MARCIO VIVAN CARDOSO

**ESTUDO DA INFLUÊNCIA DE INSTRUMENTOS E TÉCNICAS
ALTERNATIVAS DE PREPARO CAVITÁRIO NA RESISTÊNCIA DE
UNIÃO DE SISTEMAS ADESIVOS À DENTINA**

São Paulo

2006

Marcio Vivan Cardoso

**Estudo da influência de instrumentos e técnicas alternativas de
preparo cavitário na resistência de união de sistemas adesivos à
dentina**

Tese apresentada à Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, para obter o título de Doutor pelo Programa de Pós-Graduação em Odontologia.

Área de Concentração: Dentística

Orientador: Prof. Dr. Rubens Côrte Real de Carvalho

São Paulo

2006

FOLHA DE APROVAÇÃO

Cardoso MV. Estudo da influência de instrumentos e técnicas alternativas de preparo cavitário na resistência de união de sistemas adesivos à dentina [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

São Paulo, 09/01/2007

Banca Examinadora

1) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

2) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

3) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

4) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

5) Prof(a). Dr(a). _____
Titulação: _____
Julgamento: _____ Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus amigos mais sinceros e verdadeiros, com todas as suas imperfeições e limitações. Aos amigos indispensáveis para o bom funcionamento de minha memória e para a integridade de minha personalidade. Aos amigos que são as testemunhas do meu passado e a garantia de meu futuro, e que são o espelho através do qual posso me olhar. À amizade que representa a aliança contra a adversidade, sem a qual me encontraria completamente desarmado. Aos amigos novos e antigos, aos que me fazem sentir uma pessoa especial e aos que apontam meus erros com severidade. Aos meus amigos mais presentes e aqueles que o tempo deixou guardado em um lugar muito especial.

E como não ressaltar os amigos mais que amigos? Meu pai-exemplo, minha mãe-sempre-presente e meus queridos irmãos Sergio e Silvana, que a mim dedicam seus amores incondicionais e a quem devo meu mais sincero obrigado.

A vocês, com todo o meu verdadeiro amor, dedico este trabalho.

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Dr. Rubens Côrte Real de Carvalho, pelos anos de apoio, incentivo e dedicação. São poucos os meios pelos quais podemos atingir a imortalidade. Acredito que o mais nobre deles seja a capacidade de transmitir nossos conhecimentos para a formação de pessoas melhores. Não me refiro à formação de profissionais mais habilidosos, mas de seres humanos mais críticos, capazes aplicar os ensinamentos que lhes foram apresentados de forma segura e inteligente. Agradeço por ter tido a oportunidade de ser um de seus discípulos e de poder, a partir de mais uma etapa concluída, transmitir aos meus alunos o que aprendi estando sob sua orientação.

Ao meu co-orientador, Prof. Dr. Bart Van Meerbeek, e a toda a equipe do Biomat Research Cluster da Catholic University of Leuven pela forma amigável com que me receberam, pelos ensinamentos indispensáveis para a elaboração deste trabalho e pela certeza de que a minha relação com Leuven terá sempre um sabor especial. Obrigado Eduardo Coutinho, Dominique Crombez, Jan De Munck, André Poitevin, Kirsten Van Landuyt, Prof. Marlen Peumans, Prof. Paul Lambrechts, Elke Debois, Daniela Mattar, Aline Neves e Banu Ermis.

À minha sempre orientadora, Profa. Dra. Eliza Maria Agueda Russo, exemplo de dedicação e profissionalismo. Agradeço pela confiança que em mim sempre depositou, desde o início de minha carreira no âmbito da docência e pesquisa.

Aos mestres, com carinho. Àqueles que se dedicam e se comprometem com o saber, que não se deixam corromper pela política negativa e que lutam com honestidade e clareza pelo que acreditam ser o bem comum.

Às minhas amigas Alessandra Andrade e Ângela Shimaoka, dupla infalível e implacável. Poucas vezes testemunhei o talento e a inteligência trabalhando numa sintonia tão precisa. Saibam o quanto as respeito e admiro.

Àos meus amigos Adri Fruges, Ale Pagliucca, Bel Critis, Lumi Hioki, Si Moretto, Titânia Tononi e Vi De Luccas pelos momentos de bom humor e pela energia positiva que recarrega minhas baterias. Obrigado por torcerem tão sinceramente pelo meu sucesso.

Aos meus colegas de pós-graduação da “turma dedicação exclusiva” (tenho a certeza de que valeu a pena!): Ana Cecília, Ana Del Carmen, Patrícia Freitas, Fabio Robles, Vinicius Martins, Patrícia Lloret, Kátia Rode, Ricardo Archila, Alex, Ninoshka Gomez, Beatriz Tholt, Alessandra Andrade, Washington Steagal, Thais Thomé, Sheila Braga, Manoel Roberto e Arlene Tachibana.

À CAPES pela bolsa de doutorado e pela bolsa de Estágio de Doutorando no Exterior.

Aos funcionários do Departamento de Dentística, da Secretaria de Pós-Graduação e do Serviço de Documentação Odontológica (SDO) da FOU SP pela disponibilidade e profissionalismo.

Cardoso MV. Estudo da influência de instrumentos e técnicas alternativas de preparo cavitário na resistência de união de sistemas adesivos à dentina [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

RESUMO

A atual tendência ao desenvolvimento de uma odontologia minimamente invasiva tem sido responsável pela introdução de instrumentos e técnicas alternativas de preparo cavitário. Porém, tais tecnologias deveriam não somente preencher os requisitos de uma odontologia conservadora, mas também preparar as paredes da cavidade para o tratamento restaurador adesivo subsequente. Assim, o objetivo deste estudo foi testar a hipótese nula de que: 1) tanto técnicas convencionais quanto técnicas alternativas de preparo cavitário são capazes de produzir um substrato dentinário receptivo à adesão de sistemas autocondicionantes; e 2) A efetividade adesiva de sistemas autocondicionantes não é influenciada pela interposição da camada de esfregaço. Cem molares humanos íntegros foram aleatoriamente divididos em 20 grupos de acordo com o adesivo e a técnica ou instrumento utilizado. Superfícies planas de dentina média oclusal foram preparadas com instrumento rotatório diamantado convencional (IR); fratura; instrumento rotatório CVD (IRCVD); instrumento ultra-sônico CVD (IUCVD); e laser de Er,Cr:YSGG. Um adesivo condicione-e-lave (Optibond FL/OB) e três autocondicionantes (Adper Prompt L-Pop/AP, Clearfil SE Bond/SE e Clearfil S³ Bond/S3) foram empregados. Os espécimes foram construídos com o compósito Z100/3M ESPE. A resistência adesiva foi determinada por meio de teste de microtração após 24 h de estocagem em água a 37°C. Amostras adicionais foram

processadas para análise em MEV quanto às características morfológicas apresentas após o preparo das superfícies dentinárias em cada caso. O teste de Kruskal-Wallis ($p < 0,05$) determinou que os grupos preparados com IRCVD, IUCVD e laser apresentaram menores valores de resistência adesiva quando comparados aos grupos controle (IR e fratura). Além disso, os adesivos de menor acidez (SE e S3) foram mais eficientes quando aplicados em dentina fraturada. Concluiu-se que o uso de instrumentos e técnicas alternativas de preparo cavitário comprometeu a adesão à dentina e que a camada de esfregaço influencia de forma negativa a adesão de sistemas autocondicionantes suaves.

Palavras-Chave: Adesivos; Camada de esfregaço; Lasers; Microscopia eletrônica de varredura; Resistência à tração; Ultra-som

Cardoso MV. Study of the influence of alternative tools and techniques for cavity preparation on the bond strength of adhesive systems to dentin [Tese de Doutorado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2006.

ABSTRACT

The current trend toward minimal invasive dentistry has introduced alternative cavity preparation techniques. However, these technologies should not only fulfill the requirements of a conservative philosophy, but also prepare the cavity walls for the subsequent bonding restoration. The purpose of this study was to assess the null hypotheses that: (1) both conventional and alternative cavity preparation techniques are equally receptive to adhesion; and (2) bonding effectiveness of mild adhesives is not influenced by smear layer (SL) interposition. Eighty sound human molars were divided into 20 groups according to adhesive and cavity preparation technique. Flat mid-occlusal dentin surfaces were prepared with regular diamond bur (DB), scalpel blade (SB), CVDentus bur in high speed turbine (CB), CVDentus tip in ultrasound (CT), and Er,Cr:YSGG laser (L). One etch-and-rinse (Optibond FL (OB)) and three self-etch systems (Adper Prompt L-Pop (AP), Clearfil SE Bond (SE) and Clearfil S³ Bond (3S)) were employed. Specimens were built up with Z100/3M ESPE composite. The microtensile bond strength was determined after 24h of storage in water at 37°C. Additional samples were processed for SEM analysis on morphological aspects in each situation. Kruskal-Wallis test ($p < 0,05$) determined that groups prepared with CB, CT and L presented lower μ TBS values than the control groups (DB and SB), and that adhesives with lower acidity (SE and 3S) were more effective when applied on fractured surfaces (SB). It was concluded that the use of alternative techniques for

cavity preparation caused damages to dentin surface, compromising the adhesion to this substrate. Moreover, the bonding effectiveness of mild adhesives was improved by SL absence.

Keywords: Adhesives; Lasers; Scanning electron microscopy; Smear layer; Tensile strength; Ultrasonics

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 4.1 - Aparelho formador de microespécimes	59
Figura 4.2 - Máquina de ensaios universais LRX/Lloyd	59
Figura 4.3 - Método de preparo das amostras para teste de microtração.....	61
Figura 5.1 - Fotomicrografias em MEV: características estruturais das pontas diamantadas obtidas pela técnica convencional e CVD	68
Figura 5.2 - Fotomicrografias em MEV: características morfológicas de superfícies dentinárias preparadas com diferentes instrumentos e técnicas	69
Figura 5.3 - Fotomicrografias em MEV: secções transversais das amostras de dentina preparadas com diferentes instrumentos e técnicas	70
Figura 5.4 - Fotomicrografias em MEV: secções transversais das amostras de dentina preparadas com laser de Er,Cr:YSGG.....	71
Figura 5.5 - Fotomicrografia em MEV: secção transversal de amostra preparada com instrumento rotatório CVD (aumento de 10000x)	71
Figura 5.6 - Fotomicrografias em MEV: Optibond FL; falha coesiva em dentina em amostra preparada por meio de fratura (lado da dentina).....	79
Figura 5.7 - Fotomicrografias em MEV: Clerafil SE Bond; falhas mistas em amostras preparadas por meio de fratura (a, b) ou instrumento rotatório CVD (c, d).....	80
Figura 5.8 - Fotomicrografias em MEV: Adper Prompt L-Pop; falha mista em amostra preparada com instrumento rotatório (a, b) e falha coesiva em resina (camada de adesivo) em amostra preparada por meio de fratura (c, d).....	81

Figura 5.9 - Fotomicrografias em MEV: Clerafil S ³ Bond; falha mista em amostra preparada com instrumento rotatório (a, b) e falha adesiva em amostra preparada por meio de fratura (c, d)	82
Figura 5.10 - Fotomicrografias em MEV: Clearfil S ³ Bond; falha adesiva em amostra preparada com instrumento rotatório CVD.....	83
Gráfico 5.1 - Resultados do teste de resistência adesiva à microtração	74
Gráfico 5.2 - Análise do padrão de fratura das amostras teste de microtração	76
Quadro 4.1 - Grupos experimentais e grupos-controle	53
Quadro 4.2 - Composição química, origem, lote e validade dos sistemas adesivos testados	54

LISTA DE TABELAS

Tabela 5.1 - Média e desvio-padrão da espessura da camada de esfregaço produzida por cada instrumento e técnica de preparo	67
Tabela 5.2 - Teste de aderência à curva normal: valores originais	72
Tabela 5.3 - Resultados do teste de Kruskal-Wallis	72
Tabela 5.4 - Média dos postos das amostras.....	73
Tabela 5.5 - Resultados do teste de microtração por grupo: médias (MPa); desvios padrões; número de falhas pré-teste e número total de amostras	73

LISTA DE ABREVIATURA E SIGLAS

10-MDP	10-metacriloiloxidecil diidrogeno fosfato
A	Falha adesiva
Bis-GMA	Bisfenol glicidil metacrilato
Cd	Falha coesiva em dentina
CEP-FOUSP	Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo
CONEP	Comissão Nacional de Ética em Pesquisa
Cr	Falha coesiva em resina
CVD	Chemical Vapor Deposition
DP	Desvio padrão
Er,Cr:YSGG	Érbio, Cromo (Ítrio, Escândio, Gálio, Granada)
Er:YAG	Érbio (Ítrio, Alumínio, Granada)
GPDM	Dimetacrilato do ácido glicerofosfórico
HEMA	2-hidroxietil metacrilato
IR	Instrumento rotatório
IRCVD	Instrumento rotatório CVD
IUCVD	Instrumento ultra-sônico CVD
LP	Adper Prompt L-Pop
M	Falha mista
MET	Microscópio eletrônico de transmissão
MEV	Microscópio eletrônico de varredura
OB	Optibond FL

PAMM	Mono 2-metacriloxietil ftalato
Ptf	Falhas pré-teste
S3	Clearfil S ³ Bond
SE	Clearfil SE Bond
TEGDMA	Trietilenoglicol dimetacrilato
UDMA	Uretano dimetacrilato

LISTA DE SÍMBOLOS

n número total de espécimes

SUMÁRIO

	p.
1 INTRODUÇÃO	17
2 REVISÃO DA LITERATURA	19
2.1 Adesão às estruturas dentais	19
2.2 O uso do ultra-som para preparo cavitário	37
2.3 O uso do laser para preparo cavitário	42
3 PROPOSIÇÃO	51
4 MATERIAL E MÉTODOS.....	52
4.1 Grupos-controle e experimentais	52
4.2 Preparo das amostras	54
4.3 Teste de resistência adesiva à microtração.....	58
4.4 Testes estatísticos	62
4.5 Microscopia Eletrônica de Varredura	62
5 RESULTADOS.....	65
5.1 Avaliação morfológica em MEV	65
5.2 Teste de resistência adesiva	72
6 DISCUSSÃO	84
7 CONCLUSÕES	103
REFERÊNCIAS	104
APÊNDICES.....	116
ANEXOS.....	126

1 INTRODUÇÃO

Avanços importantes na odontologia adesiva e um maior conhecimento sobre o desenvolvimento do processo de cárie têm influenciado de forma significativa diversos conceitos em dentística restauradora. Atualmente, uma odontologia minimamente invasiva tem sido preconizada a fim de prevenir a remoção desnecessária de tecido dental sadio durante o ato operatório. Porém, o uso convencional de pontas diamantadas em alta-rotação está freqüentemente relacionado à obtenção de cavidades cuja amplitude vai além da extensão do tecido cariado. Atendendo às necessidades de uma tendência menos invasiva, novas tecnologias para preparo cavitário têm sido apresentadas com resultados promissores, tais como pontas diamantadas especialmente produzidas para uso em ultra-som e irradiação com lasers de Érbio.

