



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**Resistência adesiva (μ TBS) da reparação de um novo
material nano cerâmico/resina (LavaTM Ultimate) fazendo
variar o protocolo adesivo – estudo *in vitro***

Trabalho submetido por

Joana Maria de Oliveira Madeira

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Outubro de 2013



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

MESTRADO INTEGRADO EM MEDICINA DENTÁRIA

**Resistência adesiva (μ TBS) da reparação de um novo
material nano cerâmico/resina (LavaTM Ultimate) fazendo
variar o protocolo adesivo – estudo *in vitro***

Trabalho submetido por

Joana Maria de Oliveira Madeira

para a obtenção do grau de Mestre em Medicina Dentária

Trabalho orientado por

Prof. Doutor José João Baltazar Mendes

Outubro de 2013

“A essência do conhecimento consiste em aplicá-lo, uma vez possuído.”

Confúcio

AGRADECIMENTOS

Ao Prof. Doutor José João Mendes por ter orientado a minha tese, pela amizade, rigor, incentivo e profissionalismo durante todo o meu percurso académico. Agradeço tudo o que me transmitiu e ensinou ao longo destes anos.

Ao professor Paulo Monteiro e ao professor João Rua, por todos os ensinamentos, empenho, dedicação, espírito crítico, paciência e sobretudo amizade. O seu apoio foi fundamental para a realização desta tese.

Ao Professor Doutor Mário Polido por ter disponibilizado o laboratório, local indispensável à realização deste projecto e que foi, durante algum tempo, a minha segunda casa.

À professora Maria João Barreto e a minha amiga e colega Joana Pereira, pela amizade, apoio, incentivo, disponibilidade e ensinamentos prestados. Por terem contribuído para o meu crescimento profissional e pessoal.

À minha irmã e colega de box, Inês, pela amizade, companheirismo, cumplicidade e ajuda na parte laboratorial e durante todos estes anos.

Aos meus pais, irmãos e restante família por serem os meus pilares, pelo incentivo, apoio incondicional, amor e constante encorajamento.

À minha colega e amiga Sara Casado, por toda a amizade, ajuda, paciência, apoio e dicas fundamentais para que este trabalho se realizasse.

À minha colega e amiga, Sofia Lopes pela amizade, companheirismo, apoio, incentivo, horas de estudo, horas de desespero, horas de alegria... e por acreditar que era possível! “Foi um gosto”.

E por último, mas não menos importante, ao António, por ter sido o meu pilar durante este último ano, por me ter aturado sempre que o desespero e ansiedade se apoderaram de mim. Por toda a sua paciência, amor, carinho, incentivo e por ser sempre o meu porto seguro.

A todos, o meu muito obrigada!

RESUMO

Objetivo: Avaliar *in vitro* a resistência adesiva (μ TBS) entre um novo material nano cerâmico/resina e o material restaurador, fazendo variar o protocolo adesivo

Materiais e Métodos: Dezasseis amostras da nano cerâmica/resina LavaTM Ultimate (3M ESPE) foram jacteadas com partículas de óxido de alumínio ($\leq 50 \mu\text{m}$) durante 10 segundos e aleatoriamente divididas em 4 grupos segundo o protocolo adesivo: (G1) Aplicação do adesivo ScotchbondTM Universal (3M ESPE), (G2) Aplicação de silano ESPETM Sil (3M ESPE) seguida da aplicação do adesivo ScotchbondTM Universal (3M ESPE), (G3) Aplicação de silano ESPETM Sil (3M ESPE) seguida da aplicação do adesivo OptibondTM FL (Kerr) (G4) Aplicação de silano ESPETM Sil (3M ESPE) seguida da aplicação do adesivo AdperTM Scotchbond Multi-purpose (3M ESPE). Posteriormente, as amostras foram restauradas com resina composta FiltekTM Supreme XTE (3M ESPE). Após seccionadas em duas partes, as amostras foram submetidas a dois tipos de testes: teste imediato, após 24 horas armazenadas em água destilada numa estufa a 37°C e teste após termociclagem (10.000 ciclos, 5° e 55°C). As amostras foram seccionadas nas direcções X e Y e os palitos obtidos (secção transversal de $1 \pm 0,2 \text{mm}^2$) foram testados em tensão ate ocorrer fractura, a uma velocidade de 1 mm/min. O tipo de fractura foi analisado ao microscópio óptico com ampliação de 20x. Para análise estatística foram utilizados os testes ANOVA one-way e testes post-hoc com $p \leq 0,05$ (SPSS20.0)

Resultados: Os valores mais elevados de resistência adesiva foram obtidos nos grupos G2 (72,31 MPa), G1 (70,85 MPa) e G3 (62,66 MPa), não sendo estatisticamente significativos entre si ($p = 0,966$)

Conclusões: Diferentes protocolos adesivos apresentam diferentes valores de resistência adesiva. A aplicação extra de silano não melhora significativamente os valores de adesão.

Palavras-chave: Protocolo adesivo; Nano cerâmica/resina; Resistência adesiva; Reparação.

ABSTRACT

Objective: To evaluate the bond strength (μ TBS) between new nano ceramic material/resin and restoring material, causing variations in the adhesive protocol.

Materials and Methods: Sixteen samples of LavaTM Ultimate nano ceramics/resin (3M ESPE) received aluminium oxide blasting ($\leq 50 \mu\text{m}$ particles) during 10 seconds and were randomly divided into four groups, according to the adhesive protocol: (G1) Application of the ScotchbondTM Universal adhesive (3M ESPE), (G2) Application of the ESPETM Sil silane (3M ESPE) followed by the application of the ScotchbondTM Universal adhesive (3M ESPE), (G3) Application of the ESPETM Sil silane (3M ESPE) followed by the application of the OptibondTM FL adhesive (Kerr), (G4) Application of the ESPETM Sil silane (3M ESPE) followed by the application of the AdperTM Scotchbond Multi-purpose adhesive (3M ESPE). Subsequently, the samples were restored with FiltekTM Supreme XTE compounded resin (3M ESPE). After being cut in two parts, the two samples were subjected to two kinds of tests: an immediate test, after 24 hours of being stored in distilled water in an oven at 37° C, and a test after thermocycling (10,000 cycles, 5 and 55°C). The samples were cut in the directions X and Y and the produced sticks ($1 \pm 0.2 \text{ mm}^2$ cross-section) were tested under strain until break point, at the rate of 1 mm/min. The type of break was examined on an optical microscope with 20x magnification. For statistical analysis, ANOVA one-way and post-hoc with $p \leq 0.05$ (SPSS20.0) tests were used.

Results: The highest levels of adhesion were obtained in the groups G2 (72,31 MPa), G1 (70,85 MPa) and G3 (62,66 MPa), although they are not statistically significant between themselves ($p = 0,966$)

Conclusions: Different adhesive protocols show different levels of bond strength. Applying an extra silane layer does not significantly improve the adhesion values.

Keywords: Adhesive protocol; Nanoceramics/resin; Bond strength; Repair.

ÍNDICE GERAL

I. Introdução.....	15
1. Cerâmicas Dentárias.....	15
1.1 Cerâmicas Vítreas.....	18
1.2 Cerâmicas de Alumina.....	19
1.3 Cerâmicas de Zircónia.....	21
2. Novos Materiais (nano Cerâmica/Resina).....	23
3. Sistemas CAD/CAM.....	26
4. Resinas Compostas.....	29
5. Fracturas.....	34
6. Reparação.....	36
6.1 Reparação de Resinas Compostas.....	36
6.2 Reparação de Cerâmicas.....	39
7. Silanos.....	41
8. Adesão.....	43
8.1 Mecanismos de Adesão.....	44
9. Evolução e classificação dos Sistemas Adesivos.....	45
9.1 Sistemas Adesivos Etch-and-Rinse.....	48
9.2 Sistemas Adesivos Self-Etch.....	48
II. Objectivos.....	49
III. Hipóteses de Estudo.....	50
IV. Materiais e Métodos.....	51
V. Resultados.....	63
1. Comparação Grupo controlo (CG) <i>versus</i> Grupo Termociclado (GT).....	63
2. Comparação da resistência adesiva no Grupo Controlo (GC).....	64
3. Comparação da resistência adesiva no Grupo Termociclagem (GT).....	65
4. Análise da fractura.....	67
5. Análise da fractura por grupos.....	68
VI. Discussão.....	72
VII. Conclusões.....	78
VIII. Bibliografia.....	81

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1: Micrografias recolhidas do Microscópio Electrónico de Varrimento representativas da superfície de várias cerâmicas: Zircónia (sup. esq.); In-Ceram Alumina (sup. dir.); In Ceram Zircónia mostrando os cristais de alumina (preto), cristais de zircónia (branco) e a fase vítrea (cinzento) (inf. esq.); Feldspática (cristais de leucite) (inf. dir.), in Borba <i>et al</i> , 2011	17
Figura 2: Exemplo de peça protética fabricada em Lava™ Ultimate (3M ESPE), cedida pelo Mestre Paulo Monteiro	24
Figura 3: Monoblocos (inteiros e fatiados) do material Lava™ Ultimate, cedida pelo Mestre Paulo Monteiro	24
Figura 4: Escala de cores com as 2 translucências e 8 tonalidades disponíveis para os blocos de Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)	25
Figura 5: Esquema que representa a constituição geral de um bloco do sistema VITA ENAMIC™ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany).....	25
Figura 6: Escala de cores com as 2 translucências e as 5 tonalidades disponíveis para os blocos VITA ENAMIC™ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany).....	26
Figura 7: Imagem representativa das três fases do sistema CAD/CAM in Van Noort, 2012.....	27
Figura 8: Scanners intra-orais da 3M, 3Shape e iTero in Van Noort, 2012	28
Figura 9: Micrografias recolhidas do Microscópio Electrónico de Varrimento representativas da microestrutura de duas Resinas Compostas: A e C – Filtek™ Z250 (microhibrida); B e C – Filtek™ Supreme (nanoparticulada) in Júnior <i>et al</i> , 2008	31
Figura 10: Diagrama representativo dos nanoclusters de zircónia/sílica e partículas dispersas na matriz resinosa de uma resina compostas nanoparticulada in Curtis <i>et al</i> , 2009.....	33
Figura 11: Micrografia recolhida do Microscópio Electrónico de Varrimento representativa da microestrutura da resina composta nanoparticulada Filtek™ Supreme com ampliação de 5000x (10000x em destaque) in Beun <i>et al</i> , 2007	34
Figura 12: A - molécula de silano a aproximar-se da superfície da cerâmica; B – ligação química entre a molécula de silano e a sílica presente na superfície da cerâmica	42
Figura 13: Resumo das estratégias de adesão in Perdigão, 2007.....	48
Figura 14: Esquema de corte dos blocos de cerâmica Lava™ Ultimate (3M ESPE) 52	

Figura 15: Amostras jacteadas com partículas de óxido de alumínio	52
Figura 16: Adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany).....	53
Figura 17: Protocolo de aplicação do adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany)	53
Figura 18: Protocolo de aplicação do silano ESPE™ Sil (3M ESPE)	53
Figura 19: Protocolo de aplicação do adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany)	53
Figura 20: Adesivo Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA).....	54
Figura 21: Protocolo de aplicação do adesivo Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA).....	54
Figura 22: Protocolo de aplicação do adesivo Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)	54
Figura 23: Adesivo Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA).....	54
Figura 24: Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA).....	55
Figura 25: Porta-matriz universal e matriz metálica usados para a restauração dos blocos	55
Figura 26: Protocolo de restauração dos blocos com resina composta Filtek™ Supreme (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)	56
Figura 27: Esquema de corte dos blocos restauradas	56
Figura 28: Máquina de corte Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark), laboratório de biomateriais do ISCSEM	57
Figura 29: Máquina de termociclagem, laboratório de biomateriais do ISCSEM	57
Figura 30: Corte dos palitos, nas direcções X e Y, com uma secção transversal de $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$	57
Figura 32: Palito colado a um Jig de Geraldeli	58
Figura 31: Cola de cianoacrilato (Zapit, Dental Ventures of América, Corona, CA, USA)	58
Figura 33: Máquina de testes universal AG-IS 50 kN (Shimadzu, Kyoto, Japão), laboratório de biomateriais do ISCSEM	58
Figura 34: Esquema representativo do procedimento de preparação dos espécimens e teste de microtracção adesiva (μ TBS) adaptado de esquema <i>in Loomans et al</i> , 2011	59
Figura 35: Craveira digital Storm™ (Central Tools Inc., Cranston, USA) (esq.) e Microscópio óptico Leica ATC 2000 (Reichert Inc., Buffalo, NY, USA) (dir.).....	60

Figura 36: Imagem retirada do microscópio óptico e imagem esquemática representativas da Fractura Adesiva61

Figura 37: Imagem retirada do microscópio óptico e imagem esquemática representativas da Fractura Coesiva na Restauração61

Figura 38: Imagem retirada do microscópio óptico e imagem esquemática representativas da Fractura Coesiva na Lava.....61

Figura 39: Imagem esquemática representativa da Fractura Mista61

ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1: Indicações clínicas e técnicas de processamento de vários sistemas cerâmicos <i>in</i> Conrad <i>et al</i> , 2007	23
Tabela 2: Exemplos de silanos comercializados actualmente, <i>in</i> Lung <i>et al</i> , 2012....	44
Tabela 3: Exemplos de Sistemas Adesivos comercializados actualmente em Portugal <i>in</i> Coelho <i>et al</i> , 2012.....	49
Tabela 4: Tabela esquematizando o protocolo laboratorial	59
Tabela 5: Materiais utilizados no estudo	62
Tabela 6: Valores médios de resistência adesiva: GC <i>versus</i> GT.....	64
Tabela 7: Anova de Welch (Grupo Controlo)	65
Tabela 8: Teste de Tukey (Grupo Controlo).....	66
Tabela 9: Anova (Grupo Termociclado).....	66
Tabela 10: Teste de Tukey (Grupo Termociclado).....	67
Tabela 11: Teste de Qui-quadrado.....	68
Tabela 12: Análise de fractura: GC <i>versus</i> GT.....	68
Tabela 13: Teste de Qui-quadrado.....	69
Tabela 14: Análise de fractura: Grupo 1	70
Tabela 15: Testes de Qui-quadrado	70
Tabela 16: Análise de fractura: Grupo 3.....	71
Tabela 17: Testes de Qui-quadrado	71
Tabela 18: Análise de fractura: Grupo 4.....	72

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1: Valores médios de resistência adesiva (MPa): GC versus GT	65
Gráfico 2: Valores médios de resistência adesiva (MPa) e Desvio-Padrão: GC versus GT	65
Gráfico 3: Valores médios de resistência adesiva (MPa) e Desvio-Padrão: Grupo Controlo	66
Gráfico 4: Valores médios de resistência adesiva(MPa) e Desvio-Padrão: Grupo Termociclado	67
Gráfico 5: Análise de fractura: GC versus GT	69

LISTA DE ABREVIATURAS

MPa: Mega Pascals

nm: nanómetro

µm: micrómetro

N: Newton

µTBS: Microtensil Bond Strength

mm: milímetro

mm²: milímetro quadrado

mm/min: milímetro por minuto

mW/cm²: mili Watts por centímetro quadrado

MDP: Metacrilóiloxidecil dihidrogenofosfato

HEMA: 2-hidroxietil metacrilato

GPDM: glicerol fosfato dimetacrilato

PEGMA: polietileno glicol metacrilato

Bis-EMA: etoxilato bisfenol-A-dimetacrilato

M: Média

Dp: Desvio-padrão

Resistência adesiva (μ TBS) da reparação de um novo material nano cerâmico/resina (LavaTM Ultimate) fazendo variar o protocolo adesivo – estudo in vitro

I. Introdução

1. Cerâmicas Dentárias

Desde muito cedo que o Homem se preocupa com os dentes e os reconhece como parte integrante da sua saúde, beleza, juventude e dignidade. Como tal, a perda dos mesmos tem repercussões directas quer a nível físico e funcional, quer também a nível social e psicológico, principalmente quando se trata de sectores anteriores (Kelly, Nishimura & Campbell, 1996).

A procura por artefactos que substituam os dentes e tecidos adjacentes perdidos vem desde há muitos séculos atrás.

Até ao século XVIII, a tecnologia dentária manteve-se praticamente subdesenvolvida. Os materiais mais utilizados para dentes artificiais passavam por dentes humanos, dentes de animais, marfim entre outros (Kelly *et al.*, 1996; Kina, 2005).

Por volta de 1774, em França, Alex Duchateau utilizou pela primeira vez a cerâmica para confecção de uma prótese total, e juntamente com Nicholas Dubois de Chemant, introduziram a arte das cerâmicas na Medicina Dentária (Kina, 2005; Gomes, Assunção, Rocha & Santos, 2008).

Foi no início do século XX, que Land introduziu a primeira coroa de cerâmica feldspática fazendo com que o interesse por reabilitações não metálicas aumentasse tanto por parte dos clínicos como por parte dos pacientes e assim, abriu portas para a cerâmica no mundo da Dentisteria Restauradora, de forma definitiva. Perante esta evolução, no final do mesmo século, vários sistemas cerâmicos foram desenvolvidos e introduzidos no mercado com o objectivo de melhorar as características do material e proporcionar a confecção de restaurações mais estéticas (Kina, 2005; Conrad, Seong & Pesun, 2007).

Na conjuntura actual em que vivemos, decorrente de uma influência social desenfreada em virtude de um “sorriso perfeito” como pré-requisito para uma vida em sociedade e ascensão profissional, as reabilitações estéticas assumem particular realce

e passaram a ser uma exigência por parte da população, surgindo assim as restaurações “metal free” (Guerra, Neves, Almeida, Valones & Guimarães, 2007).

As cerâmicas dentárias são hoje reconhecidas, pela sua capacidade elevada em reproduzir de modo artificial, os dentes naturais. Este facto, deve-se à durabilidade das suas propriedades ópticas, químicas assim como a excelente estética (Kelly *et al.*, 1996; Gomes *et al.*, 2008).

Para além das propriedades altamente estéticas, as cerâmicas apresentam um conjunto de características intrínsecas que as torna um material reabilitador muito procurado pelos médicos dentistas. Entre essas características, encontramos a fluorescência, translucidez, biocompatibilidade, estabilidade química e cromática, durabilidade, pouca retenção de placa bacteriana e absorção de fluidos, resistência a compressão, coeficiente de expansão térmica semelhante ao dente, baixa condutividade térmica e eléctrica (Butze, Marcondes, Júnior & Spohr, 2011; Zarone, Russo & Sorrentino, 2011).

A palavra cerâmica deriva do grego “Keramiké” que significa “a arte do oleiro”. É descrita como material inorgânico, e apresenta na sua composição elementos metálicos tais como o alumínio, zircónio, titânio, cálcio, lítio, magnésio, potássio, sódio, latânio e estanho, e elementos não metálicos como flúor, oxigénio, silício e o boro. É composta por uma fase cristalina rodeada por uma fase vítrea sendo estas responsáveis por algumas propriedades da cerâmica. A matriz vítrea é composta por óxido de silício (SiO_4) em que a proporção Si:O está relacionada com a expansão térmica e viscosidade, enquanto as propriedades mecânicas e ópticas estão dependentes da fase cristalina (Kina, 2005; Gomes *et al.*, 2008; Bottino, Quintas, Miyashita e Giannini, 2001).

Segundo Spear e Holloway, (2008), uma maior quantidade de fase cristalina está associada a um aumento da opacidade, o que nem sempre é o desejado.

Deste modo, a microestrutura da cerâmica (fase cristalina e vítrea) tem uma grande importância clínica já que o comportamento mecânico e estético deste material depende directamente da sua composição (Martínez, Pradies, Suárez & Riviera, 2007).

Para Quinn, Sundar e Lloyd (2003), os factores preponderantes que devem ser tidos em consideração na avaliação e escolha de uma cerâmica incluem a sua componente estética, o desempenho mecânico, a facilidade de utilização e obviamente, o factor económico. Infelizmente, não existe um material que consiga reunir em si todas estas características pois geralmente, um material considerado ideal para um requisito, raramente consegue satisfazer os outros de igual modo.

Actualmente, a classificação das cerâmicas continua a deixar algumas dúvidas havendo ainda alguma dificuldade por parte dos clínicos neste assunto. Apesar de não existir uma classificação universal, podemos classificar as cerâmicas dentárias de acordo com a sua temperatura de fusão (alta, média, baixa ou ultra-baixa fusão), microestrutura (quantidade e tipo de fase cristalina e vítrea), técnica de processamento (pó/liquido, prensadas ou maquinadas) e ainda pela sua aplicação clínica (Craig & Powers, 2002; McLaren & Cao, 2009).

Alguns autores, de modo a simplificar, dividem-nas em 3 grupos principais: cerâmicas vítreas reforçadas por sílica (leucite, dissilicato de lítio e felspáticas), cerâmicas de elevada resistência, livres de sílica, como é o caso das cerâmicas de alumina e cerâmicas de zircónia (Conrad *et al.*, 2007; Martínez *et al.*, 2007; Chen & Suh, 2012).

