



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA PRESSÃO ATMOSFÉRICA NUM MEIO HIPERTÓNICO
DE ÁGUA SALGADA NA ADESÃO À DENTINA DE SISTEMAS ETCH-AND-RINSE E
SELF-ETCH**

Trabalho submetido por
Sara Maria Martins Sardinha
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

outubro de 2015



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**INFLUÊNCIA DA VARIAÇÃO DA PRESSÃO ATMOSFÉRICA
NUM MEIO HIPERTÓNICO DE ÁGUA SALGADA NA ADESÃO À
DENTINA DE SISTEMAS ETCH-AND-RINSE E SELF-ETCH**

Trabalho submetido por
Sara Maria Martins Sardinha
para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por
Prof. Doutor José João Baltazar Mendes

outubro de 2015

“O caminho do progresso não é rápido nem fácil”

Marie Curie

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor José João Mendes por me ter aceite enquanto sua orientanda, pela confiança, amizade, incentivo e tempo disponibilizado. Um verdadeiro exemplo de profissionalismo e liderança ao qual agradeço tudo o que me ensinou.

Ao Professor Doutor Mário Polido por amavelmente disponibilizar o laboratório onde teve lugar este estudo.

Ao Prof. Doutor Luís Proença pela indispensável ajuda na análise estatística e tratamento de dados.

A todos os Professores, com os quais tive a oportunidade de aprender mais e melhor, em especial ao Dr. José Moreno e ao Mestre Ricardo Alves, por todos os ensinamentos, empenho e dedicação.

Ao Mestre António Lopes por todo o apoio disponibilizado na realização deste estudo.

Ao Sr. Mário e restante equipa de manutenção na pronta disponibilidade para solucionar contratemplos.

A todos os funcionários e colegas de curso que me acompanharam e viram crescer, foram a minha segunda família. Em especial ao João Oliveira, ao Claudio, à Simone, à Sofia e à Inês.

Ao meu incansável colega de Box, Ivo.

Ao João, pelo carinho, paciência, apoio incondicional e incentivo em todos os momentos difíceis.

Aos meus pais, pelos exemplos de luta e perseverança que são. Pelo carinho, dedicação e por tudo o que me transmitiram ao longo da minha vida.

A todos o meu muito Obrigada!

RESUMO

Objetivo: Estudar a influência da variação de pressão atmosférica conjugada com a presença de um meio hipertônico de água salgada na adesão à dentina de sistemas *etch-and-rinse* e *self-etch*.

Materiais e métodos: Trinta e dois molares extraídos hígidos foram distribuídos aleatoriamente por quatro grupos, segundo a técnica adesiva: FL-Optibond FL (Kerr Corporation®), SP-Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®), XTR-Optibond XTR (Kerr Corporation®); AiO-Optibond All in One (Kerr Corporation®). As restaurações foram realizadas com resina composta Filtek Z250 (3M ESPE®, cor A2). Cada um destes grupos foi posteriormente dividido em quatro subgrupos, composto por dois dentes cada. O primeiro subgrupo corresponde ao grupo de controlo, o segundo foi exposto a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5° a 55°), o terceiro foi de igual modo exposto a fadiga térmica conjuntamente com a exposição a pressão (30 ciclos de pressão variando de 0 a 3 atmosferas), o quarto grupo foi exposto às condições descritas anteriormente com a adição de um meio hipertônico de água salgada de forma a simular a atividade de um mergulhador. Seguidamente, os dentes foram armazenados por 24 horas em estufa procedendo-se após este período à sua secção nas direções X e Y com intermédio de lâmina diamantada a baixa rotação, por forma a obter-se palitos com cerca de $1\pm 0,2\text{mm}^2$. As amostras foram colocadas individualmente num *jig* de aço inoxidável de Geraldeli e sujeitos a uma força de tração até ocorrer fratura, a uma velocidade de 1mm/min. Para análise estatística aplicou-se a análise estatística ANOVA com correção de Brown-Forsythe teste Post-Hoc de Tamhane.

Resultados: Apenas os adesivos Optibond Solo Plus (17,63 MPa) e Optibond All-In-One (13,18 MPa) apresentaram diminuição da sua resistência adesiva após os procedimentos de stress.

Conclusão: Os adesivos que demonstraram melhor comportamento após pressão atmosférica em meio de água salgada foram o Optibond XTR e o Optibond FL (Kerr Corporation®).

Palavras-chave: Pressão atmosférica, Barotrauma dentário, Água salgada, Sistemas adesivos

ABSTRACT

Objective: Study the influence of atmospheric pressure variations combined with the presence of a hypertonic medium saltwater in adhesion to dentin of etch-and -rinse and self-etch systems

Materials and methods: Thirty-two molars extracted were randomized into four groups, according to the adhesive technique: FL-Optibond FL (Kerr Corporation®), SP-Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®), XTR-Optibond XTR (Kerr Corporation®); AiO-Optibond All in One (Kerr Corporation®). The restorations were performed with composite resin Filtek Z250 (3M ESPE®, A2 color). Each of these groups was further divided into four subgroups, composed of two teeth each. The first subgroup corresponds to the control group, the second was exposed to thermal fatigue (10,000 cycles in baths of 30 seconds to 5 to 55), the third was the same exposed so that thermal fatigue together with the pressure display (30 cycles pressure ranging from 0 to 3 atmospheres), the fourth group was exposed to the conditions described above with the addition of a medium hypertonic salt water in order to faithfully simulate the activity of a diver. Thereafter, the teeth were stored in an oven for 24 hours to proceed after this period its section in the X and Y directions by means of the diamond blade at low speed in order to obtain sticks with about $\pm 1,0,2\text{mm}^2$. The samples were individually placed in a stainless steel jig Geraldeli and subjected to a tensile force until fracture occurs at a speed of 1mm / min. Statistical analysis was applied to statistical analysis ANOVA with correction Brown-Forsythe test Post-Hoc Tamhane.

Results: Only Optibond Solo Plus adhesive (17.63 MPa) and Optibond All- In-One (13.18 Mpa) showed a decrease in its adhesive strength after the stress procedures.

Conclusions: Adhesives that have demonstrated better behavior after atmospheric pressure amid salt water were Optibond XTR and Optibond FL (Kerr Corporation®).

Keywords: Atmospheric pressure, Dental barotrauma, Sea water, Dentin and Adhesive systems

ÍNDICE GERAL

I. INTRODUÇÃO	15
1. Fundamentos Teóricos	15
1.1. Contexto Histórico	15
1.2. Pressão	17
1.3. Mergulho	19
1.4. Barotrauma	20
1.5. Barodontalgia	22
1.6. Estratégias clínicas	24
2. Dentina	27
2.1. Características da dentina	27
2.2. Estrutura Tubular	28
2.3. Tipos de dentina	29
3. Adesão	29
3.1. Adesão à dentina	31
3.2. Camada Híbrida	31
4. Descrição de sistemas adesivos	32
4.1. Sistemas adesivos <i>Etch-and-rinse</i>	33
4.2. Sistemas adesivos <i>Self-etch</i>	34
5. Testes de microtração	35
II. OBJETIVO	37
III. HIPÓTESES DE ESTUDO	37
IV. MATERIAIS E MÉTODOS	39
V. RESULTADOS	51
VI. DISCUSSÃO	59

VII.	CONCLUSÃO	65
VIII.	BIBLIOGRAFIA.....	67
IX.	ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- Proporção entre volume gasoso e profundidade (James H. Lynch & Deaton, 2014).....	18
Figura 2 - Classificação dos sistemas adesivos conforme o numero de etapas clínicas (Miyazaki et. al., 2012).....	33
Figura 3 - Dente colado com cera colante no dispositivo de acrílico.....	42
Figura 4 -Secção do dente com o micrótopo	42
Figura 5 - Máquina Polidora.....	42
Figura 6 - Formação de smear layer com lixa SiC de grão 600	42
Figura 7 - Sistema adesivo Optibond FL (Kerr Corporation ®)	43
Figura 8 - Sistema adesivo Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®).....	44
Figura 9 - Sistema adesivo Optibond XTR (Kerr Corporation®).....	44
Figura 10 - Sistema adesivo Optibond All-In-One (Kerr Corporation®)	45
Figura 11 - Condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37,5%	46
Figura 12 - Lavagem do ácido	46
Figura 13 - Secagem da superfície dentária com suave fluxo de ar	46
Figura 14 - Aplicação de adesivo	46
Figura 15 - Fotopolimerização do adesivo	46
Figura 16 - Fotopolimerizador Optilux 501	46
Figura 17 - Fotopolimerização da resina composta.....	47
Figura 18 - Medição da altura da restauração.....	47
Figura 19 - Estufa	47
Figura 20 - Máquina de termociclagem.....	48
Figura 21 - Painel de pressão	48
Figura 22 - Micrótopo de tecidos duros	48
Figura 23 - Palitos de dentina e resina.....	48
Figura 24 - Palito no jig de microtração	49
Figura 25 - Máquina de testes universal.....	49
Figura 26 - Craveira digital	49
Figura 27 - Microscópio óptico	49

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1 - Resumo das condições relacionadas com o mergulho adaptado de J. H. Lynch & Bove, 2009.....	19
Tabela 2 – Divisão dos grupos de acordo com os procedimentos de stress	41
Tabela 3 - Classificação das fraturas conforme o local onde ocorrem.....	50
Tabela 4 - Médias da resistência adesiva em MPa	51
Tabela 5 - Médias de resistência adesiva em MPa do sistema adesivo Optibond FL ...	52
Tabela 6 - Médias de resistência adesiva em MPa dos sistema adesivo Optibond Solo Plus	53
Tabela 7 - Médias de resistência adesiva em MPa do sistema adesivo Optibond XTR.	54
Tabela 8 - Médias de resistência adesiva em MPa do sistema adesivo Optibond All-In-One	55

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1 - Resistência adesiva conforme o tipo de fadiga no sistema adesivo Optibond FL	52
Gráfico 2 - Resistência adesiva conforme o tipo de fadiga no sistema adesivo Optibond Solo Plus	53
Gráfico 3 - Resistência adesiva conforme o tipo de fadiga no sistema adesivo Optibond XTR	54
Gráfico 4 - Resistência adesiva conforme o tipo de fadiga no sistema adesivo Optibond All-In-One	55
Gráfico 5 - Médias de resistência adesiva em MPa dos vários sistemas adesivos estudados	56
Gráfico 6 - Médias de resistência adesiva em MPa dos vários sistemas adesivos estudados	56
Gráfico 7 - Médias de resistência adesiva em MPa dos vários sistemas adesivos estudados	57
Gráfico 8 - Médias de resistência adesiva em MPa dos vários sistemas adesivos estudados	57
Gráfico 9 - Tipos de fratura).....	58

LISTA DE ABREVIATURAS

4-MET – 4-ácido trimelítico metacrilóiloxietil

Atm – atmosfera

Bis-GMA – Bisfenol glicidil dimetacrilato

Dp – desvio padrão

Ft – feet

GPDM – Glicerol fosfato dimetacrilato

HEMA – 2-hidroxiethyl metacrilato

M – média

mm² – milímetro quadrado

MDP – Metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato

Min – minutos

MPa – Mega Pascals

TEGMA – trietilenoglicol dimetacrilato

UDMA – uretano dimetacrilato

µm - micrómetro

I. INTRODUÇÃO

Nos dias que correm, quer por motivos profissionais, quer por lazer ou motivos desportivos, existe uma crescente população sujeita a variações de pressão atmosférica. A repetida exposição à variação de pressão atmosférica pode exacerbar condições de patologia já instalada que, contudo, não produz sintomatologia aquando de condições de pressão atmosférica normal. Desta forma, cabe aos profissionais de saúde optar por uma postura atenta perante pacientes que estão sujeitos às circunstâncias referidas anteriormente, de forma a dar uma resposta que permita o bem-estar destes. A cavidade oral não é exceção, registando-se múltiplos relatos de sintomatologia dolorosa concomitantes com as práticas de mergulho ou de viagens de avião, devendo o Médico Dentista desempenhar uma papel de primeira linha na prevenção, diagnóstico e tratamento (Robichaud & E. McNally, 2005).

1. Fundamentos Teóricos

1.1. Contexto Histórico

O conhecimento dos efeitos da variação da pressão atmosférica sobre o corpo humano, remonta até ao século de XIII, onde no ano de 1298 foram relatados problemas durante as expedições de Marco Polo ao Tibete. O Padre Acosta foi, em 1590, pioneiro na designação de “mal agudo da montanha” ao conjunto de sinais e sintomas descrito, onde se incluíam relatos de náuseas, fadiga, vômitos entre outros. Mais tarde, aquando de expedições aos Andes Bolivianos sintomas semelhantes foram também referidos. Os primeiros homens a lançarem-se à conquista da navegação aérea, por intermédio do primeiro balão quente, fabricado pelos irmãos Montgolfier, relataram a chamada “patologia do ar” dando origem a uma nova especialidade médica, a Medicina Aeronáutica (Santiago González, Machuca Portillo, & Bullón Fernandez, 2003).

No campo da Medicina Dentária, os primeiros relatos de odontalgia perante alterações do gradiente de pressão atmosférica datam de 1923.

No entanto, apenas aquando do aparecimento de aviões subsónicos durante a Segunda Guerra Mundial é que se conhece uma maior expressividade da sua incidência. Surge então, pela primeira vez, o termo aerodontalgia, devido a diversos relatos por parte de pilotos de cabines não pressurizadas (Costa, 2004; Santiago González *et al.*, 2003). Um grupo de pilotos espanhóis, conhecidos como a “Esquadilha Azul” descreveu a dor sentida como aguda que subsistia por alguns segundos e diminuindo de forma gradual até ao seu total desaparecimento após a aterragem da aeronave. Na origem destes relatos foram apontadas condições pulpares preexistentes e a presença de dentes retidos. Durante a década de 1940, realizaram-se simulações em câmaras de alta altitude das quais resultaram os incidentes mais comuns relacionados com a exposição pulpar, restaurações de execução recente e patologias apicais (Alves *et al.*, 2012).

Durante a era da Segunda Guerra Mundial, por forma a prevenir a odontalgia provocada pelas alterações de pressão atmosférica às quais os pilotos eram expostos, estava indicado que todos os dentes endonciados, assim como restos radiculares, deviam ser extraídos. Por outro lado, todas as restaurações metálicas deviam ser substituídas por restaurações com materiais mais plásticos de forma a minimizar a pressão exercida no interior câmara pulpar (Y Zadik, 2009a).

Verificou-se, recentemente, relatos semelhantes de odontalgias experienciadas durante a atividade de mergulho, descritas como “*tooth squeeze*” o que fez evoluir o termo de aerodontalgia para barodontalgia. Tornando-se assim mais abrangente e diretamente relacionado com a alteração de gradiente de pressão independentemente de existir uma exposição de aumento ou de diminuição de pressão (Costa, 2004; Gaur & Shrivastava, 2012).

A população exposta à variação do gradiente de pressão atmosférica é significativa nos dias de hoje, como as tripulações e passageiros de aviões, mergulhadores profissionais ou amadores e ainda doentes a realizar terapias em câmaras hiperbáricas (Costa, 2004; Lakshmi & Sri Sakthi, 2014).

1.2. Pressão

O corpo humano está em constante exposição a subtis alterações do gradiente de pressão atmosférica, contudo, as quais se tornam impercetíveis devido à capacidade do organismo se adaptar a estas pequenas variações (James H. Lynch & Deaton, 2014).

Com intuito de melhor conhecer a etiologia da barodontalgia é necessário compreender algumas leis da física. A primeira lei a ter em conta é a Lei de *Boyle-Mariotte*, a qual declara que “a uma determinada temperatura, o volume de gás é inversamente proporcional à pressão ambiente” (James H. Lynch & Deaton, 2014; Stoetzer *et al.*, 2012).

Por outro lado, outra lei a realçar é a Lei de *Pascal* que determina que “qualquer variação de pressão aplicada a um fluido sem superfície livre é transmitida sem qualquer redução a todas as partes do fluido e às paredes da região que o contém” (Cutnell & Johnson, 2004).

Ao fazer interagir estas duas leis, torna-se percetível o seguinte exemplo: supondo uma bolha de gás presente num líquido, ao ser exercida pressão sobre este a mesma pressão será distribuída de igual forma por toda a superfície da bolha de gás levando à diminuição do volume desta (Costa, 2004).

Não é necessário que uma pessoa esteja debaixo de água para sentir os efeitos da pressão. Em realidade, o ser humano ao caminhar na superfície terrestre, encontra-se no fundo da atmosfera da Terra, que é um fluido e por isso o corpo é comprimido da mesma maneira que a água numa piscina. Existe assim ar em quantidade suficiente acima da superfície da Terra para criar 1 atmosfera (atm) de pressão. Assim, considera-se que ao nível do mar a coluna de ar exerce sobre o ser humano uma pressão de 1 atm (Cutnell & Johnson, 2004).