Por outro lado, instrumentos e técnicas alternativas de preparo cavitário deveriam não somente atender aos princípios de uma odontologia mais conservadora, mas também deveria preparar as paredes da cavidade a fim de torná-las receptivas ao procedimento adesivo subsequente. Tendo em vista que técnicas tradicionais e alternativas são baseadas em diferentes procedimentos para preparo cavitário, superfícies dentais com características morfológicas distintas podem ser esperadas. Variações no padrão topográfico, formação de camada de esfregaço e até mesmo diferenças na composição da estrutura dental podem ser um resultado provável dependendo do tipo de interação que o instrumento utilizado mantém com os tecidos dentais. A forma como tais diferenças podem interferir na adesão às estruturas dentais ainda merece maiores esclarecimentos, principalmente

considerando-se a influência da camada de esfregaço na interação de adesivos autocondicionantes ao substrato dental. Tais adesivos eliminam a necessidade de remoção da camada de esfregaço, incorporando-a à camada híbrida e interagindo com a dentina subjacente de diferentes maneiras, dependendo principalmente de seu potencial acídico.

O uso de testes de resistência adesiva à microtração tem se mostrado bastante efetivo na avaliação da eficiência de união de sistemas adesivos aos tecidos duros dentais, principalmente quando associado a uma análise criteriosa do padrão de fratura apresentado pelas amostras após o teste. Não menos importante é o estudo morfológico da superfície aderente a fim de que os resultados do teste de resistência adesiva possam ser mais profundamente compreendidos. Nesse contexto, o Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV) tem sido amplamente utilizado, auxiliando de forma confiável a análise dos resultados obtidos.

Este estudo justifica-se tendo em vista que instrumentos e técnicas alternativas de preparo cavitário representam atualmente uma opção real ao tratamento restaurador. Torna-se necessário, portanto, que maiores esclarecimentos sejam obtidos quanto à influência que tais técnicas exercem em relação à qualidade da adesão à dentina e, conseqüentemente, ao tratamento restaurador como um todo.

2 REVISÃO DA LITERATURA

O conceito de uma odontologia minimamente invasiva estabeleceu-se com o desenvolvimento de materiais que possuem como principal característica a possibilidade de adesão às estruturas dentais. Com isso, técnicas e instrumentos inovadores surgiram a fim de que preparos cavitários cada vez mais conservadores pudessem ser realizados, preservando assim a estrutura dental sadia. Tyas et al. (2000) descreveram algumas técnicas e instrumentos empregados para tais fins.

A fim de um melhor entendimento dos temas abordados neste estudo, a revisão de literatura apresentada a seguir será dividida em três tópicos. O primeiro trata da adesão às estruturas dentais, considerando-se principalmente a dentina como substrato aderente. Em seguida, a revisão será conduzida com o objetivo de esclarecer a evolução e as características do uso dos aparelhos ultra-sônicos no contexto da odontologia restauradora. Por fim, o último tópico abordará o uso do laser como técnica de preparo cavitário, descrevendo os conceitos e resultados apresentados pela literatura em relação à adesão à dentina irradiada.

2.1 Adesão às estruturas dentais

Muitas conquistas vêm sendo alcançadas pela odontologia adesiva desde que Buonocore (1955) sugeriu o condicionamento ácido do esmalte dental. Um aumento significativo da adesão pode ser observado pelo autor nessa época, quando as

resinas acrílicas ainda eram utilizadas como material restaurador estético. Sua hipótese foi baseada no corriqueiro emprego do ácido fosfórico no setor industrial com o objetivo de melhorar a adesão de tintas e materiais acrílicos em superfícies metálicas. Um ano depois, Brudevold, Buonocore e Wileman (1956) tentaram estender a técnica de condicionamento à dentina, utilizando para tanto uma solução de ácido clorídrico a 7% por 60 segundos. Porém, tendo em vista a característica hidrofóbica dos adesivos até então desenvolvidos, os resultados de resistência adesiva obtidos foram frustrantes.

Gwinnett e Matsui (1967) mostraram a formação de prolongamentos de resina (*resin tags*) na superfície do esmalte condicionado, atribuindo a essas estruturas o principal mecanismo de união da resina ao esmalte. Segundo os autores, o condicionamento ácido foi capaz de promover na superfície do esmalte uma estrutura porosa cuja profundidade poderia variar de 5 a 50 µm. Quando uma resina de baixa viscosidade foi aplicada sobre essa superfície, ela prontamente penetrou nas porosidades obtidas garantindo, após sua polimerização, uma retenção micromecânica com o esmalte.

Desde o início, a união ao esmalte apresentou-se bastante eficiente e previsível, contrastando com a adesão ao substrato dentinário, que tem representado um desafio constante ao sucesso da odontologia adesiva. Nesse contexto está inserida a importância de um profundo conhecimento da dentina devido, principalmente, à sua composição e complexidade estrutural.

Como descrito por Marshal Junior (1993), a dentina é composta por uma estrutura 50% mineral e 30% orgânica, sendo os 20% restantes representados pelo fluido dentinário. Nesse complexo, os túbulos dentinários, repletos de fluido, são circundados por uma dentina peritubular altamente mineralizada e inserida numa

estrutura de dentina intertubular. Além da composição inorgânica, está presente uma intensa rede de fibras colágenas do tipo I, sustentada pela estrutura mineral e distribuída por toda a dentina.

A complexidade dessa estrutura explicaria por si só as adversidades impostas à adesão, não fosse a variabilidade morfológica da dentina em suas diferentes localidades. A quantidade de túbulos dentinários varia à medida que a proximidade da polpa é alcançada, chegando a representar 28 % do volume total da dentina em regiões profundas, onde são mais numerosos (45.000/mm²) e calibrosos (2,5 µm de diâmetro) (GARBEROGLIO; BRÄNNSTRÖM, 1976). Essa variabilidade estrutural implica em diferentes graus de permeabilidade dentinária dependendo da região e da proximidade em relação à polpa (PASHLEY et al., 1987).

Além disso, outra característica importante a ser considerada é a presença da camada de esfregaço que se forma na superfície da dentina instrumentada, ocluindo a entrada dos túbulos dentinários e diminuindo sua permeabilidade em até 86% (PASHLEY; LIVINGSTONE; GREENHIL, 1978). A camada de esfregaço constitui-se de restos de matéria orgânica e inorgânica produzidos pela instrumentação da estrutura dental, sendo que sua morfologia e espessura dependem do tipo de instrumento ou técnica de instrumentação utilizada (GWINNETT, 1984; TANI; FINGER, 2002).

Ainda acreditando na viabilidade do condicionamento ácido da dentina, Fusayama et al. (1979) insistiam na técnica de condicionamento total, ou seja, de esmalte e dentina simultaneamente. A técnica consistia em um condicionamento total da cavidade com gel de ácido fosfórico a 40%, o que promovia um acréscimo nos resultados de adesão ao esmalte e à dentina. Porém, a resistência adesiva à dentina era prejudicada pela ocorrência de um sobrecondicionamento e o posterior

ressecamento da superfície com jato de ar. Sabe-se atualmente que essa secagem causa o colapso das fibras colágenas previamente expostas pelo condicionamento ácido da dentina, impedindo a adequada penetração do adesivo (GWINNETT, 1994).

Mais tarde, Nakabayashi, Kojima e Masuhara (1982) relataram a existência de uma zona de interdifusão entre a camada de adesivo e a dentina desmineralizada subjacente, denominando-a camada híbrida. Segundo os autores, a técnica de condicionamento ácido da dentina promovia nesse substrato uma desmineralização superficial, expondo uma trama de fibras colágenas que era posteriormente penetrada pelo adesivo. O método de condicionamento ácido exigia a utilização de uma solução de ácido cítrico a 10% e cloreto férrico a 3% (10:3) previamente à utilização de um adesivo hidrófobo que, por sua vez, era aplicado sobre a dentina seca pelo uso de jato de ar.

A descoberta de que primers à base de HEMA poderiam melhorar substancialmente a adesão à dentina levou Kanca III (1992) a introduzir o conceito de adesão à superfície úmida (*wet bonding technique*). Até então, os fabricantes de sistemas adesivos ressaltavam a necessidade de obtenção de uma dentina seca para que seus produtos pudessem agir adequadamente. Em seu estudo, Kanca III (1992) declarou as vantagens de um adesivo que pudesse interagir com a superfície dentinária intrinsecamente úmida, baseando-se nas características hidrofílicas da então recente versão do adesivo All Bond (Bisco Dental). Segundo o autor, para o adesivo testado, que apresentava um primer hidrofílico à base de acetona, a umidade presente na superfície da dentina condicionada deixava de ser um inconveniente e passava a ser um requisito para que uma ótima adesão fosse alcançada.

Todavia, apesar de tornar-se uma prática comum no Japão desde o início da década de 80, a técnica de condicionamento total só passou a ser aceita nos Estados Unidos uma década depois, quando se sedimentou a idéia do condicionamento da dentina para a formação da camada híbrida. A partir desse momento, o conceito de hibridização da dentina passou a representar um importante mecanismo de adesão a esse substrato (SWIFT JUNIOR; PERDIGÃO; HEYMANN, 1995).

Os sistemas adesivos desenvolvidos a partir de então apresentavam um protocolo de três passos durante o procedimento adesivo, incluindo: o condicionamento da dentina com um ácido que é sempre lavado após sua ação em um determinado período; o uso de primers constituídos por uma solução de monômeros bifuncionais (hidrofílicos e hidrofóbicos) dissolvidos em álcool, acetona e/ou água; e finalmente o uso de uma resina fluida, com ou sem carga, contendo monômeros hidrófobos como o Bis-GMA, o TEG DMA e o UDMA (BARATIERI et al., 2001).

Apesar da extensa variedade de condicionadores, primers e adesivos utilizados, o mecanismo de ação dos adesivos de condicionamento total disponíveis era e continua sendo bastante semelhante. O condicionamento ácido remove a camada de esfregaço da superfície dentinária, abrindo a entrada dos túbulos e desmineralizando a dentina intertubular e peritubular. Tal desmineralização promove a exposição de uma trama de fibras colágenas que pode encolher e colapsar devido à perda do suporte inorgânico. Após a remoção do agente condicionador por meio de lavagem, um primer contendo monômeros bifuncionais (hidrofílicos e hidrofóbicos) é aplicado, sendo capaz de devolver à trama de fibras colágenas sua disposição original. O primer também é capaz de aumentar a energia de superfície

da dentina, elevando sua molhabilidade. O adesivo é então aplicado sobre a dentina preparada e penetra pelas fibras colágenas onde copolimeriza com o primer, formando uma zona de interdifusão entre a resina e a dentina (VAN MEERBEEK et al., 1992).

Considerando-se o processo de hibridização da dentina, uma importante questão foi posicionada por Nakabayashi, Nakamura e Yasuda (1991). Nesse estudo, os autores mostraram que ácidos muito agressivos exporiam a trama colágena tão profundamente que o adesivo empregado não seria capaz de penetrá-la completamente. Com isso, uma parte da trama de fibras colágenas permaneceria sem o suporte da hidroxiapatita ou do adesivo, tornando-se a porção mais fraca da interface adesiva e mais susceptível à degradação ao longo do tempo.

Utilizando diversos adesivos e diferentes agentes condicionadores, Van Meerbeek et al. (1992) mostraram que a profundidade de desmineralização da dentina depende do tipo e do tempo de aplicação do agente condicionador empregado. Através de análise em MEV, os autores também mostraram que alguns adesivos não foram capazes de penetrar completamente na trama de fibras colágenas exposta pelo processo de desmineralização da dentina. Poucos anos depois, Sano et al. (1995) publicaram um estudo clássico no qual, através de MEV e microscópio eletrônico de transmissão (MET), comprovaram a difusão de traços de nitrato de prata no interior da camada híbrida. Esse fenômeno, que ocorre mesmo na ausência de fendas na interface adesiva, foi denominado nanoinfiltração. A hidrólise das fibras colágenas e a degradação dos monômeros resinosos na camada híbrida, segundo os autores, seriam inevitáveis.

Outro problema relacionado aos adesivos de condicionamento total foi ressaltado por Tay et al. (1996a, 1996b, 1996c) em uma série de estudos sem que o

tema fosse, até os dias de hoje, completamente esclarecido: quão úmida deve estar a dentina durante o procedimento adesivo? Embora a presença de água na superfície dentinária seja essencial para que uma ótima adesão seja alcançada, a ocorrência de um fenômeno de superumedecimento traria prejuízos ao procedimento adesivo. Segundo os autores, as situações de ressecamento e superumedecimento da superfície dentinária desmineralizada representariam os extremos de um espectro que reflete a influência antagônica da umidade na interação entre o adesivo e o substrato. Dentro desse espectro, espera-se encontrar um grau de umidade ideal para que uma adequada hibridização dentinária seja alcançada. Enquanto a permeabilidade intertubular parece ser mais afetada que a intratubular numa situação de ressecamento da superfície dentinária desmineralizada (TAY et al., 1996c), o inverso acontece quando os túbulos dentinários e a trama colágena intertubular estão saturados com água (TAY et al., 1996b). Glóbulos resinosos resultantes da separação de fases dos componentes do primer e espaços bolhosos previamente ocupados por água foram encontrados ao longo da camada híbrida quando um adesivo a base de acetona e álcool foi aplicado em dentina superumedecida (TAY et al., 1996b). Os autores concluíram que a janela de oportunidade para uma ótima hibridização da dentina pode ser atingida mantendo-se a trama colágena úmida durante o procedimento adesivo evitando, no entanto, um excesso de água na superfície dentinária (TAY et al., 1996a). Existe uma forte evidencia de que a quantidade ideal de água necessária para uma ótima adesão esteja relacionada com o solvente do qual o sistema adesivo é composto, ou seja, acetona, álcool e/ou água (TAY et al., 1996a; VAN MEERBEEK et al., 1998).