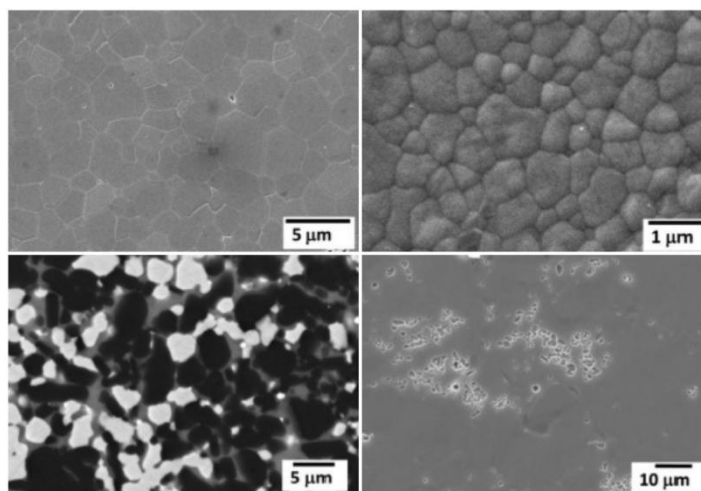


Figura 1: Micrografias recolhidas do Microscópio Electrónico de Varrimento representativas da superfície de várias cerâmicas: Zircónia (sup. esq.); In-Ceram Alumina (sup. dir.); In-Ceram Zircónia mostrando os cristais de alumina (preto), cristais de zircónia (branco) e a fase vítrea (cinzento) (inf. esq.); Feldspática (cristais de leucite) (inf. dir.), *in Borba et al.*, 2011

1.1 Cerâmicas Vítreas

Segundo McLaren e Cao (2009), as vitrocerâmicas ou cerâmicas vítreas, provém de materiais que contém na sua composição, maioritariamente, dióxido de silício, também denominado por sílica ou quartzo e um grande teor de alumina. Encontrados na natureza, os alumino-silicatos possuem um conteúdo rico em cálcio e sódio, e são conhecidos por feldspatos. Estes vão sofrendo várias modificações até chegar às cerâmicas utilizadas em Medicina Dentária. Estes materiais, inicialmente eram utilizados em próteses removíveis, no entanto hoje em dia, através da criação específica das suas versões pó-liquido, são utilizados para o revestimento de sistemas de núcleos de alumina.

O sistema Dicor (Dentsply Intl, York, Pa) foi introduzido no mercado por volta de 1980 e era constituído por 70% de cristais de tetrasílica com flúor, precipitados em 30% de matriz vítrea, contribuindo para um grande avanço na área das cerâmicas vítreas. Era indicado para a confecção de coroas anteriores e posteriores, inlays, onlays e facetas laminadas nas quais eram aplicados pigmentos externos para obter a cor desejada. Inicialmente foi criado para a técnica de cera perdida, no entanto, mais tarde era comercializada como cerâmica maquinável e actualmente já não se encontra disponível (Conrad *et al.*, 2007; Garcia, Consani, Cruz & Pires de Souza, 2011).

Em 1991, foi lançada para o sistema CEREC 1 (Siemens AG, Bensheim, Germany) a cerâmica feldspática Vita Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). Esta é composta em grande parte por Sílica (60-64%) e óxido de alumínio (20-23%). Foi introduzida com o intuito de melhorar a resistência e tamanho das partículas em relação ao sistema Vita Mark I (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). É uma cerâmica monocromática no entanto, esta disponível nos vários tons da escala Classic Line Vita shades, Vitapan 3DMaster shades e VITABLOCS Esthetic line (Conrad *et al.*, 2007).

De forma a superar as desvantagens estéticas das restaurações monocromáticas, foi introduzido o sistema Vita Triluxe Bloc (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). Consiste num bloco policromático com uma estrutura tridimensional por camadas que mimetizam os tecidos dentários. A camada externa apresenta uma maior

translucidez, a camada média é neutra e a camada interna apresenta uma base escura e opaca (Conrad *et al.*, 2007).

No início da década de 90, foi introduzida no mercado uma cerâmica vítrea reforçada por cristais de leucite (40-45%), denominada IPS Empress (ou Empress 1) (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) (Garcia *et al.*, 2011). Segundo Conrad *et al.* (2007), esta tinha indicação limitada ao sector anterior, para coroas unitárias de revestimento total.

Por volta de 1999, foi concebido o sistema IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) com o objectivo de melhorar a resistência a flexão em relação ao seu antecessor. Este sistema consiste numa vitrocerâmica reforçada por cristais de dissilicato de lítio (60-65%) e ortofosfato de lítio, dispostos numa matriz vítrea. A presença destes cristais melhora a resistência mas também aumenta a opacidade e como tal, para conseguir um bom resultado estético, é necessário revesti-la com uma cerâmica feldspática convencional (Conrad *et al.*, 2007; Martínez *et al.*, 2007; Garcia *et al.*, 2011).

É fabricada a partir da combinação das técnicas de cera perdida e termo-pressão (*heat-press technique*). Um lingote de cerâmica da cor desejada é plastificado a 920°C e injectado num molde sob pressão e vácuo (Conrad *et al.*, 2007).

O sistema IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein) surgiu em 2005 como uma melhoria do IPS Empress 2. Devido a uma maior homogeneidade da fase cristalina, a resistência à fractura, foi melhorada.

Consiste numa cerâmica vítrea de dissilicato de lítio apresentado um processo de queima diferente, o que permite uma melhoria das suas propriedades físicas e ópticas (Conrad *et al.*, 2007; Martínez *et al.*, 2007).

1.2 Cerâmicas de Alumina

Em 1965, McLean e Hughes desenvolveram a primeira cerâmica reforçada através da incorporação de óxido de alumínio com o objectivo de melhorar a resistência sem sacrificar a estética (Martínez *et al.*, 2007; Butze, 2011).

No entanto, este incremento de óxido de alumínio provoca uma redução da translucidez da cerâmica. Quando a proporção de alumínio é superior a 50%, há um

aumento significativo da opacidade e por este motivo, as cerâmicas com alto teor em óxido de alumínio, utilizam-se unicamente para a confecção de núcleos sendo necessário recobri-las com outra cerâmica a fim de alcançar um bom resultado estético e biomimético (Martínez *et al.*, 2007).

Os sistemas mais representativos são:

- In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

Este sistema foi introduzido em 1989, com indicação para reabilitações unitárias anteriores e posteriores e próteses parciais fixas (PPF) anteriores curtas, de 3 elementos, sendo o primeiro a confeccionar uma PPF de 3 elementos para a região anterior até ao dente canino. Possui um núcleo de alta resistência fabricado pela técnica de *slip-casting* (suspensão). Uma suspensão de óxido de alumínio compactado é aplicada e sinterizada num molde refractário a 1120°C durante 10 horas.

Deste processo, resulta uma infra-estrutura porosa que é infiltrada com vidro de latânio. Este vidro, de baixa viscosidade, difunde através dos cristais de alumina por acção capilar para eliminar a porosidade residual, aumentar a resistência e diminuir as zonas com potencial de propagação de fractura. Posteriormente, é sujeita a uma segunda queima de 1100°C durante 4 horas. Uma vez que o coeficiente de expansão térmica da alumina e do vidro são diferentes, são geradas tensões de compressão que melhoram a resistência. Isto permite obter um núcleo mais resistente a flexão, porém mais opaco devido ao elevado conteúdo de alumina (Conrad *et al.*, 2007; Martínez *et al.*, 2007; Gomes *et al.*, 2008).

Segundo Gomes *et al.*, (2008), esta cerâmica apresenta uma resistência à flexão de 236-600 MPa e uma resistência à fractura de 3,1-4,61 MPa/mm².

- In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

Em 1994, o sistema In-Ceram Spinell foi introduzido com o objectivo de substituir o núcleo opaco do sistema anterior. Este sistema contém óxido de magnésio que juntamente com o óxido de alumina forma um composto denominado aluminato de magnésio ou espinela (MgAL₂O₄). A principal vantagem em relação ao anterior é a elevada estética, uma vez que os cristais formados neste sistema são mais translúcidos. No entanto, a resistência à flexão é menor. Apresenta menos 25% de

resistência à fractura que o anterior e como tal, esta indicado apenas para reabilitar o sector anterior (Conrad *et al.*, 2007; Martínez *et al.*, 2007).

- In-Ceram Zircónia (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

Este sistema constitui outra variante do In-Ceram Alumina. É caracterizado por uma elevada resistência, uma vez que é adicionado óxido de zircónio (30-35%) à alumina com o objectivo de fortalecer a cerâmica, proporcionando uma maior resistência à flexão (421-800 MPa) e à fractura (6-8 MPa/mm²). Devido à sua resistência e elevada opacidade, este sistema está indicado para coroas totais e próteses parciais fixas posteriores (Conrad *et al.*, 2007; Martínez *et al.*, 2007; Gomes *et al.*, 2008).

- Sythoceram (CICERO Dental Systems, Hoorn, The Netherlands)

Este sistema consiste num núcleo de alta resistência, que é constituído por cerâmica vítrea impregnada por óxido de alumínio, sendo fabricado através da tecnologia CICERO (Computer Integrated Ceramic Reconstruction). São utilizadas técnicas de scanner a laser, sinterização de cerâmica e fresagem integrada em computador para confeccionar os núcleos que posteriormente são revestidos com cerâmica vítrea sem leucite (Conrad *et al.*, 2007).

- Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)

Desenvolvido por Andersson e Oden, o sistema Procera é o que apresenta maior resistência quando comparado aos outros sistemas de cerâmica com alumina. Emprega uma alumina de elevada densidade e pureza. Os copings apresentam um conteúdo de 99,9% de óxido de alumínio puro e são obtidos através de processos de prensagem a frio e sinterização final a 1550°C. Deste processo, resulta uma cerâmica de alta resistência mecânica, uma vez que os espaços residuais entre os cristais desaparecem, reduzindo assim o aparecimento de fissuras (Conrad *et al.*, 2007; Martínez *et al.*, 2007).

1.3 Cerâmicas de Zircónia

A zircónia, ou óxido de zircónio (ZrO₂), foi identificada em 1789 pelo químico alemão Martin Heinrich Klaproth (Piconi & Maccauro, 1999).

Actualmente, a generalidade dos sistemas de zircónia usam cerâmicas que são compostas por óxido de zircónio altamente sinterizado parcialmente estabilizado com

óxido de ítrio (íttria), que é adicionado à zircónia pura de forma a controlar a expansão do volume. A zircónia apresenta-se como um material polimórfico ocorrendo em três formas. Apresenta uma estrutura cúbica a temperaturas elevadas, transformando-se numa estrutura tetragonal a temperaturas intermédias (abaixo dos 2370°C). A transformação da estrutura tetragonal em estrutura monocíclica dá-se abaixo dos 1170°C sofrendo cerca de 3-5% de expansão de volume o que resulta num elevado *stress* interno. De forma a controlar essa expansão de volume e a estabilizar a fase tetragonal é adicionado o óxido de ítrio, como referido anteriormente (Conrad *et al.*, 2007; Martínez *et al.*, 2007; Gomes *et al.*, 2008).

O resultado é uma cerâmica de elevada resistência mecânica e resistência a flexão entre os 1000 e 1500 MPa, convertendo-se numa candidata ideal para elaborar restaurações em zonas de alto compromisso mecânico (Martínez *et al.*, 2007).

A zircónia tetragonal estabilizada com ítrio (Y-TZP) revela-se assim um material bastante atractivo para a Dentisteria Restauradora, possuindo também propriedades como resistência à fractura (9-10 MPa/mm²), estabilidade química e dimensional e ainda radiopacidade análoga à do metal o que possibilita de uma forma mais facilitada a avaliação radiográfica da integridade marginal da restauração (Conrad *et al.*, 2007; Martínez *et al.*, 2007; Gomes *et al.*, 2008).

A Y-TZP pode ser confeccionada através da tecnologia CAD-CAM (*Computer Aid Design- Computer Aid Machining*). A partir de um bloco de zircónia, é projectada e fabricada uma infra-estrutura aumentada. Durante a sinterização a estrutura apresenta uma retracção linear de 20-25% até atingir as dimensões finais desejadas. A utilização deste material pré-sinterizado, não só possibilita um menor tempo de fresagem, como também reduz o desgaste dos instrumentos utilizados neste processo (Conrad *et al.*, 2007).

O sistema LavaTM Zircónia (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) utiliza um bloco de Y-TZP caracterizado por uma elevada resistência à fractura e à flexão e um baixo módulo de elasticidade quando comparado com a alumina. Através da digitalização, os dados são obtidos. O *software* CAD projecta uma infra-estrutura aumentada que posteriormente é fresada a partir de blocos pré-sinterizados. Após a confecção, o

coping pode ser revestido com 7 tonalidades e sinterizado num forno específico (Conrad *et al.*, 2007).

Core Material	System	Manufacturing Techniques	Clinical Indications
Glass Ceramic			
Lithium-disilicate (SiO ₂ -Li ₂ O)	IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent)	Heat pressed Heat pressed	Crowns, anterior FPDP Onlays, 3/4 crowns, crowns, FPDP
Leucite (SiO ₂ -Al ₂ O ₃ -K ₂ O)	IPS Empress (Ivoclar Vivadent) Optimal Pressable Ceramic (Jeneric Pentron, Wallingford, Conn) IPS ProCAD (Ivoclar Vivadent)	Heat pressed Heat pressed Milled	Onlays, 3/4 crowns, crowns Onlays, 3/4 crowns, crowns Onlays, 3/4 crowns, crowns
Feldspathic (SiO ₂ -Al ₂ O ₃ -Na ₂ O-K ₂ O)	VITABLOCS Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) VITA Triluxe Bloc (VITA Zahnfabrik) VITABLOCS Esthetic Line (VITA Zahnfabrik)	Milled Milled Milled	Onlays, 3/4 crowns, crowns, veneers Onlays, 3/4 crowns, crowns, veneers Anterior crowns, veneers
Alumina			
Aluminum-oxide (Al ₂ O ₃)	In-Ceram Alumina (VITA Zahnfabrik) In-Ceram Spinell (VITA Zahnfabrik) Synthoceram (CICERO Dental Systems, Hoom, The Netherlands) In-Ceram Zirconia (VITA Zahnfabrik) Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden)	Slip-cast, milled Milled Milled Slip-cast, milled Densely sintered	Crowns, FPDP Crowns Onlays, 3/4 crowns, crowns Crowns, posterior FPDP Veneers, crowns, anterior FPDP
Zirconia			
Yttrium tetragonal zirconia polycrystals (ZrO ₂ stabilized by Y ₂ O ₃)	Lava (3M ESPE, St. Paul, Minn) Circon (Dentsply Ceramco, York Pa) DC-Zirkon (DCS Dental AG, Allschwil, Switzerland) Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden) Procera (Nobel Biocare AB)	Green milled, sintered Green milled, sintered Milled Milled Densely sintered, milled	Crowns, FPDP Crowns, FPDP Crowns, FPDP Onlays, 3/4 crowns, crowns Crowns, FPDP, implant abutments

Tabela 1: Indicações clínicas e técnicas de processamento de vários sistemas cerâmicos in Conrad *et al.*, 2007

2. Novos Materiais Restauradores (nano Cerâmica/Resina)

Actualmente, existem disponíveis no mercado dois novos materiais restauradores que combinam as propriedades das cerâmicas com as propriedades das resinas compostas: LavaTM Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) e VITA ENAMICTM (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

Segundo o fabricante, o sistema LavaTM Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) surge como uma alternativa rápida e de fácil utilização para confeccionar restaurações indirectas, quando comparada com outros blocos de cerâmica. Consiste numa nova tecnologia, denominada “Resin Nano Ceramic” (RNC) que compreende as propriedades de uma resina composta juntamente com as propriedades de uma cerâmica composta por partículas de zircónio e sílica.

Resistência adesiva (μ TBS) da reparação de um novo material nano cerâmica/resina (Lava™ Ultimate) fazendo variar o protocolo adesivo – estudo in vitro



Figura 2: Exemplo de peça protética fabricada em Lava™ Ultimate (3M ESPE), cedida pelo Mestre Paulo Monteiro

Esta nano cerâmica/resina apresenta na sua composição 80% de partículas de nanocerâmica unidas por uma matriz resinosa. O conteúdo cerâmico é feito por três tipos de partículas, que são a combinação de sílica (20 nm) não agregadas, partículas de zircônio (4-11 nm) não agregadas e partículas de *cluster* de zircônia/sílica sendo as partículas de sílica de 20 nm e de zircônio de 4 a 11 nm, agregadas.



Figura 3: Monoblocos (inteiros e fatiados) do material Lava™ Ultimate, cedida pelo Mestre Paulo Monteiro

As suas propriedades têm sido melhoradas para processamento em sistemas CAD-CAM, oferecendo excelentes propriedades mecânicas e ópticas. Encontra-se à disposição em 8 tonalidades e 2 translucências, baseadas na escala VITAPAN® (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany).

Tem indicação para inlays, onlays, facetas e coroas unitárias de recobrimento total.

O sistema Lava™ Ultimate encontra-se disponível em blocos para sistemas como CEREC (Sirona Dental Systems, Bensheim, Germany), EAD (D4D Technologies, Richardson, Texas) e Lava™ Milling Centers (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA).

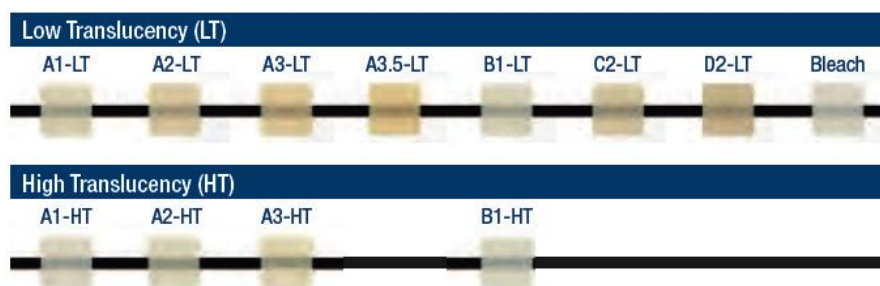


Figura 4: Escala de cores com as 2 translúcências e 8 tonalidades disponíveis para os blocos de Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)

O sistema VITA ENAMIC™ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany) é outro sistema recentemente desenvolvido que combina as características dos materiais cerâmicos com as resinas compostas.

Segundo o fabricante (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany), esta “cerâmica híbrida” é composta por uma matriz de cerâmica porosa cujos poros são preenchido por uma estrutura polimérica. A parte correspondente ao conteúdo cerâmico constitui 85% do volume total, apresentando na sua composição, maioritariamente, óxidos de silício, alumínio, sódio e potássio, e em menor quantidade, trióxido de boro, dióxido de zircónio e óxido de cálcio. Por sua vez, a parte correspondente a estrutura polimérica constitui 25% do volume e é composta essencialmente por monómeros UDMA (uretano dimetacrilato) e TEGDMA (trietilenoglicol dimetacrilato) (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany).

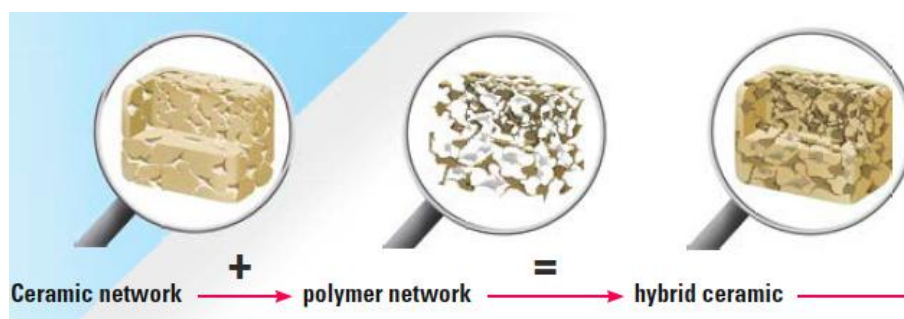


Figura 5: Esquema que representa a constituição geral de um bloco do sistema VITA ENAMIC™ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

Está indicado para inlays, onlays, facetas e coroas unitárias de recobrimento total, sendo particularmente recomendado para restaurar zonas sujeitas a forças mastigatórias elevadas. As restaurações são confeccionadas através da tecnologia CAD/CAM.

Encontra-se disponível em 5 cores e 2 transluscências, baseadas na escala VITA 3D-MASTER™ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany).



Figura 6: Escala de cores com as 2 transluscências e as 5 tonalidades disponíveis para os blocos VITA ENAMIC™ (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany)

3. Sistema CAD/CAM

A gama restrita de tecnologias de fabrico de restaurações indirectas, era referido por alguns autores, como um dos factores limitativo na escolha de materiais restauradores. O rápido desenvolvimento e constante optimização da tecnologia digital computadorizada levou à procura de aplicações relacionadas na área de Medicina Dentária (Martin & Jedyakiewicz, 1999; Otto & Schneider, 2008).

A investigação e o desenvolvimento de técnicas de fabrico de restaurações controladas por computador foram motivados pelo desafio de transformar rápida e previsivelmente um bloco de cerâmica numa restauração indirecta (Martin & Jedyakiewicz, 1999).