Ao iniciar um mergulho o corpo passa a ter uma pressão adicional à pressão de superfície, sendo a primeira proporcional à altura e à densidade da água que se encontra sobre o mergulhador (Lopes, 2012). A pressão absoluta aumenta 1 atm por cada 10 metros de profundidade. Assim, a uma profundidade de 30 metros a pressão absoluta exercida sobre o mergulhador é de 4 atm, visto que sobre ele exerce-se a pressão da coluna de água que

se encontra sobre si e simultaneamente exerce-se a pressão da coluna de ar à superfície (Costa, 2004).

Com base na Lei de *Boyle-Mariotte*, a elevada altitude ocorre o decréscimo do gradiente de pressão atmosférica, o que resulta na tentativa de expansão do volume de um gás confinado, ao invés do que acontece aquando da descida de um mergulhador, que passa a estar exposto a um aumento de pressão atmosférica, produzindo a contração de volume de gás em espaços confinados (James H. Lynch & Deaton, 2014). Logo, um dado volume de ar à superfície ocupa, a uma profundidade de 30 metros, $\frac{1}{4}$ do seu volume original (Costa, 2004).

O corpo humano é constituído por diversos órgãos que contêm ar no seu interior o que os torna sensíveis à alteração do gradiente de pressão atmosférica. Perante o descrito surge a incapacidade destes se expandirem ou comprimirem conforme o tipo de variação de pressão a que são expostos (Figura 1) (Peker, Erten, & Kayaoglu, 2009; Robichaud & E. McNally, 2005).

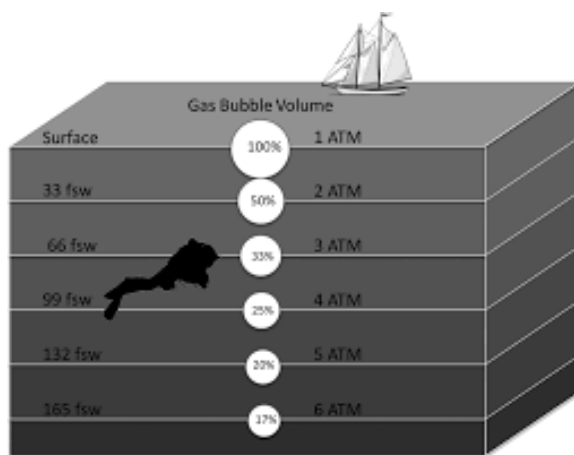


Figura 1- Proporção entre volume gasoso e profundidade (James H. Lynch & Deaton, 2014)

1.3. Mergulho

Cerca de 70% do nosso planeta está coberto por água, pelo que, seria de esperar que o ser humano se aventurasse a explorá-lo (Frank Jr, 2015).

Nos últimos anos por todo o mundo é notório um crescimento explosivo de pessoas que se dedicam ao mergulho quer como atividade de recreio ou profissional (Gulve & Gulve, 2013).

Do aumento desta prática durante o século XX derivou a ampliação da população sujeita a alteração do gradiente de pressão atmosférica descrevendo sintomatologia semelhante à descrita por pilotos (Y. Zadik & Drucker, 2011).

O mergulhador predispõe-se ao aumento do gradiente de pressão atmosférica aquando da descida e a uma diminuição do gradiente durante o retorno à superfície. Desta forma, alguns problemas são mais passíveis de surgir na descida e outros na subida (Tabela 1) (J. H. Lynch & Bove, 2009).

Tabela 1 - Resumo das condições relacionadas com o mergulho adaptado de J. H. Lynch & Bove, 2009

Tabela remissiva de condições relacionadas com o mergulho			
Condição	Sintomatologia	Fase do mergulho	Prevenção/Tratamento
Barotrauma			
Ouvido médio	Dor aguda de ouvido, vertigens, rutura da membrana timpânica	Habitualmente durante a descida	Equilíbrio da pressurização durante a descida, uso de descongestionantes, considerar o uso de antibióticos em caso de perfuração da membrana timpânica
Ouvido Interno	Vertigens, náuseas, vómitos, perda de audição	Habitualmente durante a descida	Repouso, evitar manobra de Valsava, exame clínico de otorrinolaringologia
Seios perinasais	Dor facial aguda, epistaxis	Habitualmente durante a descida	Equilíbrio da pressurização durante a descida, uso de descongestionantes
Embolismos	Stupor, coma, distúrbios visuais	Imediatamente após chegar à superfície ou durante a descida	Administração de 100% e oxigénio

Enquanto atividade desportiva, é de realçar a importância de patologias que podem contraindicar a sua prática (J. H. Lynch & Bove, 2009).

Por parte do Médico Dentista cabe-lhe fazer a correta anamnese dos seus pacientes, conhecendo a frequência com a qual são expostos a alterações do gradiente de pressão atmosférica por forma a alertar e acompanhar na prevenção de barotrauma dentário. Para tal, o Médico Dentista deve estar munido de ferramentas que permitem o correto diagnóstico e conhecer as atuais *guidelines* para o tratamento adequado destes doentes (Y. Zadik & Drucker, 2011).

1.4. Barotrauma

Apesar do organismo humano estar capacitado para se adaptar a variações de pressão atmosférica, podem ocorrer lesões quando um espaço fechado, preenchido por ar no seu interior, é incapaz de equilibrar a sua pressão à do meio ambiente. A este fenómeno, que tem por base a Lei de *Boyle-Mariotte*, dá-se o nome de barotrauma (Welslau, 2006).

Estas ocorrências podem manifestar-se aquando de atividades como o mergulho, a aviação e terapia com oxigénio hiperbárico. São considerados barotrauma facial e da cabeça situações como as barotites externas e médias, barossinusite, cefaleias relacionadas com o barotrauma e o barotrauma dentário (Y Zadik, 2009a). O barotrauma facial é pois uma situação em íntima relação com as cavidades faciais (Alves *et al.*, 2012).

A barotite externa é provocada pela lesão da mucosa de revestimento do canal auditivo externo e do tímpano. Por outro lado, a barotite média é a inflamação traumática da área do ouvido médio, induzida pela diferença de pressão entre o ar na cavidade pós-tímpano e a atmosfera. Esta pode surgir acompanhada de dor, paralisia do nervo facial zumbidos, vertigens, náuseas, hemorragias, rotura da membrana do tímpano e surdez (Alves *et al.*, 2012).

Proceder a ações como a deglutição, o bocejo e até mesmo a manobra de Valsava, permitem a abertura da trompa de Eustáquio possibilitando a passagem de ar para dentro ou fora do ouvido médio equalizando-se a pressão dos dois lados da membrana timpânica (James H. Lynch & Deaton, 2014). A presença de infeções das vias respiratórias podem

contraindicar a realização de mergulho devido ao deficiente funcionamento por parte da trompa de Eustáquio facilitando o surgimento de barotrauma (Y. Zadik & Drucker, 2011).

A barossinusite, por sua vez, caracteriza-se como a inflamação de um ou mais seios perinasais, provocada pela diferença de pressão entre o ar na cavidade nasal e a atmosfera circundante (Alves et al., 2012; Y Zadik, 2009a). A etiologia do barotrauma sinusal inclui sinusite preexistente, infecções das vias aéreas superiores, alergias, presença de pólipos e estruturas anatómicas alteradas. Na maioria dos casos é descrito o seguinte quadro clínico: dor facial, cefaleias, odontalgia e por vezes epistaxis (James H. Lynch & Deaton, 2014).

Por vezes a dor referente ao barotrauma facial, como os descritos anteriormente, pode manifestar-se por via de dor dentária, pelo que é importante o correto diagnóstico diferencial (Stoetzer *et al.*, 2012).

O barotrauma dentário provocado pela alteração do gradiente de pressão designa-se por barodontocrexis que significa “explosão” dentária. Entre os mergulhadores duas situações podem originar este tipo de fratura ora durante a descida no mergulho ora no retorno à superfície, sendo esta última a situação mais frequente. Contudo, os mecanismos que provocam a fratura são distintos. Assim, no caso do retorno à superfície a fratura ocorre devido à expansão de ar existente no interior do dente mais frequentemente devido a cárie secundária. Em contraste, durante a descida no mergulho, os casos de fratura dentária estão intimamente relacionados com materiais de menor adesividade por exemplo: restaurações provisórias (Minist, Zadik, Medical, & Blatteau, 2015).

Verifica-se que grande parte dos mergulhadores apresenta uma detioração dentária acelerada quando em comparação com a população em geral (Peker *et al.*, 2009). Desta forma, uma atenção redobrada deve ser dada aos fatores que podem estar na origem destes fenómenos. Restaurações desadaptadas ou de qualidade questionável, presença de fissuras quer em dente quer em restauração e ainda a presença de cárie primária ou secundária, são fatores que podem desencadear barotrauma dentário (Minist *et al.*, 2015).

Outro tipo de barotrauma facial é o aparecimento de petéquias na pele e nos olhos derivado de uma incorreta descompressão por parte do mergulhador ao nível da própria máscara utilizada (McMullin, 2006).

Barotrauma gástrico também pode ocorrer tanto na descida como na subida do mergulho. Caracteriza-se por um desconforto abdominal que pode ser acompanhado por dor. Apenas

em situações mais raras pode ter consequências mais graves com necessidade de intervenção médica (James H. Lynch & Deaton, 2014; McMullin, 2006).

Apesar do barotrauma pulmonar apresentar-se menos frequente que a barotite ou a barossinusite, as lesões resultantes promovem um quadro clínico mais severo. Durante a ascensão, se o mergulhador sustenta a respiração pode ocorrer rutura alveolar na tentativa do organismo diminuir a diferença de pressão no interior dos pulmões para com a pressão do meio exterior (James H. Lynch & Deaton, 2014).

1.5. Barodontalgia

A barodontalgia, tal como o seu nome indica, é a sintomatologia dolorosa de instalação súbita ligada a uma alteração do gradiente de pressão (Minist *et al.*, 2015).

O aparecimento desta sintomatologia apresenta-se independente do tipo de alteração do gradiente de pressão (See *et al.*, 2012).

Na generalidade dos casos, a barodontalgia ocorre devido a patologia preexistente que em condições de pressão atmosférica normal não provoca sintomatologia (Minist *et al.*, 2015; Robichaud & E. McNally, 2005).

Mais comumente, os quadros patológicos relacionados com a barodontalgia são: cáries dentárias, pulpites, necroses pulpares, restaurações dentárias profundas e mal adaptadas, periodontites apicais (quistos e granulomas), bolsas periodontais, cirurgias recentes, dentes impactados e quistos mucosos de retenção (Y Zadik, 2009b).

A barodontalgia categoriza-se em direta ou indireta. A primeira diz respeito a afeções relacionadas com o dente e a segunda diz respeito à dor dentária reflexo de barossinusite ou barotites médias (Y. Zadik & Drucker, 2011).

É mais frequente ocorrer dor dentária aquando da diminuição da pressão atmosférica em casos cuja dor tenha origem numa afeção da polpa. Por outro lado, a patologia periapical tende a manifestar-se mais durante o aumento do gradiente de pressão. Habitualmente a dor tende a cessar em terra nos casos de doença pulpar. Em contrapartida, nos casos de doença periodontal ou barotrauma facial a dor tende a manter-se (Alves *et al.*, 2012; Costa, 2004; Y. Zadik & Drucker, 2011).

Contudo, a causa exata da origem das barodontalgias não é conhecida, apesar das várias hipóteses sugeridas ao longo dos anos. Desta forma, tendo por base a hipótese de patologia já instalada, as seguintes situações são descritas:

O abscesso periapical é uma lesão rodeada por osso que no seu interior pode conter sólidos, líquidos ou gases. Conforme o mergulhador desce, aumenta a pressão à qual está exposto, por conseguinte, segundo a Lei de *Pascal* ocorre a compressão dos gases no interior da lesão, provocando a diminuição do seu volume, de acordo com o descrito na Lei de *Boyle*. Com o intuito de evitar a implosão da lesão, os vasos sanguíneos e linfáticos tornam-se engorgitados resultando no seu extravasamento e consequente edema. A dor sentida perante o aumento do gradiente de pressão seria provocada pela diminuição do volume ocupado pelos gases, o que reflete numa espécie de “sucção” da região periapical. Terminada a fase de equalização da pressão a barodontalgia cessa (Costa, 2004; Lopes, 2012). Em contraste, no decurso da descompressão, os gases presentes tendem a aumentar o seu volume. No entanto, a dimensão original da lesão encontra-se preenchida por edema, pelo que o gás não consegue expandir-se até ao seu volume inicial. O referido resulta numa dor intensa, devido à presença de gás sobre pressão no interior da cavidade, cujo término apenas ocorre quando o gás é reabsorvido ou edema diminuído (Costa, 2004).

É ainda pouco clara a influência das alterações de pressão atmosférica durante a realização de tratamentos endodônticos. Segundo See e colaboradores (2012), a utilização de hidróxido de cálcio após a preparação dos canais, não é impeditivo da equalização de pressão entre o meio exterior e o interior da câmara pulpar. Uma das explicações para o sucedido é o facto de o hidróxido de cálcio não selar totalmente os canais. Por outro lado, verificou-se que após a obturação existe maior dificuldade em equalizar a pressão entre o meio exterior e o interior da câmara. Sugere-se que quer o material de obturação, quer o sistema adesivo conjugado com a restauração a compósito funcionam como uma barreira totalmente estanque, impossibilitando a adaptação à alteração do gradiente de pressão (See *et al.*, 2012).

A cárie dentária é descrita como uma das situações que potencia a barodontalgia quando existe uma desmineralização extensa da dentina, no entanto, o mecanismo pelo qual ocorre é ainda pouco conhecido (Costa, 2004).

Por outro lado, dentes restaurados podem ser vias de dor caso a interface dente/restauração não esteja totalmente selada. Uma vez que o ar inspirado pelo mergulhador se encontra a uma pressão mais elevada o seu volume encontra-se diminuído, logo, entra no interior do dente sob pressão, devido ao selamento desadequado. Posteriormente, durante a subida expansão do ar força a sua entrada nos túbulos dentinários estimulando as fibras nervosas no interior da polpa (Costa, 2004).

Dentes não são suscetíveis de provocar barodontalgia, porém, descrevem-se casos cuja malformação da anatomia dos capilares pulpaes pode promover a estase sanguínea e a hipoxia tecidual. Todavia, o barotrauma dos seios maxilares causa barodontalgia de dentes maxilares são devido à sua proximidade com os nervos alveolares superiores (Costa, 2004).

1.6. Estratégias clínicas

O Médico Dentista tem um papel fundamental na prevenção da barodontalgia apesar de ser um acontecimento raro a sua ocorrência pode ser grave e até mesmo incapacitante. Como estratégia preventiva devem ser feitos *check ups* regulares e motivar pilotos e mergulhadores para as corretas técnicas de higiene oral (Y Zadik, 2009b).

O diagnóstico da causa da barodontalgia é difícil de realizar devido à impossibilidade de reproduzir em meio clínico as condições que a propiciaram. No caso de não existir uma lesão evidente qualquer dente restaurado ou endodenciado pode ser indutor de sintomatologia dolorosa. Por conseguinte, uma correta recolha de dados sobre a natureza da dor sentida, o momento da sua instalação e do seu término assim como a realização de tratamentos dentários recentes e outros sintomas associados à barodontalgia, torna-se de fundamental relevância para determinar o tipo de intervenção a realizar (Y Zadik, 2009b).

Em adição aos dados comumente recolhidos na histórica clínica, o Médico Dentista deve inteirar-se também dos *hobbies* dos seus pacientes por forma a melhor orientar o seu plano de tratamento de acordo com as necessidades deste (Costa, 2004).

Os doentes que regularmente são expostos a alterações acentuadas do gradiente de pressão atmosférica devem ser periodicamente examinados pelo seu Médico Dentista, que deve identificar se existem lesões de cárie, restaurações desadaptadas, exposição de

dentina e ainda realizar testes de percussão, elétricos e térmicos. Usufruindo de exames auxiliares de diagnóstico devem ser realizadas radiografias interproximais anuais e pericápicais complementado com ortopantomografias com 3 a 5 anos de intervalo. Caso persistam dúvidas sobre o diagnóstico ou na necessidade de confirmar a efetividade de um tratamento, o doente pode ser submetido a alteração de pressão atmosférica por meio de uma câmara hiperbárica (Costa, 2004; Y. Zadik & Drucker, 2011; Yehuda Zadik, 2010).