Muitas das adversidades relacionadas pelos adesivos de condicionamento total foram superadas pelo desenvolvimento de primers autocondicionantes que não

exigem a remoção da camada de esfregaço. Nesses sistemas, a ocorrência de discrepâncias entre a profundidade de desmineralização e a profundidade de penetração do adesivo é consideravelmente minimizada, tendo em vista que ambos os processos acontecem simultaneamente (WATANABE; NAKABAYASHI; PASHLEY, 1994). Os primers autocondicionantes eliminam a necessidade de condicionamento, lavagem e secagem da superfície dentinária, diminuindo o número de passos a serem executados, tornando a técnica menos sensível e diminuindo a possibilidade de erros durante o procedimento adesivo. Watanabe, Nakabayashi e Pashley (1994) mostraram através de MEV e MET que altas concentrações de monômeros acídicos (Phenil-P a 20% a 30%) tornavam os primers autocondicionantes capazes de dissolver a camada de esfregaço produzida por lixa de granulação 600 ou 180, atingindo e desmineralizando parcialmente a dentina intacta subjacente. Como resultado, os autores observaram a formação de uma camada híbrida de pequena espessura que continha a camada de esfregaço original incorporada em sua estrutura.

Ao afirmarem que a camada híbrida representa o principal mecanismo de união dos sistemas adesivos à dentina, Arrais e Giannini (2002) avaliaram a espessura dessa estrutura através de análise em MEV. Os resultados obtidos mostraram que uma camada híbrida de espessura significativamente menor foi observada para os adesivos autocondicionantes. Porém, a espessura da camada híbrida parece não estar diretamente relacionada à efetividade do sistema adesivo empregado. Toledano et al. (2001) mostraram a superioridade do adesivo autocondicionante Clearfil SE Bond (Kuraray) sobre o adesivo de condicionamento total Scotchbond Multi Purpose (3M) em termos de eficiência adesiva. Segundo os autores, apesar de apresentarem menor molhabilidade quando comparados aos

adesivos de condicionamento total, os sistemas autocondicionantes tendem a prevenir discrepâncias entre a profundidade de desmineralização e penetração do adesivo, resultando em uma camada híbrida de melhor qualidade.

Numa tentativa de tornar a técnica adesiva ainda mais simples, os fabricantes introduziram recentemente os adesivos autocondicionantes de passo único, também chamados adesivos tudo-em-um, que combinam a aplicação do condicionador, primer e adesivo em um único passo. Apesar de sugerirem as mesmas vantagens de seus antecessores autocondicionantes de dois passos, os adesivos tudo-em-um têm apresentado menores valores de resistência adesiva aos tecidos duros dentais.

Inoue et al. (2001) compararam em seu estudo a resistência adesiva de onze sistemas adesivos à dentina através de teste de microtração. Entre os adesivos testados, constavam três sistemas autocondicionantes de passo único, quatro autocondicionantes de dois passos, três sistemas de condicionamento total de dois passos e um sistema de condicionamento total de três passos. Os autores observaram que os adesivos tudo-em-um tendem a apresentar uma menor efetividade adesiva, sendo que a maior média de resistência adesiva foi alcançada pelo adesivo de condicionamento total de três passos Optibond FL (Kerr). Considerando-se as comparações de uma forma generalizada, concluiu-se que qualquer tentativa de simplificação, seja ela relacionada aos adesivos de condicionamento prévio ou não, resulta em uma queda em termos de efetividade adesiva.

Com uma proposta bastante semelhante àquela apresentada por Inoue et al. (2001), De Munck et al. (2003) avaliaram a resistência adesiva de diferentes categorias de adesivos ao esmalte e à dentina preparados com ponta diamantada convencional. Concordando com os resultados apresentados pelo grupo anterior, De

Munck et al. concluíram que os adesivos autocondicionantes de passo único não apresentaram resultados confiáveis em termos de adesão aos tecidos duros dentais quando comparados aos autocondicionantes de dois passos e aos adesivos de condicionamento total. Além disso, um grande número de falhas pré-teste foi verificado nos grupos onde os adesivos tudo-em-um foram empregados. Tendo em vista que uma camada de esfregaço espessa e clinicamente relevante foi produzida pela ação do instrumento rotatório diamantado, os autores sugeriram que os adesivos autocondicionantes de passo único não foram capazes de hibridizar a dentina subjacente de forma adequada.

O pobre desempenho dos adesivos autocondicionantes de passo único também foi relatado por Shirai et al. (2005). Tais adesivos apresentaram baixos valores de resistência imediata à microtração, além de mostrarem-se significativamente mais sensíveis aos efeitos da armazenagem em água por longos períodos (um ano) e a mudanças na configuração da cavidade (fator C). O adesivo de condicionamento total de três passos Optibond FL apresentou os melhores valores de resistência adesiva, parecendo insensível ao tempo de armazenamento e às tensões geradas pela contração de polimerização do compósito em cavidades de Classe I. O adesivo autocondicionante de dois passos comportou-se de forma semelhante, apresentando apenas algum sinal de degradação após 1 ano de estocagem em água.

O fato de que os adesivos autocondicionantes de passo único podem agir como membranas permeáveis após sua polimerização tem sido relatado como uma possível causa da baixa eficiência adesiva por eles apresentada. Tay et al. (2004b) mostraram uma queda significativa na resistência adesiva de sete autocondicionantes de passo único aplicados sobre a dentina úmida quando a

fotopolimerização do compósito foi retardada em 20 minutos. Segundo os autores, esse baixo desempenho aconteceu devido à penetração de água através da camada de adesivo polimerizada afetando a interface entre o adesivo e o compósito. Os espaços circulares observados nas interfaces fraturadas foram considerados as impressões negativas das gotículas de água que atravessaram a camada de adesivo, depositando-se sobre ela. No caso dos adesivos autocondicionantes de passo único, o movimento de água através da camada de adesivo polimerizada pode acontecer devido à presença de uma diferença osmótica entre uma região de baixa concentração de soluto (nesse caso representada pela dentina hidratada) para outra região de alta concentração de soluto (representada pela camada inibida na superfície do adesivo). Isto resulta no acúmulo de microscópicas gotículas de água entre o adesivo polimerizado e o compósito. Segundo os autores, apesar da facilidade de técnica apresentada pelos adesivos autocondicionantes de passo único, sua permeabilidade aumenta a ocorrência de absorção de água, elevando a possibilidade de degradação da adesão entre a resina e o substrato dentinário.

A presença de canais microscópicos no interior da camada de adesivo formada por autocondicionantes de passo único explica sua característica permeável. Tay et al. (2004a) comprovaram através de imagens em MET a existência de canalículos preenchidos por água que determinam a permeabilidade de adesivos autocondicionantes de passo único aplicados em dentina hidratada. Esses espaços internos, chamados pelos autores de árvores de água, agem como sítios iniciadores do processo de degradação da adesão entre a resina e a dentina ao longo do tempo.

Além de serem classificados de acordo com a estratégia utilizada durante o procedimento adesivo, os sistemas autocondicionantes também podem ser

diferenciados pela sua acidez. Basicamente, dois tipos de adesivos autocondicionantes podem ser citados quando tal critério é utilizado: os fortes e os suaves (DE MUNCK et al., 2005a). Os autocondicionantes fortes apresentam uma grande capacidade acídica ($\text{pH} < 1$), o que resulta na formação de um padrão de condicionamento semelhante àquele apresentado pelos adesivos de condicionamento total. Como consequência, semelhanças na ultra-estrutura da camada híbrida formada por esses dois sistemas adesivos também podem ser encontradas. Já os autocondicionantes suaves ($\text{pH} \sim 2$) não são capazes de dissolver a dentina de uma forma completa, fazendo com que uma certa quantidade de cristais de hidroxiapatita permaneçam no interior da camada híbrida formada (DE MUNCK et al., 2005a).

Ainda considerando os adesivos suaves, frequentemente representados pelo Clearfil SE Bond (Kuraray), De Munck et al. (2005b) relataram a formação de prolongamentos de resina muito curtos no interior dos túbulos dentinários, muitas vezes obstruídos pelos *smear plugs*. Apesar das diferenças morfológicas evidenciadas por cada tipo de adesivo autocondicionante, nenhuma relação existe entre a agressividade e a eficiência adesiva apresentada em cada caso (DE MUNCK et al., 2005b). Assim, apesar de apresentar uma dissolução completa da dentina, o autocondicionante forte Adper Prompt L-Pop tem apresentado baixos valores de resistência adesiva (DE MUNCK et al., 2005b, SHIRAI et al., 2005; VAN MEERBEEK et al., 2003a).

Em um estudo recente, Peumans et al. (2006) sugeriram uma nova classificação ao estudarem o adesivo autocondicionante Clearfil S³ Bond (Kuraray), que apresenta um pH semelhante a 2,7. Tal adesivo foi denominado ultra-suave e sua interação com uma camada de esfregaço espessa impediu a formação de uma

camada híbrida autêntica. Após análise em MEV e MET, os autores concluíram que o adesivo não foi capaz de atingir a dentina, promovendo apenas uma hibridização do esfregaço. Mesmo na ausência de esfregaço, tal adesivo interagiu minimamente com a dentina, formando o que os autores denominaram camada nano-híbrida.

Outra classificação foi sugerida por Tay e Pashley (2001) ao estudarem a capacidade de três adesivos autocondicionantes em hibridizar a dentina recoberta por diferentes espessuras de esfregaço. Os adesivos Clearfil Mega Bond (Kuraray), NRC/Prime&Bond NT (Dentsply) e Prompt L-Pop (ESPE) foram classificados como autocondicionantes suaves, moderados e agressivos, respectivamente, de acordo com a capacidade de penetração através da camada de esfregaço e profundidade de desmineralização da dentina subjacente. A avaliação em MET mostrou que o adesivo Prompt L-Pop promoveu uma completa dissolução da camada de esfregaço, independente de sua espessura. Nesse caso, foi observada a formação de uma camada híbrida autêntica, cuja espessura variou de 4 a 5 μm . Além disso, os espaços intratubulares foram preenchidos pelo adesivo, formando prolongamentos de resina afunilados e relativamente calibrosos. Segundo os autores, tais características aproximam-se daquelas apresentadas pela hibridização da dentina condicionada com ácido fosfórico quando adesivos de condicionamento total são empregados. Já o adesivo Clearfil Mega Bond, quando aplicado em dentina preparada com lixa 60, apresentou uma dissolução incompleta da camada de esfregaço, cujos remanescentes permaneceram presentes no complexo hibridizado. A dentina abaixo da camada de esfregaço foi hibridizada em cerca de 0,5 μm e os túbulos dentinários permaneceram obliterados pela presença de *smear plugs*.

Supondo que diferenças na interação com o substrato dentinário poderiam influenciar a efetividade dos sistemas autocondicionantes, muitos autores passaram

a se preocupar com o tipo de instrumento utilizado durante o preparo das amostras para teste de resistência adesiva. Ogata et al. (2001) avaliaram a resistência à microtração de adesivos autocondicionantes da linha Clearfil (Kuraray) aplicados sobre a dentina preparada com diferentes instrumentos: ponta diamantada em turbina; instrumento rotatório de aço em micromotor; e lixa 600). Nesse estudo, os menores valores de resistência adesiva foram encontrados nos grupos onde o substrato foi preparado com ponta diamantada, produzindo camadas de esfregaço mais espessas. O adesivo cuja eficiência foi mais afetada pela espessura da camada de esfregaço foi o Clearfil Liner 2V, que apresentava o maior pH entre os sistemas autocondicionantes estudados. Os autores ressaltaram que a resistência adesiva de sistemas autocondicionantes pode ser afetada não só pela quantidade (espessura) do esfregaço, mas também pela sua qualidade.

Por outro lado, Tani e Finger (2002) não encontraram diferenças estatisticamente significantes ao compararem a resistência adesiva de sistemas autocondicionantes de diferentes potenciais acídicos quando os mesmos foram aplicados em dentina preparada por lixas ou pontas diamantadas de granulações variadas. No entanto, os autores ressaltaram que o uso convencional de lixas 600 em estudos in vitro deveria ser substituído pelo uso de lixas de maior granulação a fim de simular o emprego de pontas diamantadas de granulação média ou grossa, comumente utilizadas para a confecção de preparos cavitários.

Segundo Oliveira et al. (2003), o esfregaço pode variar em termos de rugosidade, densidade e grau de união com a estrutura dental subjacente de acordo com o tipo de preparo realizado. Nesse estudo, além dos testes de resistência adesiva, os autores avaliaram as características da camada de esfregaço produzidas por diferentes instrumentos de desgaste da superfície dentinária, sendo eles: pasta

de alumina com 0,05 μm ; lixas de granulação 240, 320 e 600; ponta carbide; e pontas diamantadas de granulação fina e grossa. As características observadas foram a rugosidade produzida pelo instrumento, a espessura do esfregaço formado e a taxa de túbulos dentinários abertos após interação do primer ácido com a dentina preparada. Empregando o adesivo Clearfil SE Bond, os autores encontraram uma resistência adesiva significativamente maior à dentina abrasionada com lixa 600 que àquela preparada com ponta diamantada de granulação grossa. Tal resultado foi atribuído à menor espessura do esfregaço criado pela lixa 600, aumentando a capacidade do primer em desbloquear a entrada dos túbulos dentinários e permitindo uma maior interação do adesivo com a dentina.

Seguindo essa mesma linha de pesquisa, Dias, Pereira e Swift Junior (2004), avaliaram a eficiência adesiva de cinco sistemas adesivos, sendo um de condicionamento total, três autocondicionantes de dois passos e um autocondicionante de um passo quando aplicados em dentina preparada por ponta diamantada, ponta carbide ou lixa 600. Maiores valores de resistência adesiva foram atingidos com o uso da ponta carbide, sendo que o adesivo autocondicionante de dois passos Clearfil SE Bond (Kuraray) apresentou o melhor desempenho adesivo quando comparado aos demais sistemas. Hosoya et al. (2004) confirmaram a maior eficiência do adesivo Clearfil SE Bond (Kuraray) quando comparado ao sistema de condicionamento total Single Bond (3M). Os autores também indicaram que o uso de uma ponta diamantada extrafina resulta em melhores valores de resistência adesiva que o uso de lixa 600 e que, portanto, tal instrumento rotatório deveria ser utilizado para o acabamento de cavidades onde o adesivo autocondicionante fosse utilizado.