Em 1970, Duret e Preston introduziram novos materiais e tecnologias digitais tais como o CAD/CAM (*Computer Aided Design/Computer Aided Manufacture*) e a partir daí, grandes mudanças têm vindo a ocorrer no mundo da Medicina Dentária, tanto nos consultórios médicos como nos laboratórios de Prótese Dentária (Van Noort, 2012).

Actualmente, a tecnologia CAD/CAM permite confeccionar restaurações cerâmicas precisas e de uma forma rápida e cómoda, sendo o seu conceito baseado na produção de uma réplica de cerâmica a partir de um padrão virtual que é obtido sobre uma imagem óptica (Martínez *et al.*, 2007; Guerra *et al.*, 2007).

Todos os sistemas CAD/CAM são compostos por três fases: (1) Aquisição dos dados, (2) Processamento dos dados e (3) Fresagem.



Figura 7: Imagem representativa das três fases do sistema CAD/CAM *in* Van Noort, 2012

É através da aquisição dos dados que se regista, tridimensionalmente, o preparo dentário. Esta aquisição pode ser feita extra-oralmente ou intra-oralmente, através de *scanners* intra-orais (LavaTM C.O.S. da 3M ESPE, TriosTM da 3Shape e iTeroTM da Cadent). A imagem obtida é transportada para um programa de desenho, que recorrendo a um software CAD, projecta a infra-estrutura.

A unidade CAD está ligada a um centro com equipamento CAM que inicia a fabricação do coping de cerâmica de acordo com as especificações (Martínez *et al.*, 2007; Guerra *et al.*, 2007; Walia, Thomas, Sandhu & Santos Jr, 2009; Van Noort, 2012).

A técnica de *scanner* intra-oral é extremamente crítica. Qualquer falha que ocorra nesta fase, ocasionará falhas na integridade marginal e longevidade da restauração (Guerra *et al.*, 2007).



Figura 8: Scanners intra-orais da 3M, 3Shape e iTero *in* Van Noort, 2012

Os sistemas CAD/CAM baseiam-se num processo de fabricação substractiva, ou seja, a partir de um bloco é subtraído material até à obtenção da peça desejada.

Este método reduz, significativamente, o tempo de produção global, o que facilita a confecção de modelos mais complexos. No entanto, este também apresenta limitações no que diz respeito à capacidade, uma vez que não há produção em massa, produzindo-se apenas uma peça de cada vez, bem como ao nível do desperdício já que muitas vezes, o material que é desperdiçado é superior ao material aproveitado (Van Noort, 2012).

Guerra *et al.* (2007), considera como principais vantagens da tecnologia CAD/CAM: os níveis insignificantes de porosidade na infra-estrutura, o facto de não ser necessário fazer impressões, a boa aceitação por parte dos pacientes e o tempo reduzido de consulta.

Como principais desvantagens, podem ser citadas: a necessidade de equipamento de alto custo e a sensibilidade técnica .

Desenvolvido por Mörmann em 1989, o sistema CEREC® (*computer-assisted CERamic REConstruction*), mais propriamente, o CEREC 3D (Sirona, A.G., Bensheim, Germany), é o sistema CAD/CAM *chairside* mais usado na área da Medicina Dentária (Reiss, 2006).

As sucessivas actualizações, tornaram-no um método de restauração sofisticado capaz de criar restaurações cerâmicas complexas e coroas de recobrimento total (Martin & Jedyakiewicz, 1999).

Encontram-se disponíveis outros sistemas que permitem a confecção de restaurações indirectas com o auxílio da tecnologia CAD-CAM como por exemplo, o Cercon (Dentsply Ceramco, York, Pa), DCS Precident (DCS Dental AG, Allschwill, Switzerland), Denzir (Decim AB, Skelleftea, Sweden), Procera (Nobel Biocare AB, Goteborg, Sweden) e In Ceram Celay (VITA Zahnfabrik, Bad Sackingen, Germany). (Conrad *et al.*, 2007, Garcia *et al.*, 2011).

Sabe-se que a existência de alguns factores determina o desempenho clínico das restaurações fabricadas através da tecnologia CAD/CAM, como por exemplo: (1) Factores relacionados com o operador, como o desempenho clínico e perícia ao utilizar o sistema, (2) Limitações do próprio *hardware* tais como na câmara de aquisição de dados e (3) Factores relacionados com o próprio *software* (Martin & Jedynakiewicz, 1999).

O crescente avanço tecnológico dos sistemas, tem conseguido eliminar cada vez mais as limitações relacionadas com o *hardware* e *software*, contudo as variáveis relacionadas com a destreza do operador continuam a depender de uma curva de aprendizagem.

Também dependentes da destreza do médico dentista, temos o próprio acabamento e cimentação das restaurações, que conseqüentemente vão influenciar o desempenho da restauração final (Martin & Jedynakiewicz, 1999).

Actualmente, várias são as técnicas de confecção de cerâmica no entanto, não existe evidência científica suficiente para estabelecer qual o melhor procedimento a utilizar. Contudo, a maioria dos autores está de acordo que futuramente, a tecnologia CAD-CAM vai sobrepor-se a técnica de confecção manual (Martínez *et al.*, 2007).

O grande desafio passa agora por unir as mais avançadas técnicas aos materiais mais adequados, elevando a pesquisa de materiais dentários a uma nova dimensão (Van Noort, 2012).

4. Resinas Compostas

Actualmente, a demanda por restaurações mais estéticas tem vindo a aumentar. As preocupações com o impacto ambiental e com as reacções clínicas adversas do uso de amálgama como material de restauração, impulsionaram a pesquisa e

desenvolvimento de materiais substitutos (Curtis, Palin, Fleming, Shortall & Marquis, 2009).

A introdução das Resinas Compostas como material restaurador, é considerado um dos maiores contributos para a Dentisteria Estética, que ocorreu durante o último século (Masioli, Pimentel, Louro & Masioli, 2006; Karabela & Siderou, 2011).

As Resinas Compostas, são conhecidas por reunir propriedades mecânicas, estéticas e adesivas altamente satisfatórias e como tal, são o substituto preferido à amálgama (Van Dijken, 2000; Zimmerli, Strub, Jeger, Stadler & Lussi, 2010).

De um modo geral, as resinas compostas apresentam na sua composição quatro componentes principais: uma matriz orgânica polimérica à base de metacrilatos, partículas de carga inorgânica à base de vidros radiopacos (silicatos), um agente de ligação das partículas inorgânicas à matriz orgânica (silano) e um sistema iniciador-acelerador composto por substâncias químicas que promovem ou modulam a reacção de polimerização (Scougall-Vilchis, Hotta, Idono & Yamamoto, 2009; Ferracane, 2011).

A matriz orgânica é constituída por monómeros dimetacrilato sendo o Bisfenol-A-glicidil metacrilato (Bis-GMA), o monómero mais utilizado. Este monómero foi introduzido por Bowen em 1962 e devido à elevada viscosidade que apresenta, encontra-se diluído com outros monómeros de baixo peso molecular, tal como o TEGMA, EGDMA (etilenoglicol dimetracrilato), UDMA entre outros de modo a obter uma consistência clinicamente aceitável (Garcia, Lozano, Vila, Escribano & Galve, 2006; Scougall-Vilchis *et al.*, 2009; Ferracane, 2011).

Por sua vez, as partículas de carga inorgânica constituem a fase dispersa das resinas compostas e apresentam uma elevada importância uma vez que as propriedades mecânicas destes materiais restauradores, dependem maioritariamente da concentração e tamanho das partículas. Hoje em dia, as mais utilizadas são as partículas de silicato com óxidos de bário, alumínio, estrôncio, lítio, zinco e zircónio. Estas partículas são adicionadas a matriz orgânica com o objectivo de aumentar a rigidez, aumentar a resistência ao desgaste e compressão e o módulo de elasticidade, diminuir o coeficiente de expansão térmico, as alterações dimensionais, reduzir a absorção de água e facilitar o manuseamento (Beun, Glorieux, Devaux, Vreven &

Leloup, 2007; Scougall-Vilchis *et al.*, 2009; Zimmerli *et al.*, 2010). Além disso, a incorporação de metais pesados como o bário, estrôncio, zinco e zircônio conferem radiopacidade as resinas compostas (Garcia *et al.*, 2006).

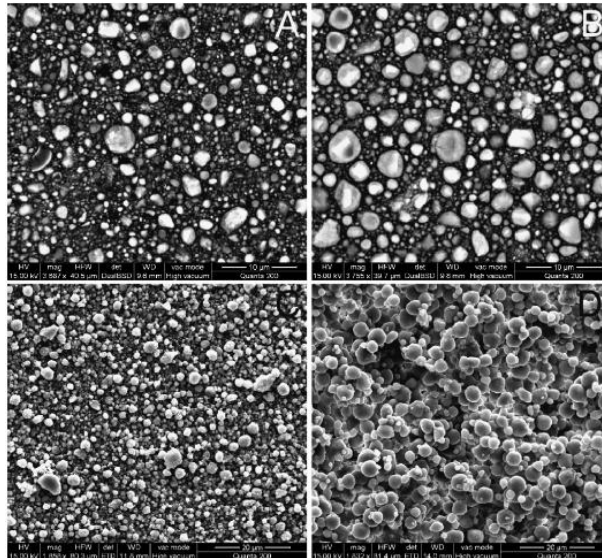


Figura 9: Micrografias recolhidas do Microscópio Electrónico de Varrimento representativas da microestrutura de duas Resinas Compostas: A e C – Filtek™ Z250 (microhíbrida); B e D – Filtek™ Supreme (nanoparticulada) in Júnior *et al.*, 2008

Quanto à classificação das resinas compostas, esta faz-se tendo como base o tipo e tamanho das partículas inorgânicas que compõem a matriz, devido à grande influência que estas têm nas propriedades físicas destes materiais. Este sistema de classificação foi proposto por Lutz e Phillips em 1983, no entanto continua válido até aos dias de hoje (Garcia *et al.*, 2006; Zimmerli *et al.*, 2010; Karabela & Sideridou, 2011).

Estes autores dividem as resinas compostas em macroparticuladas (partículas entre 0,1 e 100 µm), microparticuladas (partículas com 0,04 µm) e híbridas (partículas de diferentes tamanhos) (Garcia *et al.*, 2006).

As resinas macroparticuladas são materiais bastante fortes no entanto, são muito difíceis de polir e de manter a suavidade de superfície. São materiais antigos que se encontram em desuso. (Ferracane, 2011)

As microparticuladas surgiram com o intuito de superar as lacunas estéticas das resinas macroparticuladas e são compostas por partículas de preenchimento com

dimensões médias de 0,01-0,05 μ m. No entanto, quando sujeitas a forças oclusais elevadas, o seu comportamento mecânico não é o ideal.

Já as resinas híbridas, ao incorporarem partículas de diferentes tamanhos (que variam entre 15-20 μ m e 0,01-0,05 μ m) oferecem propriedades mecânicas excelentes, no entanto as suas propriedades estéticas são intermédias (Karabela & Sideridou, 2011).

Na prática clínica diária, o uso diferenciado de vários tipos de resinas compostas, depende dos factores mecânicos (forças de mastigação) a que o material está sujeito e do carácter mais ou menos estético da zona a restaurar. Por exemplo, as restaurações dos sectores posteriores (classes I e II de Black) requerem materiais restauradores com elevadas propriedades mecânicas, mais resistentes ao *stress* oclusal, por outro lado, as restaurações anteriores requerem compósitos mais estéticos e com um bom polimento. Infelizmente, ainda não existe um material que reúna todas estas características e que seja capaz de satisfazer estas necessidades sozinho. No entanto, vários estudos têm sido feitos nesse sentido (Karabela & Sideridou, 2011).

Um dos mais importantes avanços dos últimos tempos foi a aplicação da nanotecnologia às resinas compostas.

Segundo Beun *et al.* (2007), a nanotecnologia compreende a produção e manipulação de materiais com dimensões entre 0,1 e 100 nm, através de vários métodos físicos e químicos. Devido ao facto destas partículas nanométricas apresentarem um tamanho reduzido, a distribuição e concentração na matriz é mais ampla. Isto permite obter melhores propriedades mecânicas tais como forças de tensão, compressão e resistência à fractura e uma menor contracção de polimerização. Além disso, as propriedades ópticas e estéticas destes compósitos são melhores e o desgaste é menor, o que possibilita a sua utilização tanto em restaurações de dentes posteriores como anteriores.

Assim sendo, a investigação da nanotecnologia tem-se mostrado cada vez mais útil uma vez que, as resinas nanoparticuladas reúnem as excelentes propriedades mecânicas das resinas híbridas com a estética e qualidade de polimento das resinas microparticuladas (Karabela & Sideridou, 2011).

As resinas nanoparticuladas, para além de conterem nanoparticulas (40-50 nm) denominadas nanómeros, também contêm aglomerados dessas partículas, denominados “*nanoclusters*” (Curtis *et al.*, 2009; Karabela & Sideridou, 2011).

Segundo Karabela & Sideridou (2011), os *nanoclusters* funcionam como um mecanismo de reforço adicional, oferecendo uma melhoria significativa da resistência e fiabilidade clínica das resinas compostas.

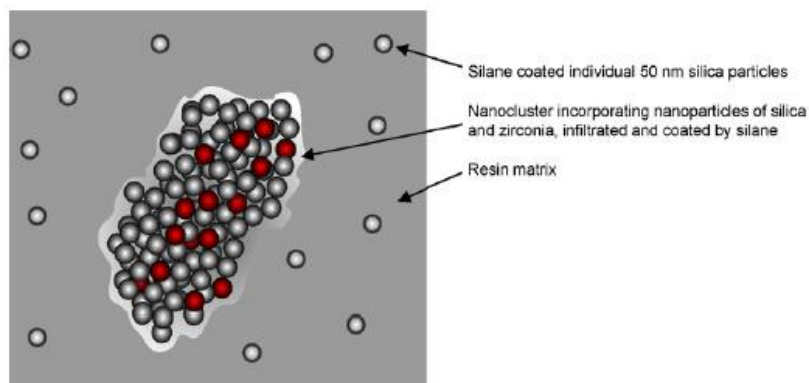


Figura 10: Diagrama representativo dos *nanoclusters* de zircónia/silica e partículas dispersas na matriz resinosa de uma resina compostas nanoparticulada *in* Curtis *et al.*, 2009

Segundo o fabricante, a resina Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE, St Paul, MN, USA) é composta por uma combinação de nanoparticulas de sílica (20nm) e de zircónio (4-11 nm) não aglomeradas/não agregadas que são parcialmente calcinadas de modo a produzir aglomerados (*nanoclusters*) que são infiltrados com silano antes de serem incorporados na matriz resinosa (3M ESPE, St Paul, MN, USA; Curtis *et al.*, 2009).

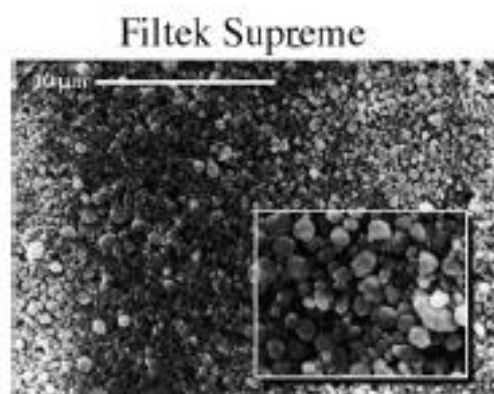


Figura 11: Micrografia recolhida do Microscópio Electrónico de Varrimento representativa da microestrutura da resina composta nanoparticulada Filtek™ Supreme com ampliação de 5000x (10000x em destaque) *in* Beun *et al.*, 2007

5. Fracturas cerâmicas

Um dos principais problemas que afecta a longevidade das restaurações é a fractura das cerâmicas. Teoricamente, quase todos os sistemas cerâmicos actuais apresentam uma adequada resistência à fractura uma vez que todos superam o valor limite de 100 MPa, estabelecido pela norma ISO 6872 (Martínez *et al.*, 2007).

No entanto, algumas cerâmicas são pouco resistentes a forças de tracção, o que se traduz na presença e propagação de microfendas, tornando-as mais susceptíveis à fractura durante o procedimento de cimentação e quando submetida a cargas oclusais (Butze *et al.*, 2011; Zarone *et al.*, 2011).

As restaurações do sector anterior estão sujeitas a forças de mastigação que rondam os 100-200 N, já no sector posterior, as forças atingem os 800 N e como tal, é frequente que haja uma acumulação de tensões microscópicas localizadas. Estas tensões, vão influenciar a taxa de sobrevivência das restaurações (Curtis *et al.*, 2009).

A falha das restaurações cerâmicas deve-se ao seu comportamento pouco plástico, o que as torna um material com baixa maleabilidade e incapaz de se deformar, quando sujeito a forças elevadas. Além disso, as fissuras pré-existentes (*cracks*), formadas durante o processamento, manuseamento e/ou acabamento, podem ir aumentando gradualmente com o passar do tempo, devido a reactividade das suas ligações iónico-covalentes com a água quando submetidas a cargas externas (Marocho, Studart, Bottino & Della Bona, 2010).

Outro fenómeno que diminui a resistência das cerâmicas, é a fadiga cíclica a que as restaurações estão sujeitas. Esta degradação é relevante em materiais como as cerâmicas de zircónia, que apresentam mecanismos de endurecimento, nomeadamente na passagem da fase tetragonal para a monocíclica. Alguns estudos sobre o desempenho clínico destas restaurações sugerem que a presença e propagação de fissuras sujeitas a fadiga resultante de forças mastigatórias cíclicas, são um dos principais motivos para o insucesso das mesmas, de forma prematura (Marocho *et al.*, 2010).

Contudo, as cerâmicas de zircónia e alumina são actualmente preconizadas como materiais para infra-estruturas de restaurações que serão sujeitas a elevadas concentrações de *stress*, como por exemplo, no caso de coroas totais posteriores e

prótese parciais fixas. Estas infra-estruturas de alta resistência, são revestidas por uma cerâmica feldspática que lhes confere uma elevada estética e biomimetismo. Estes materiais encontram-se disponíveis como blocos pré-fabricados para o sistema CAD/CAM.

No entanto, os estudos feitos neste campo apresentam um *follow-up* de apenas 3-5 anos o que torna a fiabilidade das restaurações a base de zircónia, questionável, apesar do seu bom desempenho clínico (Borba *et al.*, 2011).

Como já foi referido, a microestrutura da cerâmica (fase cristalina e vítrea) tem uma grande influência na durabilidade das restaurações já que o comportamento mecânico e propagação de fissuras dependem directamente da sua composição (Martínez *et al.*, 2007).

Borba e os seus colaboradores, (2011), concluíram que o conteúdo altamente cristalino e homogéneo, ou seja, com poucas porosidades, resulta em valores mais elevados de resistência à flexão, baixa degradação e baixa susceptibilidade à propagação de fissuras.

Uma vez que as cerâmicas de revestimento, são maioritariamente constituídas por matrizes vítreas, apresentam uma maior taxa de degradação ao longo do tempo e neste estudo, demonstraram valores baixos de resistência à flexão e resistência à propagação de fissuras (Borba *et al.*, 2011).

Como contra-indicações para restaurações em cerâmica pura, temos: a presença de hábitos parafuncionais severos (bruxismo), espaço protético insuficiente como no caso de mordidas cruzadas e sobremordidas profundas, coroas clínicas curtas, *cantilevers* e dentes pilares periodontalmente comprometidos (Martínez *et al.*, 2007; Conrad *et al.*, 2007).

Como principais causas de insucesso, em próteses parciais fixas de óxido de alumínio e dissilicato de lítio, temos a fractura do conector; em próteses de zircónia, temos as fracturas coesivas da cerâmica de revestimento e no caso de próteses parciais fixas metalo-cerâmicas, temos a fractura do dente e cáries recorrentes.

Cada sistema cerâmico tem a sua indicação específica e a sua escolha deve ser feita de maneira criteriosa, tendo em conta não apenas a resistência mecânica do material

como também a região a ser restaurada, de forma a garantir a longevidade do tratamento (Gomes *et al.*, 2008).

6. Reparação

6.1 Reparação de Resinas Compostas

Apesar do desenvolvimento de novos materiais, da procura de técnicas aperfeiçoadas e dos bons resultados clínicos que as resinas compostas apresentam, sabe-se que a sua duração é limitada no tempo (Bacchi, Cavalcante, Schneider & Consani, 2010).

Quando as restaurações falham, é comum o aparecimento de cáries secundárias, defeitos de contorno, desgaste acentuado, fracturas simples, descoloração marginal ou mesmo alterações de cor mais graves, surgindo assim a necessidade de substituir ou reparar a restauração (Masioli *et al.*, 2006; Ferreira da Costa, Serrano, Atman, Loguercio & Reis, 2012).

Apesar de mais comum, nem sempre a substituição total da restauração é a abordagem mais correcta. Como tal, é imprescindível que seja feita uma avaliação cuidada para decidir qual a atitude que deve ser tomada em função de cada caso (Masioli *et al.*, 2006).

Os efeitos provocados pelas alterações do pH, as enzimas salivares e o ambiente oral húmido a que as restaurações estão expostas, são amplamente relatados na literatura como alguns dos principais factores responsáveis pela degradação das resinas compostas ao longo do tempo (Júnior, Ferracane & Della Bona, 2009; Bacchi *et al.*, 2010).

