethyl trimellitate anhydride)
- 4-AET: : ácido 4-** acrilóiloxietil trimelítico; (4-acryloylethyl trimellitic acid)
- AMPS: ácido 2-**acrilamido-2-metil-1-propanosulfônico; (2-acrylamido-2-methyl-1-propanesulfonic acid)
- Bis-MEP:** fosfato de bis[2-(metacrilóiloxi)etil]; (bis[2-(methacryloyloxy)ethyl] phosphate)
- Bis-EMA:** dimetacrilato de bisfenol A glicidil etoxilado; (ethoxylated bisphenol A glycol dimethacrylate)
- Bis-GMA:** metacrilato de bisfenol A glicidil; (bisphenol A diglycidyl methacrylate)
- BPDM:** bifenil-dimetacrilato; (biphenyl dimethacrylate)
- Di-HEMA fosfato:** hidrogenofosfato de 2-hidroxietil metacrilato; (phosphate: di-2-hydroxyethyl methacryl hydrogenphosphate)
- DMAEMA:** metacrilato de 2-dimetilaminoetil; (dimethylaminoethyl methacrylate)
- EAEPa:** 2-[4-(dihidroxi fosforil)-2-oxa butil] acrilato de etilo; (ethyl 2-[4-(dihydroxyphosphoryl)-2-oxabutyl] acrylate)
- EDTA:** ácido etileno diamino tetra-acético; (ethylenediaminetetraacetic acid)
- EGDMA:** dimetacrilato de etilenoglicol; (ethyleneglycol dimethacrylate)
- GDMA:** dimetacrilato de glicerol; (glycerol dimethacrylate)
- GPDM:** dimetacrilato de glicerol fosfato; (glycerol phosphate dimethacrylate)
- HDDMA:** dimetacrilato de 1,6-hexanediol; (1,6-hexanediol dimethacrylate)
- HEDMA:** dimetacrilato de hexametileno; (hexamethylene dimethacrylate)
- HEMA:** metacrilato de 2-hidroxietilo; (2-hydroxyethyl methacrylate)
- HEMA-fosfato:** fosfato de [2-(metacrilóiloxi)etil]; (2-hydroxyethyl methacryl dihydrogenphosphate)
- HFGA-GMA:** aducto de anidrido de hexafluoroglutárico e dimetacrilato de glicerol; (hexafluoroglutaric anhydride-glycerodimethacrylate adduct)
- HPMA:** metacrilato de 2-hidroxipropilo; (2-hydroxypropyl methacrylate)
- H₂O:** água
- H₃PO₄:** ácido fosfórico
- MAA:** ácido metacrílico; (methacrylic acid)
- MAEPA:** : acrilato de 2,4,6-trimetilfenil 2-[4-(dihidroxifosforil)-2-oxabutilo]; (2,4,6 trimethylphenyl 2-[4-(dihydroxyphosphoryl)-2-oxabutyl]acrylate)
- MAC-10:**ácido 11-metacrilóiloxi-1,10-undecanodicarboxílico;(11-methacryloyloxy-1,10-undecanedicarboxylicacid)
- 10-MDP:** dihidronenofosfato de 10-metacrilóiloxidecil; (10-methacryloyloxydecyl dihydrogenphosphate)
- MDPB:** brometo de metacrilóiloxidodecilpiridínio; (methacryloyloxydodecylpyridinium bromide)
- 4-META:** anidrido de 4-metacrilóiloxietil trimelitato; (4-methacryloyloxyethyl trimellitate anhydride)
- 4-MET:** ácido trimelítico de 4-metacrilóiloxietila; (4-methacryloyloxyethyl trimellitic acid)
- MHP:** fosfatos metacrilizados
- MMA:** metil metacrilato; (methyl methacrylate)
- MMEP/PAMA:** ftalato de mono-2-metacrilóiloxietilo; (mono-2-methacryloyloxyethyl phthalate or phthalic acid monomethacrylate)

- 5-NMSA/ MASA):** N-metacrilóil-5 ácido aminosalicílico; (N-methacryloyl-5-aminosalicylic acid)
- NPG-GMA:** : metacrilato de N-fenilglicina glicidil; (N-phenylglycine glycidyl methacrylate)
- NTG-GMA:** metacrilato de N-tolilglicina glicidil; (N-tolylglycine glycidyl methacrylate)
- PEGDMA:** dimetacrilato de polietileno glicol; (polyethylene glycol dimethacrylate)
- PEM-F:** monofluoreto de pentametacrilóil oxietilciclohexafosfazeno; (pentamethacryloyloxyethylcyclohexa-phosphazene monofluoride)
- PENTA:** monofosfato de dipentaeritriol penta acrilato; (dipentaerythritol pentaacrylate monophosphate)
- Fenil-P:** hidrogenofosfato de 2-(metacrilóiloxietil)fenilo; (2-(methacryloyloxyethyl)phenyl hydrogenphosphate)
- PMDM:** dietilmetacrilato piromelítico; (pyromellitic diethylmethacrylate)
- PMGDM:** dietilmetacrilato piromelítico glicerol; (pyromellitic glycerol dimethacrylate)
- Pyro-EMA:** pirofosfato de tetrametacrilóil oxietilo; (tetramethacryloyloxyethyl pyrophosphate)
- TCB:** ácido butano-1,2,3,4-tetracarboxílico éster di-2-hidroxiethylmetacrilato; (butan-1,2,3,4-tetracarboxylic acid di-2-hydroxyethylmethacrylate ester)
- TEGDMA:** dimetacrilato de trietilenoglicol; (triethylene glycol dimethacrylate)
- TMPTMA:** trimetacrilato de trimetilopropano; (trimethylolpropane trimethacrylate)
- UDMA:** dimetacrilato de uretano; (urethane dimethacrylate)
- BHT:** hidroxibutiltolueno (inibidor); (butylhydroxytoluen)
- BPO:** peróxido de benzoíla (iniciador redox); (benzoylperoxide)
- BS acid: sódio do ácido** benzenosulfínico (iniciador redox); (benzenesulfinic acid sodium salt)
- CQ:** canforoquinona (fotoiniciador); (camphorquinone)
- DHEPT:** N,N-di-(2-hidroxiethyl)-4-toluidina (co-iniciador); (N,N-di-(2-hydroxyethyl)-4-toluidine)
- MEHQ:** 4-metoxifenol (inibidor); (4-methoxyphenol or monoethyl ether hydroquinone)
- ODMAB:** 4-(dimetilamino)-benzoato de 2-(etilhexil) (co-iniciador); 2-(ethylhexyl)-4-(dimethylamino)benzoate
- TPO:** lucirina TPO (foto-iniciador); (lucirin TPO)
- (γ -MPTS):** γ -metacrilóilpropiltrimetoxissilano (agente de ligação); γ -methacryloxypropyltrimethoxysilane
- NaF:** fluoreto de sódio (partícula inorgânica); (sodium fluoride)
-
- AC 2P:** autocondicionante de dois passos
- AC IP/2C:** autocondicionante de um passo/dois componentes
- AC IP/IC:** autocondicionante de um passo/um componente
- ADA:** Associação Dentária Americana; (*American Dental Association*)
- AM:** adaptação marginal
- AT:** ativo
- PBNT:** Prime&Bond[®] NT[™]
- CSEB:** Clearfil[™] SE Bond
- C&L 3P:** condicionar e lavar de três passos
- C&L 2P:** condicionar e lavar de dois passos
- CONSORT:** *CONsolidated Standards of Reporting Trials*

- D:** dentina
- DIC:** distância intercúspidea
- DIT:** dentina intertubular
- DPT:** dentina peritubular
- E:** esmalte
- EWB:** *ethanol wet bonding*
- FD:** fratura dentária
- FR:** fratura da restauração
- G1:** grupo 1
- G2:** grupo 2
- G3:** grupo 3
- G4:** grupo 4
- G5:** grupo 5
- HPa:** hidroxiapatite
- HPO:** hipersensibilidade pós-operatória
- IC:** intervalo de confiança
- ICC:** coeficiente de correlação intraclasse
- ISO:** *International Standard Organization*
- JAD:** junção amelo-dentinária
- K:** kappa de Cohen
- LCNCs:** lesões cervicais não cariosas
- LED:** *light-emitting diode*
- MC:** microscopia confocal
- MET:** microscopia eletrónica de transmissão
- MEV:** microscopia eletrónica de varrimento
- MMPs:** metaloproteinases da matriz
- MPa:** megapascal
- N:** newton
- n° R:** número de restaurações envolvidas na causa específica de insucesso
- NA:** não aplicável
- ND:** não disponível
- Np:** número de pessoas
- Nr:** número de restaurações
- OBFL:** Optibond™ FL
- PE:** prisma de esmalte
- PIM:** posição de intercuspidação máxima
- pH:** potencial de hidrogénio
- pKa/Ka:** constante de dissociação ácida

PP: propriedades

PS: passivo

Ps: pigmentação superficial

PM: pigmentação marginal

PR: perda de retenção

R: retenção

RC: resina composta

RR: número de restaurações no retorno

RT: número de restaurações total

SBS: *shear bond strength*

μ **SBS:** *microshear bond strength*

Sc: *Score*

SL: *smear layer*

SP: *smear plug*

SRDC: *stress-reducing direct composite*

SQUACE: *SemiQUAntitative Clinical Evaluation*

USPHS: Serviço de Saúde Pública dos Estados Unidos; (*United States Public Health Service*)

TBS: *tensile bond strength*

μ **TBS:** *microtensile bond strength*

TIMPS: inibidores tecidulares das metaloproteínas da matriz

TST: teste de sensibilidade térmico

WWB: *water wet bonding*

XIII: Xeno® III

XV⁺: Xeno®V⁺

1° PM: primeiro pré-molar

2° PM: segundo pré-molar

1° M: primeiro molar

2° M: segundo molar

0M: 0 meses

6M: 6 meses

12M: 12 meses

2A: 2 anos

3D: tridimensional

\approx : aproximadamente

%: percentagem

<: menor que

>: maior que

±: mais ou menos

°: grau

°C: graus Celsius

g: grama

s: segundos

mm: milímetro

mm²: milímetro quadrado

mm/min: milímetro o por minuto

mW/cm²: miliwatt por centímetro quadrado

nm: nanómetro

µm: micrómetro

n: número de amostras

rpm: rotações por minuto

α: nível de significância

p: valor de probabilidade

vs.: versus

vol%: percentagem por volume

wt%: percentagem por peso

Anexo 2: Sistemas adesivos

Sistema adesivo	Fabricante	Composição	pH
Condicionar e lavar de 3 passos (C&L 3P)			
Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose	3M ESPE St Paul, MN, EUA	Condicionador: 35% ácido fosfórico Primer: HEMA, polímero de ácido polialcanóico, água Adesivo: Bis-GMA, HEMA, aminas terciárias, foto-iniciador	-
All-Bond 2®	Bisco Inc. Schaumburg, IL, EUA	Condicionador: 32% ácido fosfórico Primer A: NTG-GMA, acetona, etanol, água Primer B: BPDMA, foto-iniciador, acetona Adesivo: Bis-GMA, UDMA, HEMA	-
Optibond™ FL	Kerr Orange CA, EUA	Condicionador: 37.5% ácido fosfórico Primer FL: HEMA, GPDM, MMEP, CQ, BHT, etanol, água Adesivo FL: Bis-GMA, HEMA, GDMA, CQ, ODMAB, partículas inorgânicas (silica coloidal, alumínio borossilicato de bário, Na ₂ SiF ₆)	-
Syntac®	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	Condicionador: 37% ácido fosfórico Primer: TEGDMA, PEGDMA, ácido maleico, acetona, água Adesivo: PEGDMA, glutaraldeído, água Heliobond: Bis-GMA, TEGDMA, estabilizadores, iniciadores	-
Solobond® Plus	VOCO Cuxhaven, Alemanha	Condicionador: 35% ácido fosfórico Primer: fluoretos de hidroximetacrilato, monómeros ácidos, ácido maleico, acetona, H ₂ O Adesivo: BIS-GMA, TEGDMA, hidroximetacrilato, CQ, acetona	-
PermaQuick®	Ultradent South Jordan, UT, EUA	Condicionador: 35% ácido fosfórico Primer: MA, bálsamo do Canadá, HEMA, monómero de fosfato, CQ, etanol Adesivo: Bis-GMA, TEGDMA, DMAEMA, CQ, partículas que libertam flúor	-
Coltène® A.R.T. BOND	Coltène- Whaledent Altstätten, Suíça	Condicionador: 35% ácido fosfórico Primer A: ácido maleico, fluoreto de sódio, água Primer B: metacrilatos, metacrilato de ácido polialcanóico, água Adesivo: metacrilatos, metacrilato de ácido polialcanóico	-
Condicionar e lavar de 2 passos (C&L 2P)			
Adper™ Scotchbond™ I XT	3M ESPE St Paul, MN, EUA	Condicionador: 35% ácido fosfórico Adesivo: Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos, copolímero funcional de metacrilato dos ácidos poliacrílico e politacónico, fotoiniciador, silica coloidal, etanol, água	-
Excite® F	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	Condicionador: 37% ácido fosfórico Adesivo: HEMA, acrilato de ácido fosfônico, Bis-GMA, dimetacrilatos, silica coloidal, fluoreto de potássio, iniciadores, estabilizadores, etanol	-
One Coat® Bond	Coltène- Whaledent Altstätten, Suíça	Condicionador: 35% ácido fosfórico Adesivo: HEMA, HPMA, dimetacrilato, metacrilato de ácido polialcanóico, UDMA, silica coloidal, CQ, glicerol	-
One-Step®	Bisco Inc. Schaumburg, IL, EUA	Condicionador: 37% ácido fosfórico Adesivo: BPDMA, Bis-GMA, HEMA, foto-iniciador, acetona	-