Na área da Dentisteria Operatória, após a remoção do tecido cariado uma pesquisa minuciosa deve ser realizada ao chão da cavidade por forma a despistar uma possível invasão da câmara pulpar. Caso se verifique invasão da câmara pulpar está recomendado proceder-se ao tratamento endodôntico radical (Alves et al., 2012; Y. Zadik & Drucker, 2011; Y Zadik, 2009a). As proteções pulpares sejam elas diretas ou indiretas, estão contraindicadas devido à possibilidade de entrada de ar na cavidade pulpar que por sua vez pode propiciar a barodontalgia. Perante restaurações de extensa profundidade, recomenda-se um período de espera de 48 a 72 horas até que se retome uma atividade de variação de pressão atmosférica, pretende-se com o descrito permitir a estabilização da polpa (Alves *et al.*, 2012; Costa, 2004).

Mergulhadores submetidos a tratamentos endodônticos devem interromper a sua atividade. No decorrer das diversas sessões de tratamento, são utilizados medicamentos intra-radiculares que perante variações da pressão atmosférica tendem a expandir extravasando para o espaço periapical conseqüentemente, provocando um fenómeno infetco-doloroso (Costa, 2004; Y Zadik, 2009a). Terminado o tratamento recomenda-se um período de espera de 24 horas até que possam iniciar novamente a atividade (Lopes, 2012).

Tratamentos de cirurgia oral requerem um período de cerca de 7 dias de recuperação isenta de exposição à variação do gradiente de pressão. Pretende-se permitir que a inflamação dos tecidos desapareça e que sejam removidas quaisquer suturas antes de retomar a prática de mergulho. Previne-se assim, a possibilidade de dor ou hemorragias secundárias (Costa, 2004). Nas extrações de dentes posteriores superiores deve existir a preocupação de verificar a possibilidade de comunicações oro-antrais. A persistência deste fenómeno pode levar a episódios de sinusite pelo que a cirurgia para encerramento da comunicação está indicada. É adequado interromper todas as atividades de exposição

a alterações de pressão atmosférica durante cerca de 2 semanas (Y. Zadik & Drucker, 2011).

Quanto à realização de prótese fixa em mergulhadores deve optar-se pela melhor estratégia de cimentação optando por cimentos resinosos. A presença de *resin tags* permite uma melhor adesão e por outro lado, a elasticidade das resinas diminui o risco de fratura (Robichaud & E. McNally, 2005). Durante o período de coroas ou restaurações provisórias a exposição à alteração do gradiente de pressão aumenta ainda mais a probabilidade de descimentação destas. Com o intuito preventivo é aconselhado aos doentes que não realizem atividades de variação de pressão atmosférica quando possuem tratamentos provisórios correndo o risco de aspiração dos mesmos (Y. Zadik & Drucker, 2011).

No que diz respeito à prótese removível, seja esta parcial ou total, está indicada a sua remoção durante a prática de mergulho caso a sua retenção não seja totalmente segura. Sugere-se o descrito por forma a prevenir dificuldades respiratórias devido à possibilidade de aspiração destes dispositivos. Uma alternativa plausível para estes casos é a confeção de um bucal individualizado (Costa, 2004).

Durante a realização de tratamentos dentários é comum a prescrição de medicamentos. Pelo que os doentes devem ser informados dos possíveis efeitos adversos que podem ter influencia direta sobre as suas ações (Y Zadik, 2009a).

Por precaução os doentes devem ser advertidos a cessar qualquer prática amadora ou profissional de exposição à variação do gradiente de pressão até que os tratamentos dentários estejam finalizados (Alves *et al.*, 2012).

2. Dentina

O tecido dentinário compreende a maior parte da estrutura dentária. Esta é recoberta na sua porção radicular por cimento e na sua porção coronária por esmalte. A dentina é estruturalmente descrita, segundo Pashley (1996), como um tecido que serve de substrato biológico formado por cristais de hidroxiapatite impregnados numa matriz de colagénio (Carvalho, Tjäderhane, Manso, Carrilho, & Carvalho, 2012; Hilton, Ferracane, & Broome, 2013; Perdigão, 2010).

A dentina é um substrato dinâmico que por um lado serve de fundação elástica ao esmalte e por outro é responsável pela transmissão da cor devido à translucidez do esmalte. A sua arquitetura é tubular e carece tanto de vascularização como inervação, no entanto, possui capacidade de resposta perante estímulos externos como térmicos, mecânicos ou químicos (Carvalho *et al.*, 2012; Hilton *et al.*, 2013).

2.1. Características da dentina

Morfologicamente a dentina é constituída em 70% do seu peso, por matéria inorgânica, 20% por matéria orgânica e 10% de água (Berkovitz, Holland, & Moxham, 2009). Contudo no que concerne ao volume as percentagens são distintas, assim, aproximadamente 70% da dentina é composta por matéria inorgânica, 18% por matéria orgânica e 12% por água (Carvalho *et al.*, 2012). Os cristais de hidroxiapatite ocupam a fração de matéria inorgânica, a parte de matéria orgânica é composta por colagénio do tipo III, IV e predominantemente por colagénio do tipo I. O fluído presente é similar ao plasma sanguíneo apesar de menos definido que este (Fuentes, 2004; Hilton *et al.*, 2013).

Contudo, estas percentagens são variáveis conforme a localização da dentina e a sua condição (Carvalho *et al.*, 2012). Uma vez que a dentina detém um razoável conteúdo em matéria orgânica, esta sofre variações de acordo com a profundidade, devido à presença de múltiplos túbulos cuja orientação e proximidade diferem segundo a localização (Miyazaki *et al.*, 2012; Perdigão, Swift, & Walter, 2013).

É possível dividir a dentina em dois principais tipos: a dentina intertubular, que constitui o componente estrutural onde estão embebidos os cristais de hidroxiapatite na matriz de colagénio e a dentina peritubular, composta pelo predomínio dos cristais de hidroxiapatite e presente na periferia dos túbulos dentinários. (Hilton *et al.*, 2013).

2.2. Estrutura Tubular

A dentina caracteriza-se por uma arquitetura tubular, da qual cada túbulo apresenta uma forma semelhante a um cone cujo o maior diâmetro posiciona-se em direção à polpa. Existem diferenças vastas quanto ao tamanho e número de túbulos entre a dentina mais superficial e a mais profunda, desta forma a permeabilidade dentinária aumenta conforme a profundidade (Carvalho *et al.*, 2012; Perdigão, 2010).

De acordo com a teoria da hidrodinâmica, quando a dentina é exposta por perda de esmalte, os estímulos externos levam a alterações da circulação do fluído dentinário que por sua vez induzem uma resposta dolorosa (D H Pashley, 1997). O movimento de fluído dentinário pelos túbulos é designado de permeabilidade transdentinária, responsável em grande parte das vezes pela sensibilidade quando existe exposição da dentina ou em dentina restaurada. Por outro lado, é a permeabilidade transdentinária que promove o movimento de fluído dentinário responsável pela exacerbada hidratação da dentina em preparações cavitárias (D H Pashley, 1997).

A capacidade de penetração dos monómeros de resina no lúmen dos túbulos dentinários é designada de permeabilidade intratubular. Por outro lado, a permeabilidade intertubular consiste na capacidade de penetração da resina nos espaços desmineralizados após condicionamento ácido que remove toda a barreira física criada pelo *smear layer*. Assim, a infiltração total das resinas na estrutura intratubular promove a criação de *resin tags* que assumindo que a adesão é total, permite o selamento dos túbulos, previne a infiltração, a sensibilidade e aumenta a retenção. No que diz respeito à infiltração intertubular das resinas, o seu efeito protetor de ataques hidrolíticos é total quando ocorre a substituição de todas as moléculas de água presentes, favorecendo a sua penetração em profundidade de acordo com o grau de desmineralização presente. Contudo, a maior dificuldade centra-se na capacidade de infiltração intratubular devido à presença de fluído dentinário oriundo

da camara pulpar, que surge como uma resposta defensiva contra a entrada de substâncias nocivas e bactérias (Boreak, Ishihata, & Shimauchi, 2015; D H Pashley, 1997).

2.3. Tipos de dentina

É possível identificar 3 tipos de dentina: a dentina primária, a secundária e a terciária. As duas primeiras tratam-se de tipos de dentina fisiológicos que apresentam composições químicas e histológicas semelhantes, visto que são secretadas pelos mesmos odontoblastos. Contudo, distinguem-se pela sua diferente disposição tubular e pela sua coloração. A dentina primária integra grande parte da coroa e da raiz e forma-se durante o desenvolvimento do dente até ao final da formação radicular. A dentina secundária inicia o seu processo de formação aquando de duas situações, após o dente irromper na cavidade oral ou logo após a formação completa da raiz e persiste por toda a vida. Esta última, quando comparada com a dentina primária, apresenta-se em menor quantidade e a sua deposição ocorre de forma heterogénea tendendo a formar-se mais junto ao teto e às paredes laterais da camara pulpar e menos junto à camada de esmalte (Hilton *et al.*, 2013; Simon, 2009; Simon, S., Lumley, P. J., Cooper, P. R., Berdal, A., Machtou, P., & Smith, 2009).

Em resposta a estímulos externos como as lesões de cárie com o objetivo de proteger a polpa, surge a dentina terciária. Divide-se em dentina reparadora, quando o estímulo externo é potencialmente nocivo para os odontoblastos provocando a sua morte; e dentina reacional, quando a intensidade do estímulo externo não põe em causa a sobrevivência dos odontoblastos (Simon, 2009; Simon, S., Lumley, P. J., Cooper, P. R., Berdal, A., Machtou, P., & Smith, 2009).

3. Adesão

A adesão pode ser descrita como um estado no qual duas superfícies permanecem unidas, quando colocadas em contacto, sem auxílio de forças externas (Hilton *et al.*, 2013).

A *American Society for Testing and Materials* define a adesão como “(...) o estado no qual duas superfícies se encontram unidas por forças entre elas que podem consistir em forças de valência, em forças de interligação ou em ambas” (Perdigão *et al.*, 2013).

A adesão pode resultar da formação de ligações químicas primárias, como ligações covalentes, iónicas ou metálicas produzindo interfaces adesivas fortes; ou por ligações químicas secundárias, como ligações de hidrogénio ou ligações de Van der Waals que promovem interfaces adesivas ligeiramente mais fracas. Por outro lado, pode existir também uma adesão mecânica que resulta da interação de forças friccionais quando dois materiais se encontram em contacto íntimo (Hilton *et al.*, 2013).

A união entre dois corpos, iguais ou diferentes, ocorre por intermédio de um material viscoso que promove a adesão ao solidificar, designado de adesivo. O material no qual é aplicado o adesivo é denominado de aderente ou substrato. Uma boa adesão é conseguida quando a tensão superficial do adesivo é inferior à do substrato. Uma baixa tensão superficial por parte do adesivo face ao substrato, permite um menor ângulo de contato entre ambos. A conjugação destes dois fatores permite que haja molhabilidade, ou seja, o adesivo tem capacidade de escoar por toda a superfície e de aderir ao substrato. Comumente, os adesivos utilizados em Medicina Dentária podem envolver várias interfaces e diversos substratos, abrangendo desde esmalte ou dentina, a compósito ou amálgama (Marshall, Bayne, Baier, Tomsia, & Marshall, 2010; Perdigão *et al.*, 2013).

Para explicar o mecanismo de adesão das resinas às estruturas dentárias destacam-se quatro teorias: a teoria mecânica, a teoria da adsorção, a teoria da difusão e a teoria eletrostática. A base da teoria mecânica diz que a união do adesivo ao substrato ocorre por intermédio das porosidades e irregularidades existentes neste último. A teoria da adsorção afirma que a adesão é conseguida através de ligações químicas. Quanto à teoria da difusão a adesão é promovida pela difusão de segmentos das cadeias de polímeros. Por outro lado, a teoria electrostática tem como fundamento a formação de uma dupla camada elétrica entre o metal e o polímero, contribuindo assim, para a força de ligação (Perdigão *et al.*, 2013).

3.1. Adesão à dentina

O fundamento basilar do mecanismo de adesão quer à dentina quer ao esmalte, assenta na substituição de material inorgânico por monómeros de resina que impregnam as microporosidades criadas e ligam-se mecanicamente após a sua polimerização (Cardoso *et al.*, 2011; Miyazaki *et al.*, 2012).

Comparativamente com o esmalte, a dentina apresenta características que ainda tornam difícil e imprevisível a adesão (Cardoso *et al.*, 2011; A. Sezinando, Perdigão, & Regalheiro, 2012).

A dentina é um tecido intimamente ligado à polpa através de numerosos túbulos preenchidos por fluído dentinário. Perante uma pressão externa constante durante a exposição de dentina, por exemplo: a remoção de tecido cariado, o fluido dentinário tende a movimentar-se para a superfície exposta tornando-a húmida e, portanto, hidrofílica (Cardoso *et al.*, 2011).

Outro dos fatores de realce na adesão à dentina é a preparação cavitária. Durante a instrumentação da cavidade libertam-se detritos orgânicos e inorgânicos que tendem a acumular-se formando a chamada camada de detritos ou *smear layer*, que se dispõe à entrada dos túbulos dentinários (*smear plugs*) (Perdigão, 2007; Sanabe, Jacques, Ricci, Costa, & Hebling, 2009).

Desta forma, existem duas estratégias possíveis ora se remove a *smear layer* através de agentes ácidos ora esta é incorporada por forma a potenciar a sua força coesiva. A diferença entre as duas abordagens é a realização de condicionamento ácido (habitualmente com gel de ácido fosfórico 30%-37.5%) (Anusavice, Shen, & Rawls, 2013; Breschi *et al.*, 2007).

3.2. Camada Híbrida

Por forma a melhorar a adesão e a interface dente-restauração, introduziu-se o uso de monómeros adesivos com características hidrofílicas e hidrofóbicas. Compatibilizando

os adesivos quer com a natureza hidrofílica da dentina quer com os monómeros hidrofóbicos presentes nas resinas das restaurações (Vaidyanathan & Vaidyanathan, 2009). Assim, de um modo geral, os adesivos são maioritariamente compostos por dimetacrilatos hidrofóbicos como o bis-GMA, TEGMA, UDMA e uma pequena parte por monómeros hidrofílicos como o HEMA (Anusavice *et al.*, 2013; Miyazaki *et al.*, 2012).

A incorporação de *primer* e da resina adesiva nas malhas de colagénio da dentina condicionada promove uma adesão micromecânica muito importante no mecanismo adesivo (Perdigão, 2010). Surge assim, a teoria da hibridação baseando-se na impregnação dos monómeros resinosos na rede de colagénio desmineralizada e da sua polimerização formado os *resin tags* (David H Pashley *et al.*, 2010; Perdigão, 2010; Vaidyanathan & Vaidyanathan, 2009).

A dentina possui capacidade de controlar o condicionamento ácido sobre ela, contudo, tem-se demonstrado que a sua desmineralização é superior à capacidade de infiltração dos monómeros resinosos. Assim, a interface dente-restauração torna-se mais sensível a fatores de degradação, sejam estes físicos, como forças oclusais; ou químicos, como a presença de fluido dentinário, saliva ou produtos libertos por ação bacteriana. A camada híbrida é a conjugação da matriz orgânica, cristais residuais de hidroxiapatite, monómeros de resina e solventes, pelo que o envelhecimento pode afetar cada um destes componentes de forma independente ou sinérgica (Breschi *et al.*, 2007; Sanabe *et al.*, 2009).

4. Descrição de sistemas adesivos

Perante uma vasta variedade de fórmulas e apresentação dos sistemas adesivos, surge a necessidade de os classificar. Existem 3 formas distintas de classificação: pelo tratamento da *smear layer*, pelo número de passos clínicos (Figura 2) e pela geração a que pertencem (Coelho, Canta, Martins, Oliveira, & Marques, 2012).

No que respeita à classificação segundo o tratamento da *smear layer* duas classificações são possíveis. O primeiro grupo designado de *etch-and-rinse*, utiliza o condicionamento ácido como um passo isolado do restante sistema adesivo promovendo a remoção da *smear layer* após a sua lavagem. No segundo grupo insere-se a classificação de *self-etch*, cuja a ação é mediada pelos seus monómeros acídicos que permitem a sua infiltração pelo

smear layer e a modificação deste (Breschi *et al.*, 2007; Coelho *et al.*, 2012; Fróis, Barragán, Chasqueira, & Portugal, 2012; Van Meerbeek *et al.*, 2010).