Os efeitos provocados pela contracção de polimerização das resinas, também desempenham um papel importante nesta degradação visto que ao contraírem, provocam fendas marginais resultando, conseqüentemente na microinfiltração das restaurações (Yoshida & Torres, 2005).

Geralmente, a substituição completa da restauração resulta numa extensão adicional do preparo, acompanhada de remoção de estrutura dentária sã, conduzindo a restaurações mais complexas e até mesmo a compromissos pulpares (Bacchi *et al.*, 2010; Maneenut, Sakoolnamarka & Tyas, 2011; Ferreira da Costa *et al.*, 2012).

Por outro lado, a reparação através da substituição parcial ou extensão adjacente à restauração pré-existente, apresenta-se como uma alternativa mais conservadora e minimamente invasiva, e que pode prolongar a duração da restauração (Bacchi *et al.*, 2010; Loomans, Cardoso, Roeters, Opdam, De Munck, Huysmans & Van Meerbeek, 2011).

Para além do menor desgaste das estruturas dentárias sãs e menor enfraquecimento do remanescente dentário, a reparação também permite resolver o problema num menor tempo clínico e com custos mais acessíveis (Masioli *et al.*, 2006; Sobreira, Acevedo, Filho, Vidal, Barros & Ferreira, 2008).

A absorção de água e conseqüente degradação química são algumas das mudanças que ocorrem nas resinas compostas durante o seu processo de envelhecimento, as quais podem influenciar o sucesso de reparação. Uma vez que a quantidade de ligações duplas de carbono diminui ao longo do tempo, a reparação de restaurações antigas é mais complicada pois a adesão encontra-se dificultada (Bacchi *et al.*, 2010).

Posto isto, são recomendadas algumas técnicas de tratamento de superfície para melhorar o processo de adesão nas resinas envelhecidas. Este processo apresenta duas finalidades: aumentar a área de superfície, criando irregularidades e remover a camada superficial da restauração alterada pelo contacto com a saliva, aumentando a energia de superfície da resina.

O aumento da energia de superfície pode ser conseguido através do condicionamento químico ou mecânico/químico da superfície do material a ser reparado (Júnior *et al.*, 2009; Bacchi *et al.*, 2010).

Deste modo, é possível obter uma adequada resistência adesiva macro mecanicamente, através da criação de rugosidades com uma broca diamantada, orifícios de retenção ou mesmo degraus retentivos.

Micro mecanicamente, ao condicionar a superfície com ácidos fortes como o ácido hidrofúrrico, é possível quebrar as ligações Si-O, (componente principal da maioria das resinas compostas), ou como alternativa, jactear a superfície com pó de óxido de alumínio. Finalmente, as ligações químicas podem ser estabelecidas através da aplicação de um agente de união, como por exemplo um silano e a aplicação do sistema adesivo (Bacchi *et al.*, 2010; Loomans *et al.*, 2011).

No entanto, alguns autores sugerem que o uso de ácido hidrófluorídrico nas resinas compostas não aumenta a resistência da reparação. Apontam este ácido como um agente ineficaz uma vez que ao actuar nas partículas de vidro das resinas compostas, pode provocar uma dissolução total das mesmas. Referem também que a água ao penetrar nos espaços provocados pelo condicionamento com este ácido consegue provocar a desorganização da camada de silano que é responsável pela estabilidade da interface matriz/carga, resultando num aumento de degradação hidrolítica da resina composta (Brosh, Pilo, Bichacho & Blutstein, 1997; Masioli *et al.*, 2006; Bacchi *et al.*, 2010).

Contudo, até ao momento não existe um consenso relativamente à melhor técnica de reparação de restaurações a resina composta. É um procedimento que parece ser ainda alvo de dúvidas e receios por parte dos clínicos e dos próprios fabricantes (Júnior *et al.*, 2009; Ferreira da Costa *et al.*, 2012).

Segundo Maneenut *et al.* (2011), após um questionário realizado a 20 fabricantes de compósitos diferentes, todos recomendaram a reparação do próprio material, no entanto, mais de metade (65%) não forneceu nenhum tipo de orientação para a reparação. Os restantes (35%), recomendaram apenas o uso do mesmo tipo e marca do compósito original.

Apesar da tarefa de reparação de resinas compostas ser um processo pouco evidente, a maioria dos estudos realizados neste âmbito, demonstram que o protocolo que engloba o jactamento com óxido de alumínio seguido da aplicação de um silano prévia ou simultaneamente à aplicação do sistema adesivo apresenta valores de adesão satisfatórios (Sobreira *et al.*, 2008; Júnior *et al.*, 2009; Bacchi *et al.*, 2010; Loomans *et al.*, 2011; Ferreira da Costa *et al.*, 2012).

Apesar de nem todos os compósitos reagirem da mesma forma às técnicas de reparação, esta continua a ser um procedimento com elevadas taxas de sucesso, mesmo sabendo que a resistência adesiva da reparação é inferior à resistência coesiva do material restaurador (Masioli *et al.*, 2006; Loomans *et al.*, 2011).

6.2 Reparação de Cerâmica

Apesar de resistentes, as restaurações cerâmicas, uma vez sujeitas ao meio oral, são susceptíveis a fractura.

Existem diversas razões para que a fractura das cerâmicas dentárias aconteça. Os micro defeitos do próprio material, as alterações de temperatura da cavidade oral, o pH salivar, o impacto e a fadiga cíclica resultante das forças mastigatórias, a técnica de confecção imperfeita, as forças oclusais e os hábitos parafuncionais estão entre essas razões (Raposo *et al.*, 2009; Lung & Matinlinna, 2012).

O Médico Dentista deve ter em consideração vários factores, entre os quais o motivo do acidente, a extensão da fractura, o comprometimento da estética, o tipo de cerâmica e técnica de confecção, entre outros, para conseguir fazer uma avaliação correcta e optar pelo tratamento mais adequado.

A fractura de restaurações cerâmicas, principalmente quando afectam o sector anterior, são consideradas um tratamento de emergência por parte do paciente e a sua reparação pode apresentar algumas dificuldades, constituindo um desafio para o clínico (Özcan, 2003 b).

A remoção e substituição total da peça protética pode ser um processo dispendioso e demorado, podendo também criar danos no próprio dente. Como tal, a reparação intra-oral usando uma resina composta poderá representar uma opção viável e a única opção imediata disponível para responder as exigências do paciente (El Zohairy, De Gee, Hassan & Feilzer, 2004).

Uma adequada preparação de superfície, através de micro-retenções e da aplicação de um agente de união como o silano, possibilita a obtenção de maiores valores de adesão, nestes materiais (Aras & León, 2009).

Geralmente, a reparação de restaurações cerâmicas pode envolver três preparações de superfície alternativas: 1) criação de rugosidades com brocas diamantadas, 2) jactamento com óxido de alumínio, 3) condicionamento com ácido hidrofúorídrico, seguidas da aplicação de um silano e do sistema adesivo (Lung & Matinlinna, 2012).

Segundo Özcan (2003 b), a aplicação do ácido hidrofúorídrico na cerâmica, faz com que haja uma dissolução selectiva da matriz vítrea resultando numa superfície porosa

que permite a adesão da resina composta à cerâmica fracturada. Isto acontece porque este ácido reage com a sílica formando hexafluorsilicatos que após serem removidos com a lavagem, formam irregularidades semelhantes a favos-de-mel (Özcan, 2003 b; Butze *et al.*, 2011).

No entanto, nem todas as cerâmicas respondem da mesma maneira ao condicionamento com ácido hidrófluídrico. As cerâmicas que apresentam alumina e/ou zircônia como principais constituintes (com baixo teor de sílica) não são susceptíveis a este ácido, sendo consideradas ácido-resistentes, contrariamente ao que acontece com as cerâmicas vítreas (Yassini & Tabari, 2005; Kiyani, Saraceni, Silveira, Aranha & Eduardo, 2007).

Blatz, Sadan e Kern (2003) refere que a sílica é a única substância presente nas cerâmicas que é condicionável.

Por sua vez, o jactamento com óxido de alumínio é uma alternativa viável ao condicionamento ácido, para as cerâmicas ácido-resistentes (Aras & León, 2009).

Segundo Özcan (2003 b), este é um método simples e fácil para reparações intra-orais que, ao promover retenções micro-mecânicas, aumenta a área de superfície para o adesivo.

Os silanos têm a função de facilitar a adesão entre a cerâmica fracturada e reparação feita com resina composta (Özcan, 2003 b).

Segundo Valandro, Mallmann, Della Bona e Bottino (2005) e Aras e León (2009), para que a ligação química sílica-silano ocorra nas cerâmicas ácido resistentes, é importante que ocorra a deposição de uma camada de sílica na superfície desses materiais. Esse tratamento é denominado silicatização e pode ser feito através de vários sistemas entre eles o sistema Rocatec® (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) e o sistema Cojet® (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA). Estes métodos resultam na impregnação de partículas de sílica no substrato cerâmico, tornando a superfície quimicamente mais reactiva a resina composta, através do agente de união silano.

O sucesso da reparação de cerâmicas dentárias recorrendo ao uso de resinas compostas depende da criação de uma união adesiva de alta qualidade assim como da

resistência das resinas compostas e dos sistemas adesivos à fadiga cíclica devido a forças mastigatórias (Kelly *et al.*, 1996).

Esta união é conseguida através de retenções micromecânicas provocadas pelo condicionamento com ácido hidrofúorídrico e/ou jactamento com óxido de alumínio, e quimicamente através da aplicação de um silano (Hooshmand, Van Noort & Keshvad, 2002).

7. Silanos

Os silanos têm sido largamente utilizados nos diversos campos da indústria desde 1940 (Della Bona, Shen & Anusavice, 2004).

As suas aplicações estendem-se também à Medicina e Medicina Dentária, pois várias são as situações em que são necessárias ligações entre diferentes materiais, orgânicos e inorgânicos, que sem a ajuda dos silanos estariam dificultadas (Matinlinna, Lassila, Ozcan, Yli-Urpo e Vallittu, 2004; Lung & Matinlinna, 2012).

Foram introduzidos na Medicina Dentária por Bowen e Rodriguez, os quais desenvolveram as resinas compostas adicionando silano a uma resina de bis-GMA (Perdigão & Ritter, 2001).

Os Silanos, também denominados de agentes de ligação, correspondem a um vasto grupo de compostos orgânicos que contém essencialmente um ou vários átomos de Sílica (Si) na sua composição.

São compostos por uma extremidade organofuncional com grupos polimerizáveis, como por exemplo metacrilatos e uma extremidade com três grupos alcoxi hidrolisáveis (Matinlinna *et al.*, 2004; Matinlinna, Heikkinen, Ozcan, Lassila & Vallittu, 2006; Chen & Suh, 2012).

São moléculas bifuncionais, tendo assim dupla função. Por um lado, a sua extremidade silico-funcional, correspondente aos grupos alcoxi, ao sofrer hidrólise, forma grupos silanol (Si-OH) que reagem com a sílica presente na superfície do substrato inorgânico, formando ligações covalentes do tipo Si-O-Si. Por outro lado, a sua extremidade organo-funcional, através dos grupos metacrilato, co-polimeriza com a matriz resinosa do compósito, cimento ou adesivo (Ozcan & Vallittu, 2003 a; Matinlinna *et al.*, 2004; Lung & Matinlinna, 2012; Chen & Suh, 2012).

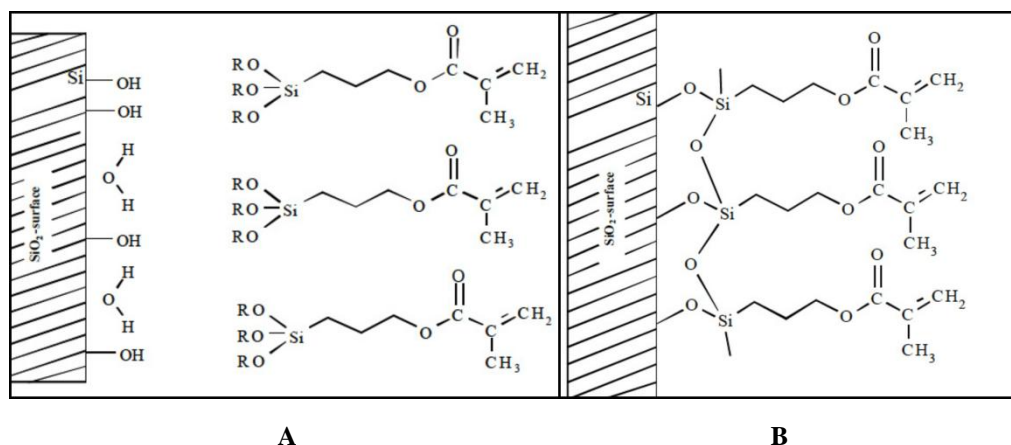


Figura 12: A - molécula de silano a aproximar-se da superfície da cerâmica; B – ligação química entre a molécula de silano e a sílica presente na superfície da cerâmica

Os silanos têm a importante função de promover e melhorar o processo de adesão entre a resina composta e metal, resina composta e cerâmica e resina composta e resina composta. Actuam como uma “ponte” promovendo uma estreita união entre a matriz orgânica e as partículas de carga inorgânica. Vários autores referem que o uso de silano leva a um aumento da retenção entre resina composta e cerâmica na ordem dos 25% (Perdigão & Ritter, 2001; Özcan, 2003 b).

Tem elevada eficácia nos materiais restauradores á base de sílica, como é o caso de algumas cerâmicas vítreas. No entanto, quando se trata de materiais pobres em sílica, como é o caso das cerâmicas de zircónia e alumina, o uso apenas de silano não é suficiente (Lung & Matinlinna, 2012).

Assim sendo, muitos tratamentos de superfície podem ser utilizados para uma união mais eficaz. Um dos métodos actualmente mais utilizado, passa pela silicatização da superfície, com o objectivo de tornar uma superfície que não contém sílica, numa superfície rica em sílica. Isto é, são lançadas partículas de óxido de alumínio revestidas por sílica sob pressão, através do jacto abrasivo contra a superfície do substrato, formando uma camada de sílica capaz de promover uma adesão durável entre o silano e o substrato. Um destes sistemas é composto por partículas de trióxido de alumínio com 30 μ m de diâmetro, revestidas por sílica (Sistema CojetTMSand - 3M ESPE). Para além da união química, aumenta também a retenção micro-mecânica através da rugosidade criada (Valandro *et al.*, 2006; Matinlinna *et al.*, 2006; Lung & Matinlinna, 2012; Chen & Suh, 2012).

Segundo alguns autores, os silanos podem ser classificados em hidrolisados e não hidrolisados. Os silanos hidrolisados são comercializados prontos a ser utilizados, já os não hidrolisados tem de ser misturados com uma solução ácida para se tornarem activos (Badini, Tavares, Guerra, Dias & Vieira, 2008).

Actualmente, o 3-Metacriloxipropiltrimetoxisilano (MPS) é o silano mais utilizado na prática clínica. É comercializado na forma pré-hidrolisada, numa mistura de solventes contendo água e álcool, com pH entre 4-5. O conteúdo de silano é de aproximadamente 1-5% vol (Attia & Kern, 2011 b; Lung & Matinlinna, 2012).

Os silanos apresentam diversas aplicações clínicas como: silanização de peças protéticas cerâmicas ou metálicas antes da cimentação adesiva, silanização de cerâmica ou metal durante a reparação, em resinas compostas, na adesão dentina (existem poucos estudos), entre outras (Matinlinna *et al.*, 2004; Lung & Matinlinna, 2012; 3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA).

Name	Manufacturer	Effective silane (%)	pH	Solution and concentration (%)	Indication	Date of information
Bisco Porcelain Primer	Bisco, Schaumburg, IL, USA	'A silane', >1	5.9	'Alcohol >45, Acetone >45'	Porcelain, composite	April 2010
Bisco Bis Silane	Bisco, Schaumburg, IL, USA	'A silane', 1-10	4	'Alcohol 30-95'	Porcelain, composite	November 2007
Cimara Silane Coupling agent	VOCO, Cuxhaven, Germany	'Silane', N/A	5.5	2-Propanol 50-100	Repair of ceramics, metals	January 2011
Clearfil Ceramic Primer	Kuraray, Osaka, Japan	MPS, <5, MDP N/A	3	Ethanol >80	Porcelain, ceramics, resin-based materials	October 2008
Clearfil Porcelain Bond Activator	Kuraray, Osaka, Japan	MPS 40-60	2.3	Hydrophobic aromatic dimethacrylate	Porcelain	October 2008
ESPE Sil	ESPE Dental, Seefeld, Germany	'MPS', <3	4.5	Ethanol, >97	Metals, ceramics, composites	September 2010
ESPE RelyX Ceramic Primer	3M ESPE, St. Paul, MN, USA	'MPS', <2	4.6	Methyl ethyl ketone <2 Ethanol, 70-80 Water, 20-30	Ceramics, Porcelain, metals	February 2010
Monobond-S	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	MPS, <2.5	4	Ethanol, 50-100	Porcelain, composite	January 2011
Pulpdent Silane Bond Enhancer	Pulpdent, Watertown, MN, USA	A silane, N/A	6.3	Ethanol, 92 Acetone, 7	Porcelain, composites	January 2008
Silicoup A and B (a two bottle system)	Heraeus Kulzer, Hanau, Germany	N/A, MPS (Silicoup B)	N/A	Ethanol, 25-50 Ethylacetate, 25-50 Acetic acid, 5-10	N/A	August 2010
Ultradent Silane	Ultradent Products, South Jordan, UT, USA	MPS, 5-15	5.3	2-Propanol, 92	Porcelain, resin coupling agent	January 2006
Vectris Wetting Agent	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	MPS, 1	N/A	Ethanol, <52	Crowns, bridges	July 2006
VITA Zahnfabrik	VITA SIL, Bad Säckingen, Germany	MPS, <2.5	N/A	Ethanol, 25-50	Ceramic and resin composite	April 2008

Tabela 2: Exemplos de silanos comercializados actualmente, *in Lung et al.*, 2012

8. Adesão

A palavra adesão deriva do latim *adhaerere*, que se divide em adicionar (*ad*) e colar (*haerere*).

Quando falamos em adesão, referimo-nos a um estado no qual duas superfícies permanecem unidas, quando colocadas em contacto, por forças que podem ser químicas, mecânicas ou ambas (Perdigão & Ritter, 2001).

O processo de adesão química envolve a interacção molecular na interface entre materiais; já adesão mecânica diz respeito a interposição física de um material em

cavidades existentes noutro (Craig & Powers, 2002; Marshall, Bayne, Baier, Tomsia & Marshall, 2010).

Segundo Perdigão & Ritter (2001), palavras como adesivo, força de adesão e durabilidade são palavras-chave indispensáveis para definir a adesão as estruturas dentárias. O adesivo é uma substância normalmente líquida que ao solidificar permite a união entre os substratos. Por sua vez, aderente ou substrato é o nome dado ao corpo que se une a outro através do adesivo. É necessário um contacto íntimo entre o adesivo e o substrato de modo a que o processo de adesão ocorra e seja o melhor possível.

Na Dentisteria Restauradora, o substrato é geralmente o esmalte ou a dentina, no qual é aplicado o adesivo (Perdigão, 2007). No entanto pode incluir também amálgama, compósito, cerâmica, entre outros (Marshall *et al.*, 2010).

A força de adesão refere-se à capacidade do sistema adesivo suportar uma carga, ou seja resistir a estímulos externos e manter-se íntegro. O período de tempo durante o qual esta adesão permanece estável designa-se por durabilidade (Perdigão & Ritter 2001; Tar, Lepe, Johnson e Mancl, 2005).

As condições ao qual o ambiente oral esta sujeito, tais como a humidade, stress físico, alterações da temperatura e do pH, dieta e hábitos de mastigação influenciam directamente, a força de adesão entre os materiais restauradores e a estrutura dentária, bem como a durabilidade da mesma (Van Meerbeek *et al.*, 2006; Van Dijken, Sunnegardh-Gronberg & Lindberg, 2007).

8.1 Mecanismo de adesão

O mecanismo de adesão ao esmalte e à dentina dá-se, essencial e resumidamente, por um processo de troca que envolve a substituição de minerais removidos da superfície dentária por monómeros de resina.

A acção do ácido na superfície dentária tem como objectivo criar porosidades onde posteriormente, os monómeros de resina vão penetrar e polimerizar criando assim uma adesão micro-mecânica. Este processo envolve uma primeira fase de desmineralização do esmalte e dentina, geralmente com ácido ortofosfórico entre 30-

40% durante 15 segundos, seguida da entrada e conseqüente polimerização *in situ* da resina fluida nas microporosidades, denominada de hibridação (Van Dijken, 2000; Peumans *et al.*, 2005; Oliveira, Diniz, Svizero, D'Alpino & Pegoraro, 2010).