One-Step® Plus	Bisco Inc. Schaumburg, IL, EUA	Condicionador: 37% ácido fosfórico Adesivo: BPDM, Bis-GMA, HEMA, foto-iniciador, partículas inorgânicas (alumínio silicato de flúor), acetona	-
Optibond™ Solo Plus	Kerr Orange, CA, EUA	Condicionador: 37.5% ácido fosfórico Adesivo: Bis-GMA, HEMA, GDMA, GPDM, CQ, ODMAB, BHT, etanol, partículas inorgânicas (sílica coloidal, alumínio borossilicato de bário, Na ₂ SiF ₆)	-
PQI®	Ultradent South Jordan, UT, EUA	Condicionador: 35% ácido fosfórico Adesivo: Bis-GMA, HEMA, MA, etanol, sílica coloidal	-
Prime&Bond® NT™	Dentsply DeTrey Konstanz, Alemanha	Condicionador: 36% ácido fosfórico Adesivo: PENTA, TEGDMA, Bis-GMA, hidrofluoreto de cetilamina, resina R5-62-I, resina de di- e trimetacrilato, CQ, nano partículas inorgânicas (sílica coloidal silanizada), acetona	-
XPBond™	Dentsply DeTrey Konstanz, Alemanha	Condicionador: 36% ácido fosfórico Adesivo: PENTA, resina TCB, HEMA, TEGDMA, UDMA, terc-butanol, sílica coloidal silanizada, CQ, estabilizadores	-
Solobond® M	Voco Cuxhaven, Alemanha	Condicionador: 35% ácido fosfórico Adesivo: BIS-GMA, HEMA, metacrilatos de fosfato, BHT, CQ, amina aceleradora, acetona	-
Tokuyama® EE-Bond	Tokuyama Dental Corp Tóquio, Japão	Condicionador: 39% ácido fosfórico Adesivo: Bis-GMA, TEGDMA, HEMA, glass filler, CQ, H ₂ O, etanol	-
iBond® Total-Etch	Heraeus Kulzer Hanau, Alemanha	Condicionador: 35% ácido fosfórico MA, sílica coloidal, glutaraldeído, fotoiniciadores, etanol	-
Autocondicionante de 2 passos (AC 2P)			
Clearfil™ SE Bond	Kuraray Medical Inc. Osaka, Japão	<i>Primer:</i> MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, foto-iniciador, H ₂ O <i>Adesivo:</i> MDP, HEMA, Bis-GMA, dimetacrilato hidrofóbico, fotoiniciadores, sílica coloidal	2.0
Clearfil™ Protect Bond	Kuraray Medical Inc. Osaka, Japão	<i>Primer:</i> MDPB, MDP, HEMA, dimetacrilato hidrofílico, foto-iniciador, água <i>Adesivo:</i> MDP, HEMA, Bis-GMA, dimetacrilato hidrofóbico, fotoiniciadores, sílica coloidal, NaF, MDPB	2.0
Adper™ Scotchbond™ SE	3M ESPE St Paul, MN, EUA	Frasco A: água, HEMA, surfactante, corante rosa de bengala Frasco B: UDMA, TEGDMA, TMPTMA, HEMA-fosfato, nanopartículas, CQ.	<1
AdheSE®	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	<i>Primer:</i> acrilato de fosforo, dimetacrilatos, CQ, estabilizadores, água <i>Adesivo:</i> Bis-GMA, GDMA, sílica coloidal, CQ, amina terciária, HEMA	1.7
One Coat® Self-Etching Bond	Coltène-Whaledent Altstätten, Suíça	<i>Primer:</i> HEMA, ácido acrílico sulfônico, mono- e di-MA de glicerol, poliacalonato metacrilizado, água <i>Adesivo:</i> HEMA, mono- e di-MA de glicerol, UDMA, poliacalonato metacrilizado, CQ	ND
Optibond™ XTR	Kerr Orange, CA, EUA	<i>Primer:</i> GPDM, co-monomeros hidrofílicos, água, etanol, acetona <i>Adesivo:</i> monómeros resinosos, partículas inorgânicas, etanol	Primer 2.4

All Bond SE®	Bisco Inc. Schaumburg, IL, EUA	Primer: Componente 1—benzeno sulfonato de sodio di-hidratado, etanol Primer: Componente 2— Bis (gliceril 1,3 dimetacrilato) fosfato, HEMA, BPDM Adesivo: Bis-GMA, UDMA, HEMA, partículas inorgânicas	ND
Peak® SE	Ultradent South Jordan, UT EUA	Primer: Bis-GMA, HEMA, etanol, MA, água Adesivo: Bis-GMA, HEMA, etanol, MA, sílica coloidal	1.2
Autocondicionante de 1 passo / 2 componentes			
Adper™ Prompt™ L-Pop™	3M ESPE St Paul, MN, EUA	Componente A (frasco vermelho) – ésteres fosfóricos metacrilizados, Bis-GMA, estabilizadores, CQ Componente B (frasco amarelo) – HEMA, estabilizadores, ácido polialcanoico, H ₂ O	I
All Bond SE®	Bisco Inc. Schaumburg, IL, EUA	Componente 1– benzeno sulfonato de sodio di-hidratado, etanol Componente 2– Bis (gliceril 1,3 dimetacrilato) fosfato, HEMA, Bis-GMA	ND
Xeno® III	Dentsply DeTrey Konstanz, Alemanha	Componente A: HEMA, sílica coloidal, BHT, H ₂ O, etanol Componente B: Pyro-EMA, PEM-F, UDMA, CQ, BHT, ODMAB (co-iniciador)	<I
Futurabond® NR	VOCO Cuxhaven, Alemanha	Bis-GMA, HEMA, phosphate methacrylates, BHT, fluoretos, CQ, nano-partículas inorgânicas (sílica coloidal), etanol	1.4
UniFil® Bond	GC Corp. Tóquio, Japão	Primer: 4-MET, HEMA, CQ, H ₂ O, etanol Adesivo: UDMA, HEMA, DMA, CQ, sílica coloidal	ND
One-Up® Bond F Plus	Tokuyama Dental Corp. Tóquio, Japão	Componente A: MAC-10, ácido metacrilato fosfato, monômero metacrílico multifuncional, foto-iniciador Componente B: MAA, HEMA, micro-partículas inorgânicas (aluminossilicato de fluor), foto-iniciador, H ₂ O	A:0.7; B:7.7 Mistura: 1.2
Autocondicionante de 1 passo / 1 componente			
Clearfil™ S3 Bond Plus	Kuraray Medical Inc. Osaka, Japão	MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilatos hidrofóbicos, CQ, sílica coloidal, foto-iniciador, aceleradores, água, etanol	2.7
Adper™ Easy Bond	3M ESPE St Paul, MN, EUA	HEMA, Bis-GMA, monômero de éster fosfórico, ácido polialcanoico, sílica coloidal, CQ, estabilizadores, etanol, água	2.4
Optibond™ All-In- One	Kerr Orange, CA, EUA	GPDM, ésteres de metacrilato mono e di-funcionais, partículas inorgânicas (hexafluorossilicato de sódio e fluoreto de yttrbio, aceleradores, estabilizadores, CQ, água, etanol, acetona	2.5
AdheSE® One F	Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein	Bis-acrilamido, dihidrogenofosfato de bismetacrilamido, hydroxil alquil methacrilamida, ácido acrilamido alquilo sulfônico, sílica coloidal, iniciadores, estabilizadores, fluoreto de potássio, água, etanol	1.5
G-Bond™	GC Corp. Tóquio, Japão	4-MET, monômero de éster fosfórico, UDMA, TEGDMA, estabilizador, sílica coloidal, foto-iniciador, água, acetona	2.0
G-ænial™ Bond	GC Corp. Tóquio, Japão	4-MET, monômero de éster fosfórico, UDMA, TEGDMA, estabilizadores, sílica coloidal, foto-iniciador, água, acetona	1.5

iBond® Self-Etch	Heraeus Kulzer Hanau, Alemanha	UDMA, 4-META, glutaraldeído, foto-iniciadores, estabilizadores, água, acetona	2.0
Tokuyama® Bond Force	Tokuyama Dental Corp. Tóquio, Japão	ácido de methacriloloxialquil fosfato, HEMA, Bis-GMA, TEGDMA, ácido isopropílico, CQ, água, etanol	2.3
One Coat® 7.0	Coltène-Whaledent Altstätten, Suíça	metacrilatos, UDMA, HEMA, dimetacrilato de glicerol, polialcanoato metacrilizado, sílica, foto-iniciadores, água, etanol	ND
Xeno® V+	Dentsply DeTrey Konstanz, Alemanha	Amidas acrílicas bifuncionais, ácido acrilamino alquisulfônico, éster de ácido fosfórico com função “inversa”, CQ, estabilizador, terc-butanol, foto-iniciadores, água	1.3
Sistemas Universais			
Scotchbond™ Universal	3M ESPE St Paul, MN, EUA	Condicionador: 34% H ₃ PO ₄ , sílica coloidal, polietileno glicol, óxido de alumínio (facultativo/seletivo esmalte), água Adesivo: monômero MDP fosfato, resinas de dimetacrilato, HEMA, copolímero metacrilato de ácido polialcanóico, sílica coloidal, iniciadores, água, etanol	3.0
All-Bond Universal®	Bisco Inc. Schaumburg, IL, EUA	Condicionador: 32% H ₃ PO ₄ , cloreto de benzalcônio (facultativo/seletivo esmalte) Adesivo: MDP, Bis-GMA, HEMA, iniciadores, água, etanol	2.4
Peak® Universal Bond	Ultradent South Jordan, UT, EUA	Condicionador: 35% H ₃ PO ₄ (facultativo/seletivo esmalte) Primer: HEMA, álcool Adesivo: MAA, HEMA, diacetato de clorexidina, etanol	Primer: 1.2 Adesivo: 2.0
Clearfil™ Universal Bond	Kuraray Medical Inc. Osaka, Japão	Condicionador: H ₃ PO ₄ (facultativo/seletivo esmalte) MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato alifático hidrofílico, sílica coloidal, CQ, água, etanol	ND
Futurabond® U	VOCO Cuxhaven, Alemanha	HEMA, Bis-GMA, HEDMA, UDMA, iniciadores, catalisadores, monômero ácido adesivo, etanol	ND
Xeno® Select	Dentsply DeTrey Konstanz, Alemanha	Amidas acrílicas bifuncionais, ácido aciloilamino alcilsulfônico, benzenodiol butilado, terc-butanol, CQ, água	ND

Anexo 3

1) Folha de informação ao paciente e consentimento informado

FOLHA DE INFORMAÇÃO AO PACIENTE

Por favor, leia atentamente esta folha de informação:

Designação do estudo: Avaliação clínica de diferentes sistemas adesivos na restauração de dentes posteriores.

O objectivo principal deste estudo é a avaliação do desempenho clínico de restaurações de cavidades classes I de Black em resina composta executadas com diferentes sistemas adesivos.

Neste estudo serão restauradas cavidades classe I de Black com necessidades específicas de tratamento, devido a lesões de cárie primárias, utilizando um método convencional de preparação cavitária e uma resina composta combinada com um de cinco sistemas adesivos selecionados.

Neste estudo, irá receber tratamentos curativos de que necessita, proporcionando-lhe a resolução de patologias específicas de que é portador (cárie dentária) e uma melhoria substancial do seu estado de saúde oral.

Após a restauração das cavidades, o estudo engloba três visitas de controlo das mesmas que decorrerão ao fim de 3 a 7 dias, 6 e 12 meses, durante as quais o investigador regista de forma não invasiva os dados clínicos necessários para a sua avaliação.

Poderá contactar em qualquer altura os responsáveis pelo estudo, entre os períodos de avaliação, na eventualidade de ocorrer alguma alteração nos dentes tratados.

Não existem quaisquer riscos para si, como paciente, decorrentes da participação específica deste estudo.

Os resultados decorrentes deste trabalho serão objeto de análise estatística e de publicação científica. Contudo, a sua identidade bem como a proteção de dados pessoais, será sempre preservada.

Para poder ser incluído neste estudo, de forma voluntária, deverá dar-nos a sua autorização mediante a assinatura da folha de consentimento informado.

Se estiver de acordo em participar neste estudo, por favor expresse o seu consentimento preenchendo e assinando o documento seguinte.

2. Declaração de consentimento informado

Designação do estudo

Avaliação clínica de diferentes sistemas adesivos na restaurações de dentes posteriores.

Eu, abaixo assinado (nome completo)

Li a folha de informação sobre o estudo e compreendi plenamente a explicação que me foi fornecida acerca da investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que será incluída.

Tomei conhecimento de que em qualquer fase poderei decidir abandonar o estudo, sem qualquer prejuízo da minha assistência clínica. Compreendi que a minha participação é voluntária.

Os registos dos resultados poderão ser consultados e publicados pelos responsáveis científicos, sendo os meus dados pessoais tratados sempre de um modo estritamente confidencial.

Expresso livremente a minha concordância para participar neste estudo.

Assinatura do paciente: _____ Data: _____

Assinatura do investigador responsável: _____ Data: _____

3. Pedidos de autorização e pareceres

Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra (FMUC)

Pág. _____
 de _____ **12/06/09**
 de **15/06/09**

UNIVERSIDADE DE COIMBRA
 FACULDADE DE MEDICINA
 CONSELHO DIRECTIVO

Despacho do Presidente do Conselho Directivo

Prof. Doutor Francisco José Franqueira Castro e Sousa

Processo de Candidatura a Doutoramento em Ciências da Saúde

1.