Adhesive system	Etch & Rinse system		Self-etching system	
	Three steps	Two steps	Two steps	Single step
Etching				
Priming				
Bonding				

Figura 2 - Classificação dos sistemas adesivos conforme o numero de etapas clínicas (Miyazaki *et al.*, 2012)

4.1. Sistemas adesivos *Etch-and-rinse*

Neste tipo de estratégia adesiva o substrato dentário é exposto ao condicionamento ácido numa etapa isolada à aplicação do *primer* e do adesivo. A *smear layer* é então totalmente removida durante a lavagem do ácido da superfície dentária. A aplicação destes adesivos pode dar-se em duas ou três etapas. A estratégia de duas etapas surge com o intuito de simplificar a técnica, no entanto, a de três etapas continua a apresentar melhores resultados (Carvalho *et al.*, 2012; Perdigão, 2010).

Numa primeira fase, o condicionamento ácido e a sua posterior lavagem promove a desmineralização da dentina a uma profundidade de cerca de 3 a 5 μm , permitindo a exposição de uma rede de colagénio porosa. Este passo favorece também a diminuição de energia de superfície. A sua porosidade é mantida devido à presença de moléculas de água nos espaços interfibrilares (Carvalho *et al.*, 2012; Miyazaki *et al.*, 2012; Perdigão *et al.*, 2013).

O passo seguinte consiste na aplicação de *primer*, este é constituído por monómeros hidrofílicos dissolvidos em acetona, álcool ou água. O *primer* tem a capacidade de deslocar as moléculas de água presentes na dentina e impregnar os espaços interfibrilares

com os seus monómeros, induzindo um aumento das forças de resistência adesiva. Por outro lado, tem também a capacidade de aumentar a energia de superfície da dentina (Cardoso *et al.*, 2011; Carvalho *et al.*, 2012; Perdigão *et al.*, 2013).

A terceira etapa compreende a aplicação do adesivo sobre o *primer*. Este pode ter na sua composição monómeros hidrofóbicos como o Bis-GMA frequentemente combinado com moléculas hidrofílicas como o HEMA (Perdigão *et al.*, 2013).

A estratégia de adesão *etch-and-rinse* apresenta-se como a mais fiável e estável. Contudo, é uma técnica adesiva sensível. O controlo da presença de água durante o processo é difícil e minucioso. Por um lado, se a dentina se encontra demasiado seca, acontece o colapso das fibras de colagénio impedindo a infiltração dos espaços interfibrilares por parte dos monómeros presentes no *primer*. Por outro lado, a excessiva hidratação da dentina promove uma fase de separação entre os componentes hidrofílicos e hidrofóbicos do adesivo conduzindo à presença de bolhas na interface resina-dentina. E ainda uma conversão incompleta do monómero que se traduz na diminuição das propriedades mecânicas da camada adesiva (Cardoso *et al.*, 2011).

4.2. Sistemas adesivos *Self-etch*

Este tipo de sistemas adesivos difere do descrito anteriormente por não possuir uma etapa de condicionamento ácido, pois possuem monómeros acídicos que em simultâneo promovem a o condicionamento e a estabilização do substrato. Por sua vez, este tipo de estratégia permite reduzir o tempo de aplicação, diminuir a sensibilidade pós-operatória e contornar alguns erros técnicos quanto ao grau de hidratação da dentina (Coelho *et al.*, 2012; A. Sezinando *et al.*, 2012; Van Meerbeek *et al.*, 2010).

A base destes sistemas adesivos assenta na capacidade de monómeros acídicos dissolvidos numa solução aquosa, incorporarem e infiltrarem através da camada de detritos (A. Sezinando *et al.*, 2012). Neste tipo de sistemas adesivos, a camada híbrida é composta por duas regiões diferentes. A camada mais superior diz respeito a uma *smear layer* hibridizada, onde se verifica infiltração da resina. A camada inferior é constituída pela interação da resina com a dentina intertubular subjacente à *smear layer* dando origem a uma região de *smear plugs* hibridizados (Van Meerbeek *et al.*, 2003). Desta forma, em

termos teóricos, uma vez que os processos de hibridação e desmineralização ocorrem simultaneamente e em igual profundidade, não existe a possibilidade da presença de espaços vazios na sua interface adesiva (Coelho *et al.*, 2012). No entanto, a interação entre *smear layer* e o sistema adesivo *self-etch* pode ser afetada pelo tipo de preparação cavitária que influencia a camada de detritos podendo torna-la mais densa e conseqüentemente provocar um efeito tampão sobre os monómeros acídicos (Cardoso *et al.*, 2011).

Este tipo de estratégia adesiva possui como principal desvantagem a sua natureza química altamente hidrofílica, uma vez que, possuem maior quantidade de HEMA que os convencionais sistemas adesivos e uma percentagem elevada de água como solvente. A água enquanto solvente vai permitir que possa ocorrer ionização dos monómeros acídicos. Por outro lado, a sua composição hidrofílica cria uma maior apetência para atrair moléculas de água tornando-se mais suscetível à hidrólise (Coelho *et al.*, 2012).

A classificação dos sistemas adesivos *self-etch* pode ser feita segundo a sua acidez em:

- Fortes quando o seu $\text{pH} \leq 1$, o que permite uma interação em profundidade de cerca de micrómetros quer em esmalte quer em dentina;
- Fortes intermédios ou moderados cujo o seu pH varia entre 1 e 2 promovendo uma interação à profundidade de 1-2 μm ;
- Suaves cujo o pH é aproximadamente 2 o que permite uma interação em profundidade de 1 μm ;
- Ultra suaves com um $\text{pH} > 2.5$ o que possibilita uma interação em profundidade de nanómetros (Ana Sezinando, 2014).

5. Testes de microtração

A norma ISO/TS 11405 de 2015 pretende padronizar o modo como são realizados os testes de resistência de união, testes de medição de falhas marginais em restaurações, testes de micro e nanoinfiltração e testes clínicos.

Desta forma, para o teste de microtração realizado no presente estudo, os dentes a utilizar devem ser molares humanos dos 16 aos 40 anos, livres de cárie e de preferência sem

restaurações. O período máximo de armazenamento não pode exceder 6 meses após extração. As condições de armazenamento exigem que o dente seja lavado com água para remover todos os vestígios de sangue e a utilização de instrumentos afiados de uso clínico para eliminação de tecidos aderidos. Após o descrito, devem ser colocados em água destilada 4°C ou em cloramina tri-hidratada por um período não superior a uma semana.

Atualmente, verifica-se a utilização do teste de microtração por forma a avaliar a resistência adesiva dos sistemas adesivos (Perdigão *et al.*, 2013). Obtêm-se várias amostras a partir de um único dente, com cerca de 1mm² ou menos de área de superfície adesiva (Van Meerbeek *et al.*, 2010).

Sano e colaboradores (1994), demonstraram num estudo, a relação inversamente proporcional da área adesiva com a resistência de união. A interpretação dos resultados deste estudo baseou-se na teoria de Griffith, a qual defende que a resistência coesiva de corpos sólidos diminui com o aumento do volume e da área de secção transversal. Este fenómeno ocorre, pois, espécimes de dimensões maiores contêm mais defeitos estruturais que os de tamanho reduzido. A interface adesiva não é totalmente homogénea devido a variações decorrentes do próprio procedimento de aplicação do sistema adesivo que podem levar à presença de irregularidades ou bolhas de ar. Desta forma, a menor resistência adesiva encontrada em áreas adesivas maiores deve-se a uma maior quantidade de defeitos presentes, tanto na interface como nos substratos (Garcia, Fernanda Cristina Pimentel, D'Alpino, Paulo Henrique Perlatti, Terada, Raquel Sano Suga, Carvalho, 2002; Sano *et al.*, 1994).

Várias são as vantagens obtidas desta metodologia quando comparada com outras. Desta forma:

Permite a utilização de um maior número de amostras obtidas de apenas um dente;

Permite testar diferentes substratos de significado clínico como dentina cariada, dentina esclerótica e esmalte;

A distribuição das forças aplicadas ocorre na interface adesiva (Perdigão *et al.*, 2013).

II. OBJETIVO

Estudar a influência da variação de pressão atmosférica conjugada com a presença de um meio hipertônico de água salgada na adesão à dentina de sistemas *etch-and-rinse* e *self-etch*, avaliando se a exposição a estes fatores conduz a fenômenos de barotrauma dentário em dentes restaurados.

III. HIPÓTESES DE ESTUDO

Hipótese nula:

Não existe influência da variação da pressão atmosférica num meio hipertônico de água salgada na adesão à dentina dos sistemas *etch-and-rinse* e *self-etch*.

O fator pressão atmosférica em conjugação com um meio hipertônico não leva a fenômenos de barotrauma dentário em dentes restaurados com sistemas adesivos *etch-and-rinse* e *self-etch*.

Hipótese alternativa:

Existe influência da variação da pressão atmosférica num meio hipertônico de água salgada na adesão à dentina dos sistemas *etch-and-rinse* e *self-etch*.

O fator pressão atmosférica em conjugação com um meio hipertônico leva a fenômenos de barotrauma dentário em dentes restaurados com sistemas adesivos *etch-and-rinse* e *self-etch*.

Influência da variação da pressão atmosférica num meio hipertónico de água salgada na adesão à dentina de sistemas etch-and-rinse e self-etch

IV. MATERIAIS E MÉTODOS

No presente estudo foram utilizados trinta e dois molares livres de cárie e restaurações, recentemente extraídos por motivos terapêuticos. Removeu-se todo o tecido orgânico existente em cada um dos dentes, após respetiva extração, tendo sido os mesmos armazenados numa solução de Cloramina trihidratada a 0,5% por um período de tempo não superior a uma semana e posteriormente guardados em água destilada a uma temperatura de 4°C. (NORMA ISO 11405). Estes foram distribuídos aleatoriamente em quatro grupos de oito dentes cada (n=8), de acordo com o sistema adesivo utilizado (Optibond FL, Optibond Solo Plus, Optibond XTR, Optibond All in One). Cada um destes grupos foi dividido em quatro subgrupos constituídos por igual número de dentes, consoante o tipo de envelhecimento ao qual foi exposto (grupo controlo, 10000 ciclos de fadiga térmica, 30 ciclos de pressão atmosférica em água destilada e 30 ciclos de pressão atmosférica em água salgada) (Tabela 1).

Grupo I (FL)

FL1. Optibond FL (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 3 etapas (grupo controlo), n =2;

FL2. Optibond FL (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 3 etapas, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C), n=2;

FL3. Optibond FL (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 3 etapas, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C) e a pressão atmosférica num meio de água destilada (30 ciclos de pressão, variando de 0 a 3 atmosferas). A pressão máxima é atingida em 3 minutos e mantida por 3 minutos. A descompressão ocorre em 3 minutos, n=2;

FL4. Optibond FL (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 3 etapas, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C) e a pressão atmosférica num meio de água salgada (30 ciclos de pressão, variando de 0 a 3

atmosferas. A pressão máxima é atingida em 3 minutos e mantida por 3 minutos. A descompressão ocorre em 3 minutos), n=2;

Grupo II (SP)

SP1. Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 2 etapas (grupo controlo), n =2;

SP2. Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 2 etapas, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C), n=2;

SP3. Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 2 etapas, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C) e a pressão atmosférica num meio de água destilada (30 ciclos de pressão, variando de 0 a 3 atmosferas). A pressão máxima é atingida em 3 minutos e mantida por 3 minutos. A descompressão ocorre em 3 minutos, n=2;

SP4. Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 2 etapas, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C) e a pressão atmosférica num meio de água salgada (30 ciclos de pressão, variando de 0 a 3 atmosferas). A pressão máxima é atingida em 3 minutos e mantida por 3 minutos. A descompressão ocorre em 3 minutos), n=2;

Grupo III (XTR)

XTR1. Optibond XTR (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 2 etapas (grupo controlo), n =2;

XTR2. Optibond XTR (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 2 etapas, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C), n=2;

XTR3. Optibond XTR (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 2 etapas, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C) e a pressão atmosférica num meio de água destilada (30 ciclos de pressão, variando de 0 a 3 atmosferas). A pressão máxima é atingida em 3 minutos e mantida por 3 minutos. A descompressão ocorre em 3 minutos, n=2;

XTR4. Optibond XTR (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 2 etapas, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C) e a pressão atmosférica num meio de água salgada (30 ciclos de pressão, variando de 0 a 3 atmosferas. A pressão máxima é atingida em 3 minutos e mantida por 3 minutos. A descompressão ocorre em 3 minutos), n=2;

Grupo IV (AiO)

AiO1. Optibond All-In-One (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 1 etapa (grupo controlo), n =2;

AiO2. Optibond All-In-One (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 1 etapa, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C), n=2;

AiO3. Optibond All-In-One (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 1 etapa, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C) e a pressão atmosférica num meio de água destilada (30 ciclos de pressão, variando de 0 a 3 atmosferas). A pressão máxima é atingida em 3 minutos e mantida por 3 minutos. A descompressão ocorre em 3 minutos, n=2;

AiO4. Optibond All-In-One (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 1 etapa, submetido a fadiga térmica (10000 ciclos em banhos de 30 segundos de 5°-55°C± 2°C) e a pressão atmosférica num meio de água salgada (30 ciclos de pressão, variando de 0 a 3 atmosferas. A pressão máxima é atingida em 3 minutos e mantida por 3 minutos. A descompressão ocorre em 3 minutos), n=2;

Tabela 2 – Divisão dos grupos de acordo com os procedimentos de stress

	Controlo	TC	TC + Pressão em água destilada	TC + Pressão em água salgada
Grupo I (FL)	FL1	FL2	FL3	FL4
Grupo II (SP)	SP1	SP2	SP3	SP4
Grupo III (XTR)	XTR1	XTR2	XTR3	XTR4
Grupo IV (AiO)	AiO1	AiO2	AiO3	AiO4

A remoção de todos os restos orgânicos foi realizada por intermédio de uma cureta cirúrgica. Em seguida cada dente foi colado a um suporte acrílico com cera colante e seccionado com uma lâmina diamantada de um micrótomo de tecidos duros, a baixa rotação e irrigado com água (Accutom-50, Stuers A/S, Ballerup, Denmark) (Figura 3 e 4). As secções foram realizadas em duas zonas distintas, 2mm abaixo da zona amelo-cementária de forma a remover as raízes e 2mm abaixo da face oclusal, removendo as cúspides e expondo-se a dentina média. Após a remoção das raízes, o tecido orgânico da câmara pulpar foi limpo e esta foi isolada com cola de cianoacrilato. Todos os cortes foram realizados perpendicularmente ao longo eixo do dente.

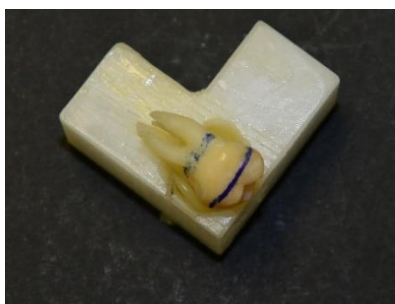


Figura 3 - Dente colado com cera colante no dispositivo de acrílico

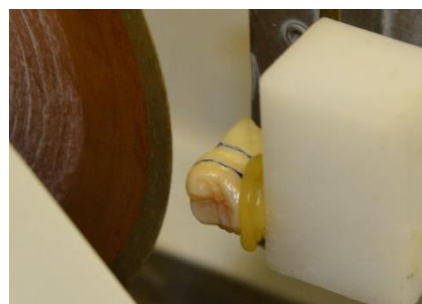


Figura 4 -Secção do dente com o micrótomo

Procedeu-se ao polimento da dentina através de um disco de lixa de SiC de granulação de 600 (Buehler, Lake Bluff, IL, USA) por um período de 60 segundos sob água corrente, numa máquina polidora (LaboPol-4, Struers, A/S, Ballerup, Denmark) com o intuito de criar *smear layer*.



Figura 5 - Máquina Polidora

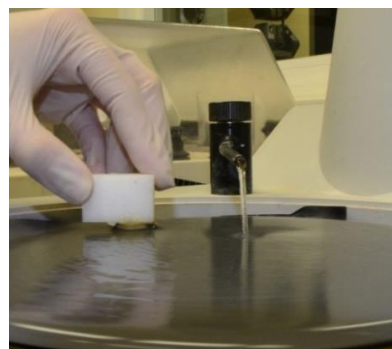


Figura 6 - Formação de smear layer com lixa SiC de grão 600

Grupo I (FL) - Optibond FL (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 3 etapas



Figura 7 - Sistema adesivo Optibond FL (Kerr Corporation ®)

No presente grupo, as restaurações efetuadas na dentina média foram realizadas com o adesivo Optibond FL segundo as indicações do fabricante.

Procedeu-se ao ataque ácido à face oclusal do dente com ácido fosfórico a uma concentração de 37,5% durante 15 segundos, conforme indicações do fabricante. Prosseguiu-se a lavagem do ácido com água abundante durante cerca de 15 segundos e a secagem da dentina tendo a preocupação de a não desidratar.