Os sistemas adesivos não são mais do que a combinação de monómeros resinosos de diferentes pesos moleculares e viscosidades, solventes orgânicos (acetona, etanol ou água) e outros aditivos, que após o processo de polimerização, estabelecem a ligação entre o material restaurador e o substrato (Reis *et al.*, 2006; Perdigão, 2007; Van Landuyt *et al.*, 2007; Oliveira *et al.*, 2010).

Actualmente, apresentam diversas aplicações clínicas como é o caso de restaurações estéticas de lesões cariosas, colagem de fragmentos e reparação de restaurações, alteração da cor, forma e tamanho dos dentes, fixação de brackets e bandas ortodónticas, fixação de férulas periodontais, adesão de restaurações indirectas, adesão de selantes de fossas e fissuras, reconstrução de núcleos para coroas, cimentação de pinos intra-radiculares, cimentação de próteses fixas e ainda para dessensibilização de raízes expostas (Perdigão & Ritter 2001; Reis *et al.*, 2006; Oliveira *et al.*, 2010).

9. Evolução e classificação dos Sistemas Adesivos

Com a evolução e aperfeiçoamento dos materiais restauradores estéticos, os sistemas adesivos são hoje indispensáveis na prática clínica diária. Esta evolução vem de encontro às exigências funcionais e principalmente estéticas dos doentes (Oliveira *et al.*, 2010).

Buonocore, em 1955, propôs o tratamento químico da superfície dentária com ácido fosfórico com o objectivo de tornar a superfície do esmalte mais irregular e susceptível à adesão dos materiais. Com isto, introduziu o conceito de Dentisteria Adesiva e motivou a procura constante de um sistema adesivo ideal (Buonocore, 1955; Fróis, Barragán, Chasqueira & Portugal, 2012).

Como consequência, vários são os sistemas adesivos lançados constantemente no mercado, cada um com o seu modo de acção particularmente diferente. A grande

panóplia de materiais comercializados, torna difícil a compreensão e selecção do material “ideal” (Kanca, 2005; Oliveira *et al.*, 2010).

Tem sido várias as tentativas de simplificar a sua utilização, melhorar o seu desempenho clínico e negar as suas limitações, de modo a contribuir para uma melhor prática clínica de restaurações adesivas (Fróis *et al.*, 2012).

De forma a simplificar, houve necessidade de classificá-los.

Esta classificação foi feita de acordo com algumas características como sendo a forma de tratamento da smear layer - removendo-a totalmente ou incorporando-a na adesão, o número de passos clínicos – 1, 2 ou 3, e por último, de acordo com a geração a que pertence (1ª a 7ª).

Sabe-se que actualmente existem sete gerações de adesivos, contabilizando da mais antiga (1ª) à mais recente (7ª), e que nem sempre a nova geração apresenta melhores resultados clínicos que a anterior (Coelho, Canta, Martins, Oliveira & Marques, 2012).

Esta classificação é universalmente aceite, no entanto é pouco clara e por vezes confusa, não sendo por isso a mais utilizada. Actualmente, é utilizada a classificação com base na técnica de interacção com a camada *smear layer*, que divide os adesivos em dois grupos principais, denominando-se *Etch-and-Rinse* ou *Self-Etch*. Cada um deles é subdividido de acordo com o número passos clínicos utilizados (Perdigão, Geraldei & Hodges, 2003; Perdigão *et al.*, 2005; Breshi *et al.*, 2008; Nakornchai, Harnirattisai, Surarit & Thiradilok, 2005; Mazzoni *et al.*, 2009; Perdigão, 2010).

Seja qual for o sistema adesivo utilizado, todos compreendem três “ingredientes major”: o agente condicionador/ácido, o *primer* e a resina adesiva. Podem ser comercializados separadamente ou combinados (Craig & Powers, 2002; El Zohairy, De Gee, Mohsen & Feilzer, 2005).

Vários ácidos têm sido referidos como potenciais agentes condicionadores, tais como: ácido maleíco, cítrico, poliacrílico, hidrofluorídrico, entre outros. No entanto, o ácido fosfórico (30-40%) parece ser o mais utilizado uma vez que produz um padrão de condicionamento do esmalte e dentina mais confiável e definido (Craig & Powers, 2002; Vaidyanathan & Vaidyanathan, 2009).

Segundo a definição utilizada industrialmente, um *primer* consiste numa solução de monómeros anfipáticos como o HEMA (hidroxietilmetacrilato) dissolvidos em solventes orgânicos (geralmente água, acetona e /ou álcool), que é aplicada no substrato e após evaporação do solvente, fica uma fina película de monómeros aderida. Os solventes vão deslocar a água presente na superfície da dentina possibilitando o transporte dos monómeros pelos espaços entre as fibras de colagénio expostas. As moléculas do *primer* têm 2 grupos funcionais: um hidrófilico, com afinidade química pela superfície húmida da dentina; e outro hidrófobico, que pode co-polimerizar com os monómeros incluídos na resina fluida (Perdigão e Ritter, 2001).

A resina adesiva inclui predominantemente monómeros hidrofóbicos como o Bis-GMA, UDMA e TEGDMA e pequenas quantidades de monómeros anfipáticos, como o HEMA. Esta resina adesiva penetra nos espaços entre as fibras de colagénio, copolimeriza com o *primer* formando a camada híbrida, dá origem aos *resin tags* e fornece ligações duplas para copolimerizar com a resina composta. (Perdigão e Ritter, 2001; Coelho *et al.*, 2012)

Os sistemas adesivos *Etch-and-Rinse* requerem o condicionamento ácido isolado da aplicação do sistema adesivo, fazendo com que haja uma remoção completa da *smear layer*. Podem dividir-se em sistemas adesivos *Etch and Rinse* de três passos clínicos (4ª geração) ou de dois passos clínicos (5ª geração), dependendo respectivamente da aplicação isolada ou simultânea do primer e do adesivo.

Os sistemas adesivos *Self-Etch* dispensam a etapa do condicionamento ácido separadamente, uma vez que usam *primers* acidulados. Neste caso, a *smear layer* não é removida mas sim alterada, permanecendo como substrato para o sistema adesivo.

Dividem-se em sistemas adesivos *Self-Etch* de dois passos clínicos (6ª geração) onde primer acidulado e o adesivo são usados separadamente ou de um passo clínico (7ª geração) onde o *primer* acidulado e o adesivo se encontram no mesmo frasco. Estes últimos são também designados por adesivos *all-in-one* (Perdigão *et al.*, 2003; Nakornchai *et al.*, 2005; De Munck *et al.*, 2005 a; Breschi *et al.*, 2008; Mazzoni *et al.*, 2009; Reis, Carrilho, Breschi & Loguercio, 2013).

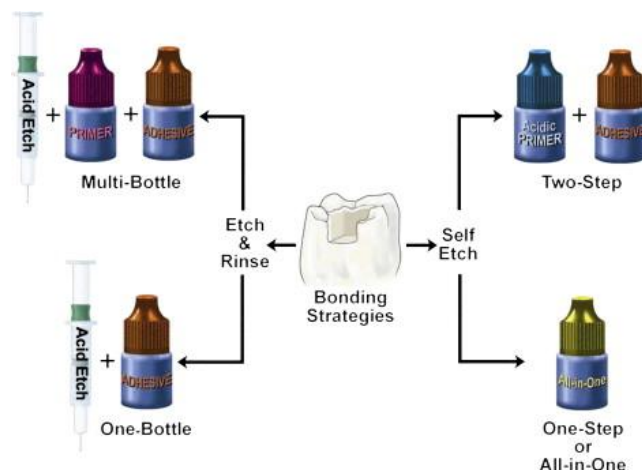


Figura 13: Resumo das estratégias de adesão *in* Perdigão, 2007

9.1 Sistemas Adesivos *Etch-and-Rinse*

Os sistemas *Etch-and-Rinse* são os mais utilizados, diariamente. Nestes sistemas é sempre realizado um condicionamento ácido da superfície, geralmente com ácido ortofosfórico entre 30-40%, seguido da lavagem com água e posteriormente, a aplicação do *primer* e do adesivo, ou seja é preconizado o condicionamento ácido separadamente dos restantes passos, como referido anteriormente. Esta continua a ser descrita como a técnica que obtém melhores resultados, tanto em termos de estabilidade como de eficiência (Van Merbeek *et al.*, 2003, Perdigão, 2010).

9.2 Sistemas Adesivos *Self-Etch* ou Autocondicionantes

A simplificação e redução do tempo de aplicação dos sistemas adesivos, constitui o mais recente desenvolvimento na adesão ao tecido dentário. Assim sendo, surgem, na década de 90, os sistemas adesivos *Self-Etch*. (Peumans *et al.*, 2005; Alves da Cunha *et al.*, 2007; Coelho *et al.*, 2012).

Esta abordagem adesiva anula o passo de condicionamento ácido isolado e separado dos outros passos, uma vez que este sistema adesivo apresenta na sua composição monómeros funcionais acidulados, na sua grande maioria ésteres de ácido fosfórico, que desmineralizam e infiltram o esmalte e a dentina simultaneamente.

Esta desmineralização é mais superficial do que a conseguida nos sistemas *Etch-and-Rinse*, uma vez que o pH dos monómeros acidulados presentes nos sistemas *Self-Etch* é mais elevado (ou seja menos forte) quando comparado com os outros sistemas (Perdigão *et al.*, 2003; Perdigão *et al.*, 2005).

Neste sistema, não há remoção da *smear layer*. Esta permanece como substrato para a adesão. Estes sistemas adesivos penetram, dissolvem e incorporam a *smear layer* na interface adesiva. A infiltração no colagénio e a desmineralização da dentina ocorrem em simultâneo à penetração dos monómeros adesivos, sem necessidade de lavagem. (Regina de Paula & Pereira, 2003; Coelho *et al.*, 2012).

	Nome Comercial	Fabricante
4ª Geração Sistemas de 3 passos / Total etch / etch and rinse	Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose Adhesive System	3M Dental ESPE
5ª Geração Sistemas de 2 passos / Total etch / etch and rinse	Adper™ Single Bond Plus Adhesive	3M Dental ESPE
6ª e 7ª Geração Sistemas de auto-condicionamento de dois passos / etch and dry	ExcITE F	Ivoclar Vivadent
	Heliobond	Ivoclar Vivadent
	Prime & Bond NT	Dentsply DeTrey
	PQ1	Ultradent Products, In
	AdheSE	Ivoclar Vivadent
6ª e 7ª Geração Sistemas de auto-condicionamento de um passo / etch and dry/ all-in-one	Adper™ Scotchbond™ SE Self-Etch Adhesive	3M Dental ESPE
	CLEARFIL LINER BOND 2V	Kuraray Dental
	CLEARFIL SE BOND	Kuraray Dental
	CLEARFIL SE PROTECT	Kuraray Dental
	GC UNIFIL BOND	GC Corporation
6ª e 7ª Geração Sistemas de auto-condicionamento de um passo / etch and dry/ all-in-one	AdheSE One F	Ivoclar Vivadent
	Adper™ Easy Bond Self-Etch Adhesive	3M Dental ESPE
	Adper™ Prompt™ L-Pop™ Self-Etch Adhesive	3M Dental ESPE
	CLEARFIL DC BOND	Kuraray Dental
	CLEARFIL S3 BOND	Kuraray Dental
	GC G-BOND	GC Corporation, Tokyo, Japan
	Xeno III	Dentsply DeTrey
	Xeno V	Dentsply DeTrey

Tabela 3: Exemplos de Sistemas Adesivos comercializados actualmente em Portugal *in* Coelho *et al.*, 2012

II. Objectivo

O objectivo deste estudo é:

Avaliar *in vitro* a resistência adesiva (μ TBS) entre um novo material nano cerâmico/resina e o material restaurador, fazendo variar o protocolo adesivo

III. Hipóteses de Estudo

- Hipótese Nula:

Diferentes protocolos adesivos na reparação da Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) não afectam a resistência adesiva.

- Hipótese alternativa:

Diferentes protocolos adesivos na reparação da Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) afectam a resistência adesiva.

IV. Materiais e Métodos

Oito blocos da nano cerâmica/resina Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA), na cor A3, foram colados a bases acrílicas e seccionados através de corte com lâmina diamantada a baixa velocidade (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark), constantemente irrigada com água, para obter dezasseis amostras com seis mm de espessura cada.

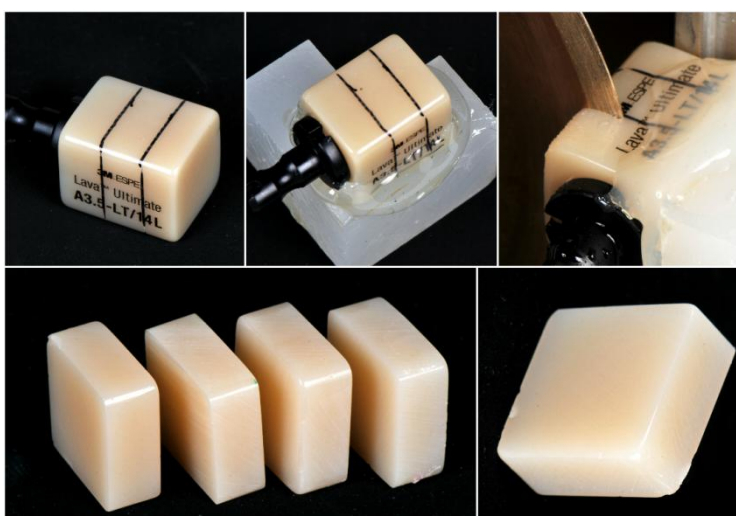


Figura 14: Esquema de corte dos blocos de cerâmica Lava™ Ultimate (3M ESPE)

As amostras foram jacteadas com partículas de óxido de alumínio ($\leq 50 \mu\text{m}$) durante 10 segundos a uma distância de 5mm (Ferreira da Costa *et al.*, 2012).



Figura 15: Amostras jacteadas com partículas de óxido de alumínio

Posteriormente, foram aleatoriamente divididas em quatro grupos de quatro elementos cada, segundo o protocolo adesivo adoptado.

No primeiro grupo (G1) foi feita a aplicação do adesivo ScotchBond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany), massajando a superfície da amostra durante 20 segundos, seguido de jacto de ar durante 5 segundos e fotopolimerização durante 10 segundos, segundo as instruções do fabricante.



Figura 17: Adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany)

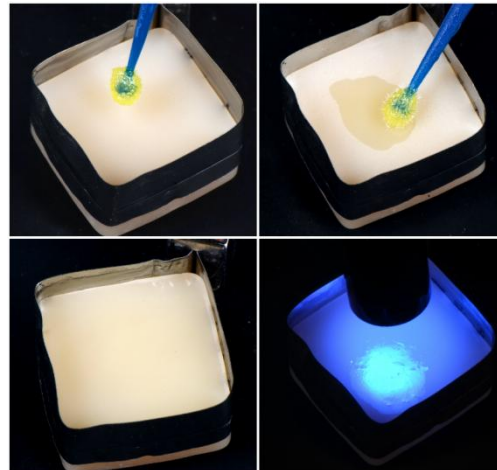


Figura 16: Protocolo de aplicação do adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany)

No segundo grupo (G2), foi feita a aplicação do silano ESPE™ Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE, Neuss, Germany), deixando evaporar durante 30 segundos, de acordo com as instruções do fabricante. De seguida, foi aplicado o adesivo ScotchBond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany), de acordo com as instruções do fabricante.



Figura 18: Protocolo de aplicação do silano ESPE™ Sil (3M ESPE)

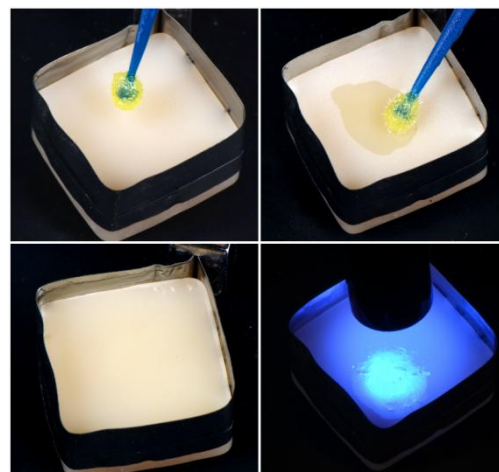


Figura 19: Protocolo de aplicação do adesivo Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany)

No terceiro grupo (G3), foi feita a aplicação do silano ESPE™ Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE, Neuss, Germany), deixando evaporar durante 30 segundos, de acordo com as instruções do fabricante. De seguida, foi aplicado o adesivo Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA), massajando a superfície durante 15 segundos, seguido de jacto de ar durante 3 segundos e fotopolimerização durante 20 segundos, segundo as instruções do fabricante.



Figura 20: Adesivo Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA)

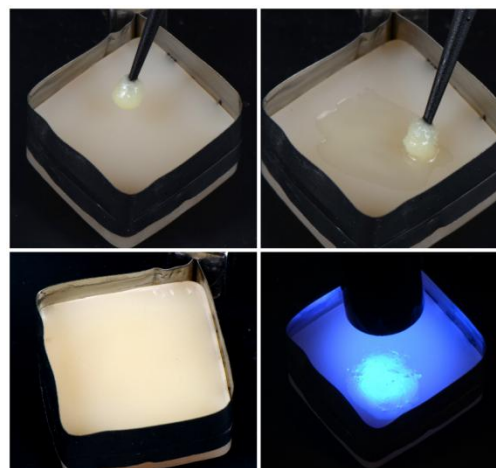


Figura 21: Protocolo de aplicação do adesivo Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA)

No quarto grupo (G4), foi feita a aplicação do silano ESPE™ Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE, Neuss, Germany), deixando evaporar durante 30 segundos, de acordo com as instruções do fabricante. De seguida, foi aplicado o adesivo Adper™ ScotchBond™ Multi-Purpose (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA) e fotopolimerizado durante 10 segundos, segundo as instruções do fabricante.



Figura 22: Adesivo Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)



Figura 23: Protocolo de aplicação do adesivo Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)

De seguida, todas as amostras foram restauradas com Resina Composta Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA), na cor A1 body em três incrementos de 2 mm cada e fotopolimerizadas com um fotopolimerizador S10 (1000 mW/cm²) (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA), durante 40 segundos cada.



Figura 24: Filtek™ Supreme XTE (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)

Com o objectivo de padronizar a espessura dos incrementos de resina composta e o tamanho das amostras, as restaurações foram confeccionadas com a ajuda de uma matriz metálica e um porta matriz universal.



Figura 25: Porta-matriz universal e matriz metálica usados para a restauração dos blocos

De forma a obter uma superfície lisa, o ultimo incremento foi coberto e comprimido com uma folha de acetato. Com a folha de acetato devidamente colocada, o incremento foi fotopolimerizado durante 40 segundos. Foi removida a matriz e os restantes quatro lados da amostra foram fotopolimerizados durante 20 segundos. Por fim, a superfície do topo foi polida com um disco de lixa SiC de granulação 600 sob água corrente.

Resistência adesiva (μ TBS) da reparação de um novo material nano cerâmico/resina (Lava™ Ultimate) fazendo variar o protocolo adesivo – estudo *in vitro*

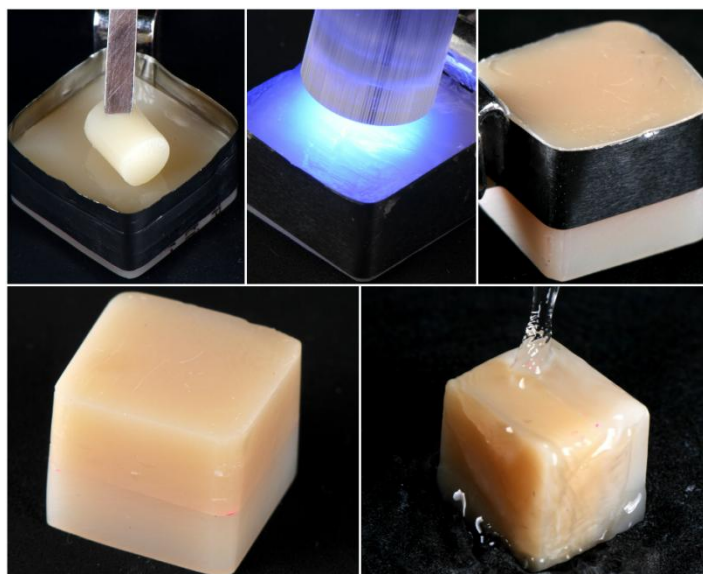


Figura 26: Protocolo de restauração dos blocos com resina composta Filtek™ Supreme (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)

Posteriormente, as amostras da nano cerâmica/resina restauradas foram coladas novamente a bases acrílicas e seccionadas com uma lâmina diamantada (Accutum-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark), a baixa rotação e irrigada com água corrente, em duas partes de forma a obter dois sub-grupos: o grupo controlo (GC) e o grupo cujas amostras foram submetidas aos testes de fadiga térmica (GT).



Figura 27: Esquema de corte dos blocos restauradas

Para o grupo de controlo, as amostras foram armazenadas em água destilada, em recipientes fechados, numa estufa (Memmert INE 400, Memmert, Germany) a 37°C durante 24 horas. Para o grupo termociclado, as amostras devidamente acondicionadas e individualizadas, foram sujeitas a 10.000 ciclos térmicos, com

banhos cíclicos em água destilada a 5° e $55^{\circ} \pm 2^{\circ}\text{C}$, durante 30 segundos cada, com intervalo de 5 segundos entre cada banho.