Nome da Candidata	Direcção	Telefone/E-mail
Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre;	Rua Adriano Correia de Oliveira, n.º 3, R/C, 3000-006 Coimbra;	•91 7058656; •vinagrealexandra@gmail.com;

2.

Hábil. Académicas	Mestre	Licenciatura	Outras
	-----;	Medicina Dentária pela FMUC com a classificação final de 14 valores;	Provas de Aptidão Pedagógica e Capacidade Científica pela FMUC com a classificação final de Muito Bom;

3.

Ramo de Doutoramento	Especialidade
Medicina Dentária;	Dentisteria Operatória/Dentisteria Operatória;

4.

Título da Tese	Orientadores
<i>"Avaliação clínica e experimental da associação de um laser de Er:YAG com adesivos autocondicionantes em</i>	Orientador: - Prof. Doutor João Carlos Tomás Ramos da FMUC; Co-orientador: - Prof. Doutor António

Página 1 de 2

Rua Largo • 3004-504 • Coimbra Portugal • Telefons e Fax 351 231 637192 - E-mail:coad@fmed.ucp

Pág. _____

de n.º _____

de _____

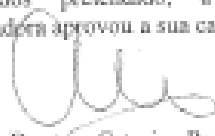
UNIVERSIDADE DE COIMBRA
 FACULDADE DE MEDICINA
 CONSELHO CIENTÍFICO

dentistaria restauradora Duarte Sola Pereira da Mata da FMDUL;

5.

N.º e Data de Entrada no CC	Parecer da Comissão de Ética	Parecer do Grupo (adequação do projecto à área de conhecimento em que se insere)	Projecto Económico e Fonte de Financiamento
N.º 636; 07-04-2009;	Nada a opor; 14-05-2009;	Parecer favorável; 12-05-2009;	"... a doutoranda assumirá todas as despesas inerentes ao projecto em estudo, ...";

6.

Data de aprovação pela C.Coordenadora	Enquadramento Legal	Despacho da Presidente do Conselho Científico
25-05-2009;	Art. 30º, n.º 1, al. b) do DL 74/2006 e art. 4º, n.º 1, al.c) do Regulamento 78/2007.	O processo apresentado pela requerente, previamente distribuído pelos Conselheiros, foi apreciado e, considerando que 1) a candidata reúne as condições legais e, 2) é detentora de curriculum científico relevante para o acesso ao ciclo de estudos pretendido, a Comissão Coordenadora aprovou a sua candidatura.  Prof. Doutora Catarina Resende de Oliveira

Anexos:

1. Cópia do BI;
2. Cópia de certidão de grau académico;
3. Projecto de Investigação;
4. Termo de aceitação do(s) orientador(es);
5. Informação sobre o projecto económico/Fonte de financiamento.

Coimbra, 8 de Julho de 2013

Exmo. Senhor Presidente do Conselho Científico da
Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Professor Doutor Joaquim Neto Murta

Eu, Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre, Médica Dentista, licenciada em Medicina Dentária pela Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, assistente convidada e aluna de doutoramento da mesma Faculdade, venho, por este meio, solicitar ao Conselho Científico da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra a alteração do título/tema da tese de Doutoramento em Ciências da Saúde, no ramo de Medicina Dentária, na especialidade de Dentística Operatória de: "Avaliação clínica e experimental da associação de um laser de Er:YAG e adesivos autocondicionantes em Dentística restauradora" para "Avaliação clínica e experimental de diferentes sistemas adesivos em Dentística restauradora".

Encontro-me ao vosso inteiro dispor para qualquer esclarecimento adicional que entendo necessário. Junto envio os termos de aceitação dos orientadores.

Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre
R. Adilano Correia de Oliveira, nº3 R/C
3000-004 Coimbra
e-mail: vinagrealxandra@gmail.com; tel: 912638914

Pede deferimento.



Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre



FMUC FACULDADE DE MEDICINA
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

Com conhecimento do aluno

Ex.ma Senhora
Eng.ª Sílvia Figueiredo
Diretora do Serviço de Gestão Académica da UC

Sua referência:	Vizata:	Nossa referência:	Data de emissão:
		CE 469/2013	31/07/2013

Assunto: Alteração do projeto de Doutoramento – Pré-bolonha

Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre, aluna de Doutoramento pré-Bolonha em Ciências da Saúde, ramo de Medicina Dentária, solicitou alteração ao título do projeto de investigação de doutoramento de "Avaliação clínica e experimental da associação de um laser de Er:YAG e adesivos autocondicionantes em Dentistaria restauradora" para "Avaliação clínica e experimental de diferentes sistemas adesivos em Dentistaria restauradora".

Apresenta os pareceres favoráveis dos orientadores Professores Doutores João Carlos Tomás Ramos da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra e António Duarte Sola Pereira da Mata da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa.

Por último, informa-se que o Conselho Científico em reunião de 15 de julho de 2013 decidiu aprovar a referida alteração.

Com os meus mais cordiais cumprimentos,

 Diretor do FMUC

Prof. Doutor Joaquim Neto Murta


Prof. Doutor Francisco Costa de Aguiar

Centro Hospitalar e Universitário de Coimbra (CHUC)



**HOSPITAIS DA UNIVERSIDADE DE COIMBRA, E.P.E.
COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE**

Presidente: Prof. Doutor José Joaquim Sousa Barros; Vice-Presidente:
Dr. David Amador Rocha; Vogais: Dra. Maria Odete Isabel; Prof. Doutor
Carlos Alberto Fontes Ribeiro; Enfermeira: Adélia Tinoco Mendes;
Jurista: Dra. Alexandra Vilela;
Padre: José António Afonso Pais

Visto / Ao C.A.E.
para difusão
23/04/2009

Exma. Senhor:
Director Clínico dos
HUC, E.P.E.

N/Ref ^o CES	Ofício N ^o 0079	Data 16.04.2009
---------------------------	-------------------------------	--------------------

ASSUNTO: [HUC-15-09] - *Estudo Observacional "Avaliação Clínica de Restaurações Adesivas efectuadas em cavidades preparadas com Laser de ER: YAG"* - Dra. Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre - Trabalho de investigação a decorrer no Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial dos HUC, EPE.

Cumpre-me informar Vossa Ex.^a que a Comissão de Ética dos Hospitais da Universidade de Coimbra reunida em 14 de Abril de 2009, com a presença da maioria dos seus membros, após análise pormenorizada do projecto mencionado em epígrafe, emitiu parecer favorável à sua realização. Deliberação aprovada por unanimidade.

O parecer só se torna executável após envio e aprovação por esta CES de um novo Consentimento Informado, redigido em termos simples, que possam ser compreendidos pelos doentes. Os consentimentos informados devem focar os seguintes tópicos: Descrição genérica do procedimento. Em que consiste? Como se faz? Quanto tempo dura? Possíveis tratamentos alternativos. Riscos e benefícios. A opção de não tratar. Finalidade. Pormenores e incertezas de diagnóstico. Efeitos secundários. Possíveis complicações e necessidade de alteração. Disposição para tirar dúvidas. Possibilidade de revogar o consentimento em qualquer momento, sem represálias. Repercussões financeiras.

Com os melhores cumprimentos,

A COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE DOS HUC, E.P.E.

Prof. Doutor José Joaquim Sousa Barros
Presidente da CES





HOSPITAIS DA UNIVERSIDADE DE COIMBRA, E.P.E.
COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE

Presidente: Prof. Doutor José Joaquim Sousa Barros;
Vice-Presidente: Dra. Maria Odete Isabel Veigas; Prof.ª Doutora Maria Fátima
Pinto Saraiva Martins; Dr. Mário Rui Almeida Branco; Prof. Doutor Carlos
Alberto Fontes Ribeiro; Enf.ª Adélio Tinoco Mendes; **Francisco Pimenta**
Jurista: Dra. Alexandra Vilela;
Padre: José António Afonso Pais

Francisco Pimenta
Director Clínico
H.U.C.-arg
Foto / Ao G.A.F.
para depósito
17/01/10

Exma. Senhor:
Director Clínico das
HUC, E.P.E.

N/Refª
CES

Ofício Nº
0012

Data
14.01.2010

ASSUNTO: [HUC-15-09] - *Estudo Observacional "Avaliação Clínica de Restaurações Adesivas efectuadas em cavidades preparadas com Laser de ER: YAG"* - Dra. Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre - Trabalho de investigação a decorrer no Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial dos HUC, E.P.E.

Cumpre-me informar Vossa Ex.ª que a Comissão de Ética para a Saúde dos Hospitais da Universidade de Coimbra, E.P.E., reunida em 12 de Janeiro de 2010, com a presença de todos os seus membros, *aprovou* a nova versão do Consentimento Informado, referente ao projecto em epígrafe, o que torna exequível o anterior parecer favorável da Comissão de Ética à sua realização.

Deliberação aprovada por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

A COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE DOS HUC, E.P.E.

José Joaquim Sousa Barros
Prof. Doutor José Joaquim Sousa Barros
Presidente da CES E. P. E.

Comissão de Ética para a Saúde

Exmo. Sr.
Presidente da Comissão de Ética dos
Hospitais da Universidade de Coimbra

ASSUNTO: Alteração do título/tema do trabalho de investigação

Eu, Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre, Médica Dentista, licenciada em Medicina Dentária pela Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, assistente convidada e aluna de doutoramento da mesma Faculdade, venho por este meio informar V. Exas. da alteração do tema/título do trabalho de investigação previamente aceite pela comissão de ética dos HUC intitulado de: Avaliação clínica de restaurações adesivas efectuadas em cavidades preparadas com laser de Er:YAG, no âmbito de Doutoramento em Medicina Dentária, Área Dentistaria Operatória - Endodôncia, para: "Avaliação clínica e laboratorial de diferentes sistemas adesivos em Dentistaria Restauradora".

Esta alteração prende-se apenas com o facto de se ter eliminado um dos grupos (o do laser de Er:YAG) preparando-se todos os dentes pela forma convencional (usando as brocas tradicionais), o que também já estava previsto. Todo o restante protocolo se mantém como previsto inicialmente.

Estou ao vosso inteiro dispor para qualquer esclarecimento adicional que seja necessário efectuar.

Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre
R. Adriano Correia de Oliveira, nº3 RIC
3000-006 Coimbra
e-mail: vinagrealexandra@gmail.com; tel: 912638914

Atenciosamente



(Alexandra Vinagre)



COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE

Visto / À UID.
para o ficheiro
Prof. Doutor José Joaquim Sousa Barros
Director Clínico
C.H.U.C. - E.P.E.

Exmo. Senhor:
Director Clínico do
CHUC, E.P.E.

N/Ref.º
CES

Of. Nº
0041

Data
05.03.2014

ASSUNTO: [HUC-15-09] - *Estudo Observacional "Avaliação Clínica e experimental de diferentes sistemas em Dentistaria Restauradora."* - Dra. Alexandra Rosa Rodrigues Vinagre - Trabalho de Investigação a decorrer no Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial dos HUC, EPE.

Cumpra-me informar Vossa Ex.ª de que a Comissão de Ética para a Saúde do CHUC, EPE, reunida em 28 de Fevereiro de 2014, com a presença da maioria dos seus membros, após análise do pedido de alteração do título/tema do projecto mencionado em epígrafe, a CES nada tem a opor. Deliberação aprovada por unanimidade.

Com as melhores cumprimentos,

P' A COMISSÃO DE ÉTICA PARA A SAÚDE
DO CHUC-EPE

C.H.U.C. - E.P.E.
Prof. Doutor José Joaquim Sousa Barros
Presidente da CES do CHUC

A CES do CHUC: Prof. Doutor José Joaquim Sousa Barros; Prof.ª Doutora Maria Fátima Pinto Saraiva Martins; Dr. Mário Rui Almeida Branco; Inf.ª Adília Tereza Mendes; Prof. Doutor Carlos Alberto Furtas Ribeiro; Patr. José António Afonso Pais; Dr. José António Pais; Dr. José Alves Brilo Bençades; Inf.ª Fátima Moura; Dr. José António Peixoto; Dra. Cláudia Santos; Dr. Paulo Figueiredo.

Anexo 4: Resumo dos parâmetros avaliados no estudo clínico randomizado seguindo os critérios aprovados pela Federação Dentária Internacional (FDI).

A. Propriedades estéticas

1. Brilho superficial e rugosidade (e-calib)

Sc1 – Comparável ao dos tecidos dentários circundantes (esmalte).

Sc2 – Superfície ligeiramente baça. Poros isolados (ocasionais).

Sc3 – Baça mas ainda aceitável quando recoberta por um filme de saliva. Múltiplos poros em mais do que 1/3 da superfície.

Sc4 – Rugosa mesmo quando recoberta por um filme de saliva. Presença evidente de poros largos.

Sc5 – Rugosidade superficial inaceitável, com retenção de placa, e inestética.

2. Pigmentação superficial e marginal (e-calib)

Sc1 – Sem qualquer evidência de pigmentação.

Sc2 – Pigmentação superficial e marginal ligeira (após secagem).

Sc3 – Pigmentação superficial e marginal moderada.

Sc4 – Pigmentação superficial e marginal severa generalizada não redutível a processos de polimento.

Sc5 – Pigmentação marginal e superficial profunda e extensa, esteticamente inaceitáveis.

3. Forma anatómica estética (e-calib)

Sc1 – Ideal.

Sc2 – Desvia-se ligeiramente do remanescente dentário.

Sc3 – Diferente da do homólogo, mas não afeta a estética.