Aplicou-se o *primer* (frasco 1) durante 15 segundos utilizando um *microbrush* descartável, seguidamente secou-se utilizando um sopro de ar leve sobre o líquido durante 5 segundos. Posteriormente, realizou-se a aplicação do adesivo (frasco 2), secou-se suavemente por forma a espalhar homogeneamente o adesivo e evaporar o solvente, durante 5 segundos. Por fim, com intermédio do fotopolimerizador Optilux 501 (Kerr, Middleton, USA) com intensidade de 600 mW/cm², fotopolimerizou-se durante 10 segundos. As restaurações dentárias foram realizadas com resina composta Filtek Z250 (3M ESPE, St Paul, MN, USA), cor A2, em 3 incrementos de 2mm fotopolimerizados durante 20 segundos após aplicação de cada incremento, utilizando o fotopolimerizador anteriormente referido. O processo de fotopolimerização foi controlado por meio de um radiómetro que garantiu que o fotopolimerizador manteve uma intensidade de 600 mW/cm².

Grupo II (SP) - Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *etch-and-rinse* de 2 etapas



Figura 8 - Sistema adesivo Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®)

No presente grupo, as restaurações na dentina média foram efetuadas com o adesivo Optibond Solo Plus segundo as indicações do fabricante.

Realizou-se o ataque ácido à face oclusal do dente, com ácido fosfórico a uma concentração de 37,5% de igual forma descrita no grupo anterior Grupo 1 - FL.

Procedeu-se à aplicação do adesivo Optibond Solo Plus (Kerr Corporation®) durante 15 segundos por meio de um *microbrush* descartável em seguida secou-se levemente por 3 segundos. Seguidamente fotopolimerizou-se por 10 segundos. Prosseguiu-se com a restauração dos dentes pelo processo anteriormente referido no Grupo 1 - FL.

Grupo III (XTR) - Optibond XTR (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 2 etapas



Figura 9 - Sistema adesivo Optibond XTR (Kerr Corporation®)

No presente grupo, as restaurações na dentina média foram efetuadas com o adesivo Optibond XTR segundo as indicações do fabricante.

No caso deste adesivo, por se tratar de um sistema *self-etch* o condicionamento ácido não se aplica. Como tal, fez-se a aplicação do *primer* (frasco 1) durante 20 segundos,

seguindo-se a secagem por meio de um leve sopro de ar durante 5 segundos. Prosseguiu-se com a aplicação do adesivo (frasco 2) durante 15 segundos aplicando, seguidamente, um leve sopro de ar durante 5 segundos com o intuito de o espalhar homogeneamente e secar o solvente. Procedeu-se a fotopolimerização durante 10 segundos. Por fim, realizou-se a restauração dos dentes por meio do processo descrito anteriormente no Grupo 1 FL.

Grupo IV (AiO) - Optibond All-In-One (Kerr Corporation®), aplicado pela técnica *self-etch* de 1 etapa



Figura 10 - Sistema adesivo Optibond All-In-One (Kerr Corporation®)

No presente grupo, as restaurações na dentina média foram efetuadas com o adesivo Optibond All-In-One segundo as indicações do fabricante.

Tal como o Grupo III – XTR, o adesivo Optibond All-In-One (Kerr Corporation®) trata-se de um sistema *self-etch*, pelo que mais uma vez o condicionamento ácido não se aplica. Desta forma, aplicou-se o adesivo em duas camadas durante 20 segundos cada. Prosseguiu-se com a secagem por meio de um leve sopro de ar durante 5 segundos por forma a distribuir o mesmo numa camada homogénea e evaporar o solvente. Seguiu-se a fotopolimerização por 10 segundos e a realização da restauração dos dentes pelo procedimento enunciado no Grupo 1 FL.

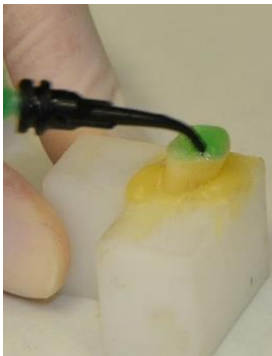


Figura 11 - Condicionamento ácido com ácido fosfórico a 37,5%

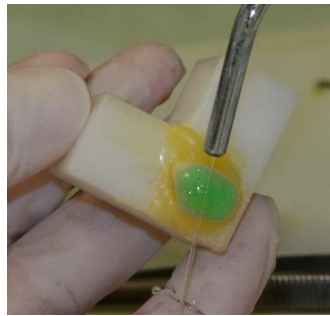


Figura 12 - Lavagem do ácido

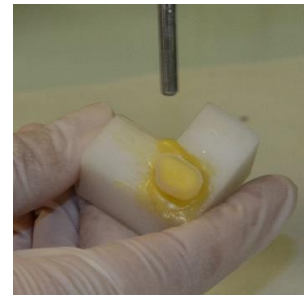


Figura 13 - Secagem da superfície dentária com suave fluxo de ar

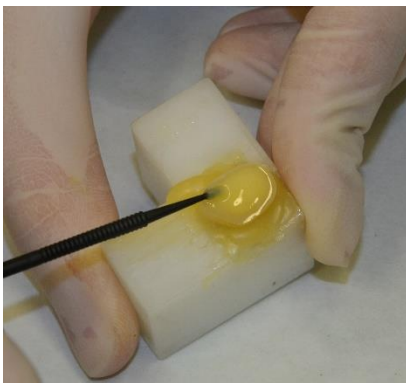


Figura 14 - Aplicação de adesivo

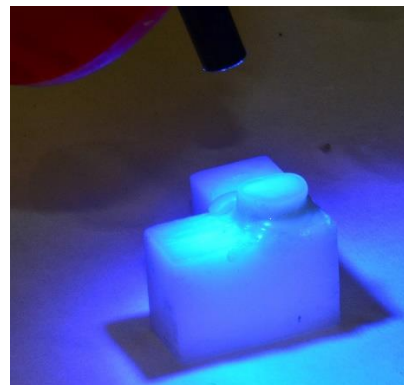


Figura 15 - Fotopolimerização do adesivo

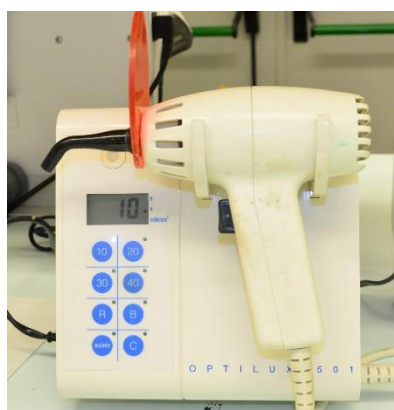


Figura 16 - Fotopolimerizador Optilux 501

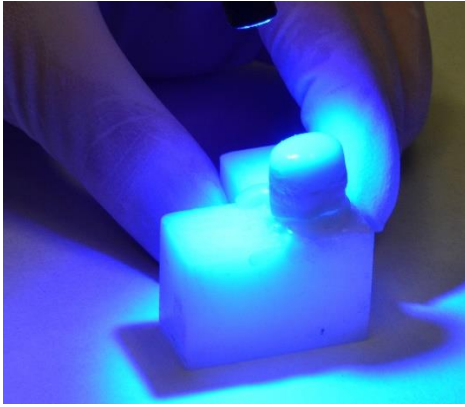


Figura 17 - Fotopolimerização da resina composta

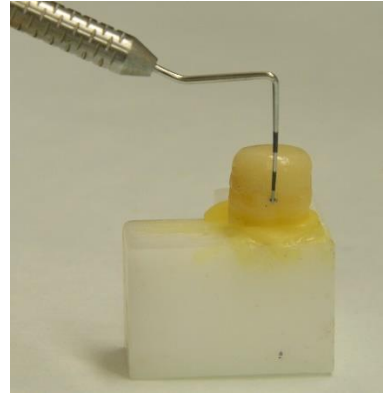


Figura 18 - Medição da altura da restauração

Todos os dentes foram armazenados, durante 24 horas, numa estufa à temperatura de 37° C em água destilada.



Figura 19 - Estufa

Os dentes que compõem os subgrupos FL2; FL3; FL4; SP2; SP3; SP4; XTR2; XTR3; XTR4; AiO2; AiO3 e AiO4 foram sujeitos a processos de *stress*, enquanto os subgrupos FL1; SP1; XTR1 e AiO1 foram apenas submetidos à avaliação da resistência à microtração (Tabela 1).



Figura 20 - Máquina de termociclagem



Figura 21 - Painel de pressão

Para a realização dos testes de microtração foi necessário transformar os dentes em palitos com uma secção transversal de $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$. Estes foram obtidos através da secção das amostras na direção X e Y, por meio de uma lâmina diamantada a baixa velocidade com irrigação de água destilada (Accutom-50, Stuers A/S, Ballerup, Denmark). O corte dos dentes em palitos foi realizado após os procedimentos de *stress*.



Figura 22 - Micrótopo de tecidos duros

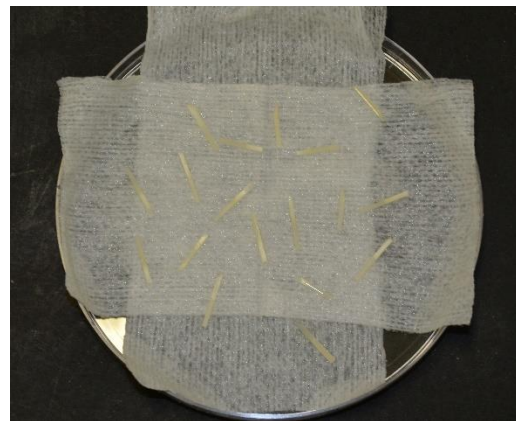


Figura 23 - Palitos de dentina e resina

Cada uma das amostras foi então, fixada a um *jig* de aço inoxidável de Geraldí com intermédio de cola de cianoacrilato (Zapit, Dental Ventures of America, Corona, CA, USA). Sujeitaram-se os palitos a tensão até ocorrer fratura, a uma velocidade de

1mm/min, numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS, Tokyo, Japan).



Figura 24 - Palito no *jig* de microtração

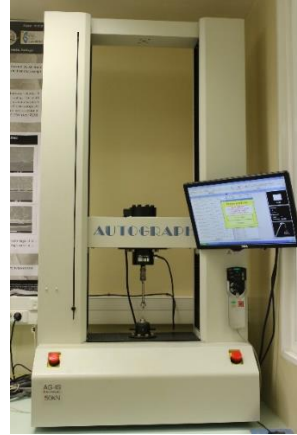


Figura 25 - Máquina de testes universal

Procedeu-se então à medição dos fragmentos obtidos após os testes de microtração, com recurso a uma craveira digital (Storm Digital Caliper CDC/N 0-150mm, Pontoglio, BS, Italy) possibilitando o cálculo da área aderida em mm². Conhecer a área aderida e o valor da força (kN) necessária para fraturar os palitos, permitiu o cálculo das forças de microtração em MPa. Avaliou-se o tipo de fratura de cada palito através do microscópio óptico (Leica MZ6, Leica Microsystems AG, Heerbrugg, Switzerland) de ampliação de 20x. Estas foram por fim, classificadas conforme o local onde ocorreram (Tabela 3).

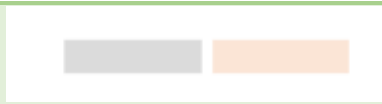


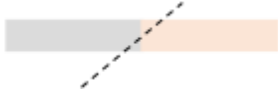


Figura 26 - Craveira digital



Figura 27 - Microscópio óptico

Tabela 3 - Classificação das fraturas conforme o local onde ocorrem

Tipo de Fratura	Local
Adesiva	 Ocorre na interface adesivo-dentina
Coesiva em dentina	 Ocorre somente em dentina
Coesiva em resina	 Ocorre somente em resina composta
Mista	 Ocorre na interface adesiva e inclui dentina ou resina

V. RESULTADOS

A análise estatística foi efetuada com o SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 23.0 para o Windows. Os resultados foram analisados com recurso a metodologia de análise inferencial. A seguinte comparação de valores médios foi realizada através do teste ANOVA com correção Brown-Forsythe e teste Post-Hoc de Tamhane. Foi considerado o nível de significância de 5% ($p < 0.05$).

Tabela 4 - Médias da resistência adesiva em MPa (1-4 grupos controlo; 5-8 grupos de termociclagem; 9-12 grupos de termociclagem + pressão em água destilada; 13-16 grupos de termociclagem + pressão em água salgada. N – número de amostras; M- média; Dp- desvio padrão)

	N	M	Dp	P*
1	41	29,37	14,28	p<0,001
2	52	35,35	20,51	
3	52	31,11	18,03	
4	34	24,89	13,92	
5	48	33,9	15,85	
6	44	40,05	22,85	
7	49	27,11	16,9	
8	31	19,01	15,59	
9	57	40,82	26,32	
10	51	22,31	15,96	
11	50	27,52	22,82	
12	30	19,04	15,95	
13	55	22,86	14,14	
14	41	17,63	12,77	
15	47	26,27	13,91	
16	32	13,18	8,76	

* Teste ANOVA com correção Brown-Forsythe

1. Resistência adesiva segundo os diferentes sistemas adesivos

Os valores das médias da resistência adesiva em MPa, obtidas pelo sistema adesivo *etch-and-rinse* de 3 etapas Optibond FL (Kerr Corporation®), apresentam-se na Tabela 5 e no gráfico 1. Verificou-se que as forças mais altas pertencem ao grupo exposto a termociclagem e pressão atmosférica em meio de água destilada, no entanto, não existem diferenças significativas entre os quatro grupos.

Tabela 5 - Médias de resistência adesiva em MPa do sistema adesivo Optibond FL

Controlo		C. Térmica		C. Térmica + Pressão atmosférica em água destilada		C. Térmica + Pressão atmosférica em água salgada	
M	Dp	M	Dp	M	Dp	M	Dp
29,37	14,28	33,9	15,85	40,82	26,32	22,86	14,14

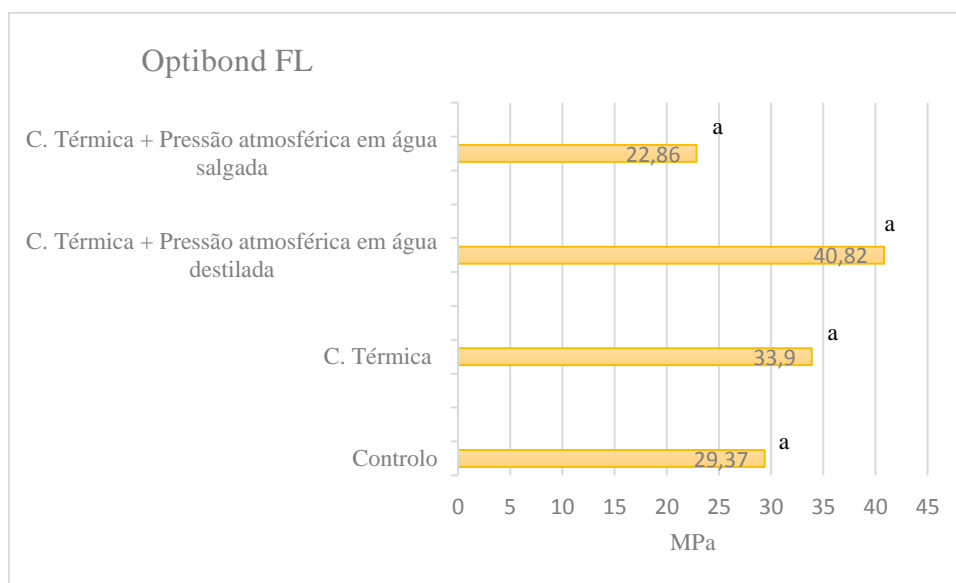


Gráfico 1 - Resistência adesiva conforme o tipo de fatiga no sistema adesivo Optibond FL (letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas)

Os valores das médias da resistência adesiva em MPa, obtidas pelo sistema adesivo *etch-and-rinse* de 2 etapas Solo Plus (Kerr Corporation®), apresentam-se na Tabela 6 e no gráfico 2. Verificou-se que as forças mais altas dizem respeito ao grupo de termociclagem, apesar de não ser uma diferença significativa. No que diz respeito ao grupo de termociclagem e pressão atmosférica em meio de água salgada, este apresenta uma diferença significativa para os restantes grupos, visto existir uma diminuição de forças.