De seguida, as amostras foram seccionadas com uma lâmina diamantada (Accutom-50, Struers A/S, Ballerup, Denmark) a baixa velocidade segundo dois eixos perpendiculares (X e Y), irrigadas por água corrente, de forma a obter palitos com uma secção transversal de $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$.



Figura 29: Máquina de termociclagem, laboratório de biomateriais do ISCSEM



Figura 28: Máquina de corte Accutom-50 (Struers A/S, Ballerup, Denmark), laboratório de biomateriais do ISCSEM

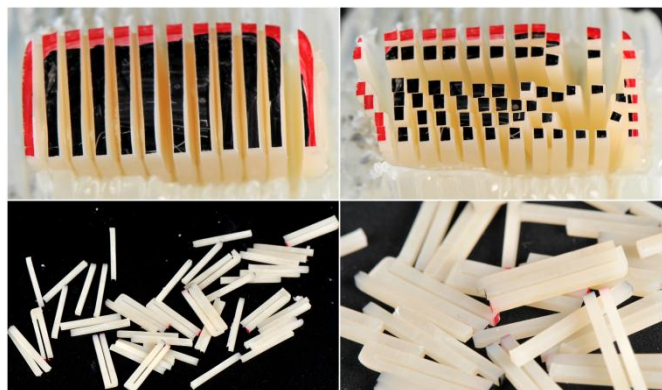


Figura 30: Corte dos palitos, nas direcções X e Y, com uma secção transversal de $1 \pm 0,2 \text{ mm}^2$

Cada palito foi fixado a um jig de aço inoxidável de Geraldí utilizando uma cola de cianoacrilato (Zapit, Dental Ventures of América, Corona, CA, USA).

Os palitos foram testados em tensão, numa máquina de testes universal (Shimadzu Autograph AG-IS 50 kN, Kyoto, Japão) a uma velocidade de 1 mm/min até ocorrer fractura.

Resistência adesiva (μ TBS) da reparação de um novo material nano cerâmico/resina (Lava™ Ultimate) fazendo variar o protocolo adesivo – estudo in vitro



Figura 32: Cola de cianoacrilato (Zapit, Dental Ventures of América, Corona, CA, USA)



Figura 31: Palito colado a um Jig de Geraldeli

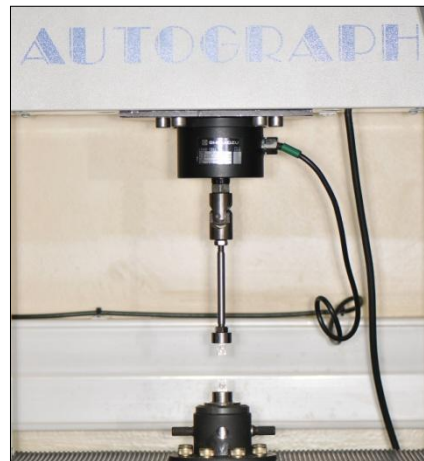


Figura 33: Máquina de testes universal AG-IS 50 kN (Shimadzu, Kyoto, Japão), laboratório de biomateriais do ISCSEM

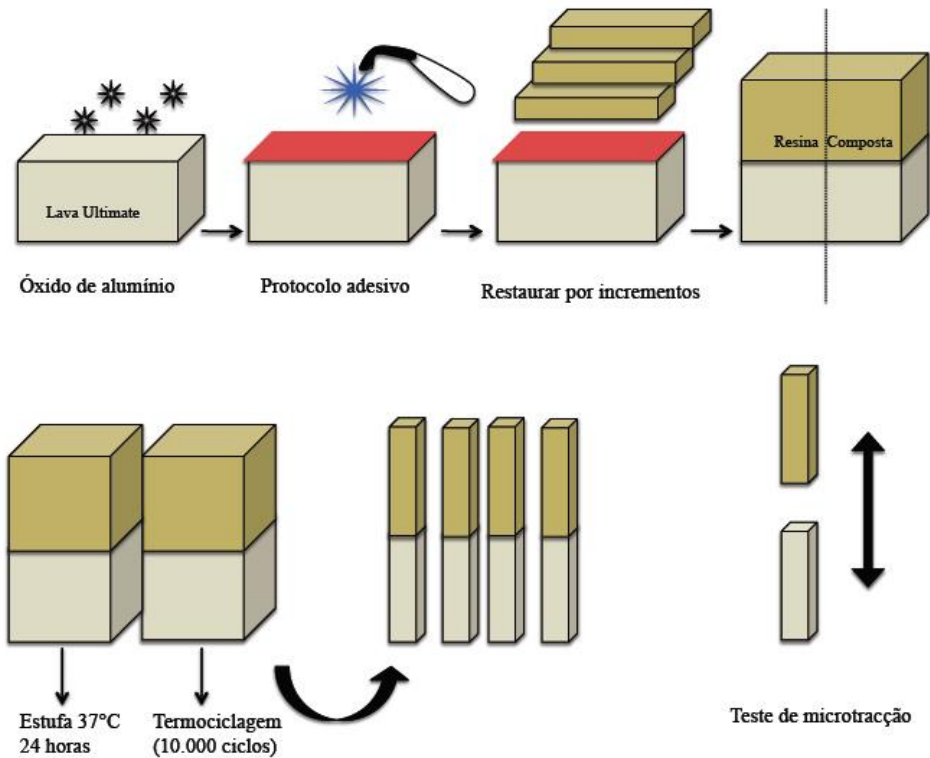


Figura 34: Esquema representativo do procedimento de preparação dos espécimens e teste de microtração adesiva (μ TBS) adaptado de esquema *in* Loomans *et al.*, 2011

Grupo	G1	G2	G3	G4
Preparação de superfície	Jacto de óx. de alumínio	Jacto de óx. de alumínio	Jacto de óx. de alumínio	Jacto de óx. de alumínio
Protocolo Adesivo	Scotchbond™ Universal	Silano + Scotchbond™ Universal	Silano + Optibond™ FL	Silano + Adper™ Scotchbond™ Multi-Purpose
Resina Composta	Filtek™ Supreme (3x2mm)	Filtek™ Supreme (3x2mm)	Filtek™ Supreme (3x2mm)	Filtek™ Supreme (3x2mm)
Teste às 24 horas	✓	✓	✓	✓
Teste após termociclagem	✓	✓	✓	✓

Tabela 4: Tabela esquematisando o protocolo laboratorial

Resistência adesiva (μ TBS) da reparação de um novo material nano cerâmico/resina (LavaTM Ultimate) fazendo variar o protocolo adesivo – estudo in vitro

Com o auxílio de uma craveira digital (StormTM, Central Tools Inc., Cranston, USA), foram medidos o comprimento e largura de cada fragmento resultante, sendo a área calculada em mm^2 . Como resultado da divisão da força aplicada no momento da fractura (N) pela área da superfície aderida (mm^2) obtivemos as forças de adesão (μ TBS), expressas em MPa.

Através de um microscópio óptico com ampliação de 20x (Leica ATC 2000, Reichert Inc, Buffalo, NY, USA), foi possível analisar e classificar o tipo de fractura consoante o local onde ocorreram em: Fractura Adesiva se ocorreu ao nível da interface adesiva, Fractura Coesiva na Restauração se ocorreu ao nível da Resina Composta, Fractura Coesiva na Lava se ocorreu ao nível da LavaTM Ultimate e Fractura Mista (M) se ocorreu ao nível da interface adesiva e resina composta e/ou LavaTM Ultimate.

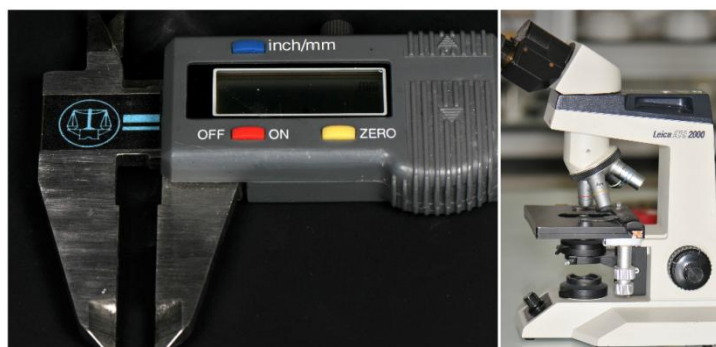


Figura 35: Craveira digital StormTM (Central Tools Inc., Cranston, USA) (esq.) e Microscópio óptico Leica ATC 2000 (Reichert Inc., Buffalo, NY, USA) (dir.)



Figura 36: Imagem retirada do microscópio óptico e imagem esquemática representativas da Fractura Adesiva



Figura 37: Imagem retirada do microscópio óptico e imagem esquemática representativas da Fractura Coesiva na Restauração

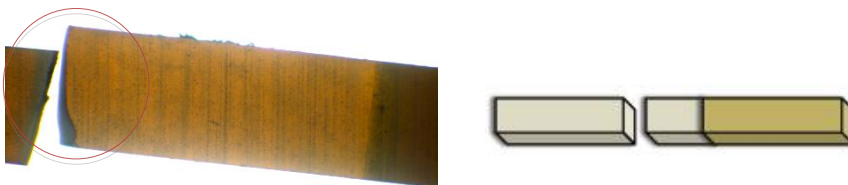


Figura 38: Imagem retirada do microscópio óptico e imagem esquemática representativas da Fractura Coesiva na Lava

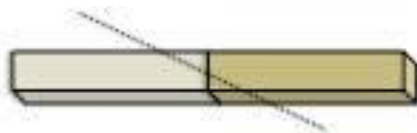


Figura 39: Imagem esquemática representativa da Fractura Mista

Resistência adesiva (μ TBS) da reparação de um novo material nano cerâmico/resina (Lava™ Ultimate) fazendo variar o protocolo adesivo – estudo in vitro

Nome Comercial	Material	Composição	Lote	Validade
Lava™ Ultimate (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)	Nano cerâmica/resina	Sílica nanomers of 20 nm, zirconia nanomers of 4 to 11 nm, silane coupling agent, zirconia-silica nanocluster particles and 4 to 11 nm zirconia particles	N414662	2017-07
ESPE™ Sil Silane Coupling Agent (3M ESPE, Neuss, Germany)	Silano	1-3-methacryloxypropyl-trimethoxysilane (MPS) in ethanol	N499728	2015-11
Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, Germany)	Sistema Adesivo	MDP Phosphate Monomer, Dimethacrylate resins, HEMA, Vitrebond™ Copolymer, Filler, Ethanol, Water, Initiators, Silane	N458640	2013-11
Optibond™ FL (Kerr, Orange, USA)	Sistema Adesivo	Adhesive bottle: TGDMA, UDMA, GPDM, HEMA, bis-GMA, fillers (barium aluminoborosilicate, sodium hexafluorosilicate), photoinitiator, stabilizers	N4856729	2014-10
Adper ScotchBond™ Multi-Purpose (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)	Sistema Adesivo	Adhesive bottle: bis-GMA, HEMA and initiator	N410901	2015-06
Filtek™ Supreme XTE Universal Restorative, A1 Body Shade (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA)	Resina Composta	Bis-GMA, TEGDMA, PEGDMA, bis-EMA, 20 nm sílica filler, 4 to 11 nm zirconia filler, cluster filler (20 nm sílica and 4 to 11 nm zirconia particles)	N506571 N496907 N436504	2015-11

Tabela 5: Materiais utilizados no estudo

Análise Estatística

Fixou-se como referência para aceitar ou rejeitar a hipótese nula um nível de significância (α) $\leq 0,05$. Para testar as diferenças na resistência adesiva entre os grupos Controlo e Termociclado usou-se o teste t de Student por estarmos a comparar dois grupos e a variável dependente é de tipo quantitativo. Para comparar a diferença na resistência adesiva entre os grupos, dentro do grupo Controlo e depois no grupo Termociclado usou-se o teste Anova One-Way por compararmos mais de dois grupos e a variável dependente é de tipo quantitativo. Os pressupostos destes testes, nomeadamente o pressuposto de normalidade de distribuição e o pressuposto de homogeneidade de variâncias foram analisados com os testes de Kolmogorov-Smirnov e teste de Levene. Nas situações em que a dimensão da amostra era superior a 30 aceitou-se a normalidade de distribuição de acordo com o teorema do limite central. Nas situações em que na Anova o pressuposto de homogeneidade de variâncias não se encontrava satisfeito usou-se a Anova com correcção de Welch.

Para testar a relação entre as fracturas e os grupos usou-se o teste de independência do Qui-quadrado por estarmos a relacionar duas variáveis de tipo qualitativo. As diferenças foram analisadas com o apoio dos resíduos ajustados estandardizados.

A análise estatística foi efectuada com o SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) versão 20.0 para Windows.

V. Resultados

1. Comparação Grupo controlo (CG) versus Grupo Termociclado (GT)

Foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Controlo		C. Térmica		Sig.
	M	Dp	M	Dp	
G1	70,85	23,40	57,55	18,24	,001*
G2	72,31	22,45	65,26	21,09	,026*
G3	62,66	17,98	53,96	20,04	,002*
G4	54,27	17,08	59,86	21,90	,080

.....* $p \leq 0,05$

Tabela 6: Valores médios de resistência adesiva: GC versus GT

No grupo G1, onde foi aplicado o adesivo ScotchbondTM Universal, o valor da resistência adesiva é mais elevado no grupo controlo e mais baixo no grupo sujeito a ciclagem térmica (70,85 versus 57,55), sendo a diferença estatisticamente significativa $t(142) = 3,795, p = 0,001$.

No grupo G2, onde foi aplicado o silano ESPETM Sil e adesivo ScotchbondTM Universal, o valor da resistência adesiva é mais elevado no grupo controlo e mais baixo no grupo sujeito a ciclagem térmica (72,31 versus 65,26), sendo a diferença estatisticamente significativa $t(190) = 2,237, p = 0,026$.

No grupo G3, onde foi aplicado o silano ESPETM Sil e adesivo OptibondTM FL, o valor da resistência adesiva é mais elevado no grupo controlo e mais baixo no grupo sujeito a ciclagem térmica (62,66 versus 53,96), sendo a diferença estatisticamente significativa $t(180) = 3,079, p = 0,002$.

No grupo G4, a diferença dos valores da resistência adesiva entre o grupo controlo e o grupo sujeito a ciclagem térmica não é estatisticamente significativa $t(150) = -1,764, p=0,080$.

Nos gráficos 1 e 2 podem ser observados a distribuição por grupos dos valores médios de resistência adesiva e respectivo desvio-padrão (gráfico 2).

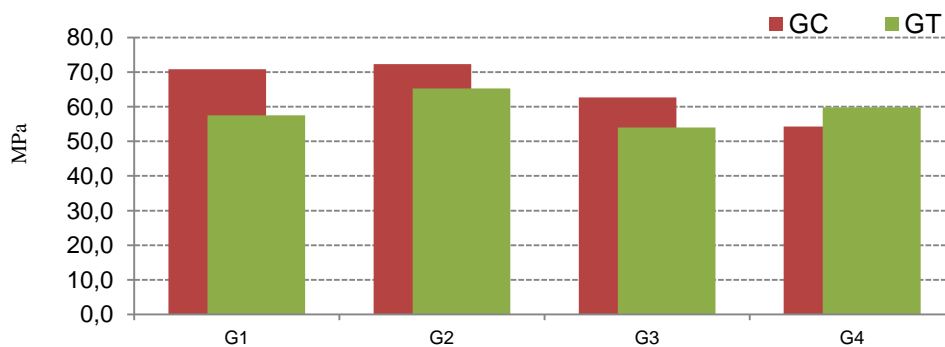


Gráfico 1: Valores médios de resistência adesiva (MPa): GC versus GT

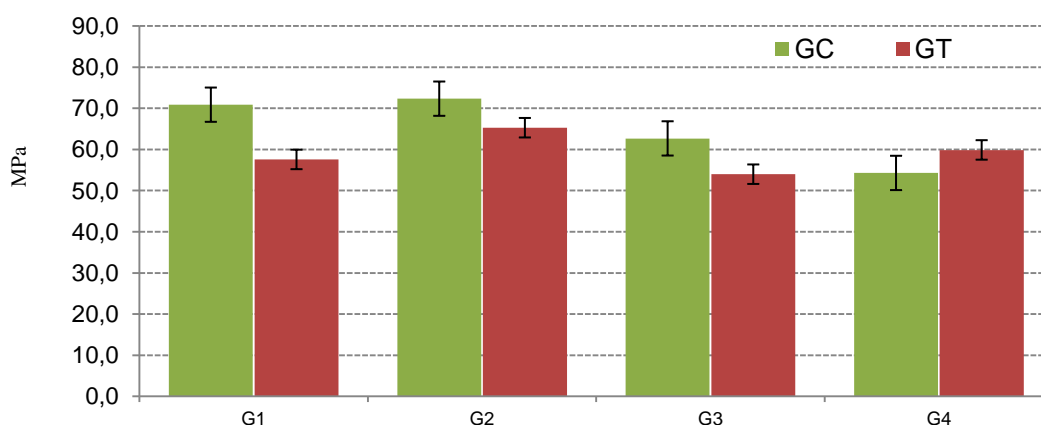


Gráfico 2: Valores médios de resistência adesiva (MPa) e Desvio-Padrão: GC versus GT

2. Comparação da resistência adesiva no Grupo Controle (GC)

Foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Estatística	gl1	gl2	Sig.
Welch	15,363	3	183,019	,001*

* $p \leq 0,05$

Tabela 7: Anova de Welch (Grupo Controle)

No grupo controlo a diferença da resistência adesiva varia significativamente, $F(3, 183,019) = 15,363, p = 0,001$. A análise do teste de comparação múltipla à posteriori de Tukey indica que as diferenças significativas se encontram entre o grupo G4 e os grupos G3, G1 e G2, sendo que os primeiros apresentam menor resistência adesiva (54,27 versus 62,66 70,85 e 72,31) ($p = 0,038, p = 0,000, p = 0,000$). A diferença entre os grupos G1, G2 e G3 não é estatisticamente significativa, $p = 0,966$.

Grupos	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
G4	81	54,27	
G3	90		62,66
G1	73		70,85
G2	100		72,31
Sig.		1,000	,966

Tabela 8: Teste de Tukey (Grupo Controlo)

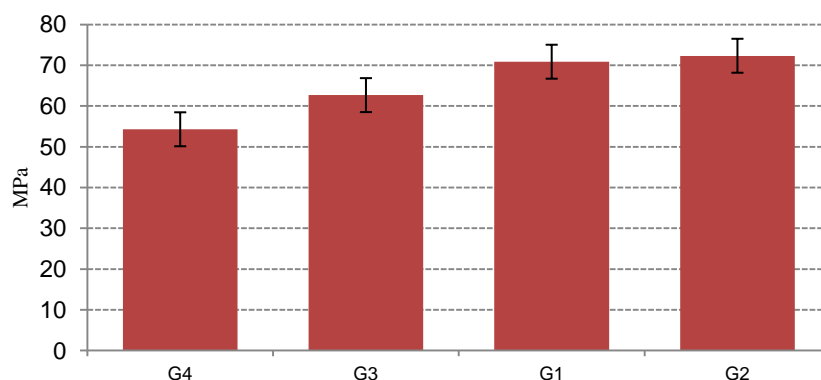


Gráfico 3: Valores médios de resistência adesiva (MPa) e Desvio-Padrão: Grupo Controlo

3. Comparação da resistência adesiva no Grupo Termociclado (GT)

Foram encontradas as seguintes diferenças estatisticamente significativas:

	Soma dos quadrados	df	Média dos quadrados	F	Sig.
Enter grupos	6133,235	3	2044,412	4,914	,002*
Nos grupos	133969,734	322	416,055		
Total	140102,969	325			

* $p \leq 0,05$

Tabela 9: Anova (Grupo Termociclado)

Nos grupos sujeitos a termociclagem a diferença da resistência adesiva varia significativamente, $F(3, 322) = 4,914$, $p = 0,002$. A análise do teste de comparação múltipla à posteriori de Tukey indica que as diferenças significativas se encontram entre os grupos G3 e G2, sendo que este último apresenta maior resistência adesiva (53,96 versus 65,26), $p = 0,001$. A diferença entre os grupos G1 e G2 não é estatisticamente significativa, $p = 0,080$.