Sc4 – Inaceitável, mas reparável.

Sc5 – Inaceitável, requer remoção e substituição da restauração.

B. Propriedades funcionais

1. Fracturas do material de restauração e retenção da restauração (e-calib)

Sc1 – Ausência.

Sc2 – Pequenas fissuras em “fio de cabelo”.

Sc3 – Fissuras em “fio de cabelo” e/ou fraturas em lasca superficiais mas sem alteração da qualidade marginal.

Sc4 – Fracturas com alteração da qualidade marginal e/ ou fraturas em bloco c/ ou s/ perda parcial de menos de metade da restauração.

Sc5 – Fraturas múltiplas em bloco com perda parcial (>50%) ou total da restauração.

2. Adaptação marginal (e-calib) (sondas de 150µm e 250µm, registo no SQUACE da extensão afetada)

Sc1 – Ausência de fenda marginal clinicamente detetável.

Sc2 – Fenda localizada detetável com uma sonda de diâmetro menor que 150µm.

Sc3 – Fendas marginais superiores a 150µm, mas menores do que 250µm.

Sc4 – Fendas marginais localizadas superiores a 250µm.

Sc5 – Fendas marginais generalizadas superiores a 250µm.

3. Análise radiográfica (adaptação dos scores propostos da FDI)

Sc1 - Sem qualquer situação anormal ou patológica.

Sc2 – *Pooling* do adesivo e/ou alguma desadaptação ligeira interna da restauração

Sc3 – Suspeita de cárie secundária e/ou alterações patológicas apicais e/ou fraturas dentárias e/ou fratura ou perda do material de restauração.

C. Propriedades biológicas

1. Órgão Pulpar: hipersensibilidade pós-operatória e “vitalidade” pulpar

Sc1 – Sem hipersensibilidade pós-operatória. TST normal.

Sc2 – Hipersensibilidade pós-operatória ligeira, de curta duração, menor que uma semana. TST normal.

Sc3 – Hipersensibilidade pós-operatória moderada (> 1 semana mas < 6M). TST ligeiramente alterado.

Sc4 – Hipersensibilidade pós-operatória persistente. TST alterado e positivo.

Sc5 – Dor severa e/ou TST negativo.

2. Patologia inicial recorrente (*e-calib*)

Sc1 – Ausência de lesão de cárie recorrente.

Sc2 – Pequena e localizada área de desmineralização.

Sc3 – Áreas de desmineralização, sem afetar a dentina,

Sc4 – Áreas mais extensas de desmineralização, com cavitação e suspeita de recidiva circunscrita.

Sc5 – Patologia recorrente generalizada e com envolvimento dentinário.

3. Fissuras e fraturas dentárias (*e-calib*)(sondas de 150µm e 250µm)

Sc1 – Sem fraturas.

Sc2 – Fratura marginal mínima no esmalte, com uma largura < 150µm e/ou fissura no esmalte em “fio de cabelo” não sondável.

Sc3 – Fraturas marginais no esmalte com uma largura < 250µm, isoladas ou múltiplas.

Sc4 – Fraturas marginais no esmalte com uma largura > 250µm, com possível exposição dentinária e/ou fraturas mais amplas do esmalte ou de uma superfície dentária.

Sc5 – Fracturas amplas do dente e/ou de cúspides.

4. Mucosa adjacente

Sc1 – Ausência de lesões nos tecidos moles adjacentes

Sc2 – Pequena lesão secundária à presença física de um pequeno defeito.

Sc3 – Alterações ligeiras da mucosa com suspeita de relação causa-efeito com a restauração. Vigilância.

Sc4 – Alterações da mucosa com suspeita de reações alérgicas, líquenóides ou tóxicas.

Sc5 – Alterações severas da mucosa com sintomas agudos.

Anexo 5: Determinação da potência do estudo

The screenshot shows the G*Power 3.1 software interface. The main window is titled "G*Power 3.1" and contains several sections for configuring a power analysis. The "Statistical test" is set to "ANOVA: Fixed effects, omnibus, one-way". The "Type of power analysis" is "Post hoc: Compute achieved power - given α , sample size, and effect size".

Input parameters:

- Effect size f: 23,04393
- α err prob: 0,05
- Total sample size: 153
- Number of groups: 5

Output parameters:

- Noncentrality parameter λ : 81246,47
- Critical F: 2,4327878
- Numerator df: 4
- Denominator df: 148
- Power (1- β err prob): 1,0000000

On the right side, the "Select procedure" is "Effect size from means". The "Number of groups" is 5 and "SD σ within each group" is 1. Below this is a table showing the mean and size for each group:

Group	Mean	Size
1	48,9	31
2	53,8	31
3	87,6	31
4	85,0	30
5	111,0	30

At the bottom right, the "Total sample size" is 153 and the "Effect size f" is 23,04393. There are buttons for "Calculate", "Calculate and transfer to main window", and "Close effect size drawer".

Anexo 6: Resumo dos estudos clínicos prospectivos randomizados publicados relativos aos sistemas adesivos estudados

Tabela 43: Resumo dos estudos clínicos prospectivos randomizados publicados relativos ao sistema adesivo Optibond™ FL (OBFL).

Autores	Ano	Adesivo/RC	Tempo (anos)	Grupos de comparação	Taxa de Retorno % (RR/RT)	Taxa média anual de insucesso %			Resultados comparativos	Causas de insucesso (nºR)☼	Tipo de pacientes
						CL I	CL II	CLV			
Meerbeek et al. ⁶³⁶	2004	OBFL/Prodigy	3	PermaQuick/Amelogen hybrid; PermaQuick/Amelogen microfill	96% (45/47)	NA	NA	0% (100%)	Sem diferenças significativas	(degradação marginal ligeira progressiva; AM, PM)	População adulta geral controlada*
Peumans et al. ⁵⁵²	2007	OBFL/Prodigy	7	Permaquick/Amelogen hybrid; Permaquick/Amelogen microfill	85% (40/47)	NA	NA	1.6% (88.8%)	Com diferenças significativas	PR (2) (degradação marginal ligeira progressiva; AM e PM)	População adulta geral controlada*
Frnakenberger et al. ⁶⁴⁴	2007	OBFL/Tetric Ceram	2	Syntac; CSEB; Xeno III/ Tetric Ceram	100% (8/8)	0% (100%)	NA	NA	Com diferenças significativas	Melhor comportamento AM em relação ao grupo CSEB; Xeno III	População adulta geral controlada*
Van Landuyt et al. ⁶⁴³	2008	OBFL/Gradia Direct Anterior	1	G-Bond/ Gradia Direct Anterior	99% (133/134)	NA	NA	0.7% (99.3%)	Sem diferenças significativas	PR (1) (degradação marginal ligeira; AM e PM)	População adulta geral controlada*
Van Landuyt et al. ⁶⁴⁴	2011	OBFL/Gradia Direct Anterior	3	G-Bond/ Gradia Direct Anterior	94% (126/134)	NA	NA	1.3% (96.1%)	Sem diferenças significativas	PR (5) (degradação marginal ligeira; AM e PM)	População adulta geral controlada*
Mortazavi et al. ⁴⁵⁵	2012	OBFL/Grandio EWB/OBFL/Grandio	1	CSEB/ Grandio	100% (12/12)	NA	NA	0% (100%) 8.3% (91.7%)	Sem diferenças significativas	PR (1)	População adulta geral controlada*
Deliperi et al. ⁵⁶⁵	2012	OBFL /Vit-I-escence	2	Scotchbond I; PQ// Vit-I-escence	92% (23/25)	NA	0% (100%)	NA	Sem diferenças significativas	PR (1)	População adulta geral não caracterizada
Ermis et al. ⁶⁴⁵	2012	OBFL/Clearfil AP-X	2	Clearfil S ³ Bond/ Clearfil AP-X	88% (75/80)	NA	NA	0% (100%)	Sem diferenças significativas	(degradação marginal progressiva; PM, AM)	População adulta geral controlada*
Peumans et al. ⁵⁵¹	2012	OBFL/Prodigy	13	Permaquick/Amelogen hybrid; Permaquick/Amelogen microfill	70% (33/47)	NA	NA	0.9% (88.3%)	Sem diferenças significativas	PR (2), AM (1)	População adulta geral controlada*
Moosavi et al. ⁶⁵³	2013	OBFL/Herculite XRV	1.5	Optibond Solo Plus; Optibond all-in-one/ Herculite XRV	97% (29/30)	NA	NA	2.3% (96.6%)	Sem diferenças significativas	PR (1)	População adulta geral controlada*

☼ Informação relativa apenas para o(s) grupo(s) a que respeita o OBFL.

*Controlada significa que foram excluídos pacientes com má higiene oral ou com hábitos parafuncionais.

RC (resina composta); RR (nº restaurações no retorno); RT (nº restaurações envolvidas na causa específica de insucesso)

PR (perda de retenção); PM (pigmentação marginal); AM (adaptação marginal); FR (fratura da restauração); FD (fratura dentária); HPO (hipersensibilidade pós-operatória); EWB (ethanol-wet bonding).

NA: não aplicável.

Tabela 44: Resumo dos estudos clínicos prospectivos randomizados publicados relativos ao sistema adesivo Prime&Bond® NNTM (PBNT).

Autores	Ano	Adesivo/RC	Tempo (anos)	Grupos de comparação	Taxa de Retorno% (RR/RT)	Taxa média anual de insucesso % (Taxa clínica de sucesso %)			Resultados comparativos	Causas de insucesso (n°R) (*)	Tipo de pacientes
						CII	CLII	CLV			
Loguercio et al. ⁶⁴⁷	2001	PBNT / Surefil	1	Solid Bond /Solitaire; Bond-I /ALERT; Single Bond/ Filtek P60; Prime&Bond 2.1 /TPH Spectrum	100% (21/21)	0% (100%)	NA	NA	Com diferenças significativas	Melhor comportamento em relação ao Solid Bond /Solitaire; Bond-I /ALERT e Prime&Bond 2.1 /TPH para TS, MC e FA	População adulta geral controlada*
Ermis ⁶⁴⁹	2002	PBNT/DyractAP	2	F2000/F2000; Syntac SC/Compoqlass F; Optribond Solo/Elan; Vitremer/Vitremer	100% (20/20)	NA	5% (90%)	5% (90%)	Sem diferenças significativas	PR (2) (degradação marginal ligeira progressiva; PM, AM)	População adulta geral com risco**
Turkun ⁷¹³	2003	PBNT/Spectrm TPH	2	CSEBond/Clearfil AP-X	90% (44/49)	NA	5.7% (88.5%)	5.7% (88.5%)	Sem diferenças significativas	PR (5) (degradação marginal ligeira progressiva; PM, AM)	População adulta geral controlada*
Turkun et al. ⁶⁴⁶	2003	PBNT/SureFil	2	_____	91% (50/55)	2% (96%)	NA	NA	_____	FA(2), AM(2) (proximal)	População adulta geral não caracterizada
Perdigao et al. ⁵⁴⁸	2003	PBNT/EsthetX	0.5	CSE Bond/Clearfil AP-X	100% (36/36)	0% (100%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	_____	População adulta geral controlada**
Turkun et al. ⁵⁷⁷	2005	PBNT/SureFil	3	_____	85.5% (47/55)	2% (94%)	NA	NA	_____	FA (2), PM (1), AM (2) (marginal)	População adulta geral não caracterizada
De Souza et al. ⁵⁷⁸	2005	PBNT/Surefil	1	SingleBond/Filtek P60; Suprafil/Suprafil	90% (18/20)	0% (100%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	_____	População adulta geral controlada*
Perdigao et al. ²⁸⁰	2005	PBNT/Filtek A110 (dentina seca)	1.5	Single Bond/Filtek A110 (dentina seca vs. húmida)	87% (27/31)	NA	4.9% (93%)	4.9% (93%)	Sem diferenças significativas	PR (2) (melhor comportamento em relação ao grupo controle na AM)	População adulta geral controlada*
		81% (26/32)			5.1% (92%)						
Fagundes et al. ⁵⁸⁰	2006	PBNT/SureFil	2	Bond I/Alert	91% (30/33)	0% (100%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	Melhor comportamento em relação ao grupo controle na TS, AM, PM	População adulta geral não caracterizada
Dresch et al. ⁴⁸³	2006	PBNT/Esthet X	1	Single Bond/Filtek Supreme; One Step Plus/Pyramid; Excite/Tetric Ceram	100% (37/37)	0% (100%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	Degradação marginal ligeira progressiva; AM	População adulta geral não caracterizada

Autores	Ano	Adesivo/RC	Tempo (anos)	Grupos de comparação	Taxa de Retorno% (RR/RT)	Taxa média anual de insucesso % (Taxa clínica de sucesso %)			Resultados comparativos	Causas de insucesso (n°R) (3)	Tipo de pacientes
						CLV	CLII	CLV			
Loguercio et al., ⁵⁸¹	2006	PBNT / Surefil	3	Solid Bond /Solitaire; Bond-I/ALERT; Single Bond/FitekP60; Prime&Bond 2.1/TPH Spectrum	81% (17/21)	0% (100%)	NA	Com diferenças significativas	Melhor comportamento em relação ao Solid Bond /Solitaire; Bond-I/ALERT para TS, MC e FA	População adulta geral controlada*	
											CLV
Fagundes et al., ⁵⁷⁹	2009	PBNT/Surefil	5	Bond I / ALERT	91% (30/33)	0.7% (96.5%)	NA	Com diferenças significativas	Melhor comportamento em relação ao grupo controle na TS; Degradação marginal progressiva, PM,AM (1)	População adulta geral não caracterizada	
											CLV
Gallo et al., ⁶¹⁷	2010	PBNT/Esthet X flow PBNT/Tetric flow	3	_____	91% (29/32) 93.5% (29/31)	4.6% (86.2%) 3.5% (89.5%)	NA NA	Sem diferenças significativas	Ambos os grupos revelaram agravamento significativo dos parâmetros clínicos AM, PM	População adulta geral controlada*	
											CLV
Monteiro et al., ⁵⁶⁸	2010	PBNT/Ceram X PBNT/Surefil PBNT/Ceram X/ Surefil	2	_____	85.7% (30/35) 88.6% (31/35) 88.6% (31/35)	1.7% (96.7%) 0% 0%	NA 100% 100%	Sem diferenças significativas	Degradação marginal ligeira progressiva; PM,AM Degradação marginal ligeira progressiva; PM,AM	População adulta geral controlada*	
											CLV
Loguercio et al., ²⁸¹	2011	PBNT/Esthet X (sem ativação) PBNT/Esthet X (com ativação moderada) PBNT/Esthet X (com ativação vigorosa)	2	_____	100% (40/40) 100% (40/40) 100% (40/40)	8.8% (82.5%) 8.8% (82.5%) 3.8% (92.4%)	NA	Com diferenças significativas	PR (7) PR (7) PR (3) (melhor comportamento em relação aos outros grupos na PM)	População adulta geral controlada*	
											CLV
											CLV
Stojanac et al., ⁶⁴⁸	2013	PBNT/Esthet X	2	Xeno III/Dyract extra; AdheSE/Tetric EvoCeram	100% (30/30)	16.7% (66.6%)	NA	Sem diferenças significativas	PR (6); AM (4)	População adulta geral controlada*	

(3) Informação relativa apenas para o(s) grupo(s) a que respeita o PBNT.