Tabela 6 - Médias de resistência adesiva em MPa dos sistema adesivo Optibond Solo Plus

Controlo		C. Térmica		C. Térmica + Pressão atmosférica em água destilada		C. Térmica + Pressão atmosférica em água salgada	
M	Dp	M	Dp	M	Dp	M	Dp
35,35	20,51	40,05	22,85	22,31	15,96	17,63	12,77

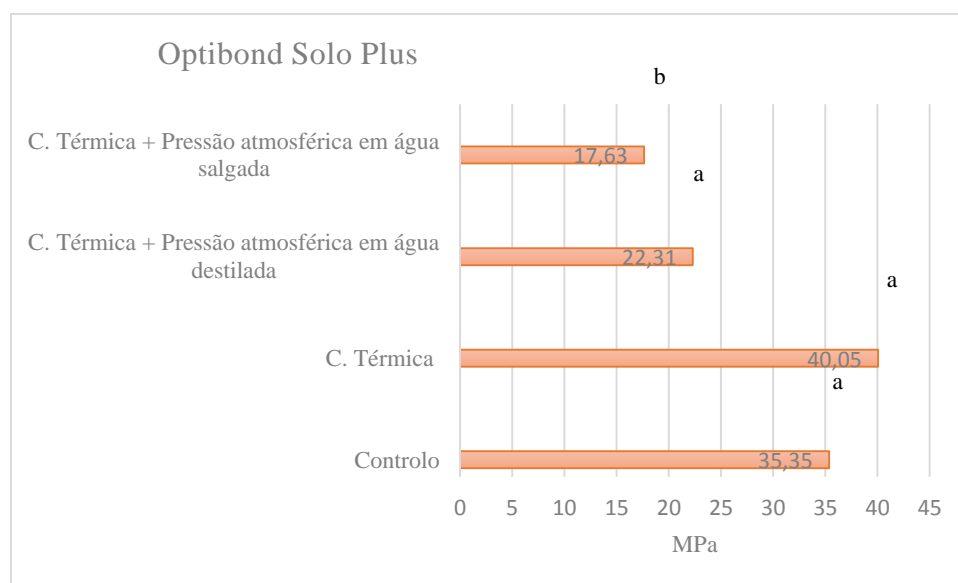


Gráfico 2 - Resistência adesiva conforme o tipo de fatiga no sistema adesivo Optibond Solo Plus (letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas)

Os valores das médias da resistência adesiva em MPa, obtidas pelo sistema adesivo *self-etch* de 2 etapas XTR (Kerr Corporation®), apresentam-se na Tabela 7 e no gráfico 3. Verificou-se que não existem diferenças significativas entre os vários grupos.

Tabela 7 - Médias de resistência adesiva em MPa do sistema adesivo Optibond XTR

Controlo		C. Térmica		C. Térmica + Pressão atmosférica em água destilada		C. Térmica + Pressão atmosférica em água salgada	
M	Dp	M	Dp	M	Dp	M	Dp
31,11	18,03	27,11	16,9	27,52	22,82	26,27	13,91

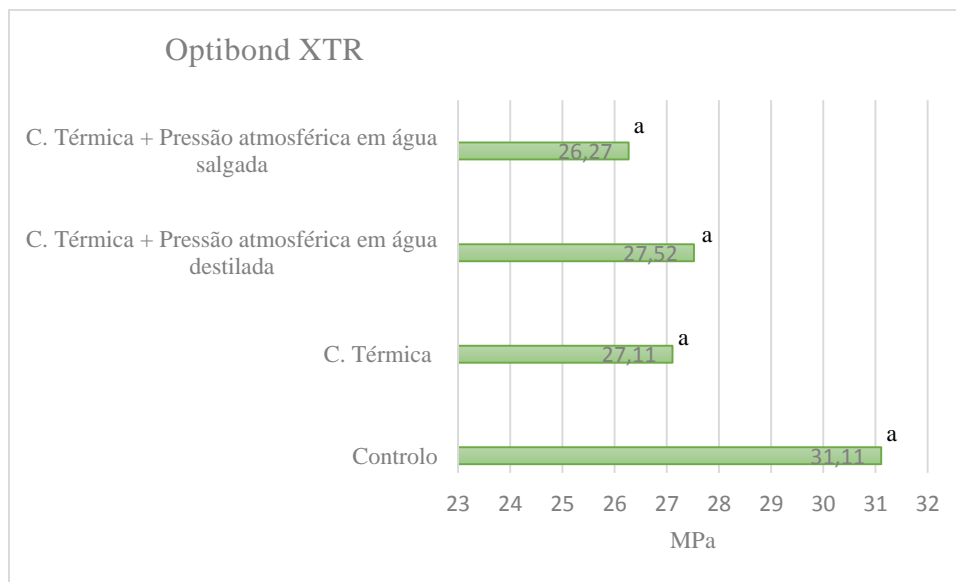


Gráfico 3 - Resistência adesiva conforme o tipo de fatiga no sistema adesivo Optibond XTR (letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas)

Os valores das médias da resistência adesiva em MPa, obtidas pelo sistema adesivo *self-etch* de 1 etapa All-In-One (Kerr Corporation®), apresentam-se na Tabela 8 e no gráfico 4. Verificou-se que as forças mais altas dizem respeito ao grupo de controlo, contudo, sem diferenças significativas. Quanto ao grupo de termociclagem e pressão atmosférica em meio de água salgada averiguou-se diferenças significativas quando comparado com os restantes grupos visto que as forças de microtração diminuíram.

Tabela 8 - Médias de resistência adesiva em MPa do sistema adesivo Optibond All-In-One

Controlo		C. Térmica		C. Térmica + Pressão atmosférica em água destilada		C. Térmica + Pressão atmosférica em água salgada	
M	Dp	M	Dp	M	Dp	M	Dp
24,89	13,92	19,01	15,59	19,04	15,95	13,18	8,76

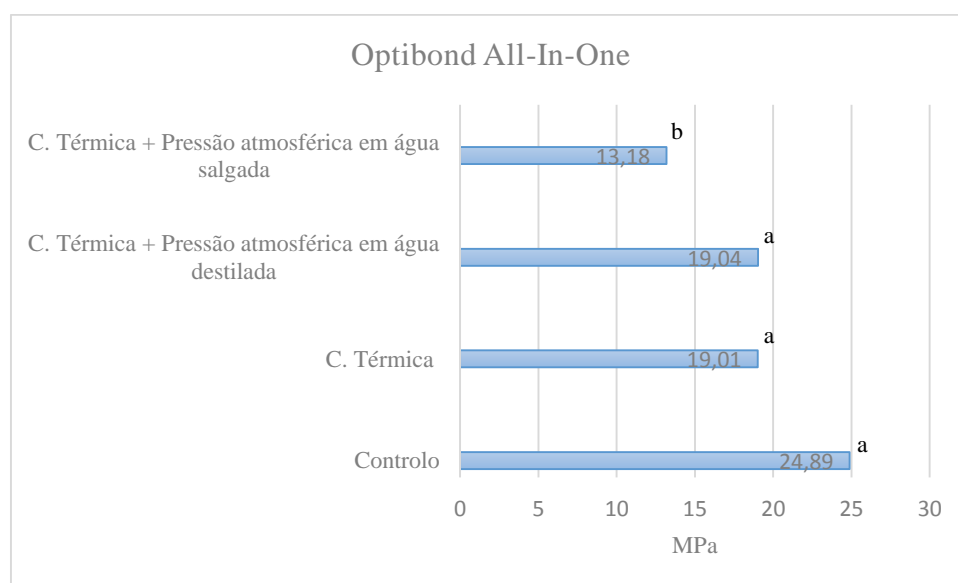


Gráfico 4 - Resistência adesiva conforme o tipo de fatiga no sistema adesivo Optibond All-In-One (letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas)

2. Comparação de acordo com a metodologia de fátiga

No gráfico 5 verificou-se que o adesivo Optibond XTR (Kerr Corporation®) apresenta um valor de resistência à microtração mais elevado, no entanto, não existem diferenças significativas entre os grupos.

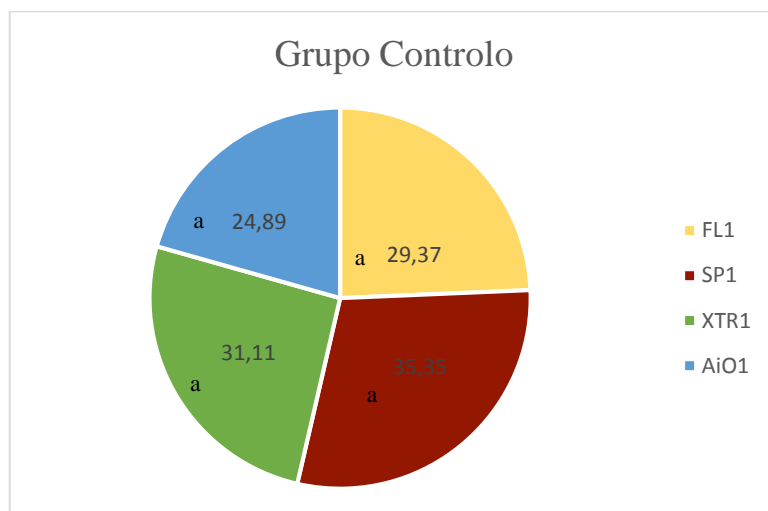


Gráfico 5 - Médias de resistência adesiva em MPa dos vários sistemas adesivos estudados (letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas)

No seguinte gráfico 6 verificou-se que as forças adesivas mais elevadas pertencem ao grupo SP2, contudo, observou-se apenas diferença significativa no grupo AiO2. Assim, o adesivo Optibond All-In-One (Kerr Corporation®) apresentou uma diminuição das forças adesivas após termociclagem.

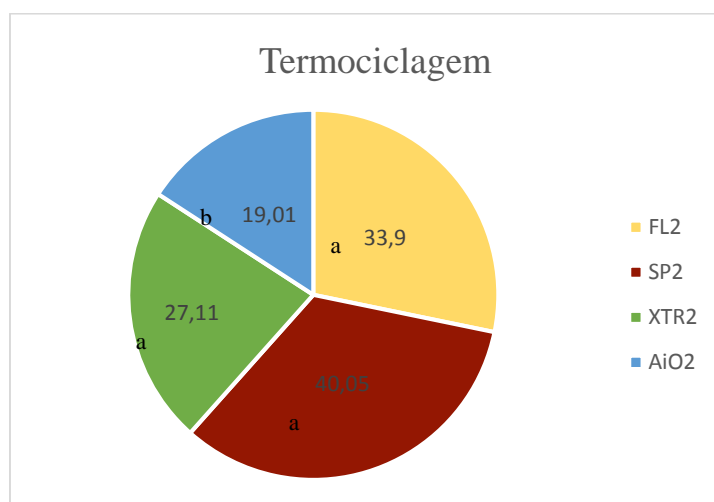


Gráfico 6 - Médias de resistência adesiva em MPa dos vários sistemas adesivos estudados (letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas)

No gráfico 7 verificaram-se diferenças significativas ao nível dos adesivos Optibond Solo Plus e Optibond All-In-One (Kerr Corporation®) que apresentaram menor resistência adesiva após termociclagem e pressão atmosférica em água salgada.

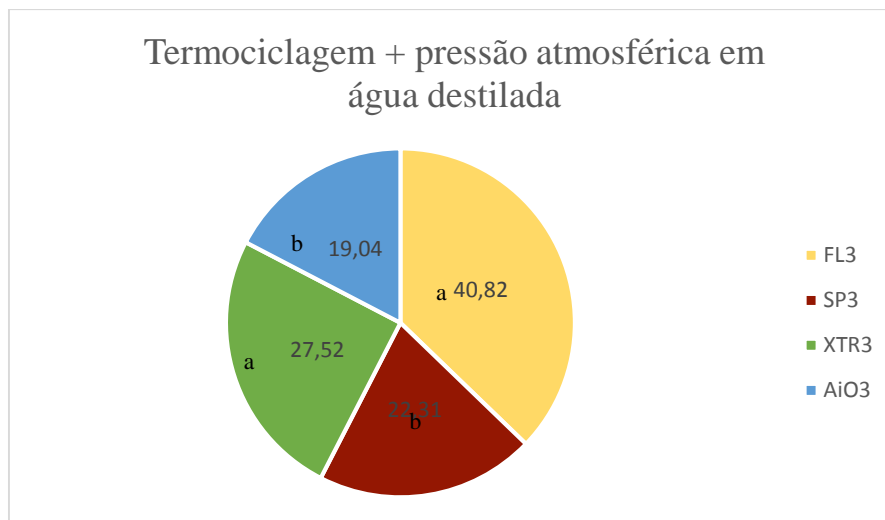


Gráfico 7 - Médias de resistência adesiva em MPa dos vários sistemas adesivos estudados (letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas)

No gráfico 8 verificou-se que o adesivo Optibond All-In-One quando exposto a termociclagem e pressão atmosférica em meio de água salgada diminuiu significativamente as suas forças adesivas quando comparado com os restantes adesivos testados.

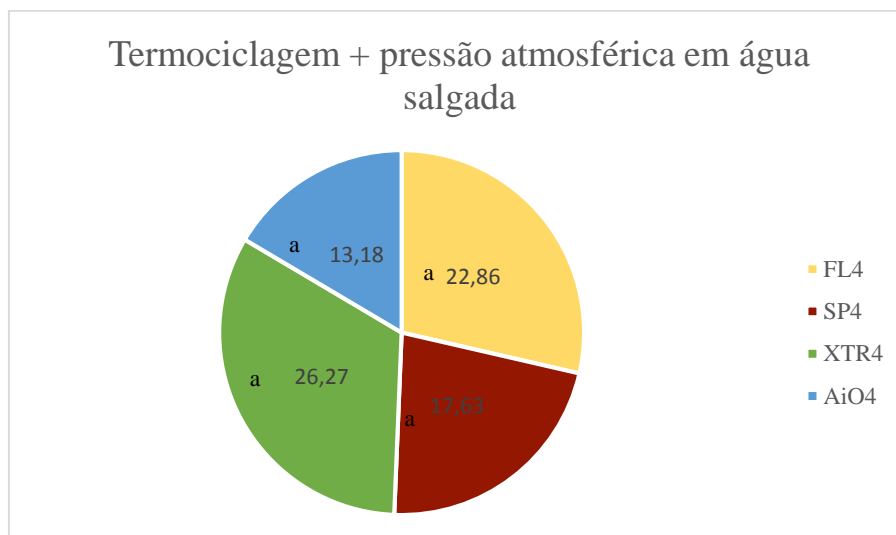


Gráfico 8 - Médias de resistência adesiva em MPa dos vários sistemas adesivos estudados (letras diferentes indicam diferenças estatísticas significativas)

3. Tipos de fratura nos vários grupos

No seguinte gráfico (9) expõem-se os resultados dos tipos de fratura estudadas na amostra. As fraturas adesivas são as mais predominantes, seguidas das fraturas coesivas de resina, em dentina e por último as fraturas mistas.

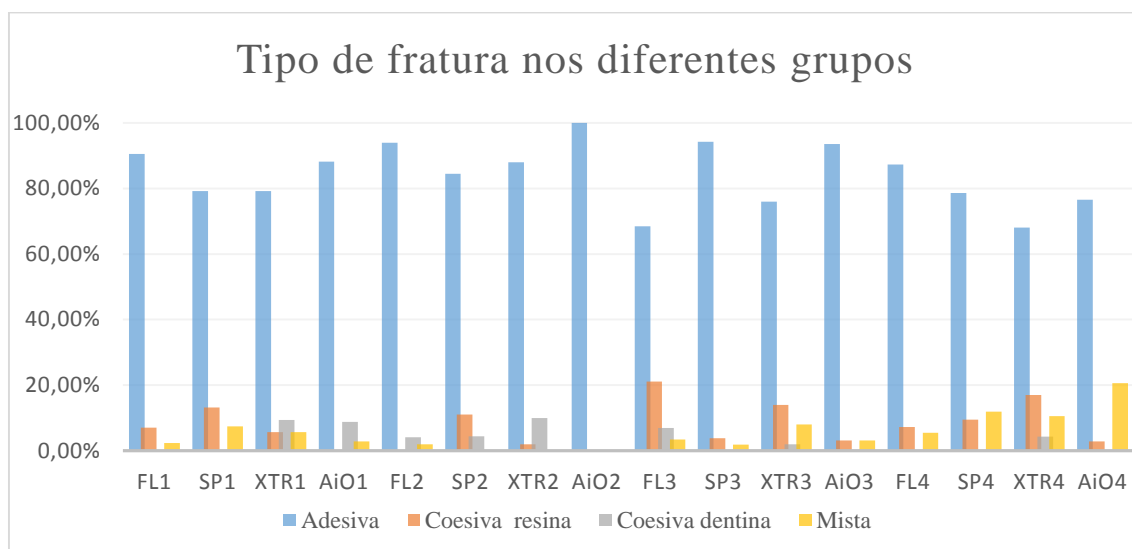


Gráfico 9 - Tipos de fratura (FL1-AiO1 grupos control; FL2 - AiO2 grupos de termociclagem; FL3 - AiO3 grupos de termociclagem + pressão em água destilada; FL4 - AiO4 grupos de termociclagem + pressão em água salgada)

VI. DISCUSSÃO

O corpo humano, quando exposto a alterações de pressão atmosférica, tende a adaptar-se por intermédio de algumas alterações fisiológicas (Costa, 2004). O barotrauma dentário é um exemplo de uma alteração adaptativa à variação da pressão atmosférica que pode ocorrer durante o mergulho, durante o voo ou ainda durante a terapia com oxigénio hiperbárico (Y Zadik, 2009a). Este fenómeno é uma alteração mecânica que se manifesta por intermédio de fraturas dentárias, fraturas de restaurações e redução da retenção das restaurações dentárias (Y. Zadik & Drucker, 2011; Y Zadik, 2009b).