Grupos	N	Subset for alpha = 0.05	
		1	2
G3	92	53,96	
G1	71	57,55	57,55
G4	71	59,86	59,86
G2	92		65,26
Sig.		,260	,080

Tabela 10: Teste de Tukey (Grupo Termociclado)

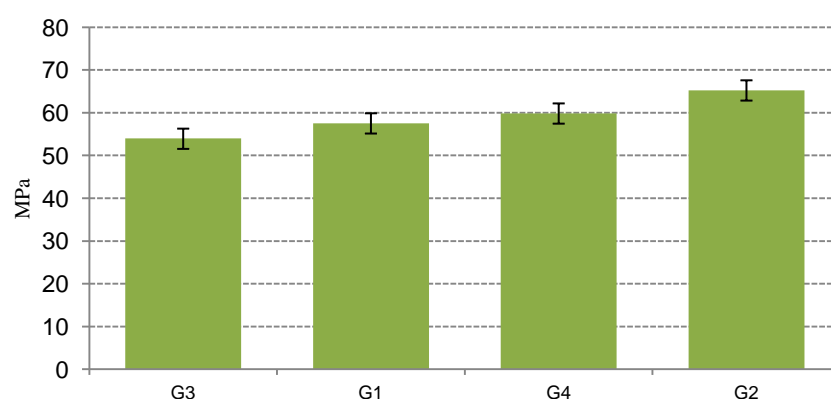


Gráfico 4: Valores médios de resistência adesiva(MPa) e Desvio-Padrão: Grupo Termociclado

4. Análise da Fractura

A relação entre o tipo de fractura e os grupos é estatisticamente significativa, $\chi^2 (2) = 26,495$, $p = 0,001$. Há uma proporção mais elevada de fracturas de tipo adesiva nos grupos sujeitos a termociclagem em relação aos grupos controlo (73,3% versus 55,8%) e de fracturas de tipo coesiva na Lava (coesiva L) (5,8% versus 1,2%) e coesiva na Restauração (coesiva R) (38,4% versus 25,5%) no grupo controlo.

	Valor	Gl	Sig.
Pearson Chi-Square	26,495	2	,001*
Likelihood Ratio	27,562	2	,000
Linear-by-Linear Association	17,968	1	,000
N of Valid Cases	670		

* $p \leq 0,001$

Tabela 11: Teste de Qui-quadrado

Fractura	Grupo		Total	
	Controlo	Termociclagem		
Adesiva	Frequência	192	239	431
	% na Fractura	44,5	55,5	100,0
	% no Grupo	55,8	73,3	64,3
	% do total	28,7	35,7	64,3
Coesiva L	Frequência	20	4	24
	% na Fractura	83,3	16,7	100,0
	% no Grupo	5,8	1,2	3,6
	% do total	3,0	0,6	3,6
Coesiva R	Frequência	132	83	215
	% na Fractura	61,4	38,6	100,0
	% no Grupo	38,4	25,5	32,1
	% do total	19,7	12,4	32,1
Total	Frequência	344	326	670
	% na Fractura	51,3	48,7	100,0
	% no Grupo	100,0	100,0	100,0
	% do total	51,3	48,7	100,0

Tabela 12: Análise de fractura: GC versus GT

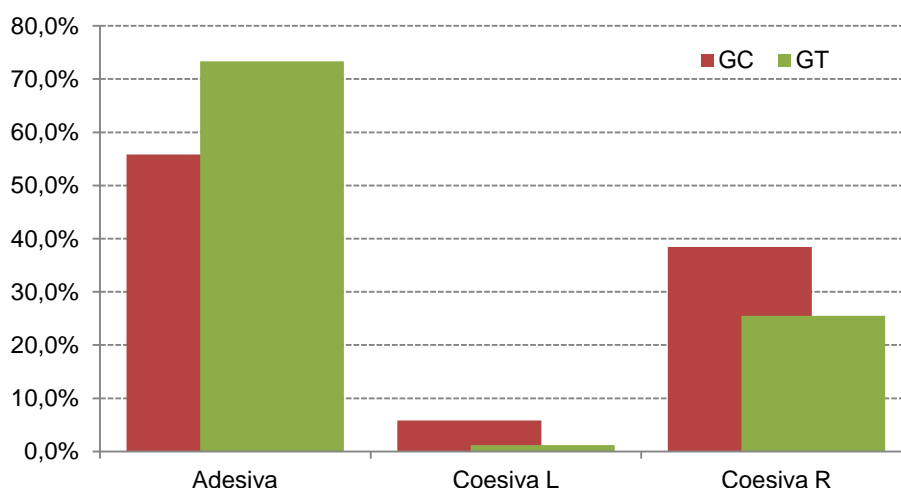


Gráfico 5: Análise de fractura: GC versus GT

5. Análise de fractura por grupos

A relação entre o tipo de fractura e o grupo G1 é estatisticamente significativa, $\chi^2 (2) = 8,644$, $p = 0,013$. Há uma proporção mais elevada de fracturas de tipo adesiva no grupo termociclado em relação ao grupo controlo (71,8% *versus* 56,2%) e de fracturas de tipo coesiva L (13,7% *versus* 1,4%) e coesiva R (38,4% *versus* 25,5%) no grupo controlo.

	Valor	G1	Sig.
Pearson Chi-Square	8,644	2	,013*
Likelihood Ratio	9,828	2	,007
Linear-by-Linear Association	1,624	1	,203
N of Valid Cases	144		

* $p \leq 0,05$

Tabela 13: Teste de Qui-quadrado

	Fractura	Grupo		Total
		Controlo	Termociclagem	
Adesiva	Frequência	41	51	92
	% na Fractura	44,6	55,4	100,0
	% no Grupo	56,2	71,8	63,9
	% do total	28,5	35,4	63,9
Coesiva L	Frequência	10	1	11
	% na Fractura	90,9	9,1	100,0
	% no Grupo	13,7	1,4	7,6
	% do total	6,9	0,7	7,6
Coesiva R	Frequência	22	19	41
	% na Fractura	53,7	46,3	100,0
	% no Grupo	30,1	26,8	28,5
	% do total	15,3	13,2	28,5
Total	Frequência	73	71	144
	% na Fractura	50,7	49,3	100,0
	% no Grupo	100,0	100,0	100,0
	% do total	50,7	49,3	100,0

Tabela 14: Análise de fractura: Grupo 1

Grupo G3

A relação entre o tipo de fractura e o grupo G2 é estatisticamente significativa, χ^2 (1) = 7,600, $p = 0,006$. Há uma proporção mais elevada de fracturas de tipo adesiva no grupo termociclado em relação ao grupo controlo (75,0% versus 55,6%) e de fracturas de tipo coesiva L (44,4% versus 25,0%) e coesiva R (38,4% versus 25,5%) no grupo controlo.

	Valor	gl	Sig.
Pearson Chi-Square	7,600	1	,006*
Continuity Correction ^c	6,765	1	,009
Likelihood Ratio	7,669	1	,006
Fisher's Exact Test			,008
Linear-by-Linear Association	7,558	1	,006
N of Valid Cases	182		

* $p \leq 0,05$

Tabela 15: Testes de Qui-quadrado

	Fractura	Grupo		Total
		Controlo	Termociclagem	
Adesiva	Frequência	50	69	119
	% na Fractura	42,0	58,0	100,0
	% no Grupo	55,6	75,0	65,4
	%d o total	27,5	37,9	65,4
Coesiva R	Frequência	40	23	63
	% na Fractura	63,5	36,5	100,0
	% no Grupo	44,4	25,0	34,6
	%d o total	22,0	12,6	34,6
Total	Frequência	90	92	182
	% na Fractura	49,5	50,5	100,0
	% no Grupo	100,0	100,0	100,0
	%d o total	49,5	50,5	100,0

Tabela 16: Análise de fractura: Grupo 3

Grupo G4

A relação entre o tipo de fractura e o grupo G4 é estatisticamente significativa, $\chi^2 (2) = 10,348$, $p = 0,006$. Há uma proporção mais elevada de fracturas de tipo adesiva no grupo termociclado em relação ao grupo controlo (87,3% *versus* 65,4%) e de fracturas de tipo coesiva R (32,1% *versus* 12,7%) no grupo controlo em relação ao grupo termociclado.

	Valor	gl	Sig.
Pearson Chi-Square	10,348	2	,006*
Likelihood Ratio	11,436	2	,003
Linear-by-Linear Association	9,038	1	,003
N of Valid Cases	152		

* $p \leq 0,05$

Tabela 17: Testes de Qui-quadrado

Resistência adesiva (μ TBS) da reparação de um novo material nano cerâmico/resina (LavaTM Ultimate) fazendo variar o protocolo adesivo – estudo in vitro

	Fractura	Grupo		Total
		Controlo	Termociclagem	
Adesiva	Frequência	53	62	115
	% na Fractura	46,1	53,9	100,0
	% no Grupo	65,4	87,3	75,7
	% do total	34,9	40,8	75,7
Coesiva L	Frequência	2	0	2
	% na Fractura	100,0	0,0	100,0
	% no Grupo	2,5	0,0	1,3
	% do total	1,3	0,0	1,3
Coesiva R	Frequência	26	9	35
	% na Fractura	74,3	25,7	100,0
	% no Grupo	32,1	12,7	23,0
	% do total	17,1	5,9	23,0
Total	Frequência	81	71	152
	% na Fractura	53,3	46,7	100,0
	% no Grupo	100,0	100,0	100,0
	% do total	53,3	46,7	100,0

Tabela 18: Análise de fractura: Grupo 4

Para o grupo G2, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os diferentes tipos de fractura, $\chi^2 (2) = 4,614$, $p = 0,100$.

VI. Discussão

Neste estudo, foi avaliada a resistência adesiva da reparação de um novo material restaurador (Lava™ Ultimate), utilizando vários protocolos adesivos.

Segundo o fabricante (3M ESPE, St. Paul, Minnesota, USA), a elevada resistência combinada com uma baixa dureza, fazem do Lava™ Ultimate um material restaurador menos frágil e propenso à fractura, quando comparado com as cerâmicas feldspáticas.

Apesar da incidência de fracturas ser menor, não deve ser esquecida no prognóstico destes materiais.

Alguns estudos clínicos indicam que a prevalência das fracturas cerâmicas ronda os 5-10%, após 10 anos de utilização (Özcan, 2003 b).

No entanto, nem todas as fracturas obrigam necessariamente a uma substituição total da restauração fracturada. Além disso, esta não é a solução mais praticada, devido aos custos óbvios inerentes e à própria natureza complexa do acto (Özcan, 2003 b).

Como tal, dependendo do tipo e tamanho da fractura, a reparação directa com técnicas adesivas adequadas e resina composta, pode ser uma alternativa prática e viável. No entanto, a elevada diversidade de sistemas de reparação tornam a escolha um grande desafio para os clínicos (Özcan *et al.*, 2009).

Não há um consenso sobre o melhor método de tratamento da cerâmica a ser aplicado em situações distintas (Aras & León, 2009).

Sabe-se que actualmente, o processo de adesão baseia-se principalmente, na combinação de processos químicos e mecânicos, produzindo irregularidades na superfície o que a torna mais susceptível a adesão.

Neste estudo, todas as amostras foram jacteadas com partículas de óxido de alumínio (< 50µm), visto ser o recomendado pelo fabricante e por estar amplamente descrito na literatura como o método de preparação de superfície que obtém melhores resultados em termos de produção de irregularidades na superfície de cerâmicas ácido resistentes.

Numa revisão da literatura, Özcan *et al.*, (2009), refere que a para obter forças de adesão mais duradoras, a criação deste tipo de irregularidades na superfície da cerâmica, é preferível aos métodos mais agressivos tais como o condicionamento com ácido fluorídrico.

Vários autores sugerem o jacteamo da superfície de cerâmicas ácido resistentes com partículas de óxido de alumínio seguido de silanização, como forma de otimizar o processo de adesão. Os silanos aumentam a molhabilidade e promovem ligações covalentes. (Özcan, Valandro, Pereira, Amaral, Bottino & Pekkan, 2013; Sobreira *et al.*, 2008; Masioli *et al.*, 2009; Bacchi *et al.*, 2010)

A silanização é uma etapa indispensável para a adesão química, complementando a retenção micromecânica. A importância do silano advém do facto do mesmo reagir com os grupos hidroxila da superfície da cerâmica tornando-a mais reactiva ao compósito e permitindo a adesão química (Aras & León, 2009).

Neste estudo, foram alcançados valores médios de adesão de 72,31 MPa no grupo G2 e 70,85 MPa no grupo G1, que são considerados valores bastante elevados entre a cerâmica e resina composta. Estes valores podem ser atribuídos a presença de silano e do monómero fosfatado MDP, na constituição do adesivo.

Acredita-se que estes monómeros adesivos, tem a capacidade de melhorar a resistência adesiva à cerâmica reforçada por zircónia, uma vez que formam ligações químicas com os óxidos metálicos presentes na constituição destas cerâmicas, forças secundárias através de ligações Van der Waals ou pontes de hidrogénio na interface cerâmica-compósito (Yang & Kern, 2010).

No nosso estudo, foi aplicado silano previamente ao sistema adesivo em todos os grupos à excepção do grupo G1. O silano utilizado contém MPS que através dos seus grupos metacrilato, tem a capacidade de copolimerizar com a matriz resinosa do compósito e adesivo.

Através dos resultados obtidos, foi possível verificar um aumento dos valores de adesão do grupo G2 em relação ao grupo G1, apesar da diferença não ser considerada estatisticamente relevante, o que pode indicar que o processo de silanização extra quando combinado com o sistema adesivo ScotchbondTM Universal (que já possui

silano na sua composição) pode ser dispensado sem que haja um comprometimento dos valores de adesão.

À semelhança do que acontece no nosso estudo, Sobreira *et al.* (2008), faz referência a vários estudos que comprovam que a utilização de um agente silanizador não aumenta a resistência adesiva à tracção quando comparado ao uso isolado do adesivo.

A presença de carga inorgânica, também constitui um factor importante no processo de adesão, devendo ser considerado quando se estuda forças de adesão.

Tem havido um crescente interesse pela incorporação de partículas de carga inorgânica nos sistemas adesivos, no entanto a importância destas partículas é um pouco controversa (Mortazavi, Fathi, Ataei, Khodaeian e Askari, 2012).

Segundo Mortazavi *et al.* (2012), a adição de partículas de carga inorgânica nos sistemas adesivos, aumenta a força de união, uma vez que reforça a cama híbrida e diminui os efeitos da contração de polimerização. No entanto, ao aumentar a sua viscosidade, pode provocar uma diminuição do escoamento.

Os mesmos autores referem que o aumento da viscosidade tende a impedir as camadas adesivas não preenchidas, prevenindo a polimerização incompleta provocada pela inibição do oxigénio (Mortazavi *et al.*, 2012).

Num estudo de Youssef, Turbino, Youssef e Matson (2001) foi demonstrada diferença estatisticamente significativa entre adesivos com e sem carga, com valores de união mais elevados para os primeiros.

Por outro lado, Silva, Magagnin, Gassen e Sirena (2006), referem que a presença de carga nos adesivos não tem influencia significativa nos resultados de adesão.

O adesivo adesivo Optibond™ FL, segundo o fabricante (apresenta na sua composição, 48% de carga inorgânica (partículas de bário), sendo considerado um dos adesivos comercializados com maior percentagem de carga e referenciado por muitos autores como o *Gold Standard* da adesão às estruturas dentárias.

No nosso estudo, a presença de uma maior quantidade de carga inorgânica não influenciou significativamente os valores de adesão uma vez que o grupo G3, que

compreendia a aplicação do adesivo Optibond™ FL, não apresentou valores de adesão mais elevados quando comparados com os restantes grupos.

Comparando o G1 com o G3, verifica-se que a diferença entre os valores de adesão não é estatisticamente significativa, o que nos leva a crer que apesar do Optibond™ FL ser considerado o *Gold Standard* da adesão, usando o adesivo Scotchbond™ Universal conseguimos obter valores de resistência adesiva semelhantes utilizando uma técnica mais simples e com um tempo clínico de aplicação e passos reduzidos, uma vez que o adesivo Optibond™ FL necessita de um passo extra (aplicação de silano) contrariamente ao que acontece com o adesivo Scotchbond™ Universal.

A termociclagem (TC) é um método *in vitro* que pretende simular as alterações térmicas que ocorrem na cavidade oral, provocadas pelos alimentos, bebidas e respiração, com o objectivo de sujeitar o dente e a restauração a um stress térmico e consequente alteração dimensional, para avaliar a durabilidade da adesão (Cavalcante, Schneider, Silva, Bedran-Russo & Pimenta, 2009; Korkmaz, Gurgan, Firat & Nathanson, 2010).

Os seus ciclos térmicos podem acelerar a absorção de água e subsquente hidrólise dos componentes da interface, ou induzir tensões repetitivas de contracção/expansão resultando na formação de fendas e fractura ao longo da interface adesiva, induzindo a sua degradação. Dependendo também do tipo de sistema adesivo, esta pode ser mais ou menos influenciada (Korkmaz *et al.*, 2010; De Munck, Van Landuyt, Coutinho, Poitevin, Peumans, Lambrechts & Van Meerbeek, 2005 b).

Quase todos os estudos que envolvem processos de reparação, mostram uma tendência para a diminuição das forças de adesão após termociclagem. Pensa-se que esta enfraquece a estrutura da resina composta, bem como as ligações silano-cerâmica (Özcan, 2003 b).

Para simular um ano na cavidade oral, as restaurações do nosso estudo foram sujeitas a 10.000 ciclos térmicos (De Munck *et al.*, 2005 b), com banhos cíclicos em água destilada a 5° e 55°±2°C, 30 segundos cada.

Após observar os resultados, pudemos verificar uma tendência para a diminuição das forças de adesão após a termociclagem, o que nos leva a crer que as ligações

estabelecidas entre o substrato e o material restaurador, sofreram alterações quando submetidas a um stress térmico que simula aproximadamente um ano em meio oral.

De acordo com um estudo realizado por Attia & Kern (2011 b), o efeito hidrolítico da água na interface adesiva e na própria resina e o stress provocado devido a diferença entre os coeficientes de expansão térmica dos materiais, estão entre os principais factores responsáveis pela diminuição dos valores de adesão.

Alguns estudos contradizem o descrito anteriormente, revelando aumentos da resistência adesiva entre compósito-cerâmica após armazenamento em água. Este aumento, pode ser atribuído a uma polimerização adicional dos diacrilatos presentes no adesivo, após a permanência das amostras no banho a 55°C (Özcan *et al.*, 2009).

Este fenómeno pode explicar o facto do grupo G4 apresentar um aumento das forças de adesão após termociclagem, embora este não tenha sido considerado estatisticamente significativo.

A instabilidade do silano quando em contacto com a humidade, poderá estar também entre os factores que diminuem os valores de adesão, após termociclagem (Attia & Kern, 2001 b). No entanto, existe alguma controvérsia em relação a este tema.

Hooshmand e seus colaboradores (2002), concluíram que as ligações químicas promovidas pelo silano, são suficientemente estáveis para resistir à hidrólise da água e ao stress cíclico provocado pela termociclagem.

No entanto, alguns estudos referem que o armazenamento em água bem como o processo de envelhecimento pela termociclagem são prejudiciais para a ligação silano-cerâmica (Brentel, Özcan, Valandro, Alarça, Amaral e Bottino, 2007).

Apesar da silanização extra não ter sido vantajosa, no grupo controlo, ao analisarmos os resultados da termociclagem, pudemos verificar que os valores médios de resistência adesiva sofreram uma maior alteração no grupo G1 em relação ao grupo G2, apesar da diferença não ter sido estatisticamente significativa. Estes resultados podem sugerir que o sistema adesivo/silano sofre uma menor degradação quando combinado com uma aplicação extra de silano.

Relativamente ao tipo de fracturas, pudemos verificar uma maior incidência de fracturas do tipo adesiva no grupo termociclado em relação ao grupo controlo, o que pode indicar que a adesão foi de alguma forma prejudicada.

À semelhança do que aconteceu no nosso estudo, Attia e Kern (2011 b) referem um aumento de fracturas adesivas no grupo sujeito a 150 dias de armazenamento em água e termociclagem.

Segundo Özcan *et al.* (2009), testes de envelhecimento são essenciais para avaliar o desempenho dos adesivos, uma vez que estes resultados sugerem uma diminuição a longo prazo da qualidade da adesão e conseqüentemente da reparação dos materiais.

VII. Conclusões

Dentro das limitações deste estudo *in vitro*, a hipótese nula foi rejeitada uma vez que diferentes protocolos adesivos influenciaram a resistência adesiva entre a nano cerâmica/resina (LavaTM Ultimate) e o material restaurador.

Podemos assim concluir que:

1. Diferentes protocolos adesivos apresentam diferentes valores de resistência adesiva;
2. Os valores mais elevados de resistência adesiva foram observados nos grupos controlo G2 e termociclado G2, cujo protocolo compreendia a aplicação de silano previamente ao adesivo ScotchbondTM Universal;
3. Os valores mais baixos de resistência adesiva foram observados no grupo G4;
4. A aplicação extra de silano não melhora significativamente a adesão obtida no grupo G1, cujo protocolo compreendia a aplicação isolada do adesivo ScotchbondTM Universal;
5. A fadiga térmica provocou uma diminuição estatisticamente significativa dos valores médios de resistência adesiva.

Perspectivas Futuras

Actualmente, com a evolução dos sistemas adesivos e novos materiais, é possível alcançar forças de adesão altamente satisfatórias no que diz respeito a reparação de cerâmica usando resinas compostas. No entanto, o sucesso clínico dessa reparação, depende da qualidade e durabilidade da adesão entre os dois materiais.

São necessários mais estudos que contemplem as propriedades físicas desta nano cerâmica/resina bem como a interacção dos vários protocolos adesivos utilizados,

uma vez que se tratando de materiais recentes, não existe literatura indexada suficiente sobre o tema.