*Controlada significa que foram excluídos pacientes com má higiene oral ou com hábitos parafuncionais.

**Com risco significa que não foram excluídos os pacientes com má higiene oral e/ou elevado índice de atividade de cárie, e/ou patologia periodontal e/ou com hábitos parafuncionais, entre outros.

RC (resina composta); RR (n° restaurações no retorno); RT (n° restaurações total); n° R (n° de restaurações envolvidas na causa específica de insucesso)

PR (perda de retenção); AM (adaptação marginal); FR (fratura da restauração); FD (fratura dentária); HPO (hipersensibilidade pós-operatória); FA (forma anatômica); MC (mimetismo de cor)

NA: não aplicável.

Tabela 45: Resumo dos estudos clínicos prospectivos randomizados publicados relativos ao sistema adesivo Clearfil™ SE Bond (CSEB).

Autores	Ano	Adesivo/RC	Tempo (anos)	Grupos de comparação	Taxa de Retorno % (RR/RT)	Taxa média anual de insucesso % (Taxa clínica de sucesso %)			Resultados comparativos	Causas de insucesso	Tipo de pacientes
						CII	CL II	CLV			
Turkum ⁷¹³	2003	CSEB/Clearfil AP-X	2	PBNT/Spectrum TPH	90% (44/49)	NA	NA	4.9% (90%)	Sem diferenças significativas	PR (5) (degradação marginal ligeira progressiva; PM, AM)	População adulta geral controlada**
Perdigao et al. ⁵⁴⁸	2003	CSEB/Clearfil AP-X	0.5	PBNT/Esthet X	100% (30/30)	0% (100%)	0%	NA	Sem diferenças significativas	—	População adulta geral controlada**
Perdigao et al. ⁴¹⁷	2005	CSEB/Filtek A110	1.5	—	66.7% (20/30)	NA	0%	0% (100%)	Sem diferenças significativas	Todos os grupos revelaram agravamento significativo dos parâmetros clínicos AM, PM	População adulta geral controlada**
		Bisel + CSEB/Filtek A110			73.3% (22/30)						
		H ₃ PO ₄ esmalte + CSEB/Filtek A110			80% (24/30)						
		Bisel + H ₃ PO ₄ esmalte + CSEB/Filtek A110			70% (21/30)						
Peumans et al. ⁴¹⁸	2005	CSEB/Clearfil AP-X	3	—	96% (48/50)	NA	0% (100%)	Sem diferenças significativas	(Menor AM a nível E)	População adulta geral controlada**	
Burrow & Tyas ⁶⁰	2007	H ₃ PO ₄ esmalte/CSEB/Clearfil AP-X	3	Single Bond/A110; Fuji II LC	96% (48/50)	NA	0.7% (98%)	3.3% (90%)	Com diferenças significativas	AM (1) (margem cervical)	População adulta geral controlada**
		CSEB/Clearfil ST			61.3% (19/31)						
Peumans et al. ³⁷⁵	2007	CSEB/Clearfil AP-X	5	—	84% (42/50)	NA	0%	0.4% (98%)	Sem diferenças significativas	PR (1) (menor AM a nível E)	População adulta geral controlada**
		H ₃ PO ₄ esmalte/CSEB/Clearfil AP-X			84% (42/50)						
Frankenberger et al. ⁴⁶⁴	2007	CSEB/Tetric Ceram	2	Syntac; OBFL; Xeno III/Tetric Ceram	100% (8/8)	0% (100%)	NA	NA	Com diferenças significativas	Degradação marginal progressiva, mas em menor escala	População adulta geral controlada*
Abdalla et al. ⁴¹⁵	2008	CSEB/Clearfil AP-X	2	—	85.5% (53/62)	NA	0%	0% (100%)	Sem diferenças significativas	Menor AM a nível E	População adulta geral controlada*
		H ₃ PO ₄ /CSEB/Clearfil AP-X			85.7% (54/63)						
Ermis et al. ⁴¹⁴	2009	CSEB/Filtek 250	2	Single Bond/Filtek Z250	76.8% (33/43)	0% (100%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	Degradação marginal progressiva; PM, AM	População adulta geral controlada*

Autores	Ano	Adesivo/RC	Tempo (anos)	Grupos de comparação	Taxa de Retorno®% (RR/RT)	Taxa média anual de insucesso % [⊕] (Taxa clínica de sucesso %)			Resultados comparativos	Causas de insucesso	Tipo de pacientes
						CII	CLII	CLV			
Zhou et al. ⁶⁵⁶	2009	CSEB/Clearfil AP-X	1	Clearfil Tri S Bond/ Clearfil AP-X; G Bond/ Clearfil AP-X	95.2% (118/124)	NA	CLV	1.7% (98.3%)	Sem diferenças significativas	PR (2)	População adulta geral controlada*
Peumans et al. ⁴¹⁶	2010	CSEB/Clearfil AP-X	8	————	76% (38/50)	NA		0.4% (97%)	Sem diferenças significativas	PR (1) (menor AM a nível E) PR (1) Degradação marginal progressiva, mas em menor escala	População adulta geral controlada*
		H ₃ PO ₄ esmalte/ CSEB/Clearfil AP-X			76% (38/50)			0.4% (97%)			
Van Dijken ⁴¹⁹	2010	CSEB/Point 4 (sem envolver o esmalte na adesão)	8	PQ1/ Tetric Ceram	92.7% (51/55)	NA		3.2% (74.4%)	Sem diferenças significativas	PR (13) (degradação marginal progressiva; PM,AM)	População adulta não caracterizada
Eliguzelglu Dalkilic & Omurlu ⁶⁵²	2012	CSEB /Fitek Supreme ^{***}	2	Single Bond; Xeno III /Fitek Supreme	71% (22/31)	NA		2.3% (95.5%)	Com diferenças significativas	PR (1) (X III pior desempenho) PR (1), melhor AM e PM (X III pior desempenho)	População adulta geral controlada*
		H ₃ PO ₄ dentina/CSEB /Fitek Supreme ^{***}			50% (15/30)			3.4% (93.3%)			
Mortazavi et al. ⁴⁵⁵	2012	CSEB/Grandio	1	OBFL/Grandio; EWB/OBFL/Grandio	100% (12/12)	NA		0% (100%)	Sem diferenças significativas	————	População adulta geral controlada*
Soderholm et al. ⁴²⁰	2013	CSEB/Venus	4	iBond/Venus	78.5% (33/42)	NA		3.0% (88%)	Sem diferenças significativas	PR (3) FR (1)	População adulta geral controlada*

⊕ Informação relativa apenas para o(s) grupo(s) a que respeita o CSEB.

*Controlada significa que foram excluídos pacientes com má higiene oral ou com hábitos parafuncionais.

**Com risco significa que não foram excluídos os pacientes com má higiene oral e/ou elevado índice de atividade de cárie, e/ou patologia periodontal e/ou com hábitos parafuncionais, entre outros.

RC (resina composta); RR (n° restaurações no retorno); RT (n° restaurações totais); n° R (n° de restaurações envolvidas na causa específica de insucesso)

E (esmalte); D (dentina); PR (perda de retenção); PM (pigmentação marginal); AM (adaptação marginal); FD (fratura da restauração); FR (fratura da restauração); HPO (hipersensibilidade pós-operatória); EWB (ethanol-wet bonding).

NA: não aplicável.

Tabela 46: Resumo dos estudos clínicos prospectivos randomizados publicados relativos ao sistema adesivo Xeno® III (XIII).

Autores	Ano	Adesivo/RC	Tempo (anos)	Grupos de comparação	Taxa de Retorno® (RR/RT)	Taxa média anual de insucesso® (Taxa clínica de sucesso)			Resultados comparativos	Causas de insucesso®	Tipo de pacientes
						CL I	CL II	CLV			
Turkun ⁶²⁰	2005	XIII/ Esthet X	1	Clearfil Protect Bond/ Esthet X	100% (78/78)	NA	NA	4% (96%)	Sem diferenças significativas	PR (3)	População adulta geral controlada*
Frankenberger et al. ⁴⁶⁴	2007	XIII/Tetric Ceram	2	Syntac; OBFL, CSEB/ Tetric Ceram	100% (8/8)	0% (100%)	NA	NA	Com diferenças significativas	Pior comportamento AM em relação ao grupo OBFL e Syntac	População adulta geral controlada*
Sugzaki et al. ⁷⁰³	2007	XIII/Xeno CF	1,5	—	100% (30/30)	NA	NA	0% (100%)	—	—	População adulta geral não caracterizada
van Dijken & Pallesen ⁷¹⁵	2007	XIII/Tetric Ceram XIII/Dyract AP	2	—	97.7% (130/133)	NA	NA	3.7% (92.6%) 4.0% (92%)	Sem diferenças significativas	PR (10)	População adulta geral com risco**
Schattenberg et al. ⁷¹⁶	2008	XIII/Filtek Supreme	2	Hybrid Bond/Filtek Supreme	100% (52/52)	NA	NA	5% (90%)	Com diferenças significativas	PR (5) (pior desempenho; degradação marginal progressiva)	População adulta geral com risco**
Swift et al. ⁵⁴⁶	2008	XIII/EsthetX	3	Optibond Solo Plus/ Point 4	87% (26/30)	0% (100%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	Pior desempenho; degradação marginal progressiva	População adulta geral não caracterizada
Manhart et al. ⁵⁸²	2008	XIII/Quixfil	1,5	Syntac Classic/Tetric Ceram	97.8% (45/46)	1.5% (97.8%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	FR (1) (pior desempenho; degradação marginal progressiva)	População adulta geral controlada*
Celik et al. ⁵⁸⁴	2010	XIII/Quixfil	1	Futurabond NR/Grandio	100% (41/41)	0% (100%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	—	População adulta geral controlada*
Arhun et al. ⁵⁸⁵	2010	XIII/Quixfil	2	Futurabond NR/Grandio	85.4% (35/41)	0% (100%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	(degradação marginal progressiva; melhor desempenho)	População adulta geral controlada*
Shi et al. ⁵⁸⁶	2010	XIII/TPH Spectrum	3	One Coat SE/Synergy Compact	80% (40/50)	3.3% (90%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	FR (4) (pior desempenho; degradação marginal progressiva)	População adulta geral controlada*
Manhart et al. ⁵⁸³	2010	XIII/Quixfil	4	Syntac Classic/Tetric Ceram	80.4% (37/46)	2.7% (89.2%)	NA	NA	Sem diferenças significativas	FR (4), FD (2) /HPO (pior desempenho; degradação marginal progressiva)	População adulta geral controlada*
van Dijken & Pallesen ⁶⁵¹	2011	XIII/CeramX	4	Excite/CeramX	98% (ND/91)	NA	1.9% (92.3%)	NA	Sem diferenças significativas	FR (5), FD (1), RC (1) (pior desempenho; degradação marginal progressiva)	População adulta geral com risco**

Autores	Ano	Adesivo/RC	Tempo (anos)	Grupos de comparação	Taxa de Retorno \emptyset (RR/RT)	Taxa média anual de insucesso \emptyset (Taxa clínica de sucesso)			Resultados comparativos	Causas de insucesso \emptyset	Tipo de pacientes
						CL I	CL II	CLV			
Eliguzoglu Dalkilic & Omurlu ⁶⁵²	2012	XIII/Filtek Supreme** H ₃ PO ₄ dentina/XIII /Filtek Supreme ^{***}	2	Single Bond; CSE Bond /Filtek Supreme	70% (21/30)	NA	NA	15% (70%)	Com diferenças significativas	PR (6) (degradação marginal progressiva AM, PM PR (1))	População adulta geral controlada*
					53.3% (16/30)						
van Dijken & Pallesen ⁵⁵³	2012	XIII/Tetric Ceram XIII/Dyract AP	7	—	97.1% (135/139)	NA	NA	3% (79%)	Sem diferenças significativas	PR (14) PR (17)	População adulta geral com risco ^{***}
					100% (30/30)			3.6% (74.8%)			
Stojanac et al. ⁶⁴⁸	2013	XIII/Dyract extra	2	Prime&Bond NT/Esthet X; AdheSE/Tetric EvoCeram	100% (30/30)	NA	NA	12.4% (75.3%)	Sem diferenças significativas	PR (5), AM (2)	População adulta geral controlada*

\emptyset Informação relativa apenas para o(s) grupo(s) a que respeita o XIII.