Num estudo longitudinal realizado junto da marinha alemã, analisou-se a condição oral dos trabalhadores no início da sua atividade na marinha e ao fim de dez anos. mergulhadores, sujeitos a variações de pressão atmosférica (200 a 300 horas anuais de mergulho) e submarinistas, sujeitos a pressão atmosférica normal, constituíram a população alvo deste estudo. A primeira avaliação das referidas populações concluiu que à data de entrada na marinha, os mergulhadores possuíam melhores condições dentárias quando comparados com os submarinistas. Em contraste do que se verificou ao fim dos dez anos à altura da segunda avaliação. Desta forma, concluiu-se que a exposição a altos níveis de pressão atmosférica, levam a uma marcada deterioração dentária (Robichaud & E. McNally, 2005).

É possível encontrar na literatura diversos relatos de casos clínicos assentes no fenómeno do barotrauma dentário. Desta forma pretendeu-se com este estudo analisar a influência da variação da pressão atmosférica na adesão à dentina dos sistemas adesivos *etch-and-rinse* e *self-etch* por forma a concluir qual de entre os sistemas adesivos estudados, melhor se poderia adaptar às necessidades das populações expostas com maior frequência à variação de pressão atmosférica. A revisão bibliográfica realizada sobre o tema permitiu concluir que não existem publicações diretamente relacionadas com este.

Os sistemas adesivos *etch-and-rinse* de três passos continuam a demonstrar melhor desempenho clínico, pois revelam elevada resistência adesiva, à microtração, reduzida nanoinfiltração e um bom grau de conversão, sendo por isso considerados os *Gold Standard* (Loguercio *et al.*, 2014; Perdigão, 2010). Contudo, no presente estudo o sistema adesivo que apresentou melhor resistência adesiva quando exposto a termociclagem e pressão em meio hipertónico, foi o sistema adesivo *self-etch* de duas etapas. Resultado este que se encontra em conformidade com o observado nos últimos dez anos, quando se compara a performance clínica de sistemas adesivos *self-etch* com sistemas adesivos *etch-and-rinse*, em condições normais. Na literatura está descrito que o condicionamento ácido por intermédio de ácido fosfórico pode em realidade impedir a correta interação química entre monómeros e o tecido dentário duro, promovendo-se a exposição de fibras de colagénio que se tornam assim, suscetíveis à degradação hidrolítica e enzimática (Delbons B. *et al.*, 2015).

No que diz respeito aos resultados do grupo controlo do sistema adesivo Optibond FL, verificou-se um comportamento em conformidade com os estudos de (Munck *et al.*, 2005; Scherrer, Cesar, & Swain, 2010; Walter, Swift, Boushell, & Braswell, 2011). Em contraste com os estudos realizados por (De Munck *et al.*, 2011; Sarr *et al.*, 2010; A. Sezinando *et al.*, 2012) obtiveram valores de resistência adesiva mais elevados para o mesmo sistema adesivo comparativamente com o corrente estudo.

Os valores mais baixos apresentados pelo nosso estudo no grupo controlo do sistema adesivo Optibond FL, podem estar relacionados com o protocolo tecnicamente sensível de aplicação do sistema adesivo. O qual exige por parte do operador um cuidado extremo na manutenção do grau de hidratação ideal da dentina após o condicionamento ácido (Cardoso *et al.*, 2011; De Munck *et al.*, 2011; Ana Sezinando, 2014). Por outro lado, a utilização do ácido como passo isolado pode induzir um condicionamento ácido excessivo. O que produz uma desmineralização profunda da dentina não acompanhada pela infiltração dos monómeros adesivos, como resultado obtém-se uma adesão de menor resistência e mais propensa à degradação ao longo do tempo (Sanabe *et al.*, 2009).

Quanto ao grupo de controlo do sistema adesivo Optibond Solo Plus, os resultados obtidos no presente estudo encontram-se de acordo com os estudos de (Bravis *et al.*, 2012; Poptani, Gohil, Ganjiwale, & Shukla, 2012). No entanto, quando comparados com o estudo de Sezinando e colaboradores (2012); estes foram notoriamente inferiores. Existe uma grande variedade de resultados presentes na literatura, possivelmente respeitante às condições em que são realizados os testes. Contudo, foi já demonstrada a sua elevada “retenção” derivado da sua capacidade de igual adesão quer em dentina superficial quer em dentina mais profunda (A. Sezinando *et al.*, 2012).

Em estudos realizados anteriormente, o sistema adesivo Optibond XTR apresenta valores elevados de resistência adesiva (Marchesi *et al.*, 2013; A. Sezinando *et al.*, 2012; Walter *et al.*, 2011). Neste estudo o resultado obtido, no grupo de controlo para o sistema adesivo Optibond XTR, revelou-se aquém dos apresentados anteriormente. Porém, a sua resistência adesiva revela-se em conformidade com o descrito ao longo dos estudos enunciados, ou seja, apresenta uma média de resistência adesiva superior à do sistema adesivo Optibond FL considerado como o *gold standard* (A. Sezinando *et al.*, 2012).

Segundo o fabricante, o sistema adesivo Optibond XTR, apresenta um pH de 2,4 até que este seja aplicado. Assim que se inicia a sua aplicação, a acetona é rapidamente evaporada o que provoca o aumento da concentração de GPDM e consequentemente a redução do valor de pH para 1,6. Acredita-se que o Optibond XTR possui a mesma capacidade para criar ligações estáveis com a hidroxiapatite tendo por base o mesmo género de interação de outros monómeros acídicos (como o MDP e o 4-MET) com a hidroxiapatite (Delbons B. *et al.*, 2015; A. Sezinando *et al.*, 2012; Walter *et al.*, 2012).

Quanto ao sistema adesivo Optibond All-In-One, o grupo de controlo revela uma resistência adesiva diminuta comparativamente com estudos mais recentes (A. Sezinando *et al.*, 2012; Walter *et al.*, 2012). Contudo, apresenta-se em conformidade com os resultados obtidos no estudo de Van Landuyt e colaboradores (2008).

Pretendeu-se no presente estudo que a variação da pressão atmosférica exerça alguma influência sobre os sistemas adesivos testados, porém, tal acontecimento está dependente da presença de ar. A combinação entre a exposição à água destilada desionizada e a ciclagem térmica, simula corretamente as condições da cavidade oral. Por outro lado, o armazenamento das amostras em água por pequenos períodos de tempo reduz significativamente os valores de resistência adesiva. Para que o descrito se verifique, as amostras foram sujeitas a 10000 ciclos de termociclagem por forma a simular a degradação de cerca de 1 ano in vivo (Miyazaki *et al.*, 2012; Munck *et al.*, 2005).

No nosso estudo, após termociclagem, o sistema adesivo Optibond FL demonstrou uma média de resistência adesiva pouco influenciada por este processo de envelhecimento. Está descrito na literatura que este sistema adesivo possui uma boa resistência à fadiga térmica (De Munck *et al.*, 2013).

Num estudo realizado por De Munck e colaboradres (2005), conclui-se que a termociclagem não tem um efeito notório nem na degradação química nem na degradação mecânica neste sistema adesivo o que corrobora a tendência dos nossos resultados. Desta forma, propõe-se que para as condições de exposição à pressão atmosférica quer em água destilada quer em meio hipertónico, este sistema adesivo possua uma boa estabilidade ao longo do tempo.

Respeitante aos resultados obtidos pelo sistema adesivo Optibond Solo Plus, após termociclagem, apresenta uma média de resistência adesiva semelhante ao do grupo de controlo para este adesivo. Os nossos resultados encontram-se de acordo com o relatado pela literatura (A. Sezinando *et al.*, 2012). Pelo que, também para este adesivo se pode afirmar que o processo de ciclagem térmica possui pouca ou nenhuma influência.

Contudo, nas condições de pressão atmosférica, quer em água destilada quer em meio hipertónico, a sua resistência adesiva decresce de forma notória. Frequentemente os sistemas adesivos *etch-and-rinse* de duas etapas, como Optibond Solo Plus, comportam-se como uma membrana semipermeável que permite a transudação contínua do fluído

dentinário. Desta forma, a remoção incompleta de água por parte do solvente, leva à presença de água residual ao nível da camada híbrida o que induz um diminuído grau de conversão do adesivo devido a uma deficiente polimerização deste, o que resulta em piores propriedades mecânicas do polímero, e, por conseguinte, menor resistência adesiva (Ana Sezinando, 2014).

Após termociclagem, o sistema adesivo Optibond XTR, demonstrou um comportamento semelhante ao descrito por Sezinando e colaboradores (2012), ainda que com valores de MPa mais elevados que os nossos. Quanto ao nosso estudo, este é o adesivo que após exposição a termociclagem e a variação de pressão em meio hipertónico, apresenta melhor resistência adesiva, porém, sem significado estatístico. Sugere-se assim, que este adesivo possua maior estabilidade devido à capacidade intrínseca de adesão química à dentina. Este tipo de sistemas adesivos conjuga a sua capacidade de adesão química à hidroxiapatite com a sua aptidão para promover união micromecânica. Desta forma, promove-se uma adesão não tão dependente da formação de *resin tags*, podendo este ser o caminho para aumentar a durabilidade de adesão dos materiais de restauração à dentina (Delbons B. *et al.*, 2015).

No nosso estudo o sistema adesivo Optibond All-In-One, demonstrou a média de resistência adesiva mais baixa em qualquer uma das condições expostas. Após termociclagem ocorreu um decréscimo da resistência adesiva pouco notório, tendência congruente com estudos semelhantes, apesar, destes últimos apresentarem valores mais elevados (A. Sezinando *et al.*, 2012; Walter *et al.*, 2012).

No que diz respeito à exposição a pressão em água destilada não se verificou alteração da sua resistência adesiva. Contudo, perante pressão em meio hipertónico, a sua resistência adesiva decresce notoriamente quando comparada com a média do grupo de controlo. No que toca a sistemas adesivos *self-etch* de uma etapa apenas, como o Optibond All-In-One é conhecido o seu caráter hidrofílico que ao longo do tempo promove a absorção de água e torna-se assim, mais suscetível à degradação da interface adesiva por intermédio de hidrólise (Ana Sezinando, 2014).

A divergência de comportamento entre os dois sistemas *self-etch* estudados, pode dever-se à maior suscetibilidade dos sistemas adesivos de uma etapa, quanto à inibição da polimerização pela presença de oxigênio. Consequentemente, nestes encontra-se uma interface adesiva de menor espessura. Enquanto que, nos sistemas adesivos *self-etch* de duas etapas, a conjugação de um revestimento hidrófobo ao adesivo permite aumentar a espessura e homogeneidade da interface adesiva, o que resulta na diminuição do fluxo de fluído através desta (Delbons B. *et al.*, 2015).

Apesar de se ter obtido médias de resistência adesiva significativamente diminuídas para os sistemas adesivos Optibond Solo Plus e Optibond All-In-One, às condições de *stress* apresentadas no nosso estudo, o efeito pretendido de envelhecimento e degradação da interface adesiva por atuação da termociclagem não foi verificado.

VII. CONCLUSÃO

Dentro das limitações deste estudo, a primeira hipótese nula foi aceita uma vez que a premissa do efeito da termociclagem não foi verificada, pelo que o efeito da pressão em meio hipertônico não pôde ser plenamente avaliado. Porém os adesivos Optibond Solo Plus e Optibond All-In-One (Kerr Corporation®) mostraram diminuição da sua resistência adesiva com significado estatístico após a exposição a pressão em meio hipertônico.

A segunda hipótese nula foi aceita, pois não se verificou nenhum caso de barotrauma.

Os resultados obtidos, ainda que sem significado estatístico, indicam que o adesivo com maior resistência adesiva após 1 ano de envelhecimento e exposto à pressão atmosférica em meio de água salgada foi o Optibond XTR (Kerr Corporation®).

Perspetivas futuras

Deverá ser realizada mais investigação sobre a variação de pressão atmosférica nos sistemas adesivos, uma vez que não existem estudos suficientes sobre o tema.

Estudos futuros, deveriam:

- Submeter as amostras à pressão atmosférica de 4,5 bar, com base nos estudos já realizados em câmaras hiperbáricas
- Expor as amostras a maior fadiga térmica, aumentando o número de ciclos de termociclagem
- Estudar o comportamento do fluido dentinário quando exposto a altos níveis de pressão

- Observar, a interface adesiva através de Microscopia Eletrônica de Varrimento com intuito de identificar diferenças entre os vários sistemas adesivos

Relevância Clínica

Verifica-se nos dias que correm uma crescente adesão a atividades que propiciam a exposição à variação da pressão atmosférica. Quer por motivos profissionais, de lazer ou ainda terapêuticos. Reflete-se assim a relevância deste tema no que concerne aos seus efeitos sobre o corpo humano, realçando assim de entre os adesivos analisados qual ou quais mais se adequam na realização de restaurações neste tipo de população.

VIII. BIBLIOGRAFIA

- Alves, M. F. V. M., Miranda, R. B., Macedo, R. P. V. S., Marceliano, E. F. V., Fidel, S. R., & Fidel, R. A. S. (2012). A barodontalgia em voo e o diagnóstico diferencial de dor odontogénica: relato de caso. *Rev. Odontol. UNESP (Online)*, 41(4), 287–291. Retrieved from <http://rou.hostcentral.com.br/PDF/v41n4a11.pdf>
- Anusavice, K. J., Shen, C., & Rawls, H. R. (2013). *Phillips' Science of Dental Materials*. (12a edição). (USA): Elsevier Saunders.
- Berkovitz, B. K. B., Holland, G. R., & Moxham, B. J. (2009). “Dentin” in *Oral Anatomy, Histology and Embriology* (4ª edição). Mosby Elsevier, Edinburg, Escócia.
- Boreak, N., Ishihata, H., & Shimauchi, H. (2015). A photochemical method for in vitro evaluation of fluid flow in human dentine. *Archives of Oral Biology*, 60(1), 193–198. <http://doi.org/10.1016/j.archoralbio.2014.09.010>
- Bravis, T., Pilecki, P., Wilson, R. F., Fenlon, M., Watson, T. F., & Foxton, R. M. (2012). Effect of loading on the microtensile bond strength and microleakage of a self-etching and etch-and-rinse adhesive in direct class II MOD composite restorations in vitro. *Dental Materials Journal*, 31(6), 924–932. <http://doi.org/10.4012/dmj.2012-048>
- Breschi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di, R., & Stefano, E. De. (2007). Dental adhesion review : Aging and stability of the bonded interface, 4, 90–101. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2007.02.009>
- Cardoso, M., de Almeida Neves, A., Mine, A., Coutinho, E., Van Landuyt, K., De Munck, J., & Van Meerbeek, B. (2011). Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Australian Dental Journal*, 56, 31–44. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x>
- Carvalho, R. M., Tjäderhane, L., Manso, A. P., Carrilho, M. R., & Carvalho, C. A. R. (2012). Dentin as a bonding substrate. *Endodontic Topics*, 21, 62–88. <http://doi.org/10.1111/j.1601-1546.2012.00274.x>
- Coelho, A., Canta, J. P., Martins, J. N. R., Oliveira, S. a., & Marques, P. (2012). Perspetiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários - revisão da literatura. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, 53(1), 39–46. <http://doi.org/10.1016/j.rpemd.2011.11.008>
- Costa, H. (2004). Medicina Dentária Subaquática. *Revista Portuguesa Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, 45(2), 119–127.