Estudos futuros deviam:

- Investigar a resistência adesiva entre os diferentes adesivos de estratégia de adesão universal existentes no mercado, na reparação da nano cerâmica/resina LavaTM Ultimate;
- Investigar o efeito do jactamento da superfície das novas cerâmicas, nomeadamente da nano cerâmica/resina (LavaTM Ultimate), com partículas de sílica, na resistência adesiva dos mesmos adesivos utilizados neste estudo;
- Investigar o efeito do condicionamento da superfície da nano cerâmica/resina (LavaTM Ultimate) com ácido hidrofúorídrico, na reparação com resina composta;
- Comparar os diferentes materiais compostos por cerâmica/resina disponíveis no mercado, relativamente a sua resistência adesiva;
- Avaliar a influência da fadiga mecânica na resistência adesiva de vários adesivos utilizados na reparação do LavaTM Ultimate;
- São necessários estudos clínicos (*in vivo*) que comprovem a eficácia dos valores de resistência adesiva obtidos neste estudo (*in vitro*).

Relevância Clínica

O Médico Dentista, durante a sua prática clínica diária, depara-se constantemente com a fractura de reabilitações que podem ser consideradas situações de emergência. A sua imediata reparação é muitas vezes uma exigência por parte do paciente.

Como tal, o clínico deve estar informado sobre todas as técnicas existentes e dominar a sua manipulação para estar apto a responder correcta e rapidamente a estas exigências.

Para um correcto tratamento restaurador, é importante não só a existência de um material restaurador final que responda as exigências estéticas, mas também um correcto protocolo de preparação de superfície e de adesão que responda as exigências mecânicas.

Deste modo, torna-se relevante avaliar a aplicação de vários protocolos de adesão na reparação de novos materiais para perceber qual ou quais respondem melhor às necessidades da população, tendo em conta a constante evolução dos materiais, e deste modo conseguir fazer uma selecção criteriosa do sistema reparador indicado.

VIII. Bibliografia

- Alves da Cunha, L., Ribeiro, C. F., Dutra-Corrêa, M., Rocha, P. I., Miranda, C. B. e Pagani, C. (2007). Analysis of etiologic factors related to post-operative sensibility in adhesive aesthetic dentistry, *Revista de Odontologia da Universidade de São Paulo*, 19 (1), 68-76
- Aras, W. M. F. e León, B. L. T. (2009). Tratamento de superfície e cimentação adesiva de cerâmicas aluminizadas: revisão de literatura, *Revista de Odontologia da UNESP*, 38 (2), 93-98
- Attia, A. e Kern, M. (2011b). Long-term resin bonding to Zirconia ceramic with a new universal primer, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 106 (5), 319-327
- Bacchi, A., Cavalcante, L. M. A., Schneider, L. F. J. e Cosani, R. L. X. (2010). Reparos em restaurações de resina composta – revisão de literatura, *R.F.O.*, 5 (3), 331-335
- Badini, A. R. G., Tavares, A. C. S., Guerra, M. A. L., Dias, N. F. e Vieira, C. D. (2008). Adhesive strengthen – literature review, *Revista Odonto*, 16 (32), 105-115
- Beun, S., Glorieux, T., Devaux, J., Vreven, J. e Leloup, G. (2007). Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites, *Dental Materials*, 23, 51-59
- Blatz, M. B., Sadan, A. e Kern, M. (2003). Resin-ceramic bonding: a review of the literature, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 89 (3), 268-274
- Borba, M., de Araújo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., César, P. F., Griggs, J. A. e Della Bona, A. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics, *Dental Materials*, 27, 710-721
- Bottino, M. A., Quintas, A. F., Miyashita, E. e Giannini, V. (2001). Estética em reabilitação oral metal-free. pp. 213-264, Editora Artes Medicas, São Paulo, Brasil

- Buonocore, M. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces, *Journal of Adhesive Dentistry*, 34 (6), 894-853
- Brentel, A. S., Özcan, M., Valandro, L. F., Alarça, L. G., Amaral, R. e Bottino, M. C. (2007). Microtensil bond strength of a resin cement to feldspathic ceramic after different etching and silanization regimens in dry and aged conditions, *Dental Materials*, 23, 1323-1331
- Breshi, L., Mazzoni, A., Ruggeri, A., Cadenaro, M., Di Lenarda, R. e Dorigo, E. D. S. (2008). Dental adhesion review: aging and stability of the bonded interface, *Dental Materials*, 24, 90-101
- Brosh, T., Pilo, R., Bichacho, N. e Blustein, R. (1997). Effect of combinations of surface treatments and bonding agents on the bond strength of repaired composites, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 77 (2), 122-126
- Butze, J., Marcondes, M.L., Júnior, L.H.B. e Spohr, A.M. (2011). Avaliação da topografia superficial de cerâmicas submetidas a diferentes tratamentos de superfície, *Stomatos*, 17 (32), 4-14
- Cavalcante, L. M., Schneider, L. F. J., Silva, L. S., Bedran-Russo, A. K. e Pimenta, L. A. F. (2009). Effect of thermal cycling on microleakage and μ TBS of resin-composite restorations, *R.F.O.*, 14 (2), 132-138
- Chen, L. e In Suh, B. (2012). Bonding of resin materials to all-ceramics: a review, *Current Research in Dentistry*, 3 (1), 7-17
- Coelho, A., Canta, J. P., Martins, J. N. R., Oliveira, S. A. e Marques, P. (2010). Perspectiva histórica e conceitos atuais dos sistemas adesivos amelodentinários – revisão da literatura, *Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária, e Cirurgia Maxilofacial*, 53 (1), 39-46
- Conrad, H. J., Seong, W-J. e Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: A systematic review, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98 (5), 389-404.

Craig, R. G. (2002). Applied surface phenomena, in Craig, R. G. e Powers, J. M. (Eds), *Restorative Dental Materials*, 11th ed, pp. 37-67, Mosby Elsevier, St. Louis, EUA

Curtis, A. R., Palin, W. M., Fleming, G. J., Shortall, A. C. e Marquis, P. M. (2009). The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: the impact of dry and wet cyclic pre-loading on bi-axial flexure strength, *Dental Materials*, 25, 188-197

Della Bona, A., Shen, C. e Anusavice, K. J. (2004). Work of adhesion of resin on treated lithia disilicate-based ceramic, *Dental Materials*, 20, 338-344

De Munck, J., van Landuyt, K., Peumans, M., Poitevin, A., Lambrechts, P., Braem, M., van Meerbeek, B., (2005a). A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: Methods and results, *Journal of Dental Research*, 84 (2), 118-138

De Munck, J., Van Landuyt, K., Coutinho, E., Poitevin, A., Peumans, M., Lambrechts, P. e Van Meerbeek, B. (2005b). Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling, *Dental Materials*, 21, 999-1007

El Zohairy, A. A., De Gee, A. J., Hassan, F. M. e Feilzer, A. J. (2004). The effect of adhesives with various degrees of hydrophilicity on resin ceramic bond durability, *Dental Materials*, 20, 778-7877

El Zohairy, A. A., De Gee, A. J., Mohsen, M. M. e Feilzer, A. J. (2005). Effect of conditioning time of self-etching primers on dentin bond strength of three adhesive resin cements, *Dental Material*, 21, 83-93

Ferracane, J. L. (2011). Resin composite – State of the art, *Dental Materials*, 27 (1), 29-38

Ferreira da Costa, T. R., Serrano, A. M., Atman, A. P., Loguercio, A. D. e Reis, A. (2012). Durability of composite repair using different surface treatments, *Journal of Dentistry*, 40, 513-521

- Fróis, J. G. B. (2012). Influencia 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
- Garcia, A. H., Lozano, M. A. M., Vila, J. C., Escribano, A.B. e Gale, P. F. (2006). Composite resin. A review of the materials and clinical indications, *Medicina Oral, Patología Oral y Cirugía Bucal*, 11 (2), E215-220
- Garcia, L. F. R., Cousani, S., Cruz, P. C. e Pires de Souza, F. C. P. (2011). Análise crítica do histórico e desenvolvimento das cerâmicas odontológicas, *R.G.O.*, 59, 67-73
- Gomes, E. A., Assunção, W. G., Rocha, F. P. e Santos, P. H. (2008). Cerâmicas odontológicas: o estado actual, *Cerâmica*, 54, 319-325.
- Guerra, C. M. F., Neves, C. A. F., Almeida, E. C. B., Valones, M. A. A. e Guimarães, R. P. (2007). Estágio actual das cerâmicas odontológicas, *International Journal of dentistry*, 6 (3), 90-95
- Hooshmand, T., Van Noort, R. e Keshvad, A. (2002). Bond durability of the resin-bonded and silane treated ceramic surface, *Dental Materials*, 18, 179-189
- Júnior, S. A. R., Ferracane, J. L. e Della Bona, A. (2009). Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials, *Dental Materials*, 25, 442-451
- Kanca, J. (2005). Dentin bonding system nomenclature: the next generation, *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 17 (5), 271-272
- Karabela, M. M. e Sideridou, I. D. (2011). Synthesis and study of properties of dental resin composites with different nanosilica particles sizes, *Dental Materials*, 27, 825-835
- Kelly, J. R., Nishimura, I. e Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75 (1), 18-32
- Kina, S. (2005). Cerâmicas Dentárias, *Revista Dental Press de Estética*, 2(2), 112-128

Kiyan, V. H., Saraceni, C. H. C., Silveira, B. L., Aranha, A. C. C., Eduardo, C. P. (2007). The influence of internal surface treatments on tensile bond strength for two ceramic systems, *Operative Dentistry*, 32 (5), 457-465

Korkmaz, Y., Gurgan, S., Firat, E. e Nathanson, D. (2010). Effect of adhesives and thermocycling on the shear bond strength of a nano-composite to coronal and root dentin, *Operative Dentistry*, 35(5), 522-529

Loomans, B. A. C., Cardoso, M. V., Roeters, F. J., Opdam, N. J., De Munck, J., Huysmans, M. C. e Van Meerbeek, B. (2011). Is there optimal repair technique for all composites?, *Dental Materials*, 27, 701-708

Lung, C. Y. K. e Matinlinna, J. P. (2012). Aspects of silane coupling agents and surface conditioning in dentistry: An overview, *Dental Materials*, 28, 467-477

Maneenut, C., Sakoolnamarka, R. e Tyas, M. (2011). The repair potential of resin composite materials, *Dental Materials*, 27, e20-e27

Marocho, S. M. S., Studart, A. R., Bottino, M. A. e Bona, A. D. (2010). Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics, *Dental Materials*, 26, 483-490

Marshall, S. J., Bayne, S. C., Baier, R., Tomsia, A. P. e Marshall, G. W. (2010). A review of adhesion science, *Dental Materials*, 26, 11-16

Martin, N. e Jedyakiewicz, N. M. (1999). Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review, *Dental Materials*, 15, 54-61

Martínez Rus, F., Pradíes Ramiro, G., Suares Garcia, M. J., Rivera Gomes, B. (2007). Cerâmicas dentales: clasificación y criterios de selección, *RCOE*, 12(4), 253-263

Masioli, M. A., Pimentel, F. L., Louro, R. L., e Masioli, D. L. C. (2006). Reparo em restaurações de resina composta: procedimento simples e conservador, *UFES Revista de Odontologia*, 8 (3), 38-43

Matinlinna, J. P., Lassila, L. V., Ozcan, M., Yli-Urpo, A. e Vallittu, P. K. (2004). An introduction to silanes and their clinical applications in Dentistry, *The International Journal of Prosthodontics*, 17, 155-164

- Matinlinna, J. P., Heikkinen, T., Ozcna, M., Lassila, L. V. e Vallittu, P. K. (2006). Evaluation of resin adhesion to zirconia ceramic using some organosilanes, *Dental Materials*, 22, 824-831
- Mazzoni, A., Visintini, E., Vita, F., Pasquantonio, G., Sabóia, V. P. A., Ruggeri Jr, A., ... Breshi, L. (2009). Electrobond Improves immediate dentine microtensile bond strength of two etch-and-rinse adhesives, *Journal of Adhesive Dentistry*, 11, 27-33
- McLaren, E. A. e Cao, P. T. (2009). Ceramics in Dentistry – Part I: classes of Materials, *Inside Dentistry*, 94-104.
- Mortazavi, V., Fathi, M., Ataei, E., Khodaeian, N. e Askari, N. (2012). Shear bond strenghts and morphological evaluation of filled and unfilled adhesive interfaces to enamel and dentin, *International Journal of Dentistry*, 2012, 1-9
- Nakornchai, S., Harnirattisai, C., Surarit, R. e Thiradilok, S. (2005). Microtensile bond strength of a total-etching versus self-etching adhesive to cáries-affected and intact dentin in primary teeth, *Journal of the American Dental Association*, 176, 477-483
- Oliveira, N. A., Diniz, L. S. M., Svizero, N. R., D’Alpino, P. H. P. e Pegoraro, C. A. C. C. (2010). Dental Adhesives: new concepts and clinical applications, *Revista Dentística on line*, 9 (19), 6-14
- Otto, T. e Schneider, D. (2008). Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series, *The International Journal of Prosthodontics*, 21, 53-59
- Özcan, M. e Vallittu, P. K. (2003a). Effect of surface conditioning methods on the bond strength of luting cement to ceramics, *Dental Materials*, 19, 725-731
- Özcan, M. (2003b). Evaluation of alternative intra-oral repair techniques for fractures ceramic-fused-to-metal restorations, *Journal of Oral Rehabilitation*, 30, 194-203

Özcan, M., Valandro, L. F., Amaral, R., Leite, F. e Bottino, M. A. (2009). Bond strength durability of a resin composite on a reinforced ceramic using various repair systems, *Dental Materials*, 25, 1477-1483

Özcan, M., Valandro, L. F., Pereira, S. M. B., Amaral, E., Bottino, M. C. e Pekkan, G. (2013). Effect of surface conditioning modalities on the repair bond strength of resin composite to the zirconia core / veneering ceramic complex, *Journal of Adhesive Dentistry*, 15 (3), 207-210

Pashley, D. H., Tay, K. R., Breschi, L., Tjäderhane, L., Carvalho, R. M., Carrilho, M. e Tezvergil-Mutluay, A. (2011). State of the art etch-and-rinse adhesives, *Dental Materials*, 27, 1-16

Perdigão, J. E Ritter, A.V. (2001). Adesão aos tecidos dentários, in: Baratieri, L.N. et al.,. *Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades*, 1st ed., (pp.85-128), Quintessence Editor, São Paulo, Brasil

Perdigão, J., Geraldeli, S. e Hodges, J. S. (2003). Total-etch versus self-etch adhesive, *Journal of the American Dental Association*, 134, 1621-1629

Perdigão, J., Gomes, G., Duarte Jr, S. e Lopes, M. M. (2005). Enamel bond strengths of pairs of adhesives from the same manufacturer, *Operative Dentistry*, 30 (4), 492-449

Perdigão, J. (2007) New developments in dental adhesion, *Dental Clinics of North America*, 51 (2), 333-357

Perdigão, J. (2010). Dentin bonding – variables related to the clinical situation and the substrate treatment, *Dental Materials*, 16, 24-37

Peumans, M., Kanumilli, P., De Munck, J., Van Landuyt, K., Lambrechts, P. e Van Meerbeek, B. (2005). Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials, *Dental Materials*, 21, 864-881

Piconi, C. E Maccauro, G. (1999). Zirconia as ceramic biomaterial, *Biomaterials*, 20(1), 1-25

- Quin, J. B., Sundar, V. E Lloyd, I.K. (2003). Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics”, *Dental Materials*, 19, 603-611.
- Raposo, L. H. A., Neiva, N. A., da Silva, G. R., Carlo, H. L., de Mota, A. S., do Prado, C.J. e Soares, C. J. (2009). Ceramic restoration repair: report of two cases, *Journal of Applied Oral Science*, 17 (2), 140-144
- Reis, A. F., Cassoni, A., Kirihata, M., Sapata, A. S. P., Atuí, R. A. F. L., Pereira, P. N. R. e Giannini, M. (2006). Degradação das interfaces resina-dentina: revisão da literatura, *Revista de Odontologia da UNESP*, 35 (3), 191-999
- Reis, A., Carrilho, M., Breshi, L. e Loguercio, A. D. (2013). Overview of clinical alternatives to minimize the degradation of the resin-dentin bonds, *Operative Dentistry*, 38 (4), 1-25
- Reiss, B. (2006). Clinical results of Cerec inlays in a dental practice over a period of 18 years, *International Journal of Computerized Dentistry*, 1, 11-22
- Regina de Paula, C. e Pereira, M. A. (2003). A comparative study of the efficacy of two adhesive systems in marginal microleakage, *Revista Biociências*, 9 (2), 53-61
- Scougall-Vilchis, R. J., Hotta, Y., Hotta, M., Idono, T. e Yamamoto, K. (2009). Examination of composite resins with electron microscopy, microhardness teste rand energy dispersive X-ray microanalyzer, *Materials Journal*, 28 (1), 102-112
- Silva, S. B. A., Magagni, C., Gassen, H. T. e Sirena, M. (2006). Análise da resistência adesiva empregando diferentes fontes polimerizadoras e sistemas adesivos com e sem carga, *Revista da Faculdade de Odontologia da Universidade de Passo Fundo* , 11(2), 31-35
- Sobreira, F. M. S., Acevedo, C. R., Filho, L. H. S. F., Vidal, A. P. V., Barros, L. F. e Ferreira, M. P. (2008). Métodos de reparo em resina composta: uma revisão, *Odontologia Clínico-Científica* , 7(2), 123-128
- Spear, F. e Holloway, J. (2008). Which all ceramic system is optimal for anterior esthetics’, *Journal of the American Dental Association*, 139 (4), pp.19S-23S

- Tar, C., Lepe, X., Johnson, G. H., Mancl, L. A. (2005). A three year clinical evaluation of two-bottles versus on bottle dentin adhesives, *Journal of the American Dental Association*, 136, 311-322
- Vaidyanathan, T. K. e 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
- Valandro, L. F., Della Bona, A., Bottino, M. A. e Neisser, M. P. (2005). The effect of ceramic surface treatment on bonding to densely sintered alumina ceramic, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93 (3), 253-259
- Valandro, L. F., Özcan, M., Bottino, M. C., Bottino, M. A., Scotti, R. e Della Bona, A. (2006). Bond strength of a resin cement to high-alumina and zirconia-reinforced ceramics: the effect of surface conditionig, *The Journal of Adhesive Dentistry*, 8, 175-181
- Van Dijken, J. W. V. (2000). Direct resin composite inlays/onlays: an 11 year follow-up, *Journal of Dentistry*, 28, 299-306
- Van Dijken, J. W. V., Sunnergardh-Gronberg, K. e Lindberg, A. (2007). Clinical long-term retention f etch-and-rinse and self-etch adhesive systems in non-cariou cervical lesion – a 13 years evaluation, *Dental Materials*, 23, 101-107
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., Coutinho, E., Suzuki, K., Lambrechts, P., Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporany dental adhesives, *Biomaterials*, 28, 3757-3785.
- Van Meerbeek, B., De Munck, J., Yoshida, Y., Inoue, S., Vargas, M., Vijay, P.,... Vanherle, G. (2003). Bounocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentine: current status and future challenges, *Operative Dentistry*, 28, 215-235
- Van Meerbeek, B., Landuyt, K. V., De Munck, J., Inoue, S., Yoshida, Y., Perdigão, J., ... Peumans, M. (2006). Bonding to enamel and dentin, in Summitt, J. B., Robbins, J. W., Hilton, T. J. e Schwarts, R. S. (Eds), *Fundamentals of Operative Dentistry: A contemporary Approach*, 3rd ed, pp.183-242, Quintessence Editor, China

- Van Noort, R. (2012). The future of dental devices is digital, *Dental Materials*, 28, 3-12
- Walia, S., Thomas, P. M. J., Sandhu, H. e Santos Jr., G. S. (2009). Restoring Esthetics with Metal-Free Ceramics: A Case Report, *Journal of Canadian Dental Association*, 75 (5), 353-355
- Yang, B., Barloi, A. e Kern, M. (2010). Influence of air-abrasion on zirconia ceramic bonding using an adhesive composite resin, *Dental Materials*, 26, 44-50
- Yassini, E. e Tabari, K. (2005). Comparison of shear bond strength between composite resin and porcelain using different bonding systems, *Journal of Dentistry*, 2 (1), 1-6
- Yoshida, K. R. A. e Torres, C. R. G. (2005). Influence of inorganic filler addition to dentin bonding systems on marginal microleakage, *Revista Odonto Ciência*, 20 (48), 97-103
- Youssef, J. A., Turbino, M. L., Youssef, M. N. e Matson, E. (2001). Resistência de união à dentina de resinas compostas associadas a sistemas adesivos com e sem carga, *Pesquisa Odontológica Brasileira*, 15 (2), 157-160
- Zarone, F, Russo, S. E Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to Zirconia: Clinical and experimental considerations, *Dental Materials*, 27, 83-96
- Zimmerli, B., Strub, M., Jeger, F., Stadler, O. e Lussi, A. (2010). Composite materials: composition, properties and clinical applications, *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 120, 972-97