*Controlada significa que foram excluídos pacientes com má higiene oral ou com hábitos parafuncionais.

**Com risco significa que não foram excluídos os pacientes com má higiene oral e/ou elevado índice de atividade de cárie, e/ou patologia periodontal e/ou com hábitos parafuncionais, entre outros.

RC (resina composta); RR (n° restaurações no retorno); RT (n° restaurações total); n° R (n° de restaurações envolvidas na causa específica de insucesso)

PR (perda de retenção); AM (adaptação marginal); FR (fratura da restauração); HPO (hipersensibilidade pós-operatória); FA (forma anatómica)

NA: não aplicável.

Anexo 7: Resumo dos resultados publicados respeitantes às forças de adesão ao esmalte preparado relativos aos sistemas adesivos estudados

Os valores do eixo das ordenadas de todos os gráficos referem-se a valores de adesão ao esmalte obtidos às 24 horas e medidos em Megapascal (MPa).

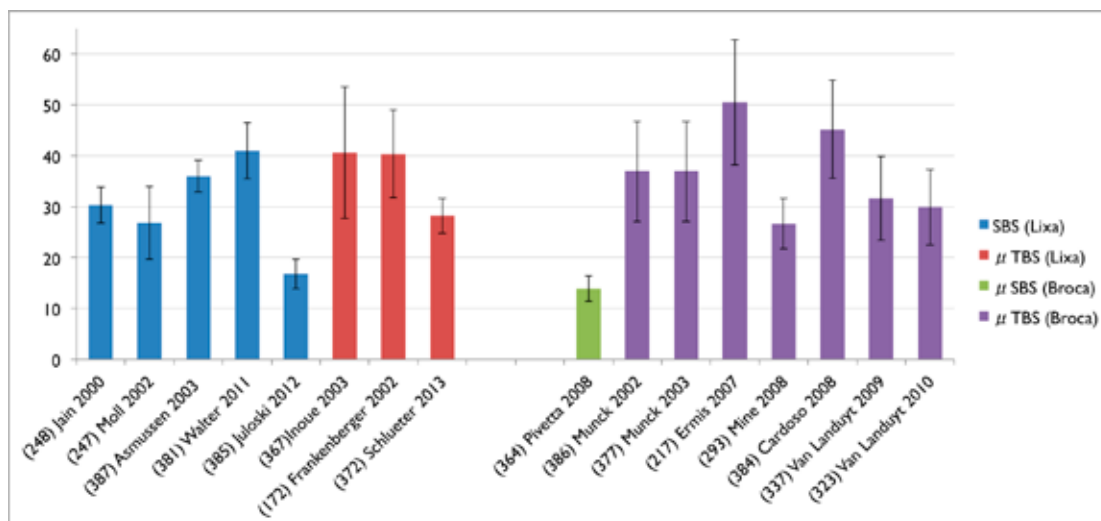


Gráfico 9: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o OBFL de acordo com o tipo de preparação (lixa ou broca) e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.

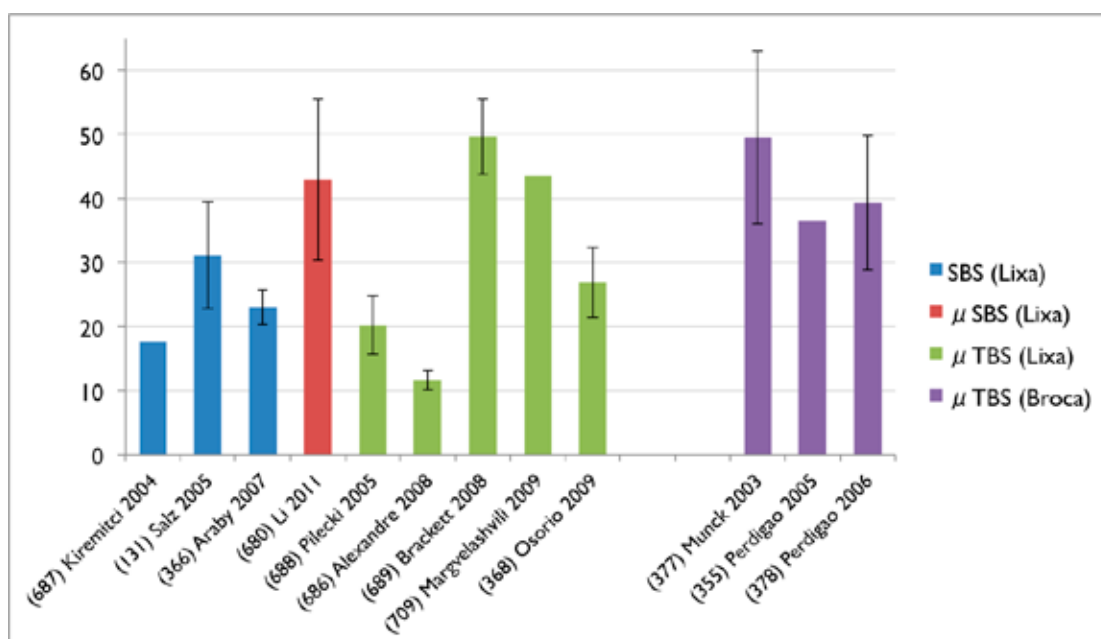


Gráfico 10: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o PBNT de acordo com o tipo de preparação (lixa ou broca) e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.

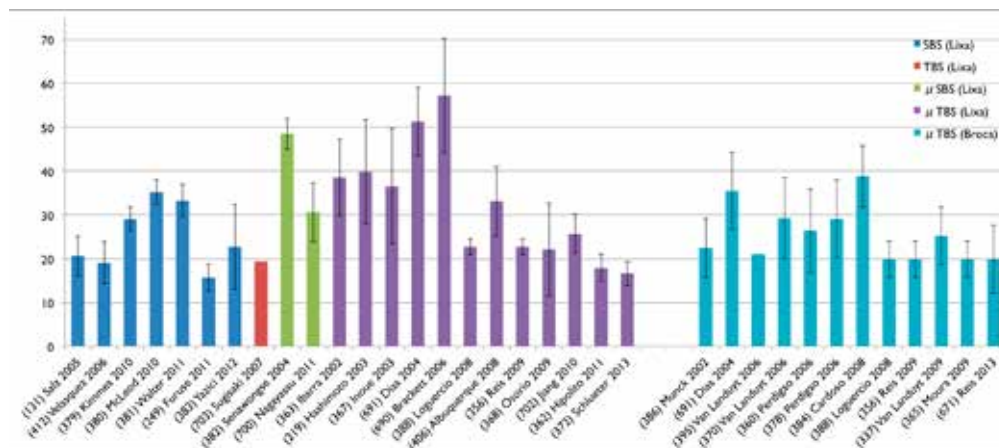


Gráfico 11: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o CSEB de acordo com o tipo de preparação (lixa ou broca) e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.

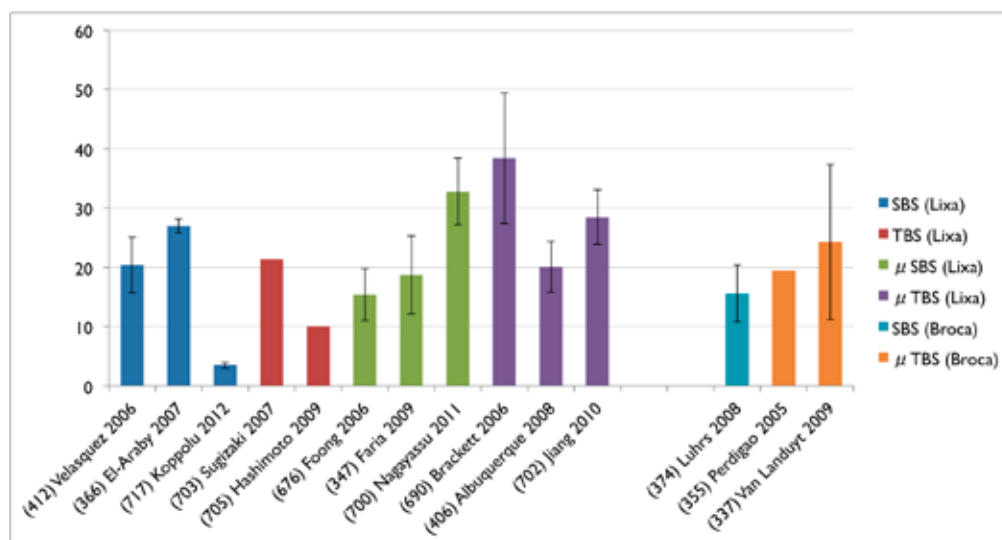


Gráfico 12: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o XIII de acordo com o tipo de preparação (lixa ou broca) e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.

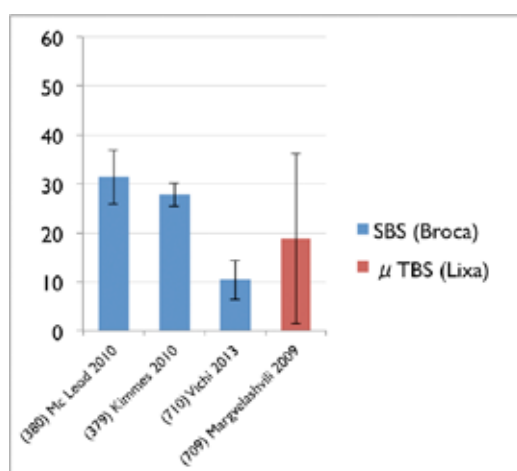


Gráfico 13: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o Xeno®V de acordo com o tipo de preparação e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.

Anexo 8: Listagem de figuras, tabelas e gráficos

Listagem de Figuras

Figura 1: Imagem de microscopia ótica de um corte longitudinal de um dente onde se pode diferenciar o esmalte (E) e a dentina (D).

Figura 2: Imagem de um corte histológico de um dente evidenciando o esmalte (E), a dentina (D) e a junção amelo-dentinária (JAD).

Figura 3: Imagem de MEV de esmalte humano evidenciando a sua unidade microscópica básica do esmalte, o prisma de esmalte numa configuração típica em forma de “buraco de fechadura”.

Figura 4: Imagem de MEV de esmalte humano evidenciando a exposição de inúmeros cristais de hidroxiapatite à superfície de um prisma de esmalte.

Figura 5: Imagem de microscopia ótica evidenciando em pormenor a junção amelo-dentinária (JAD).

Figura 6: Imagem de um corte histológico de um dente evidenciando a junção amelo-dentinária (JAD) e os prismas de esmalte (PE).

Figura 7: Imagem de MEV de dentina evidenciando a exposição dos túbulos dentinários.

Figura 8: Imagem de MEV de um corte longitudinal de dentina humana evidenciando a exposição de um túbulo dentinário onde se pode diferenciar a dentina intertubular (DIT), a dentina peritubular (DPT) e um *smear plug* (SP) a obliterar a entrada do túbulo.

Figura 9: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte coberta por *smear layer*.

Figura 10: Imagem de MEV de esmalte evidenciando uma superfície coberta por *smear layer* e a respetiva secção transversal obtida por fratura.

Figura 11: Imagem de MEV de uma superfície de dentina coberta por *smear layer*.

Figura 12: Imagem de MEV de dentina evidenciando uma superfície coberta por *smear layer* e a respetiva secção transversal obtida por fratura.

Figura 13: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte preparada com um lixa abrasiva de grão 600.

Figura 14: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte em corte preparada com um lixa abrasiva de grão 600.

Figura 15: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte preparada com uma broca diamantada de 125 µm.

Figura 16: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte em corte preparada com uma broca diamantada de 125 µm.

Figura 17: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte desmineralizada com ácido fosfórico a 37%.

Figura 18: Imagem de MEV de uma superfície de dentina desmineralizada com ácido fosfórico a 37%.

Figura 19: Imagem de MEV de uma interface adesiva com o esmalte condicionada e infiltrada por um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de dois passos.

Figura 20: Imagem de MEV de uma interface adesiva com a dentina condicionada por um sistema adesivo do tipo condicionar e lavar de dois passos.

Figura 21: Imagem de MEV de uma superfície de esmalte após condicionamento com um *primer* ácido de um sistema autocondicionante classificado como forte.

Figura 22: Imagem de MEV de uma interface adesiva com o esmalte condicionada por um sistema autocondicionante classificado como moderado.

Figura 23: Imagem de MEV de uma interface adesiva com o esmalte condicionada e infiltrada por um sistema adesivo autocondicionante classificado como forte.

Figura 24: Imagem de MEV de uma interface adesiva com a dentina condicionada por um sistema autocondicionante classificado como moderado.

Figura 25: Sequência detalhada da execução das restaurações de um caso respeitante ao grupo I- OBFL: (a) vista pré-operatória do dente 37 com uma lesão de cárie e radiografia digital apical; (b) marcação dos contactos oclusais em PIM; (c) isolamento absoluto com dique de borracha e preparação cavitária finalizada; (d) (e) condicionamento com ácido fosfórico do esmalte e da dentina, respetivamente; (f) lavagem do ácido e aspeto da cavidade após secagem; (g) aplicação do *primer* (*Optibond FL Prime*); (h) aplicação da resina fluida (*Optibond FL Adhesive*) e fotopolimerização; (i)(j)(k)(l)(m) colocação sequencial da resina composta pela técnica de estratificação anatómica incremental; (n) verificação dos contatos oclusais; (o) aspeto final da restauração após acabamento, polimento e radiografia digital apical pós-operatória.