Apesar do tradicional uso de pontas diamantadas e carbide para a confecção de preparos cavitários, Setien et al. (2001) alertaram para o fato de que diferentes

técnicas de remoção dos tecidos duros dentais foram introduzidas no mercado odontológico. Considerando que tais técnicas resultam em superfícies dentais com características específicas, os autores estudaram a influência de métodos alternativos de preparo cavitário na microinfiltração de um adesivo de condicionamento total (Single Bond/3M). Além das técnicas convencionais, os seguintes métodos foram testados: abrasão a ar; vibração sônica; e laser de Er:YAG. As cavidades preparadas pelos diferentes instrumentos e técnicas apresentaram características específicas, de acordo com o modo de interação com o substrato. Porém, as superfícies de esmalte foram adequadamente seladas, independente da técnica utilizada. No caso do preparo com laser, os autores sugeriram que a eliminação do condicionamento ácido da superfície tende a diminuir a possibilidade de microinfiltração.

Técnicas semelhantes de preparo cavitário foram testadas por Van Meerbeek et al. (2003b) ao fazerem referência às novas metodologias utilizadas para a obtenção de um preparo mais conservador, à luz de uma odontologia minimamente invasiva. Nesse estudo, os adesivos Clearfil SE Bond (Kuraray) e Optibond FL (Kerr) foram testados em termos de resistência adesiva ao esmalte e à dentina, sendo o último adesivo citado aplicado em substrato condicionado ou não condicionado com ácido fosfórico a 37,5%. Além das técnicas convencionais de preparo do substrato (lixa 600 e ponta diamantada de granulação média), os seguintes métodos de remoção dos tecidos duros dentais foram empregados: abrasão a ar; sono-abrasão (Sonicsys); e laser de Er:YAG (120 mJ e 10 Hz para esmalte e 80 mJ e 10 Hz para dentina). Os resultados mostraram que a forma de preparo do substrato influenciou a efetividade adesiva dos materiais estudados. Considerando-se o adesivo condicione-e-lave, o uso do condicionamento prévio da dentina mostrou-se

obrigatório para as superfícies tratadas com abrasão a ar, laser ou ponta diamantada. Segundo os autores, a característica acídica do adesivo Optibond FL conferiu-lhe bons resultados em superfícies tratadas com lixa 600 ou sono-abrasão, mesmo na ausência de condicionamento ácido, já que uma camada de esfregaço delgada foi produzida em cada caso. Os menores valores de resistência adesiva foram obtidos nos grupos cujas amostras foram preparadas com laser, onde a presença de microfissuras foi observada. O adesivo Clearfil SE Bond apresentou menor efetividade na adesão à dentina preparada com ponta diamantada quando comparado ao Optibond FL. Porém, os valores de resistência adesiva apresentados por ambos os sistemas aproximaram-se quando a dentina foi abrasionada por lixa 600.

Atualmente, muitos pesquisadores têm adotado o teste de microtração como a melhor opção para o estudo da resistência adesiva em odontologia. Sano et al. (1994) propuseram o teste de microtração confeccionando, a partir de um só dente, múltiplas amostras muito pequenas, em forma de ampulheta e com seção transversal de cerca de 1 mm^2 . Os autores alegaram que a metodologia proposta garantia melhor distribuição de tensões na interface adesiva, culminando com a obtenção de resultados mais confiáveis. Ressaltaram também que o teste permite a mensuração de altos valores de resistência adesiva sem a ocorrência de falhas coesivas em dentina.

Os resultados de resistência adesiva obtidos com esse teste são bem maiores que nos testes de tração já que, com a diminuição das amostras, ocorre uma redução no número e tamanho dos possíveis defeitos existentes, onde as tensões seriam concentradas (SUDSANGIAM; VAN NOORT, 1999).

Phrukkanon, Burrow e Tyas (1998) mostraram uma melhor distribuição de tensões na interface de amostras com áreas menores que naquelas com áreas maiores. De acordo com o mecanismo de fratura descrito por Gdoutos (1993), durante o teste de resistência adesiva, a área de maior concentração de tensões é aquela onde se inicia a formação do defeito (trinca) que então se propaga pela amostra até que a fratura completa aconteça. Assim, a melhor distribuição de tensões em amostras menores faz com que a interface adesiva resista melhor ao teste, já que a ocorrência da trinca inicial é postergada. Segundo Phrukkanon, Burrow e Tyas (1998), isso ajuda a explicar porque amostras com áreas menores tendem a falhar com tensões maiores quando comparadas às amostras confeccionadas para o teste convencional de tração.

Considerando-se espécimes preparados para o teste de microtração, também tem sido relatado que uma melhor distribuição de tensões pode ser obtida em amostras cuja interface adesiva apresenta-se arredondada. Enquanto amostras de secção retangular tendem a apresentar maior concentração de tensões nos cantos da interface adesiva, aquelas de secção circular têm as tensões distribuídas por toda a periferia da interface. Apesar do formato da amostra não influenciar de forma significativa os valores de resistência adesiva, ele parece exercer um papel importante na análise das falhas ocorridas, tornando tal avaliação mais confiável. No caso das amostras cilíndricas, a falha deve ocorrer mais especificamente na região mais frágil da área de teste, seja ela a camada de adesivo, a zona de interdifusão resina-dentina, ou a própria estrutura do substrato no caso de uma falha coesiva (PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1998). Já no caso das amostras retangulares, a falha provavelmente ocorrerá na área de maior concentração de tensões, que não necessariamente representa a área de maior fragilidade da interface a ser testada.

2.2 O uso do ultra-som para preparo cavitário

O ultra-som pode ser definido como uma vibração sonora que opera em frequências superiores a 16 kHz e que, portanto, são imperceptíveis ao ouvido humano. Invariavelmente, o ultra-som é produzido por transdutores que convertem energia elétrica em ondas ultra-sônicas por meio de magneto-estricção ou piezoelectricidade. O ultra-som magneto-strictivo opera com frequências que variam de 20 kHz a 30 kHz, induzindo um movimento em forma de 8 alongado à ponta ativa do instrumento. Já os aparelhos piezoelétricos vibram linearmente entre 20 kHz e 35 kHz, representando o princípio mais utilizado na produção de aparelhos ultra-sônicos para odontologia (LAIRD; WALMSLEY, 1991).

A idéia do uso do ultra-som para preparos cavitários em odontologia vem sendo divulgada desde a década de 50, como uma alternativa ao uso de instrumentos rotatórios (CATUNA, 1953). A fim de promover corte e desgaste nos tecidos duros dentais, os instrumentos ultra-sônicos eram utilizados com o auxílio de pastas abrasivas de óxido de alumínio, operando a uma frequência de 29 KHz (POSTLE, 1958).

Postle (1958) foi um dos primeiros autores a relatar as vantagens relacionadas ao uso do ultra-som para preparos cavitários, atribuindo a essa técnica uma adequada eficiência de corte, precisão na confecção da cavidade e menor desconforto ao paciente, o qual suportaria o tratamento operatório sem a necessidade de uso de anestesia local (Balamuth, 1963). Além disso, o autor também descreveu o método com o qual o ultra-som deveria ser utilizado, alegando que seus resultados seriam frustrantes caso o mesmo fosse empregado como os

instrumentos rotatórios. Assim, para a remoção de tecido dental, o ultra-som deveria ser utilizado com pressão leve, capaz de guiar o movimento do instrumento sem comprimi-lo contra o substrato. Além disso, o uso de refrigeração durante o ato operatório mostrou-se suficientemente eficiente para que injúrias à polpa fossem evitadas (Street, 1959).

Apesar das expectativas promissoras quanto ao uso do ultra-som para preparos cavitários, poucos avanços foram observados nesse sentido, tendo em vista a superioridade dos instrumentos rotatórios em termos de eficiência de corte (LAIRD; WALMSLEY 1991). Assim, nas últimas décadas, o uso do ultra-som restringiu-se principalmente à remoção de cálculo dental, sendo uma alternativa eficiente à raspagem com instrumentos manuais (BALAMUTH, 1963).

Mais tarde, com o desenvolvimento de uma filosofia minimamente invasiva (TYAS et al., 2000), instrumentos diamantados oscilatórios foram novamente indicados para a confecção de preparos cavitários conservadores, graças à sua capacidade de trabalhar em ângulos bastante inclinados, não acessíveis aos instrumentos rotatórios convencionais (HUGO; STASSINAKIS, 1998). Tais instrumentos, comercialmente conhecidos como Sonicsys Micro (Kavo Dental, Biberach, Alemanha), existem em diferentes formatos e angulações, permitindo acesso oclusal ou proximal à lesão de cárie através de sono-abrasão (VAN MEERBEEK et al., 2003b). As pontas Sonicsys são acopladas em peças de mão de aparelhos sônicos que, diferentemente dos aparelhos ultra-sônicos, operam sob ar comprimido com frequência audível de 6 kHz (BANERJEE; KIDD; WATSON, 2000).

Porém, sendo aglutinados à ponta metálica do instrumento pela técnica convencional, os diamantes das pontas Sonicsys não resistem às vibrações produzidas durante o ato operatório e soltam-se com relativa facilidade da matriz de

níquel que as agrega à ponta metálica (BORGES et al., 1999). Tal limitação diminui substancialmente a vida útil do instrumento assim produzido, além de impossibilitar seu uso em aparelhos de vibração ultra-sônica, onde as vibrações e impactos seriam ainda maiores que no caso da vibração sônica (CONRADO et al., 2006).

Durante a produção de pontas diamantadas convencionais, partículas de diamantes minerais ou industriais são agregadas à superfície de uma ponta de aço inoxidável por meio de um processo galvânico (BORGES et al., 1999). Os instrumentos assim confeccionados apresentam grande heterogeneidade no formato dos grãos de diamante, dificuldade na automação do processo de fabricação, rápida queda na efetividade de corte, baixa resistência ao impacto e, portanto, baixa longevidade (ARCURI et al., 1993).

Além disso, os instrumentos diamantados convencionalmente obtidos também apresentam baixa resistência à esterilização, já que tal processo pode afetar a matriz de níquel que agrega as partículas de diamante à ponta metálica, levando a uma perda precoce das mesmas (BORGES et al., 1999).

Porém, um novo método de obtenção de pontas diamantadas para alta rotação e ultra-som foi recentemente desenvolvido, mudando as perspectivas do uso dos aparelhos ultra-sônicos em preparos cavitários. O processo de fabricação desse novo material envolve uma tecnologia bastante inovadora, originalmente conhecida como *Chemical Vapor Deposition* – CVD (PFENDER et al., 1992), e resulta em uma eficiente aderência entre a fina camada de diamantes e a haste metálica do instrumento (TRAVA-AIROLDI et al., 2002; Sein et al., 2003).

A ponta diamantada por esse método obtida apresenta uma cobertura completa e homogênea de cristais de diamantes muito pequenos e coalescidos,

resultando em uma estrutura única que cobre toda a ponta metálica (TRAVA-AIROLDI et al., 2002).

Valera et al. (1996) avaliaram a efetividade de corte de pontas diamantadas CVD em alta-rotação quando comparadas às pontas diamantadas obtidas pela técnica convencional. Após efetuarem 50 perfurações em uma placa de vidro, observaram que a efetividade de corte da ponta diamantada convencional apresentou uma queda de 10 vezes. Por outro lado, a ponta de diamante CVD manteve seu desempenho inalterado.

Dessa forma, as pontas diamantadas CVD têm sido apresentadas como um material de maior resistência aos impactos do ato operatório e aos desafios dos processos de esterilização, resultando em um material de maior eficiência e durabilidade (BORGES et al., 1999). Além disso, quando utilizadas em aparelhos de ultra-som, as pontas diamantadas CVD eliminam o desconforto do ruído da turbina de alta rotação, reduzem a dor durante o ato operatório, promovem maior precisão de corte e evitam injúrias aos tecidos moles com conseqüentes sangramentos (CONRADO et al., 2006).

Ainda versando sobre as vantagens dos instrumentos diamantados CVD, BORGES et al. (1999) mostraram em seu estudo que um filme contínuo de diamante é produzido pela técnica CVD sem a presença de uma matriz metálica entre os cristais depositados. Segundo os autores, tal estrutura é capaz de prevenir uma possível contaminação do substrato dental com íons que, no caso das pontas convencionais, podem ser liberados da matriz de níquel que se encontra exposta entre as partículas de diamante.

Em um estudo recente, Lea, Landini e Walmsley (2004) avaliaram as alterações de temperatura causada por um instrumento ultra-sônico na superfície

dental e no próprio instrumento, utilizando para tanto um sistema de imagens térmicas. Os autores concluíram que a geração de calor pode ser minimizada quando potências baixas ou médias e contatos com cargas mais leves são utilizados. Também alertaram que o emprego de uma irrigação ineficiente pode levar a um aquecimento excessivo da superfície instrumentada. Além disso, constataram um aumento de temperatura de 25°C quando cargas maiores, potências mais altas e um pobre fluxo de água foram empregados simultaneamente.

Enquanto os autores citados acima estudaram as variações de temperatura no instrumento e na superfície dental ao simularem um tratamento periodontal, Araújo (2005) avaliou esse mesmo fenômeno na câmara pulpar utilizando pontas de diamante CVD acopladas em ultra-som para fins de preparo cavitário. Nesse experimento, o autor utilizou um termopar acoplado à câmara pulpar e concluiu que a sono-abrasão constitui um método seguro quanto à elevação da temperatura pulpar desde que uma irrigação adequada seja utilizada.

A ultra-estrutura do diamante CVD associada a movimentos ultra-sônicos vem demonstrando um padrão de desgaste específico dos tecidos dentais, tanto no que se refere à camada de esfregaço quanto à rugosidade da superfície resultante. Tais características diferem daquelas comumente observadas quando pontas diamantadas comuns são empregadas em turbinas de alta rotação, como demonstrado por Araújo (2005).