- Cutnell, J. D., & Johnson, K. W. (2004). *Física* (6ª edição). John Wiley & Sons, Inc.
- De Munck, J., Mine, A., Vivan Cardoso, M., De Almeida Neves, A., Van Landuyt, K. L., Poitevin, A., & Van Meerbeek, B. (2011). Effect of dentin location and long-term water storage on bonding effectiveness of dentin adhesives. *Dental Materials Journal*, 30(1), 7–13. <http://doi.org/10.4012/dmj.2010-085>
- De Munck, J., Mine, A., Vivan Cardoso, M., Van Landuyt, K. L., Lührs, A. K., Poitevin, A., ... Van Meerbeek, B. (2013). Hydrolytic stability of three-step etch-and-rinse adhesives in occlusal class-I cavities. *Clinical Oral Investigations*, 17, 1911–1918. <http://doi.org/10.1007/s00784-012-0884-0>
- Delbons B., F., Perdigão, J., Araujo, E., Melo Freire, C. A., Caldas D., D., Cardoso L., J., ... Lima B., R. (2015). Randomized Clinical Trial of Four Adhesion Strategies in Posterior Restorations-18-Month Results. *Journal of Esthetic & Restorative Dentistry*, 27(2), 107–117. <http://doi.org/10.1111/jerd.12135>
- Frank Jr, A. J. (2015). *Emergency Medical Services: Clinical Practice and Systems Oversight*. (D. C. Cone, J. H. Brice, T. R. Delbridge, & B. J. Myers, Eds.) (6ª edição). John Wiley & Sons, Inc.
- Fróis, J., Barragán, G., Chasqueira, F., & Portugal, J. (2012). Influência de alterações ao protocolo de aplicação na resistência adesiva ao corte de adesivo self-etch um-passo. *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária E Cirurgia Maxilofacial*, 53(2), 83–89. <http://doi.org/10.1016/j.rpemd.2012.01.004>
- Fuentes, M. F. (2004). Propiedades mecánicas de la dentina humana. *Avances En Odontoestomatología*, 20(2), 79–83. <http://doi.org/10.4321/S0213-12852004000200003>
- Garcia, Fernanda Cristina Pimentel, D'Alpino, Paulo Henrique Perlatti, Terada, Raquel Sano Suga, Carvalho, R. M. (2002). Testes mecânicos para a avaliação laboratorial da união resina/dentina. *Revista FOB*, 10(3), 118–127. Retrieved from <papers3://publication/uuid/F82F42D8-10AA-4160-A3FE-91727998E5D1>
- Gaur, T. K., & Shrivastava, T. V. (2012). Barodontalgia : A Clinical Entity. *Journal of Oral Health & Community Dentistry*, 6(January), 18–20.
- Gulve, M. N., & Gulve, N. D. (2013). Case Report Provisional Crown Dislodgement during Scuba Diving : A Case of Barotrauma. *Case Reports in Dentistry*, 2013. <http://doi.org/http://dx.doi.org/10.1155/2013/749142>
- Hilton, T. J., Ferracane, J. L., & Broome, J. C. (2013). *Summitt's Fundamentals of Operative Dentistry* (4a edição).
- Lakshmi, & Sri Sakthi, D. (2014). Aviation dentistry. *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 8(3), 288–290. <http://doi.org/10.7860/JCDR/2014/7232.4189>
- Loguercio, A., Luque-Martinez, I., Muñoz, M., Szesz, A., Cuadros-Sánchez, J., & &

- Reis, A. (2014). A comprehensive laboratory screening of three-step etch-and-rinse adhesives. *Operative Dentistry*, *39*(6), 652–662.
- Lopes, A. (2012). *Influência da variação da pressão atmosférica na adesão à dentina de sistemas etch-and-rinse e self-etch*. Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz, Portugal.
- Lynch, J. H., & Bove, a. a. (2009). Diving Medicine: A Review of Current Evidence. *The Journal of the American Board of Family Medicine*, *22*(4), 399–407.
<http://doi.org/10.3122/jabfm.2009.04.080099>
- Lynch, J. H., & Deaton, T. G. (2014). Barotrauma with extreme pressures in sport: From scuba to skydiving. *Current Sports Medicine Reports*, *13*(2), 107–112.
<http://doi.org/10.1249/JSR.0000000000000039>
- Marchesi, G., Frassetto, A., Visintini, E., Diolos, M., Turco, G., Salgarello, S., & Al., E. (2013). Influence of ageing on self-etch adhesives: one-step vs. two-step systems. *J Oral Sci*, 43–49.
- Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P., & Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science. *Dental Materials*, *26*(2), e11–e16.
<http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.157>
- McMullin, A. M. (2006). Scuba diving: What you and your patients need to know. *Cleveland Clinic Journal of Medicine*, *73*(8), 711–721.
<http://doi.org/10.3949/ccjm.73.8.711>
- Minist, M. G., Zadik, Y., Medical, H., & Blatteau, J. (2015). Problèmes odontologiques des plongeurs sous-marins militaires français : résultats de l ' étude POP
Problèmes odontologiques des plongeurs sous-marins militaires français : résultats de l ' étude POP, (FEBRUARY).
- Miyazaki, M., Tsubota, K., Takamizawa, T., Kurokawa, H., Rikuta, A., & Ando, S. (2012). Factors affecting the in vitro performance of dentin-bonding systems. *Japanese Dental Science Review*, *48*(1), 53–60.
<http://doi.org/10.1016/j.jdsr.2011.11.002>
- Munck, J. De, Landuyt, K. Van, Coutinho, E., Peumans, M., Lambrechts, P., & Meerbeek, B. Van. (2005). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling, 999–1007.
<http://doi.org/10.1016/j.dental.2004.11.005>
- Pashley, D. H. (1997). Permeability and dentine adhesion, 25(5).
- Pashley, D. H., Tay, F. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M., & Tezvergil-mutluay, A. (2010). State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dental Materials*, *27*(1), 1–16. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.016>
- Peker, I., Erten, H., & Kayaoglu, G. (2009). Dental restoration dislodgment and fracture

- during scuba diving: a case of barotrauma. *Journal of the American Dental Association* (1939), 140(9), 1118–1121.
<http://doi.org/http://dx.doi.org/10.14219/jada.archive.2009.0338>
- Perdigão, J. (2007). New Developments in Dental Adhesion. *Dental Clinics of North America*, 51(2), 333–357. <http://doi.org/10.1016/j.cden.2007.01.001>
- Perdigão, J. (2010). Dentin bonding-Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dental Materials*, 26(1996), 24–37.
<http://doi.org/10.1016/j.dental.2009.11.149>
- Perdigão, J., Swift, E. J., & Walter, R. (2013). Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*, 114–140.
- Poptani, B., Gohil, K. S., Ganjiwale, J., & Shukla, M. (2012). Microtensile dentin bond strength of fifth with five seventh-generation dentin bonding agents after thermocycling: An in vitro study. *Contemp Clin Dent*, 167–171.
- Robichaud, R., & E. McNally, M. (2005). Showcase : *Dental, Canadian Film, Do Intraoral Lasers, Using*, 71(1), 39–42.
- Sanabe, M. E., Jacques, P., Ricci, H. A., Costa, C. A. S., & Hebling, J. (2009). Effect of the smear layer on the degradation of dentin bonds produced by a self-etching adhesive system. *Rev. Odontol. UNESP (Online)*, 38(1), 45–51.
- Sano, H., Shono, T., Sonoda, H., Takatsu, T., Ciucchi, B., Carvalho, R., & Pashley, D. H. (1994). Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. *Dental Materials*, 10(4), 236–240. [http://doi.org/10.1016/0109-5641\(94\)90067-1](http://doi.org/10.1016/0109-5641(94)90067-1)
- Santiago González, M., Machuca Portillo, M., & Bullón Fernandez, P. (2003). Hipótesis fisiopatológicas de las barodontalgias. *Archivos de Odontología*, 19(3), 1–32.
- Sarr, M., Kane, A. W., Vreven, J., Mine, A., Van Landuyt, K. L., Peumans, M., ... De Munck, J. (2010). Microtensile bond strength and interfacial characterization of 11 contemporary adhesives bonded to bur-cut dentin. *Operative Dentistry*, 35(1), 94–104. <http://doi.org/10.2341/09-076-L>
- Scherrer, S., Cesar, P., & Swain, M. (2010). Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dental Materials: Official Publication of the Academy of Dental Materials*, e78–e93.
- See, C. Von, Ru, M., Koch, A., Kokemueller, H., Schumann, P., & Ziebolz, D. (2012). The influence of pressure changes on endodontically treated teeth during simulated dives, 57–62. <http://doi.org/10.1111/j.1365-2591.2011.01947.x>
- Sezinando, A. (2014). Looking for the ideal adhesive – A review. *Rev Port Estomatol Med Dent Cir Maxilofac.*, 5(4), 194–206.

- <http://doi.org/10.1016/j.rpemd.2014.07.004>
- Sezinando, A., Perdigão, J., & Regalheiro, R. (2012). Dentin Bond Strengths of Four Adhesion Strategies after Thermal Fatigue and 6-Month Water Storage. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 24(5), 345–355. <http://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2012.00531.x>
- Simon, S. et al. (2009). “*Molecular Characterisation of Odontoblast during Primary, Secondary and Tertiary dentinogenesis.*” University of Birmingham, United Kingdom.
- Simon, S., Lumley, P. J., Cooper, P. R., Berdal, A., Machtou, P., & Smith, A. J. (2009). Trauma and dentinogenesis: a case report. *Journal of Endodontics*, 36(2).
- Stoetzer, M., Kuehlhorn, C., Ruecker, M., Ziebolz, D., Gellrich, N. C., & von See, C. (2012). Pathophysiology of barodontalgia: a case report and review of the literature. *Case Reports in Dentistry*, 2012, 453415. <http://doi.org/10.1155/2012/453415>
- Vaidyanathan, T. K., & Vaidyanathan, J. (2009). Recent advances in the theory and mechanism of adhesive resin bonding to dentin: A critical review. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 88(2), 558–578. <http://doi.org/10.1002/jbm.b.31253>
- Van Meerbeek, B., Munck, J. De, Yoshida, Y., Vijay, S. I. M. V. P., Vanherle, K. V. L. P. L. G., & Buonocore, M. (2003). Adhesion to Enamel and Dentin : Current Status and Future Challenges, 215–235.
- Van Meerbeek, B., Yoshihara, K., Yoshida, Y., Mine, A., De Munck, J., & Van Landuyt, K. L. (2010). State of the art of self-etch adhesives. *Dental Materials*, 27(1), 17–28. <http://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.023>
- Walter, R., Swift, E. J., Boushell, L. W., & Braswell, K. (2011). Enamel and dentin bond strengths of a new self-etch adhesive system. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 23(6), 390–396. <http://doi.org/10.1111/j.1708-8240.2011.00465.x>
- Walter, R., Swift, E. J., Nagaoka, H., Chung, Y., Bartholomew, W., Braswell, K. M., & Pereira, P. N. R. (2012). Two-year bond strengths of “all-in-one” adhesives to dentine. *Journal of Dentistry*, 40(7), 549–555. <http://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.03.003>
- Welslau, W. (2006). *Handbook on Hiperbaric Medicine*. (D. Mathieu, Ed.). Springer.
- Zadik, Y. (2009a). Aviation dentistry: current concepts and practice. *British Dental Journal*, 206(1), 11–16. <http://doi.org/10.1038/sj.bdj.2008.1121>
- Zadik, Y. (2009b). Barodontalgia. *Journal of Endodontics*, 35(4), 481–485. <http://doi.org/10.1016/j.joen.2008.12.004>

Zadik, Y. (2010). Barodontalgia: what have we learned in the past decade? *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology*, 109(4), e65–e69. <http://doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.12.001>

Zadik, Y., & Drucker, S. (2011). Diving dentistry: A review of the dental implications of scuba diving. *Australian Dental Journal*, 56(3), 265–271. <http://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01340.x>

IX. ANEXOS

Anexo I – Instruções de aplicação segundo o fabricante

Optibond FL	<ol style="list-style-type: none">1) Aplicar ácido fosfórico a 37,5% na dentina 15 segundos; lavar abundantemente durante 15 segundos e secar sem desidratar;2) Aplicar o primer (1 Prime) sobre esmalte e dentina 15 segundos, de seguida secar com jacto de ar por 5 segundos;3) Aplicar uma camada fina de adesivo (2 Adhesive) sobre o esmalte e dentina 15 segundos. Espalhar até às margens levemente com ar durante 3 segundos;4) Fotopolimerizar 10 segundos;5) Aplicar resina composta em incrementos de 2 mm e fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos.
Optibond Solo Plus	<ol style="list-style-type: none">1) Aplicar ácido fosfórico a 37,5% na dentina 15 segundos; lavar abundantemente durante 15 segundos e secar sem desidratar;2) Aplicar Solo Plus sobre esmalte e dentina 15 segundos. Espalhar até às margens levemente com ar durante 3 segundos;3) Fotopolimerizar 10 segundos;4) Aplicar resina composta em incrementos de 2 mm e fotopolimerizar cada incremento 20 segundos.
Optibond XTR	<ol style="list-style-type: none">1) Lavar a cavidade abundantemente com água e secar com ar;2) Aplicar o primer (frasco 1) sobre esmalte e dentina 20 segundos e secar 5 segundos;3) Aplicar o adesivo (frasco 2) sobre o esmalte e dentina 15 segundos; secar 5 segundos;4) Fotopolimerizar 10 segundos;5) Aplicar resina composta em incrementos de 2 mm e fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos.
Optibond All-In-One	<ol style="list-style-type: none">1) Lavar a cavidade abundantemente com água e secar com ar;2) Aplicar All-In-One sobre o esmalte e dentina 20 segundos;3) Aplicar uma segunda camada durante 20 segundos e secar 5 segundos4) Fotopolimerizar 10 segundos;5) Aplicar resina composta em incrementos de 2mm e fotopolimerizar cada incremento por 20 segundos

Anexo II – Composição química, fabricante, lote, data de validade dos sistemas adesivos utilizados no estudo

Produto	Fabricante	Composição	Lote	Validade
Optibond FL	Kerr	Primer: HEMA, GPDM, MMEP, água, etanol, fotoiniciador (CQ), BHT; Adesivo: Bis-GMA, HEMA, GPDM, UDMA, fotoiniciador (CQ), ODMAB, partículas (SiO ₂ , vidro de bário aluminoborosilicato, fator de acoplamento A174	Primer: 5499866 Adesivo: 5469601	2017-03 2016-08
Optibond Solo Plus	Kerr	Bis-GMA, HEMA, GPDM, água, etanol, vidro de bário aluminoborosilicato, sílica amorfa (dióxido de silício), hexafluorosilicato de sódio, fotoiniciador (CQ)	5499870	2017 - 03
Optibond XTR	Kerr	Primer: Acetona, água, etanol, HEMA, fotoiniciador (CQ), GPDM Adesivo: Etanol, HEMA, hexafluorosilicato de sódio, MEHQ, nano-sílica, bário, fotoiniciador (CQ)	Primer: 5156434 Adesivo: 5092173	2016-04 2016-01
Optibond All-In-One	Kerr	GPDM, HEMA, GDMA, Bis-GMA, água, etanol, vidro de bário aluminoborosilicato, sílica amorfa (dióxido de silício), hexafluorosilicato de sódio, fotoiniciador (CQ)	5126257	2016-05

Anexo III – Parecer da Comissão Ética do ISCSEM



7

Ex.ma Senhora
Sara Maria Martins Sardinha

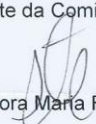
Monte de Caparica, 29 de janeiro de 2015

Ex.ma Senhora,

Venho comunicar-lhe que o Pedido de Parecer que submeteu à apreciação da Comissão de Ética da Egas Moniz, com o tema denominado "*Influência da variação da pressão atmosférica num meio hipertónico de água salgada na adesão à dentina de sistemas Etch-and-rinse e Self-etch*", foi aprovado por unanimidade.

Com os melhores cumprimentos,

A Presidente da Comissão de Ética da Egas Moniz


Prof.ª. Doutora Maria Fernanda de Mesquita

c.c. – Prof. Doutor José João Mendes

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

Anexo IV – Declaração da Direção Clínica da Clínica Dentária Universitária para autorização de utilização de dentes do Banco de Dentes Humanos



Clínica Dentária Universitária

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

IDENTIFICAÇÃO DO ESTUDANTE: Sara Maria Martins Sardinha

TÍTULO DO TRABALHO: “Influência da variação da pressão atmosférica num meio hipertónico de água salgada na adesão à dentina de sistemas *Etch-and-rinse* e *Self-etch*”

Excelentíssima Professora Doutora Fernanda de Mesquita

A aluna Sara Maria Martins Sardinha pode utilizar dentes molares hígidos do Banco de dentes humanos (BDH) da Clínica Dentária Universitária Egas Moniz (CDUEM).

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

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

Atenciosamente, com os melhores cumprimentos

Monte da Caparica, 13 de Janeiro de 2015

Direção Clínica

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