Figura 26: Sequência resumida da execução de uma restauração de um caso respeitante ao grupo 5-XV*: (a) vista pré-operatória do dente 47 com uma lesão de cárie e radiografia digital apical; (b) marcação dos contactos oclusais em PIM; (c) isolamento absoluto com dique de borracha e preparação cavitária finalizada; (d) aplicação do adesivo no esmalte e na dentina; (e) verificação dos contatos oclusais; (f) aspeto final da restauração após acabamento, polimento e radiografia digital apical pós-operatória.

Figura 27: (a) exemplo de uma impressão pós-operatória envolvendo um dente restaurado; (b) réplica em resina epóxica da face oclusal do dente restaurado.

Figura 28: Sequência exemplificativa das macrofotografias e radiografias apicais digitais obtidas no decurso do procedimento restaurador para todos os casos tratados: (a) vista pré-operatória do dente 47 com uma lesão de cárie e radiografia digital apical; (b) marcação dos contactos oclusais; (c) isolamento absoluto com dique de borracha e preparação cavitária finalizada; (d) verificação dos contatos oclusais; (e) aspeto final da restauração após acabamento, polimento e radiografia digital apical pós-operatória.

Figura 29: Exemplo da macrofotografia digital obtida no período observacional de seis meses: aspeto da restauração aos 6M.

Figura 30: Exemplo da macrofotografia digital e radiografia apical digital obtidas no período observacional de doze meses: aspeto da restauração aos 12M e radiografia digital apical.

Figura 31: Sequência de três réplicas revestidas a ouro.

Figura 32: Microscópio eletrónico de varrimento JSM-6010LV.

Figura 33: Sistema micro-ótico 3D Alicona InfiniteFocus®.

Figura 34: Amostra total obtida a partir de 48 dentes terceiros molares.

Figura 35: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o OBFL: (a) amostra; (b) preparação da superfície com broca; (c) delimitação da superfície preparada; (d) condicionamento do esmalte com ácido fosfórico; (e) aplicação do *primer*; (f) aplicação da resina fluida; (g)(h)(i)(j) colocação sequencial da resina composta em incrementos; (k)(l) aspeto final da amostra.

Figura 36: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o PBNT: (a) superfície preparada com broca e delimitada; (b) condicionamento do esmalte com ácido fosfórico; (c) aplicação do adesivo; (d) aspeto final da amostra.

Figura 37: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o CSEB: (a) superfície preparada com broca e delimitada; (b) condicionamento e preparação da superfície de esmalte com o *primer* ácido; (c) aplicação da resina fluida; (d) aspeto final da amostra.

Figura 38: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o XIII: (a) superfície preparada com broca e delimitada; (b) mistura dos componentes A e B; (c) condicionamento e preparação da superfície de esmalte com o adesivo; (d) aspeto final da amostra.

Figura 39: Sequência exemplificativa do procedimento de adesão ao esmalte com o XV*: (a) superfície preparada com broca e delimitada; (b) condicionamento e preparação da superfície de esmalte com o adesivo; (c) aspeto final da amostra.

- Figura 40: Sequência exemplificativa do procedimento de corte das amostras: (a) máquina de corte; (b) primeiro corte; (c) visualização dos cortes no eixo dos “x”; (d) estabilização dos cortes com silicone de adição; (e) segundo corte; (f) visualização dos cortes no eixo dos “y”; (g) visualização dos bastonetes; (h) colagem e preparação dos bastonetes para o ensaio de microtração.
- Figura 41: Ensaio de microtração: (a) máquina de teste universal; (b) dispositivo de microtração com amostra posicionada para o ensaio mecânico; (c) registo digital da progressão de um ensaio.
- Figura 42: (a) superfícies de fratura revestidas a ouro; (b) microscópio eletrónico de varrimento JEOL JSM 5310.
- Figura 43: (a) amostras para observação dos padrões de condicionamento e interfaces coradas com rodamina B; (b) amostras revestidas a ouro-paládio.
- Figura 44: (a) microscópio confocal; (b) microscópio eletrónico de varrimento Hitachi S 4100.
- Figura 45: Diagrama de fluxo da taxa de retorno dos pacientes aos controlos estipulados. 0M (inicial); 6M (6 meses); 12M (12 meses). Np (número de pacientes); Nr (número de restaurações).
- Figura 46: Sequência de imagens de uma amostra do grupo I- OBFL referente ao período observacional inicial (0M): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respetiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e) (f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 47: Sequência de imagens de uma amostra do grupo I- OBFL referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 48: Sequência de imagens de uma amostra do grupo I- OBFL referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.
- Figura 49: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao G1-OBFL: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).
- Figura 50: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo I- OBFL nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se um excelente nível de adaptação marginal.
- Figura 51: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 2-PBNT referente ao período observacional inicial (0M): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respetiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e) (f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 52: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 2- PBNT referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 53: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 2- PBNT referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.
- Figura 54: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao G2- PBNT: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).
- Figura 55: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo 2- PBNT nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se um bom nível de adaptação marginal ao nível do ângulo cavo-superficial, indiciando apenas uma zona pontual de desadaptação marginal.

- Figura 56: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 3- CSEB referente ao período observacional inicial (0M): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respectiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e) (f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 57: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 3- CSEB referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida a partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 58: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 3- CSEB referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida a partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.
- Figura 59: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao G3- CSEB: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).
- Figura 60: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo 3- CSEB nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se alterações nas margens da restauração ao nível do ângulo cavo-superficial em pelo menos 40% do perímetro de cavidade.
- Figura 61: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 4- XIII referente ao período observacional inicial (0M): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respectiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e)(f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 62: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 4- XIII referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida a partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 63: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 4- XIII referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida a partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.
- Figura 64: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao G4- XIII: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).
- Figura 65: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo 4- XIII nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se pequenas alterações nas margens da restauração ao nível do ângulo cavo-superficial em menos de 20% do perímetro de cavidade.
- Figura 66: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 5- XV⁺ referente ao período observacional inicial (0M): (a) pré-operatória; (b) cavidade finalizada; (c) restauração terminada; (d) fotomicrografia de MEV obtida a partir da respectiva réplica referente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (e)(f) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 67: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 5- XV⁺ referente ao período observacional de seis meses (6M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida a partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D.
- Figura 68: Sequência de imagens de uma amostra do grupo 5- XV⁺ referente ao período observacional de doze meses (12M): (a) restauração; (b) fotomicrografia de MEV obtida a partir da réplica correspondente à zona demarcada na imagem clínica com o retângulo; (c)(d) imagens obtidas a partir da réplica do dente pelo sistema micro-ótico 3D. As setas brancas apontam uma zona idêntica nas imagens.
- Figura 69: Imagens radiográficas digitais sequenciais respeitantes ao G5- XV⁺: (a) radiografia pré-operatória; (b) radiografia pós-operatória (0M) (c) radiografia de controlo do período observacional de doze meses (12M).

- Figura 70: Imagens ampliadas obtidas a partir das réplicas pelo sistema micro-ótico 3D respeitantes ao grupo 5- XV⁺ nos três períodos de avaliação (a) 0M; (b) 6M (c) 12M. Pode denotar-se alterações severas nas margens da restauração ao nível do ângulo cavo-superficial em praticamente todo perímetro de cavidade.
- Figura 71: Imagem gráfica representativa da mensuração de uma fenda respeitante à restauração do dente 47 com XV⁺ no período observacional de um ano (12M) com uma largura (delta l) de 144.0 µm e uma profundidade (delta z) de 421.3 µm.
- Figura 72: Imagens de superfícies de fratura de uma amostra do G1 (OBFL) após o ensaio de microtração: (a) fratura mista; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura evidenciando áreas de rutura coesiva no esmalte (E) e na resina composta (RC).
- Figura 73: Imagens de superfícies de fratura de uma amostra do G2 (PBNT) após o ensaio de microtração: (a) fratura coesiva no esmalte; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura evidenciando uma rutura coesiva no esmalte (E); (d)(e) ampliações das superfícies de fratura onde se visualizam os prismas de esmalte (x2000).
- Figura 74: Imagens de superfícies de fratura de uma amostra do G3 (CSEB/PS) após o ensaio de microtração: (a) fratura adesiva; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura onde se denota que a fratura ocorreu ao nível da interface adesiva (A).
- Figura 75: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G4 (CSEB/AT) após o ensaio de microtração: (a) fratura mista; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura evidenciando áreas de rutura adesiva (A) e coesiva na resina composta (RC).
- Figura 76: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G5 (XIII/PS) após o ensaio de microtração: (a) fratura adesiva (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura onde se denota que a fratura ocorreu ao nível da interface adesiva (A).
- Figura 77: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G6 (XIII/AT) após o ensaio de microtração: (a) fratura mista; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura evidenciando áreas de rutura adesiva (A) e coesivas na resina composta (RC).
- Figura 78: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G7 (XV⁺/PS) após o ensaio de microtração: (a) fratura adesiva; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura onde se denota que a fratura ocorreu coesivamente ao nível da interface adesiva (A).
- Figura 79: Imagens das superfícies de fratura de uma amostra do G8 (XV⁺/AT) de uma falha pré-teste (FPT): (a) FPT; (b)(c) imagens de MEV (x75) das respetivas superfícies de fratura onde se pode observar os sulcos resultantes da ação da broca de preparação (setas).
- Figura 80: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas da superfície de esmalte preparada com uma broca diamantada de grão médio. Pode observar-se que a superfície do esmalte se apresenta rugosa, percorrida por sulcos paralelos e coberta por uma *smear layer* densa que praticamente impede a identificação dos prismas de esmalte.
- Figura 81: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com ácido fosfórico a 36%. Observa-se uma repetição espacial de um motivo geométrico relativamente regular tipo “buraco de fechadura”, evidenciando zonas de desmineralização interprismática, intraprisma ou mistas. Na imagem de maior ampliação pode ainda observar-se a exposição de numerosos cristais de hidroxiapatite.
- Figura 82: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o *primer* do sistema adesivo CSEB aplicado no modo passivo (CSEB/PS). Na superfície podem ser identificados traços da ação de corte da broca e detritos globulares residuais de *smear layer*. A desmineralização revelou ser pouco relevante ou homogénea, podendo, ocasionalmente, identificar-se o esboço dos prismas, particularmente na imagem em maior ampliação.
- Figura 83: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o *primer* do sistema adesivo CSEB aplicado de um modo ativo (CSEB/AT). Observa-se uma desmineralização superficial ligeira mas relativamente regular da qual resultou uma ação preferencial ao nível das zonas interprismáticas. Na superfície podem ainda ser identificados traços da ação de corte da broca.

- Figura 84: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o sistema adesivo XIII aplicado de um modo passivo (XIII/PS). Na superfície podem ser identificados traços da ação de corte da broca e detritos globulares residuais de *smear layer*. A desmineralização revelou ser muito superficial e pouco definida, podendo identificar-se o esboço dos prismas e algum grau de exposição dos cristais de hidroxiapatite, particularmente na imagem em maior ampliação.
- Figura 85: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o sistema adesivo XIII aplicado de um modo ativo (XIII/AT). Observa-se um padrão de desmineralização regular e predominantemente interprismático.
- Figura 86: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o sistema adesivo XV⁺ aplicado de um modo passivo (XV⁺/PS). Na superfície podem ser identificados traços da ação de corte da broca associados à presença residual de *smear layer*. Não é possível distinguir, pelo efeito da desmineralização, qualquer esboço prismático.
- Figura 87: Fotomicrografias de MEV (a: x1000; b: x5000) representativas de uma superfície de esmalte preparada e condicionada com o sistema adesivo XV⁺ aplicado de um modo ativo (XV⁺/AT). Observa-se uma desmineralização superficial muito ligeira mas ainda inconstante com uma ação preferencial ao nível das zonas interprismáticas, quando visível. Na superfície podem ainda ser identificados traços da ação de corte da broca.
- Figura 88: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/OBFL (G1): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração do adesivo no esmalte desmineralizado predominantemente intraprisimática; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando uma penetração inter e intraprisimática do adesivo.
- Figura 89: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/PBNT (G2): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração do adesivo no esmalte desmineralizado intra e interprismática; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando uma penetração inter e intraprisimática do adesivo.
- Figura 90: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/CSEB aplicado de forma passiva (G3): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração muito superficial do adesivo no esmalte desmineralizado; imagens de MC (c) x400, (d) x800 onde não se evidencia qualquer penetração inter ou intraprisimática do adesivo.
- Figura 91: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/CSEB aplicado de forma ativa (G4): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração muito superficial do adesivo no esmalte desmineralizado; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando alguma penetração predominantemente intraprisimática do adesivo.
- Figura 92: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/XIII aplicado de forma passiva (G5): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração muito superficial do adesivo no esmalte desmineralizado; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando alguma penetração inter e intraprisimática no esmalte, mas inconstante.
- Figura 93: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/XIII aplicado de forma ativa (G6): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde se pode observar uma penetração superficial do adesivo no esmalte desmineralizado; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando uma penetração inter e intraprisimática do adesivo.
- Figura 94: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/XV⁺ aplicado de forma passiva (G7): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde apesar de se observar uma penetração do adesivo no esmalte, é notório um descolamento relacionado com uma fratura coesiva na base camada adesiva; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando zonas de descolamento ao nível da camada adesiva e alguma penetração essencialmente interprismática do adesivo.
- Figura 95: Fotomicrografias representativas da interface adesiva esmalte/XV⁺ aplicado de forma ativa (G8): imagens de MEV (a) x800, (b) x2000 onde apesar de se observar uma penetração do adesivo no esmalte, é notório um descolamento relacionado com uma fratura coesiva na base camada adesiva; imagens de MC (c) x400, (d) x800 mostrando algumas zonas de descolamento ao nível da camada adesiva e alguma penetração intra e interprismática do adesivo.