Ao realizar um estudo morfológico em MEV, Araújo (2005) observou que a abrasão ultra-sônica da dentina com pontas CVD levou à formação de uma superfície ondulada e coberta por uma camada de esfregaço cada vez mais fina conforme o fluxo de água era aumentado. Com o uso de fluxos de água de 48

ml/min e 57 ml/min, o autor observou a presença de túbulos dentinários parcial ou totalmente abertos.

Por outro lado, Van Meerbeek et al. (2003b) observaram em MEV uma superfície dentinária completamente coberta por uma camada de esfregaço após ter sido preparada com a ponta diamantada Sonicsys Micro em aparelho sônico. Após teste de microtração, os autores relataram que a superfície dentinária preparada por sonoabrasão apresentou-se tão receptiva aos procedimentos adesivos quanto àquela preparada com ponta diamantada em alta-rotação. Nesse estudo, o adesivo condicione-e-lave de três passos Optibond FL e o autocondicionante suave de dois passos Clearfil SE Bond foram empregados.

2.3 O uso do laser para preparo cavitário

A utilização do laser em função do tratamento odontológico vem sendo abordada desde a década de 60, concomitantemente ao desenvolvimento do laser de rubi (MAIMAN, 1960). Stern e Sognnaes (1964) publicaram um dos primeiros estudos sobre a aplicação do laser nos tecidos duros dentais e observaram a ocorrência de alterações significativas em esmalte, incluindo a presença de uma estrutura fusionada de aspecto vítreo. Em dentina, crateras mais definidas foram verificadas com áreas evidentes de carbonização. Nesse mesmo estudo, os autores sugeriram uma relação direta dos parâmetros empregados com o tipo de interação do laser com os tecidos duros dentais. Densidade de energia, tempo de exposição,

área do feixe e o tipo de fibra ótica empregada foram os parâmetros citados como sendo responsáveis pela ação do laser no tecido alvo.

Nesse mesmo período, outros autores prontamente avaliaram os efeitos da irradiação sobre os tecidos duros dentais e materiais restauradores, obtendo resultados aparentemente pouco promissores (GOLDMAN et al., 1964; KINERSLY et al., 1965). Mais tarde, Adrian, Bernier e Sprague (1971) estudaram as alterações pulpares decorrentes a ação do laser no esmalte de dentes de cães in vivo. Os autores mostraram que a densidade de energia necessária para promover alterações no esmalte foi também responsável por alterações pulpares irreversíveis, inviabilizando assim o uso do laser para a realização de preparos cavitários.

Dessa forma, outros tipos de lasers foram sugeridos para a remoção do tecido cariado e preparo de cavidades, tais como o laser de CO₂ (10,6 µm) e de Nd:YAG (1,064 µm). Porém, elevadas temperaturas também foram observadas nas superfícies dentais irradiadas com o laser de CO₂, levando à formação de áreas carbonizadas e repletas de trincas em dentina (WIGDOR et al., 1993), além de um esmalte fusionado e esbranquiçado (LOBENE; BHUSSRY; FINE, 1968).

Danos térmicos também foram observados em dentina irradiada com laser de Nd:YAG, dentre os quais ressaltam-se o derretimento da dentina intertubular e a presença de trincas na superfície afetada (WIGDOR et al., 1993).

Por outro lado, os lasers de érbio têm se mostrado como uma promissora opção na remoção do tecido cariado e confecção de preparos cavitários, apresentando mínimos efeitos colaterais às estruturas dentais e adjacentes envolvidas (CEBALLOS et al., 2002; HOSSAIN et al., 1999b, 2001; LEE et al., 2006, STRAßL et al., 2004).

Os primeiros estudos envolvendo a ação do laser de Er:YAG nos tecidos dentais foram publicados por Hibst e Keller (1989) no final da década de 80. Desde o início, o processo de ablação promovido pelo laser de Er:YAG tem sido associado a uma promissora eficiência na remoção do esmalte, dentina e tecido cariado (WIGDOR et al. 1993), apresentando ainda uma limitada difusão térmica pelos tecidos duros dentais e tecidos adjacentes (HIBST; KELLER, 1989).

Wigdor et al. (1993) estabeleceram que o laser de Er:YAG apresentava-se como a melhor opção para confecção de preparos cavitários, mostrando uma adequada eficiência na ablação de esmalte e dentina. Os autores também avaliaram cortes histológicos de polpas de cães cujos tecidos duros dentais (esmalte e dentina superficial) foram submetidos à irradiação com diferentes tipos de lasers. Nenhuma alteração pulpar foi observada com o uso do laser de Er:YAG, diferentemente dos lasers de CO₂ e Nd:YAG que induziram danos não só à polpa como também aos tecidos adjacentes.

Os benefícios relacionados ao uso do laser de Er:YAG permitiram que ele fosse indicado como uma técnica alternativa de preparo cavitário, obedecendo aos requisitos de uma odontologia minimamente invasiva (TYAS et al., 2000), além de promover menor desconforto ao paciente durante o ato operatório.

Keller et al. (1998) avaliaram *in vivo* o grau de sensibilidade provocado pelo laser de Er:YAG quando comparado ao uso de instrumentos rotatórios convencionais. Após a realização de 206 preparos em 103 pacientes, os autores consideraram o laser como uma técnica segura em relação à vitalidade pulpar e mais confortável ao paciente, sendo que a necessidade de uso de anestésico local foi significativamente reduzida. Nesse estudo, 80% dos pacientes relataram preferir o laser de Er:YAG aos instrumentos rotatórios para tratamentos futuros.

A efetividade do laser quanto à realização de preparos cavitários depende de sua interação com o tecido irradiado, que pode variar de acordo com o coeficiente de absorção do tecido alvo em relação ao comprimento de onda do laser empregado (ARMENGOL et al., 1999). O comprimento de onda do laser de Er:YAG (2,94 μm) coincide com os picos de absorção da água e da hidroxiapatita, levando a uma ablação eficiente dos tecidos duros dentais e mínimos efeitos adversos à polpa e tecidos adjacentes (ARMENGOL et al., 1999; HIBST; KELLER, 1989). Durante o processo de ablação, a irradiação incidente é altamente absorvida pelas moléculas de água do tecido alvo, causando-lhes um repentino aquecimento e evaporação. A pressão de vaporização resultante leva à ocorrência de sucessivas micro-explosões com a conseqüente ejeção do tecido dental irradiado (HIBST; KELLER, 1989; KELLER; HIBST, 1989).

O uso de um spray de água durante a irradiação dos tecidos dentais tem sido estudado por alguns autores (BURKES JUNIOR et al., 1992; HOKE et al., 1990), sendo que sua importância parece não estar relacionada apenas ao fato de deflagrar o processo de ablação (HOSSAIN et al., 1999a). Burkes Junior et al. (1992) e Hoke et al. (1990) mostraram que, quando a irradiação com laser de Er:YAG é acompanhada pela ação de um spray de água, não só a eficiência de ablação pode ser aumentada como também a temperatura resultante pode ser diminuída. Segundo Burkes Junior et al. (1992), quando a irradiação foi realizada sem refrigeração, um aumento de temperatura intrapulpar de cerca de 27°C foi observado, o que está muito acima da temperatura considerada segura para o estado de vitalidade pulpar. Por outro lado, a ação conjunta de um spray de água durante a irradiação induziu um aumento de temperatura pulpar de apenas 2,2°C (HOKE et al., 1990). Tal resultado confere segurança ao uso do laser de Er:YAG uma vez que a elevação de

temperatura na câmara pulpar não atingiu valores superiores a 5,5°C. Estudos em modelos animais mostraram que elevações térmicas acima de 5,5°C são suficientes para que danos pulpares imediatos ou mediatos sejam observados (ZACH; COHEN, 1965).

Uma vez que a irradiação com laser de Er:YAG é realizada sob refrigeração, uma superfície dentinária livre de derretimento e carbonização é geralmente observada. O laser de Er:YAG confere à superfície irradiada uma aparência de escamas, com a formação de irregularidades acentuadas e de crateras bem definidas. Avaliações em MEV mostram uma superfície livre de esfregaço, com túbulos dentinários evidentes e protruídos já que a ablação acontece mais efetivamente na dentina intertubular que na peritubular (AOKI et al., 1998; ARAÚJO, 2005; DE MUNCK et al., 2002). A presença de microfissuras e microfragmentos parcialmente unidos à superfície afetada pela irradiação também tem sido relatada (DE MUNCK et al., 2002; AOKI et al., 1998).

Assim como o laser de Er:YAG, o laser de Er,Cr:YSGG também tem sido indicado para utilização em tecidos duros dentais graças à sua eficiência na ablação de esmalte, dentina e tecido cariado com mínima penetração térmica nas estruturas envolvidas (HADLEY et al., 2000; HOSSAIN et al., 1999b; MATSUMOTO et al., 2002). O laser de Er,Cr:YSGG baseia a eficiência de sua ablação na interação da energia laser com a água presente na interface do tecido alvo e, portanto, tem sido considerado um sistema hidrocínético (HADLEY et al., 2000). A utilização clínica desse sistema em preparos cavitários e remoção do tecido cariado foi antecedida por um estudo em modelo animal que avaliou os danos causados à polpa e ao periodonto de coelhos e cães após a irradiação dos tecidos duros dentais. Nesse estudo, os autores utilizaram potências que variaram de 2 a 6 W e concluíram que o

laser de Er,Cr:YSGG não causou danos à polpa ou estruturas adjacentes (EVERSOLE; RIZOIU; KIMMEL, 1997). Hossain et al. (1999b) relataram que, durante a irradiação dos tecidos duros dentais com laser de Er,Cr:YSGG, o uso de spray de água direcionado ao tecido alvo aumentou a eficiência de ablação. Além disso, o uso de refrigeração impediu a ocorrência de derretimento e carbonização na superfície do tecido irradiado, independente da potência utilizada, que variou de 3 a 5 W para dentina e de 3 a 6 W para esmalte.

Seguindo a mesma linha de pesquisa, Araújo (2005) avaliou o aumento de temperatura na câmara pulpar de dentes bovinos submetidos à irradiação com laser de Er,Cr:YSGG com potências de 6 W para esmalte e 4,5 W para dentina e densidades de energia de 67,9 J/cm² e 50,9 J/cm² respectivamente. O fator de variação empregado nesse estudo foi a taxa de irrigação, que foi determinada em 30%, 50% e 70% do fluxo máximo fornecido pelo aparelho. O autor concluiu que o acréscimo de temperatura não ultrapassou o limite de 5°C, apesar de aumentar na medida em que a taxa de irrigação diminuía. Nesse mesmo estudo, Araújo (2005) descreveu a superfície dentinária irradiada com laser de Er,Cr:YSGG com características morfológicas bastante similares às aquelas relatadas por estudos anteriores que utilizaram o laser de Er:YAG, como descrito acima (AOKI et al., 1998; DE MUNCK et al., 2002; HOKE et al., 1990). Tais achados concordam com os resultados de estudos anteriores envolvendo o laser de Er,Cr:YSGG (HOSSAIN et al., 2003).

Apesar das semelhanças morfológicas produzidas pelos lasers de érbio em dentina, Harashima et al. (2005) mostraram que a superfície dentinária resultante da irradiação com o laser de Er,Cr:YSGG apresenta-se mais rugosa que aquela obtida com o laser de Er:YAG. Os autores alegaram que tal diferença deve-se ao fato de

que as superfícies irradiadas com o primeiro laser são mais afetadas termicamente que aquelas irradiadas com o segundo. Conforme relatado em um estudo anterior, enquanto o laser de Er:YAG inicia o processo de ablação a temperaturas de cerca de 300°C, o laser de Er,Cr:YSGG o faz a 800°C (FRIED et al., 1996).

As características morfológicas e topográficas da superfície dentinária irradiada com lasers de érbio levou alguns autores a acreditarem em uma situação aparentemente favorável aos procedimentos adesivos. O padrão micro-retentivo resultante do processo de ablação e a ausência da camada de esfregaço foram inicialmente considerados fatores importantes para que uma adequada resistência adesiva fosse obtida (AOKI et al., 1998; DE MUNCK et al., 2002; VAN MEERBEEK et al., 2003b).

Comprovando essa suposição, Visuri et al. (1996) mostraram que a dentina irradiada com laser de Er:YAG (350 mJ/pulso e 6 Hz) foi mais receptiva à adesão que a dentina convencionalmente preparada com instrumento rotatório e condicionada com ácido fosfórico. Os autores concluíram então que o uso do laser poderia ser um substituto ao condicionamento ácido no preparo da dentina para o procedimento adesivo.

Bertrand et al. (2006), simulando parâmetros para preparo cavitário (densidade de energia de 44 J/cm²), testaram a resistência de união do adesivo Prime & Bond NT à dentina preparada com laser de Er:YAG. Além disso, os autores relacionaram os resultados do teste de cisalhamento com aqueles obtidos no teste de microinfiltração. As superfícies de teste foram preparadas com instrumento rotatório carbide + condicionamento ácido, laser de Er:YAG ou laser de Er:YAG + condicionamento ácido. Os resultados de resistência adesiva mostraram que a dentina irradiada foi tão receptiva à adesão quanto a dentina preparada com a ponta

carbide, independente do uso do condicionamento ácido. Porém, os autores sugeriram que o uso do laser fosse associado ao condicionamento ácido da dentina uma vez que tal procedimento resultou em uma microinfiltração menos expressiva.

Por outro lado, Ceballos et al. (2002) mostraram que as alterações causadas pelo laser de Er:YAG na superfície dentinária comprometeram a interação do adesivo com o substrato, diminuindo os valores de resistência adesiva à dentina irradiada. Nesse estudo, a irradiação foi realizada sob refrigeração, em modo não-contato (20 mm distante do tecido alvo) e com os seguintes parâmetros: duração do pulso de 250 μ seg; energia de 180 mJ; taxa de repetição de 2 Hz ; e spot size de 1mm de diâmetro. Segundo a análise realizada em MET, a dentina afetada pela irradiação apresentou fibras colágenas derretidas e vaporizadas. Ao longo da base da camada de dentina superficialmente modificada, os autores observaram fibras colágenas fusionadas e pobremente ligadas ao substrato dentinário subjacente.