Listagem de Tabelas

Tabela 1: Classificação dos sistemas adesivos.

Tabela 2: Grupos e materiais estudados.

Tabela 3: Caracterização da resina composta.

Tabela 4: Critérios de avaliação das cavidades em relação às suas dimensões.

Tabela 5: Grupos e modos de aplicação dos sistemas adesivos.

Tabela 6: Distribuição dos pacientes e das restaurações de acordo com o gênero e a idade.

Tabela 7: Distribuição das restaurações efetuadas por grupo de acordo com a sua localização.

Tabela 8: Distribuição das restaurações efetuadas por grupo de acordo com as suas dimensões.

Tabela 9: Estatística descritiva das propriedades estéticas das restaurações avaliadas a 0M, 6M e 12M para cada grupo experimental. Classificação de acordo com os critérios da FDI. Avaliação da evolução de cada grupo nos três períodos de observação, utilizando o teste de Friedman para $p < 0.05$.

Tabela 10: Avaliação da evolução das restaurações entre os períodos observacionais para cada um dos grupos. Resultados do teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas e $p < 0.05$.

Tabela 11: Tabela de contingência para o tipo de pigmentação encontrado por grupo nos períodos de avaliação 6M e 12M. Chi-quadrado (χ^2) obtido por Monte-Carlo para $p < 0.01$.

Tabela 12: Comparação inter-grupos de cada parâmetro das propriedades estéticas para os três períodos de avaliação. Teste de Kruskal-Wallis para amostras independentes para $p < 0.05$.

Tabela 13: Estatística descritiva das propriedades funcionais das restaurações avaliadas a 0M, 6M e 12M para cada grupo experimental. Classificação de acordo com os critérios da FDI. Avaliação da evolução de cada grupo nos três períodos de observação, utilizando o teste de Friedman para $p < 0.05$.

Tabela 14: Avaliação da evolução das restaurações entre os períodos observacionais para cada um dos grupos. Resultados do teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas e $p < 0.05$.

Tabela 15: Tabela de contingência para o grau de adaptação marginal em função dos grupos encontrado nos períodos de avaliação 6M e 12M. Chi-quadrado (χ^2) obtido por Monte-Carlo para $p < 0.01$.

Tabela 16: Estatística descritiva do SQUACE das restaurações avaliadas a 0M, 6M e 12M para cada grupo experimental. Avaliação da evolução de cada grupo nos três períodos de observação, utilizando o teste de Friedman para $p < 0.05$.

Tabela 17: Avaliação da evolução das restaurações entre os períodos observacionais para cada um dos grupos. Resultados do teste de Wilcoxon para amostras emparelhadas e $p < 0.05$.

Tabela 18: Comparação inter-grupos de cada parâmetro das propriedades funcionais para os três períodos de avaliação. Teste de Kruskal-Wallis para amostras independentes para $p < 0.05$.

Tabela 19: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para os três períodos da avaliação adaptação marginal para $p < 0.05$.

Tabela 20: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para os três períodos da avaliação score funcional final para $p < 0.05$.

Tabela 21: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para os três períodos da avaliação SQUACE para $p < 0.05$.

Tabela 22: Estatística descritiva das propriedades biológicas das restaurações avaliadas a 0M, 6M e 12M para cada grupo experimental. Classificação de acordo com os critérios da FDI. Avaliação da evolução de cada grupo nos três períodos de observação, utilizando o teste de Friedman para $p < 0.05$.

Tabela 23: Comparação inter-grupos de cada parâmetro das propriedades biológicas para os três períodos de avaliação. Teste de Kruskal-Wallis para amostras independentes para $p < 0.05$.

- Tabela 24: Medida de concordância dos scores atribuídos a partir das macrofotografias pelos dois avaliadores independentes determinado pelo teste de *Kappa* para $p < 0.05$.
- Tabela 25: Coeficientes de correlação intraclassa entre os dois modos de avaliação determinados pelo modelo de efeitos aleatórios considerando a definição de concordância absoluta para medidas unitárias. $p < 0.05$.
- Tabela 26: Estatística descritiva dos parâmetros clinicamente relevantes avaliados através do método fotográfico no período de controlo de 6M para cada grupo experimental. Classificações atribuídas pelos dois avaliadores independentes (A e B) para cada parâmetro. Determinação das diferenças entre grupos, utilizando o teste de Kruskal-Wallis para $p < 0.05$.
- Tabela 27: Estatística descritiva dos parâmetros clinicamente relevantes avaliados através do método fotográfico no período de controlo de 12M para cada grupo experimental. Classificações atribuídas pelos dois avaliadores independentes (A e B) para cada parâmetro. Determinação das diferenças entre grupos, utilizando o teste de Kruskal-Wallis para $p < 0.05$.
- Tabela 28: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para o parâmetro fratura do material da restauração/retenção aos 6M para os avaliadores A e B e $p < 0.05$.
- Tabela 29: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para o parâmetro adaptação marginal aos 6M para os avaliadores A e B e $p < 0.05$.
- Tabela 30: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para o parâmetro adaptação marginal aos 12M para os avaliadores A e B e $p < 0.05$.
- Tabela 31: Teste de Wilcoxon comparando os resultados individuais do estudo clínico direto com os resultados da observação fotográfica de cada um dos avaliadores (A e B) para $p < 0.05$. Foram determinados empates, *ranks* positivos e *ranks* negativos.
- Tabela 32: Estatística descritiva do score final das restaurações avaliadas aos 12M para cada grupo experimental. Comparação entre grupos utilizando o teste de Kruskal-Wallis para um nível de significância de 0.05.
- Tabela 33: Comparações par-a-par com o teste de Mann-Whitney para o score final determinado no período de 12M para $p < 0.05$.
- Tabela 34: Distribuição da variável dicotómica adaptação marginal pelos dois tipos de sistemas adesivos.
- Tabela 35: Distribuição da variável dicotómica adaptação marginal entre os sistemas do tipo condicionar e lavar e o CSEB. Tabela 36: Distribuição da variável dicotómica adaptação marginal entre os sistemas do tipo condicionar e lavar e o XIII.
- Tabela 37: Distribuição da variável dicotómica adaptação marginal entre os sistemas do tipo condicionar e lavar e o XV+.
- Tabela 38: Distribuição da variável dicotómica adaptação marginal entre os sistemas autocondicionantes (CSEB, XIII) e o XV+.
- Tabela 39: Tabela 39: Estatística descritiva das forças de adesão ao esmalte dos oito grupos testados. $\pm s$: média \pm desvio padrão; Min: menor valor de força de adesão; Max: maior valor de força de adesão; KS (Kolmogorov-Smirnov), $p > 0.05$.
- Tabela 40: Tabela de comparações múltiplas entre os grupos.
- Tabela 41: Módulo de Weibull (m), intervalo de confiança de 95% para m , tensão característica (σ_0), intervalo de confiança de 95% para σ_0 , coeficiente de correlação (r) e nível de probabilidade de falha de 5% ($\sigma_{0,05}$) dos grupos estudados.
- Tabela 42: Distribuição dos padrões de fratura por grupos. Número absoluto de amostras (percentagem).
- Tabela 43: Resumo dos estudos clínicos prospetivos randomizados publicados relativos ao sistema adesivo Optibond™ FL (OBFL).
- Tabela 44: Resumo dos estudos clínicos prospetivos randomizados publicados relativos ao sistema adesivo Prime&Bond® NT™ (PBNT).
- Tabela 45: Resumo dos estudos clínicos prospetivos randomizados publicados relativos ao sistema adesivo Clearfil™ SE Bond (CSEB).
- Tabela 46: Resumo dos estudos clínicos prospetivos randomizados publicados relativos ao sistema adesivo Xeno® III (XIII).

Listagem de Gráficos

- Gráfico 1: Distribuição percentual dos scores finais para as propriedades estéticas nos três períodos de avaliação para cada grupo.
- Gráfico 2: Distribuição percentual dos scores finais para o parâmetro adaptação marginal nos três períodos de avaliação para cada grupo.
- Gráfico 3: Distribuição percentual dos scores finais para as propriedades funcionais nos três períodos de avaliação para cada grupo.
- Gráfico 4: Distribuição percentual dos scores SQUACE nos três períodos de avaliação para cada grupo.
- Gráfico 5: Distribuição percentual dos scores finais para as propriedades biológicas nos três períodos de avaliação para cada grupo.
- Gráfico 6: Distribuição por quartis dos valores de força de adesão ao esmalte obtidos para a totalidade das amostras de cada grupo. A linha horizontal dentro da caixa representa a mediana. Os valores discrepantes estão assinalados com círculos ou estrelas, sendo as últimas valores discrepantes extremos.
- Gráfico 7: Probabilidade de fratura (%) em função da tensão aplicada (MPa)=
- Gráfico 8: Distribuição dos padrões de fratura pelos grupos.
- Gráfico 9: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o OBFL de acordo com o tipo de preparação (lixa ou broca) e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.
- Gráfico 10: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o PBNT de acordo com o tipo de preparação (lixa ou broca) e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.
- Gráfico 11: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o CSEB de acordo com o tipo de preparação (lixa ou broca) e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.
- Gráfico 12: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o XIII de acordo com o tipo de preparação (lixa ou broca) e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.
- Gráfico 13: Resultados individuais das forças de adesão ao esmalte preparado para o Xenon® V de acordo com o tipo de preparação e ensaio mecânico utilizado em cada estudo.

Capítulo VIII. Índice

Capítulo I. Enquadramento teórico	1
1. Escolha do tema	3
2. Tecidos dentários	3
2.1. Esmalte	4
2.2. Dentina	7
2.2.1. Dentina esclerótica	11
2.2.2. Dentina desmineralizada	12
3. Preparação cavitária e <i>smear layer</i>	14
4. Adesão	18
4.1. Princípios de adesão	19
4.2. Composição dos sistemas adesivos	20
4.2.1. Compostos acídicos	20
4.2.2. Monómeros	22
4.2.3. Solventes	24
4.2.4. Iniciadores de polimerização	25
4.2.5. Inibidores de polimerização	27
4.2.6. Conteúdo inorgânico	27
4.2.7. Compostos específicos	28
4.3. Estratégias de adesão	28
4.3.1. Sistemas adesivos do tipo condicionar e lavar	32
Condicionamento ácido	32
Primer / Resina adesiva	37
4.3.2. Sistemas adesivos autocondicionantes	44
4.4. Degradação das interfaces adesivas	51
5. Resinas compostas	58
6. Longevidade das restaurações	61

Capítulo II. Investigação clínica e laboratorial	67
1. Ensaio clínico.....	69
1.1. Introdução e objetivos	69
1.2. Materiais e métodos	70
1.2.1. Amostra populacional	70
1.2.2. Procedimentos operatórios	72
1.2.3. Procedimento de avaliação clínica	78
1.2.4. Avaliação imagiológica complementar.....	82
1.2.5. Análise estatística	83
2. Ensaio laboratorial	84
2.1. Introdução e objetivos.....	84
2.2. Materiais e métodos	85
2.2.1. Seleção dos dentes e preparação das amostras	85
2.2.2. Teste de adesão e padrão de fratura	88
2.2.3. Padrão de condicionamento e interfaces adesivas	90
2.2.4. Análise estatística	91
3. Resultados	92
3.1. Ensaio clínico	92
3.1.1. Avaliação clínica direta.....	94
3.1.2. Avaliação fotográfica.....	106
3.1.3. Taxa de sucesso clínico global decorrente da avaliação clínica direta.....	111
3.1.4. Análise de potência	113
3.1.5. Análise imagiológica complementar	113
3.2. Ensaio laboratorial	130
3.2.1. Ensaio de microtração	130
3.2.2. Padrões de fratura.....	133
3.2.3. Padrões de condicionamento: microscopia eletrónica de varrimento (MEV)	137
3.2.4. Interfaces adesivas: MEV e microscopia confocal (MC).....	140
4. Discussão	145
4.1. Ensaio clínico	145
4.2. Ensaio laboratorial.....	160
5. Conclusões.....	176
Capítulo III. Perspetivas futuras	177
Capítulo IV. Resumo	181
Capítulo V. Abstract	187

Capítulo VI. Bibliografia	193
Capítulo VII. Anexos	227
Anexo 1: Listagem de siglas e abreviaturas	229
Anexo 2: Sistemas adesivos	235
Anexo 3.....	239
1. Folha de informação ao paciente e consentimento informado	239
2. Declaração de consentimento informado	240
3. Pedidos de autorização e pareceres	241
Anexo 4: Resumo dos parâmetros avaliados no estudo clínico randomizado seguindo os critérios aprovados pela Federação Dentária Internacional (FDI).....	249
Anexo 5: Determinação da potência do estudo	251
Anexo 6: Resumo dos estudos clínicos prospectivos randomizados publicados relativos aos sistemas adesivos estudados	253
Anexo 7: Resumo dos resultados publicados respeitantes às forças de adesão ao esmalte preparado relativos aos sistemas adesivos estudados	261
Anexo 8: Listagem de figuras, tabelas e gráficos	263
Capítulo VIII. Índice	273