As alterações térmicas causadas nos tecidos duros dentais pela ação do laser também foram relatadas por Bachmann et al. (2005) ao estudarem as mudanças químicas e estruturais causadas pelo laser de Er:YAG na superfície dentinária. Alterações importantes foram observadas na superfície irradiada, tais como a degradação da matriz orgânica, perda de água e aumento de íons OH^- . Segundo os autores, qualquer outro tipo de laser poderia causar tais alterações à medida que os efeitos térmicos são uma consequência da energia emitida pelo laser e absorvida pelos componentes químicos do tecido alvo, sendo então convertida em energia térmica. Os autores ainda relatam que a extensão e a intensidade dos efeitos térmicos dependem dos parâmetros utilizados, tais como frequência, fluência e comprimento de onda, bem como das características ópticas e térmicas do tecido alvo. Outros importantes parâmetros, além daqueles que podem ser controlados

pelo operador, também têm sido descritos como responsáveis pela qualidade da interação entre o laser e o tecido alvo, tal como o sistema de entrega utilizado, impedindo que comparações adequadas sejam realizadas quando diferentes aparelhos são empregados (STRAßL et al., 2004).

Em um estudo recente, Lee et al. (2006) avaliaram a resistência de união de um adesivo de condicionamento total à dentina preparada com laser de Er,Cr:YSGG associado ou não ao emprego de condicionamento ácido. A irradiação foi realizada de acordo com os seguintes parâmetros: 3,5 W de potência, 20 Hz de frequência, pressão de ar em 80%, e fluxo de água em 100% da capacidade máxima. Foi utilizado o modo não-contato focado, com fibra de 0,6 mm de diâmetro. Os autores concluíram que o laser influenciou negativamente a adesão à dentina, mas que o emprego de um condicionamento ácido após a irradiação do substrato resultou em uma superfície tão receptiva quanto aquela preparada pela técnica convencional.

Outros estudos utilizaram o laser de Er:YAG com o objetivo de promover um condicionamento da dentina previamente preparada de forma convencional. Para tanto, a irradiação era realizada com parâmetros que determinavam menores valores de densidade de energia (entre 24 e 25 J/cm²). Diferentes metodologias e sistemas adesivos foram empregados nesses estudos, mas todos eles concordaram com o fato de que a utilização do laser comprometeu a interação do adesivo com o substrato, resultando em menores valores de resistência adesiva (DE MUNCK et al., 2002; GONÇALVES et al., 2005; RAMOS et al., 2004).

3 PROPOSIÇÃO

Os objetivos deste estudo foram:

1. Analisar as características morfológicas da dentina preparada com ponta diamantada CVD em alta-rotação, ponta diamantada CVD em ultra-som e laser de Er,Cr:YSGG, considerando-se principalmente as características topográficas e a formação de camada de esfregaço em cada caso;
2. Avaliar a resistência adesiva de diferentes agentes de união autocondicionantes à dentina preparada com instrumentos e técnicas alternativas de preparo cavitário.
3. Avaliar o efeito da interposição da camada de esfregaço na resistência de união de adesivos autocondicionantes à dentina.

4 MATERIAL E MÉTODOS

Cem terceiros molares humanos íntegros foram obtidos de pacientes jovens, de acordo com o disposto na Resolução no 196/96 do Conselho Nacional de Saúde, que versa sobre pesquisas envolvendo seres humanos. O projeto do presente estudo foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo (CEP-FOUSP) e pela Comissão Nacional de Ética em Pesquisa (CONEP), através dos Pareceres nº 10/05 (Anexo A) e nº 715/2005 (Anexo B), respectivamente. Os dentes foram estocados a 4°C em solução de cloramina a 0,5% e utilizados num prazo máximo de 3 meses após a extração.

4.1 Grupos-controle e experimentais

Os 100 dentes foram aleatoriamente distribuídos em 20 grupos com 5 amostras cada um. Os grupos foram determinados variando-se a técnica de preparo cavitário e o adesivo utilizado. Os adesivos empregados neste estudo foram selecionados considerando-se sua classificação e potencial ácido (forte, suave e ultra-suave), como especificado a seguir: um adesivo condicione e lave de três passos (Optibond FL; Kerr, Orange, CA, EUA); um adesivo autocondicionante suave de dois passos (Clearfil SE Bond; Kuraray, Osaka, Japão); um adesivo autocondicionante forte de passo único (Adper Prompt L-Pop; 3M ESPE, Seefeld, Alemanha); e um adesivo autocondicionante ultra-suave de passo único (Clearfil S³

Bond; Kuraray, Osaka, Japão). As técnicas de preparo cavitário utilizadas foram determinadas pelo uso de instrumento rotatório diamantado convencional em alta-rotação (IR), fratura por clivagem (fratura), instrumento rotatório de diamante CVD em alta-rotação (IR CVD), instrumento ultra-sônico diamantado CVDentus (IU CVD) e laser de Er,Cr:YSGG (Laser). A primeira técnica mencionada foi considerada o grupo de controle negativo, com presença de camada de esfregaço clinicamente significativa. Já os grupos cujas amostras foram obtidas por fratura foram considerados os grupos de controle positivo, onde nenhum tipo de esfregaço foi produzido. O Quadro 4.1 mostra os grupos-controle e experimentais determinados para este estudo.

	Grupos-controle		Grupos experimentais		
	IR	Fratura	IR CVD	IU CVD	Laser
Optibond FL	<i>Grupo 1</i>	<i>Grupo 5</i>	<i>Grupo 9</i>	<i>Grupo 13</i>	<i>Grupo 17</i>
Clearfil SE Bond	<i>Grupo 2</i>	<i>Grupo 6</i>	<i>Grupo 10</i>	<i>Grupo 14</i>	<i>Grupo 18</i>
Adper Prompt LPop	<i>Grupo 3</i>	<i>Grupo 7</i>	<i>Grupo 11</i>	<i>Grupo 15</i>	<i>Grupo 19</i>
Clearfil S ³ Bond	<i>Grupo 4</i>	<i>Grupo 8</i>	<i>Grupo 12</i>	<i>Grupo 16</i>	<i>Grupo 20</i>

Quadro 4.1 – Grupos experimentais e grupos-controle

O Quadro 4.2 mostra maiores detalhes sobre os adesivos utilizados, tais como fabricante, composição, número de série e validade.

Adesivo (origem)	Composição (lote; validade)
OptiBond FL (Kerr, Orange, CA, EUA)	Condicionador: ácido fosfórico a 37%, sílica (410643; 07/2007); Primer: HEMA, GPDM, PAMM, etanol, água, fotoiniciador (417174; 07/2006); Adesivo: TEGDMA, UDMA, GPDM, HEMA, Bis-GMA, partículas de carga, fotoiniciador (421941; 08/2006).
Clearfil SE Bond (Kuraray, Osaka, Japão)	Primer: 10-MDP, HEMA, dimetacrilato hidrófilo, canforquinona, N,N-dietanol-p-toluidina, água (00480A; 04/2006) Adesivo: 10-MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato hidrófobo, canforquinona, N,N-dietanol-p-toluidina, sílica coloidal silanizada (00666A; 04/2006).
Clearfil S ³ Bond (Kuraray, Osaka, Japão)	10-MDP, Bis-GMA, HEMA, dimetacrilato hidrófobo, canforquinona, álcool, água, sílica coloidal silanizada (00001A; 12/2006).
Adper Prompt L-Pop (3M ESPE, Seefeld, Alemanha)	Líquido 1: mono e di-hema fosfatos, dimetacrilato, Bis-GMA, canforquinona, estabilizadores; Líquido 2: Água, HEMA, ácido polialquenoico, estabilizadores (199474; 11/2006).

Quadro 4.2 – Composição química, origem, lote e validade dos sistemas adesivos testados

4.2 Preparo das amostras

Inicialmente, cada molar teve sua porção radicular incluída em um bloco de gesso a fim de facilitar sua manipulação e garantir o paralelismo dos cortes subseqüentes. Cada dente teve sua porção oclusal removido utilizando-se um disco de diamante acoplado em máquina Isomet 1000 (Buehler, Lake Bluff, IL, EUA), a fim de que uma superfície dentinária plana, média e livre de esmalte fosse obtida. Como uma exceção, as superfícies dentinárias fraturadas foram obtidas por clivagem. Todas as superfícies obtidas foram observadas em lupa estereoscópica (Wild M5A,

Heerbrugg, Suíça) a fim de garantir a ausência de esmalte ou de exposição dos cornos pulpares.

A técnica de preparo de superfície em cada grupo, bem como os parâmetros utilizados, estão descritos a seguir:

Pontas diamantadas convencionais em alta rotação (grupos de controle negativo 1, 2, 3 e 4): as superfícies dentinárias foram preparadas com pontas diamantadas cilíndricas convencionais de granulação média (100 µm), modelo 812 (Komet, Lemgo, Alemanha), em turbina de alta-rotação (Kavo, Biberach, Alemanha) sob irrigação contínua por 20 s. Tanto o dente quanto a turbina foram acopladas em aparelho formador de micro-espécimes (MicroSpecimen Former; University of Iowa, IA, EUA), a fim de garantir o paralelismo e a padronização do desgaste.

Fratura (grupos de controle positivo 5, 6, 7 e 8): Uma fenda foi efetuada com disco de diamante em máquina Isomet circundando a periferia de esmalte do dente em um plano paralelo ao oclusal, abaixo do limite amelo-dentinário. A amostra foi então presa em uma morsa e clivada com o auxílio de um martelo e um cinzel que, posicionado na fenda previamente confeccionada, foi capaz de guiar o sentido da clivagem e, conseqüentemente, o plano da superfície assim obtida. Nesse grupo, em particular, mais de 5 dentes foram preparados, uma vez que qualquer amostra cuja clivagem não resultasse em uma superfície plana era descartada.

Pontas diamantadas CVDentus em alta-rotação (grupos experimentais 9, 10, 11 e 12): as superfícies dentinárias foram preparadas com ponta de diamante CVD cilíndrica (Clorovale, São José dos Campos, Brasil) em alta-rotação como descrito acima para os grupos 1, 2, 3 e 4.

Pontas diamantadas CVDentus em ultra-som (grupos 13, 14, 15 e 16): Nesses grupos, as superfícies dentinárias foram preparadas com ponta de diamante

CVD tronco-cônica, modelo 8.1117 (Clorovale, São José dos Campos, Brasil), acoplada em aparelho de ultra-som piezoelétrico Suprasson P-Max (Satelec, Merignac, França), operando de acordo com os parâmetros recomendados pelo fabricante da ponta diamantada: frequência de ~ 30 kHz; potência elétrica de 8 W; Consumo de potência elétrica de 55 VA; fluxo de água de 120 ml/min; e 70% de sua potência de vibração máxima. A abrasão ultra-sônica foi realizada manualmente no modo impacto, com pressão leve e o mais uniforme possível, mantendo a parte anterior da ponta sempre em contato com a superfície dentinária. O treinamento do operador foi realizado nos laboratórios da Clorovale, sendo o mesmo instruído no sentido de usar uma carga especialmente leve durante o preparo a fim de garantir uma ótima performance do instrumento. O uso de cargas maiores inibiria a vibração ultra-sônica da ponta.

Laser de Er,Cr:YSGG (grupos 17, 18, 19 e 20): A irradiação da superfície dentinária foi realizada com o aparelho Waterlase YSGG (Biolase Technology, Inc., San Clemente, CA, EUA) que apresenta os seguintes parâmetros fixos: comprimento de onda de 2,78 μm ; frequência de pulso de 20 Hz; e duração do pulso de 140 μsec . Os parâmetros ajustáveis foram determinados de acordo com as recomendações do fabricante: potência de 4,0 W; 65% da pressão máxima de ar; and 55% da pressão máxima de água. A irradiação foi realizada no modo focado, com ponta de safira de 600 μm em diâmetro posicionada perpendicularmente ao tecido-alvo e distante 1 mm do mesmo.

As superfícies dentinárias preparadas receberam os sistemas adesivos de acordo com as recomendações dos fabricantes, como descrito a seguir:

Optibond FL: A superfície dentinária foi condicionada com ácido fosfórico a 37% por 15 s, lavada pelo mesmo tempo e gentilmente seca com jato de ar por 5 s.

O primer foi aplicado e esfregado por 15 s sobre a dentina levemente umedecida e o adesivo foi então aplicado em uma fina camada, que foi homogeneizada com leve jato de ar e fotopolimerizada por 30 s;

Clearfil SE Bond: O primer foi aplicado sobre a superfície dentinária, onde agiu por 20 s antes de receber um leve jato de ar para a evaporação de seus componentes voláteis. A superfície preparada recebeu então o adesivo, que foi homogeneizado com leve jato de ar e fotopolimerizado por 10 s;

Adper Prompt L-Pop: Os dois casulos foram ativados a fim de que o conteúdo dos mesmos fosse misturado e a solução resultante foi então aplicada ativamente sobre a dentina por 15 s. Um leve jato de ar foi direcionado à superfície assim preparada e uma segunda camada de adesivo foi passivamente aplicada e homogeneizada com leve jato de ar. O adesivo foi então fotopolimerizado por 10 s.

Clearfil S³ Bond: O adesivo foi aplicado sobre a dentina onde permaneceu por 20 s sem ser perturbado. A camada resultante recebeu então um jato de ar em alta-pressão por 5 s, sendo fotopolimerizada em seguida por 10 s.

Após os procedimentos adesivos, a resina composta Z-100 (3M ESPE, St Paul, MN, EUA) foi aplicada em incrementos de cerca de 2 mm até que um bloco de 5 a 6 mm de altura fosse construído sobre a superfície dentinária. Cada incremento foi fotopolimerizado por 40 s usando uma unidade fotopolimerizadora Optilux 500 (Demetron/Keer, Danbury, CT, EUA) com intensidade de luz de no mínimo 550 mW/cm². Todas as amostras foram estocadas em água destilada a 37°C durante 24 h antes de serem preparadas para o teste de microtração.

4.3 Teste de resistência adesiva à microtração

Após o período de estocagem, as amostras foram levadas à máquina de cortes Isomet, onde receberam cortes seriados longitudinais tanto no sentido mesio-distal quanto no sentido vestibulo-lingual, utilizando-se um disco de alta concentração de diamantes (HC; Buehler, Lake Bluff, IL, EUA) sob irrigação contínua. Os cortes seriados distanciaram-se entre si de forma padronizada, resultando em fatias com cerca de 2 mm de espessura. Os palitos resultantes eram então removidos da base radicular com um corte transversal, obtendo-se palitos com altura de 8 a 9 mm e base quadrada com 2 mm de lado. Apenas as amostras provenientes da região central da superfície dentinária foram utilizadas a fim de que não houvesse a interferência de variações regionais do substrato nos resultados de microtração (PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999).

Previamente ao teste de microtração, todos os palitos foram levados individualmente à máquina formadora de microespécimes (Figura 4.1), onde tiveram suas interfaces adesivas desgastadas até que uma secção transversal circular de cerca de 1,1 mm de diâmetro fosse obtida nessa região. Nesse aparelho, os palitos são acoplados à garra de um motor que permite que a amostra gire em torno de seu próprio eixo. Enquanto a amostra gira, uma ponta diamantada cilíndrica de granulação fina (30 μ m; modelo 5835K; Komet, Lemgo, Alemanha) em alta-rotação toca a interface adesiva da amostra sob irrigação contínua, desgastando-a até a formação de uma interface circular. A turbina de alta-rotação encontra-se acoplada a um braço móvel do aparelho formador de micro-espécimes, cujos movimentos são limitados de acordo com parâmetros previamente estabelecidos pelo operador.

Figura 4.1 – Aparelho formador de microespécimes

Os espécimes assim obtidos foram então posicionados individualmente em dispositivos de Ciucchi, tendo suas extremidades fixadas a ele com o uso de uma cola de cianoacrolato em gel (Model Repair II Blue; Dentsply-Sankin, Ohtawara, Japão). Uma vez posicionadas, as amostras foram então levadas a uma máquina de testes universais (LRX; Lloyd, Hampshire, UK; Figura 4.2), onde foram tracionadas a uma velocidade de 1 mm/min e sob uma célula de carga de 100 N.

Figura 4.2 – Máquina de ensaios universais LRX / Lloyd

Os valores de resistência adesiva foram emitidos em N e transformados em MPa dividindo-se a força atingida no momento da fratura (N) pela área da interface adesiva (mm^2). Para o cálculo da área, o diâmetro da interface adesiva foi medido previamente ao teste de microtração com o auxílio de uma lupa estereoscópica cujos movimentos da plataforma são micrometricamente controlados nos eixos x e y. As ocorrências de fraturas durante o processamento das amostras, ou seja, antes do teste de microtração, foram consideradas falhas pré-teste. Tais falhas foram anotadas e incluídas como 0 MPa na análise estatística do grupo ao qual pertenciam.

A seqüência de preparo das amostras está resumida a seguir, de acordo com o desenho esquemático que pode ser observado na Figura 4.3.

Figura 4.3 – Método de preparo das amostras para teste de microtração

Após o teste de microtração, o padrão de fratura de cada amostra foi determinado com o auxílio de lupa estereoscópica Wild M5A, com aumento de 50x. As fraturas foram classificadas como adesivas (falha interfacial entre substrato e adesivo), coesivas em dentina, coesivas em resina (incluindo falhas na resina composta ou na camada de adesivo) e mista (envolvendo mais de um dos tipos citados).

4.4 Testes estatísticos

Os dados foram primeiramente avaliados quanto à normalidade na distribuição dos erros amostrais e quanto à homogeneidade das variâncias através de teste de aderência à curva normal e teste de Bartlett, respectivamente. Tendo em vista que a distribuição amostral testada não foi normal, utilizou-se o teste estatístico não paramétrico de Kruskal-Wallis e o teste de comparações múltiplas para que possíveis diferenças estatisticamente significantes fossem encontradas entre os grupos testados, considerando-se um nível de significância de 5% ($p < 0,05$). A análise estatística foi realizada para cada grupo de adesivos separadamente, a fim de que as técnicas de preparo cavitário fossem comparadas entre si. Além disso, os adesivos também foram comparados entre si numa segunda etapa da análise estatística. Toda a análise estatística foi realizada em programa GMC, versões 8.1 e 2002, que foi desenvolvido e gentilmente cedido pelo Prof. Dr. Geraldo Maia Campos, da Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo – Campus de Ribeirão Preto.

4.5 Microscopia Eletrônica de Varredura

Além da análise do padrão de fratura das amostras ter sido realizada em microscópio estereoscópico, duas amostras representativas de cada grupo foram processadas para análise em Microscópio Eletrônico de Varredura (MEV; Philips

XL30, Eindhoven, Holanda) a fim de proporcionar um entendimento mais profundo das falhas ocorridas. Tais amostras foram selecionadas considerando-se o padrão de fratura mais representativo em cada grupo. A superfície fraturada foi observada tanto no fragmento de resina composta (lado do compósito), quanto no fragmento de dentina (lado da dentina). Procedimentos usuais foram utilizados para o processamento das amostras para microscopia eletrônica de varredura, conforme descrito por Perdigão et al. (1995), incluindo: fixação em solução de glutaraldeído tamponada com cacodilato de sódio a 0,1 M / pH=7,4 a 4°C por 7 dias; lavagem em solução de cacodilato de sódio a 0,1 M / pH=7,4 por 1 h, intervalo no qual a solução foi trocada 3 vezes; lavagem em água destilada por 1 min; desidratação com concentrações ascendentes de álcool (25% por 20 min, 50% por 20 min, 75% por 20 min, 95% por 30 min e 100% por 60 min); secagem química com HMDS (hexametil disiloxano) por 10 min; secagem à temperatura ambiente sobre papel absorvente em recipiente de vidro fechado deixado em capela por 12 h; posicionamento em bases de alumínio com cimento de carbono e cobertura com ouro em aparelho apropriado (Sputtering Device 07 120, Balzers Union, Liechtenstein, Alemanha).

Doze terceiros molares adicionais foram seccionados transversalmente em máquina de cortes Isomet a fim de que fossem obtidos discos de dentina circundados por esmalte. Uma fenda rasa foi realizada na face pulpar dos discos utilizando-se uma ponta diamantada de ponta afilada em alta-rotação. Já a superfície oclusal das amostras foi preparada com cada uma das técnicas empregadas neste estudo, seguindo-se a mesma metodologia e os mesmos parâmetros utilizados para o preparo das amostras para teste de microtração (n=3): ponta diamantada convencional em alta-rotação; fratura; ponta de diamante CVD em alta-rotação; ponta CVDentus em ultra-som; e laser de Er,Cr:YSGG. As amostras

assim preparadas foram processadas para análise em MEV, como descrito acima. Exatamente entre os processos de fixação e desidratação das amostras, as mesmas foram fraturadas em dois fragmentos utilizando-se um martelo e um cinzel posicionado na fenda previamente confeccionada na superfície pulpar do disco.

A superfície dentinária do primeiro segmento foi utilizada para uma análise morfológica da superfície preparada com as diferentes técnicas empregadas, enquanto que a secção transversal do segundo segmento foi utilizada para uma análise da espessura da camada de esfregaço produzida em cada caso. Tal espessura foi medida em sete pontos eqüidistantes ao longo da secção transversal de cada amostra com o auxílio do programa de medidas digitais do microscópio com aumento de 5000X.

Duas pontas diamantadas convencionais de granulação média (100 μm), modelo 812 (Komet, Lemgo, Alemanha), e duas pontas CVDentus tronco-cônicas, modelo 8.1117 (Clorovale, São José dos Campos, Brasil), foram posicionadas em bases de alumínio e levadas ao MEV. As imagens obtidas foram utilizadas para que as características estruturais dos instrumentos diamantados fossem avaliadas a fim de gerar informações que fossem úteis para a discussão dos padrões de desgaste apresentados em cada caso.

5 RESULTADOS

5.1 Avaliação morfológica em MEV

As Figuras 5.1a e 5.1b mostram a estrutura microscópica de uma ponta diamantada obtida pela técnica convencional, enquanto as Figuras 5.1c, 5.1d e 5.1e mostram uma ponta diamantada obtida pela tecnologia CVD. A estrutura do instrumento convencional apresenta pequenas partículas de diamante irregularmente distribuídas pela ponta metálica e a ela agregadas por meio de uma matriz de níquel. Num maior aumento pode-se observar que tais partículas possuem um formato irregular e bastante angulado e que a matriz de níquel apresenta-se exposta entre os grãos de diamante. Já a ponta CVDentus tem sua parte ativa completamente coberta por cristais de diamante, formando uma pedra única. Num maior aumento, pode-se observar o aspecto globular e arredondado do diamante obtido pela tecnologia CVD.

As técnicas de preparo cavitário empregadas neste estudo resultaram em diferentes padrões morfológicos quando utilizadas em dentina, como mostra a Figura 5.2. O instrumento rotatório convencional produziu uma superfície completamente coberta por uma camada de esfregaço e repleta de ranhuras pouco profundas. A entrada dos túbulos dentinários pode ser localizada, apesar de estar obliterada pela presença de smear plugs (Figura 5.2a). As superfícies obtidas por fratura, ou seja, aquelas não instrumentadas, apresentaram-se livres de esfregaço e com as estruturas de dentina claramente visíveis (Figura 5.2b). O instrumento rotatório CVD

também criou uma superfície coberta por uma camada de esfregaço, apesar de apresentar uma topografia mais irregular, com regiões de vales e topos bem definidos. Embora sempre obliteradas, as entradas dos túbulos dentinários podem ser identificadas na região de vale, mas não nas áreas de topo, onde a camada de esfregaço apresentou-se mais espessa (Figura 5.2c). As pontas CVDentus para ultra-som produziram uma superfície dentinária mais regular, com a presença de uma camada de esfregaço fina e até mesmo ausente em determinadas áreas, apresentando túbulos dentinários abertos, fechados ou parcialmente fechados (Figura 5.2d). As superfícies irradiadas com laser de Er,Cr:YSGG apresentaram uma superfície dentinária bastante irregular e rugosa, com uma aparência escamosa, ausência total de camada de esfregaço e túbulos dentinários abertos e claramente visíveis. A dentina peritubular apresentou-se mais proeminente que a intertubular e nenhum sinal de carbonização ou derretimento foi observado (Figuras 5.2e).

Diferenças na espessura da camada de esfregaço também foram observadas dependendo da técnica de preparo utilizada (Figura 5.3). Enquanto a dentina fraturada e aquela ablacionada pelo laser não apresentaram a formação de esfregaço, o instrumento ultra-sônico e os instrumentos rotatórios convencional e CVD resultaram em camadas de esfregaço de diferentes espessuras, como mostra a Tabela 5.1.

Tabela 5.1 – Média e desvio-padrão da espessura da camada de esfregaço produzida por cada instrumento e técnica de preparo (μm)

	IR	Fratura	IR CVD	IU CVD	Laser
Esfregaço (μm)	4,8 $\pm$ 1.1	ausente	4,6 $\pm$ 2,4	1,6 $\pm$ 0,7	ausente

A Figura 5.4 mostra a característica bastante irregular da dentina ablacionada quando vista em um corte transversal em diferentes aumentos (Figuras 5.4a e 5.4b).

Além disso, trincas superficiais foram observadas na dentina preparada com ponta diamantada CVD para alta-rotação, ponta CVDentus para ultra-som e laser. Embora essas fissuras não possam ser observadas quando da análise da superfície das amostras, que em alguns casos está coberta pela camada de esfregaço, elas são claramente visíveis quando a secção transversal da amostra é analisada. Regiões mais profundas não apresentaram tais danos, que se limitaram às regiões mais superficiais das amostras, onde a dentina foi tocada pelo instrumento (Figura 5.5). Nenhum tipo de fratura foi observado nas amostras preparadas com ponta diamantada convencional ou por meio de fratura (grupos-controle).

Figura 5.1 – Fotomicrografias em MEV: características estruturais das pontas diamantadas obtidas pela técnica convencional e CVD. (a) IR (aumento de 50x); (b) IR (aumento de 500x); (c) IUCVD (aumento de 50x); (d) IUCVD (aumento de 500x); (e) IUCVD (aumento de 100x)

Figura 5.2 – Fotomicrografias em MEV: características morfológicas de superfícies dentinárias preparadas com diferentes instrumentos e técnicas. (a) instrumento rotatório convencional (aumento de 2500x); (b) fratura (aumento de 2500x); (c) instrumento rotatório CVD (aumento de 2500x). As setas indicam áreas de topo, entre as quais observa-se uma área de vale; (d) instrumento ultra-sônico CVD (aumento de 2500x); (e) laser de Er,Cr:YSGG (aumento de 2500x)

Figura 5.3 – Fotomicrografias em MEV: seções transversais das amostras de dentina preparadas com diferentes instrumentos e técnicas. (a) instrumento rotatório convencional (aumento de 5000x); (b) fratura (aumento de 5000x); (c) instrumento rotatório CVD (aumento de 5000x). A seta indica a presença de smear plug na entrada do túbulo dentinário; (d) instrumento ultra-sônico CVD (aumento de 5000x). A seta indica a presença de smear plug na entrada do túbulo dentinário; (e) laser de Er,Cr:YSGG (aumento de 5000x)

Figura 5.4 – Fotomicrografias em MEV: secções transversais das amostras de dentina preparadas com laser de Er,Cr:YSGG. (a) aumento de 70x; (b) aumento de 100x

Figura 5.5 – Fotomicrografia em MEV: secção transversal de amostra preparada com instrumento rotatório CVD (aumento de 10000x). As setas indicam a presença de microfissuras na superfície que foi tocada pelo instrumento. Observe que as regiões mais profundas permaneceram intactas

5.2 Teste de resistência adesiva

Os resultados do teste de aderência à curva normal e do teste de Kruskal-Wallis estão dispostos nas Tabelas 5.2 e 5.3, respectivamente. As médias dos postos calculadas durante o teste de Kruskal-Wallis foram utilizadas para a execução do teste de comparações múltiplas e estão apresentadas por grupo na Tabela 5.4.

Tabela 5.2 - Teste de aderência à curva normal: valores originais

A. Frequência por intervalos de classe:							
Intervalos de classe:	M-3s	M-2s	M-1s	Med.	M+1s	M+2s	M+3s
Curva normal:	0.44	5.40	24.20	39.89	24.20	5.40	0.44
Curva experimental:	0.00	0.00	34.55	36.21	20.27	8.31	0.66
B. Cálculo do Qui quadrado:							
Graus de liberdade:	4	Interpretação					
Valor do Qui quadrado:	12.37	A distribuição amostral testada					
Probabilidade de Ho:	1.4800%	não é normal					

Tabela 5.3 – Resultados do teste de Kruskal-Wallis

Valor (H) de Kruskal-Wallis calculado:	234.4879
Valor de X^2 para 19 graus de liberdade:	234.49
Probabilidade de Ho para esse valor:	0.00%

Tabela 5.4 – Média dos postos das amostras

Sistemas Adesivos	IR	Fratura	IR CVD	IU CVD	Laser
<i>Optibond FL</i>	283,4	274,8	225,8	209,1	205,4
<i>Clearfil SE Bond</i>	226,2	272,1	149,3	145,9	131,8
<i>Adper Prompt L-Pop</i>	121,3	96,7	60,0	66,0	24,2
<i>Clearfil S³ Bond</i>	138,6	182,7	79,4	63,7	97,9

Os resultados do teste de resistência adesiva estão dispostos por grupo na Tabela 5.5, incluindo médias de resistência adesiva (em MPa), desvios padrões, número total de espécimes (n), número de falhas pré-teste (fpt) e resultados do teste estatístico de comparações múltiplas. O Gráfico 5.1 mostra uma representação esquemático dos resultados obtidos no teste de resistência adesiva à microtração.

Tabela 5.5 – Resultados do teste de microtração por grupo: médias (MPa); desvios padrões; número de falhas pré-teste; e número total de amostras

Sistemas Adesivos	IR	Fratura	IR CVD	IU CVD	Laser
	Média (DP) fpt/n	Média (DP) fpt/n	Média (DP) fpt/n	Média (DP) fpt/n	Média (DP) fpt/n
<i>Optibond FL</i>	63.0 (7.1) ^A 0/14	59.6 (11.2) ^A 0/14	40.7 (8.9) ^B 0/18	37.9 (14.0) ^B 0/16	34.8 (9.3) ^B 0/15
<i>Clearfil SE Bond</i>	41.5 (10.4) ^A 0/19	58.9 (11.9) ^B 0/12	22.8 (6.6) ^C 0/13	21.6 (4.0) ^C 0/16	20.8 (5.8) ^C 0/16
<i>Adper Prompt L-Pop</i>	17.9 (11.0) ^a 3/16	15.2 (10.9) ^a 3/16	8.1 (8.8) ^b 7/14	9.6 (8.6) ^b 5/12	1.2 (2.6) ^c 14/19
<i>Clearfil S³ Bond</i>	21.4 (7.5) ^a 0/12	30.5 (11.2) ^b 0/12	12.0 (7.0) ^{c,d} 1/18	10.6 (4.7) ^c 1/13	15.2 (6.7) ^d 1/16

IR: instrumento rotatório convencional; Fratura: fratura por clivagem; IR CVD: instrumento rotatório CVD; IU CVD: instrumento ultra-sônico CVD; Laser: laser de Er,Cr:YSGG; DP: desvio padrão; fpt: falha pré-teste; n: número de espécimes

Gráfico 5.1 – Resultados do teste de resistência adesiva à microtração

Considerando-se os efeitos da técnica de preparo cavitário na adesão, a análise estatística mostrou que todos os grupos experimentais apresentaram menores valores de resistência adesiva quando comparados aos seus respectivos grupos-controle ($p < 0,05$), preparados com ponta diamantada convencional ou por meio de fratura. Por outro lado, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada entre os grupos preparados com instrumento rotatório de diamante CVD ou com instrumento ultra-sônico de diamante CVD ($p > 0,05$), independente do adesivo utilizado.

Ainda considerando-se a influência do tipo de preparo empregado, observou-se que o sistema autocondicionante suave Clearfil SE Bond e o sistema autocondicionante ultra-suave Clearfil S³ Bond apresentaram maior efetividade adesiva quando aplicados em dentina fraturada (livre de esfregaço), do que quando aplicados em dentina preparada pela técnica convencional (esfregaço clinicamente relevante). Por outro lado, nenhuma diferença estatisticamente significativa foi encontrada para o adesivo condicione & lave Optibond FL e para o

autocondicionante forte Adper Prompt L-Pop quando aplicados em dentina fraturada ou em dentina instrumentada com ponta diamantada em alta-rotação.

Comparando-se os sistemas adesivos entre si, observou-se que o adesivo Optibond FL apresentou os melhores resultados de resistência adesiva, independentemente do tipo de preparo realizado em dentina. A única exceção feita a essa regra reside no fato de que os adesivos Optibond FL e Clearfil SE Bond não apresentaram diferença estatisticamente significativa entre si quando aplicados em dentina fraturada, ou seja, livre de esfregaço. Com o mesmo critério de comparação, observou-se que o adesivo autocondicionante de dois passos Clearfil SE Bond atingiu valores de adesão significativamente mais altos que aqueles apresentados pelos adesivos Adper Prompt L-Pop e Clearfil S³ Bond, ambos autocondicionantes de passo único. Nenhuma diferença estatisticamente significativa foi observada entre os adesivos Adper Prompt L-Pop e Clearfil S³ Bond, independente do substrato em que os mesmos foram aplicados. Porém, como uma exceção, observou-se que o adesivo Clearfil S³ Bond atingiu maiores valores de resistência adesiva que o Adper Prompt L-Pop quando aplicado em dentina irradiada com laser.

Nenhuma falha pré-teste ocorreu nos grupos onde os adesivos Optibond FL ou Clearfil SE Bond foram aplicados. Contudo, todos os grupos preparados com o sistema Adper Prompt L-Pop apresentaram amostras que fraturaram antes do teste de microtração, especialmente o grupo onde o adesivo foi aplicado em dentina irradiada por laser (14 fpt em um total de 19 amostras).

Os resultados da análise do padrão de fratura das amostras em cada grupo estão graficamente representados no Gráfico 5.2. Nesse gráfico, os adesivos

Optibond FL, Adper Prompt L-Pop, Clearfil SE Bond e Clearfil S³ Bond estão representados pelas siglas OB, LP, SE e S3, respectivamente.

Gráfico 5.2 – Análise do padrão de fratura das amostras após teste de microtração

O grupo onde o adesivo Optibond FL foi empregado em dentina preparada com instrumento rotatório convencional e com fratura apresentaram as maiores porcentagens de falhas coesivas em dentina quando comparados aos demais grupos testados (Figura 5.6).

Uma maior incidência de falhas mistas foi observada nos grupos onde Clearfil SE Bond foi empregado (Figura 5.7a e 5.7b), com exceção do grupo onde o adesivo foi aplicado em dentina preparada com ultra-som, onde apenas falhas adesivas foram encontradas. Porém, a análise das amostras desse grupo em MEV mostrou a presença de pequenas áreas com estrutura dentinária ainda presa à porção de resina composta (lado do compósito), o que caracteriza uma falha mista do ponto de vista microscópico. Essa mesma característica foi observada no grupo onde tal adesivo foi aplicado em superfície preparada com instrumento rotatório CVD (Figura 5.7 a e 5.7b)

As falhas mistas observadas nas amostras onde o adesivo Adper Prompt L-Pop foi empregado apresentam um componente adesivo que mostra, em pontos isolados da fratura, evidências de uma camada híbrida autêntica, sem a presença de detritos provenientes de uma camada de esfregaço possivelmente não dissolvida (Figuras 5.8 a e 5.8b). Porém, a maior parte das amostras preparadas com Adper Prompt L-Pop falhou coesivamente em resina, mais especificamente na camada de adesivo, independente da técnica de preparo utilizada (Figuras 5.8c e 5.8d). O grupo onde esse adesivo foi aplicado em dentina irradiada com laser foi uma exceção, apresentando um maior número de falhas mistas. Porém, fraturas coesivas na camada de adesivo continuaram sendo um dos principais componentes das falhas mistas ocorridas nesse grupo (LP+laser).

Para o Clearfil S³ Bond, a maioria das falhas ocorreu adesivamente entre a camada de adesivo e o substrato (Figuras 5.9a e 5.9b). A penetração do adesivo no interior dos túbulos dentinários só foi observada quando o Clearfil S³ Bond foi aplicado em dentina fraturada, ou seja, sem esfregaço (Figuras 5.9c e 5.9d). Nos grupos onde a camada de esfregaço foi mais evidentemente observada (IR e IRCVD), as falhas adesivas aconteceram em uma estrutura amorfa entre a camada de adesivo e o substrato (Figuras 5.10a, 5.10b e 5.10c).

Figura 5.6 – Fotomicrografias em MEV: Optibond FL; falha coesiva em dentina em amostra preparada por meio de fratura (lado da dentina). (a) aumento de 70x; (b) aumento de 2000x

Figura 5.7 – Fotomicrografias em MEV: Clerafil SE Bond; falhas mistas em amostras preparadas por meio de fratura (a, b) ou instrumento rotatório CVD (c, d). (a) lado da dentina (aumento de 70x); (b) aumento de 2000x da área de falha adesiva em (a); (c) lado do compósito (aumento de 70x); (d) aumento de 500x; (e) aumento de 2000x da área de falha adesiva em (c). A: falha adesiva; Cr: falha coesiva em resina (camada de adesivo); Cr*: falha coesiva em resina (compósito). Observe a presença de estrutura dentinária arrancada do substrato e aderida à porção do compósito após a fratura da amostra

Figura 5.8 - Fotomicrografias em MEV: Adper Prompt L-Pop; falha mista em amostra preparada com instrumento rotatório (a, b) e falha coesiva em resina (camada de adesivo) em amostra preparada por meio de fratura (c, d). (a) lado do compósito (aumento de 70x); (b) aumento de 2000x; (c) lado da dentina (aumento de 70x); (d) aumento de 2000x. A: falha adesiva; Cr: falha coesiva em resina (camada de adesivo); Cr*: falha coesiva em resina (compósito)

Figura 5.9 – Fotomicrografias em MEV: Clerafil S³ Bond; falha mista em amostra preparada com instrumento rotatório (a, b) e falha adesiva em amostra preparada por meio de fratura (c, d). (a) lado da dentina (aumento de 70x); (b) aumento de 5000x. Observe os túbulos dentinários ocluídos por smear plugs; (c) lado da dentina (aumento de 70x); (d) aumento de 5000x. Observe os túbulos dentinários penetrados pelos prolongamentos de resina (resin tags). A: falha adesiva; Cr: falha coesiva em resina (camada de adesivo); Cr*: falha coesiva em resina (compósito)

Figura 5.10 – Fotomicrografias em MEV: Clearfil S³ Bond; falha adesiva em amostra preparada com instrumento rotatório CVD. (a) lado do compósito (aumento de 70x); (b) aumento de 500x. Observe que a fratura aconteceu em uma estrutura amorfa reconhecida como o esfregaço hibridizado; (c) aumento de 2000x

6 DISCUSSÃO

A odontologia moderna tem fundamentado seus princípios em uma filosofia mais preventiva e conservadora em contraste ao antigo conceito de extensão para prevenção preconizado por Black (1917). Atualmente, o tratamento restaurador requer apenas a remoção do tecido cariado a fim de promover acesso à lesão, eliminá-la e preparar as paredes da cavidade para o procedimento adesivo (SETIEN et al., 2001). Apesar de a prevenção ser o principal objetivo da odontologia moderna, há situações onde o tratamento restaurador é inevitável. Mesmo nesses casos, uma filosofia de mínima intervenção ainda pode ser adotada a fim de evitar a remoção desnecessária de estrutura dental sadia (TYAS et al., 2000). À luz de uma odontologia minimamente invasiva, novas tecnologias para preparo cavitário têm sido desenvolvidas como mais uma opção ao tratamento restaurador (PETERS; MCLEAN, 2001). Porém, apesar de permitem a produção de um preparo cavitário mais conservador, tais tecnologias objetivam também preparar as paredes da cavidade de forma que as mesmas sejam suficientemente receptivas ao procedimento adesivo.

No presente estudo, instrumentos e técnicas alternativas de preparo cavitário resultaram em diferentes padrões de desgaste da superfície dentinária, bem como diferentes características em termos de produção de camada de esfregaço. A importância da análise dessas diferenças reside no fato de que tanto a rugosidade de superfície do substrato quanto a qualidade e espessura da camada de esfregaço podem influenciar a interação dos adesivos autocondicionantes com o substrato e,

conseqüentemente, a eficiência adesiva apresentada por cada um deles (OGATA et al., 2001).

Enquanto uma superfície com ranhuras uniformemente profundas foi produzida pelo instrumento rotatório convencional, a dentina preparada com a ponta CVD em alta-rotação apresentou uma superfície mais irregular. Nesse último caso, pode-se observar que a camada de esfregaço apresentou-se mais fina nas regiões de vale e mais espessa nas regiões de topo, o que explica o maior desvio-padrão determinado para a espessura da camada de esfregaço nesse grupo ($4.6 \pm 2.4 \mu\text{m}$) quando comparado ao anterior ($4.8 \pm 1.1 \mu\text{m}$). Esse padrão irregular de rugosidade está de acordo com as características topográficas da ponta diamantada CVD, que apresenta aglomerados de diamante mais proeminentes que no caso das pontas diamantadas convencionais.

Tanto as pontas diamantadas CVD para alta-rotação, quanto aquelas confeccionadas para ultra-som são produzidas através da mesma tecnologia, resultando em uma estrutura topográfica bastante similar. Porém, o padrão de desgaste da dentina abrasionada por ultra-som foi diferente daquele obtido pelo instrumento rotatório CVD, apresentando uma superfície dentinária mais regular e com menos ranhuras. Concordando com o estudo previamente realizado por Araújo (2005), o instrumento ultra-sônico CVD produziu uma camada fina de esfregaço, apresentando túbulos dentinários parcial ou totalmente abertos em áreas específicas. Embora outros estudos tenham mostrado uma superfície coberta por esfregaço após desgaste por sono abrasão (BANERJEE; KIDD; WATSON, 2000; VAN MEERBEEK et al., 2003b), deve-se considerar que tais investigações fizeram uso de pontas diamantadas convencionais acopladas em aparelhos sônicos que,

diferentemente dos aparelhos ultra-sônicos, são incapazes de promover a limpeza da superfície preparada.

A remoção da camada de esfregaço durante um preparo com ultra-som está relacionada ao fenômeno de cavitação inerente ao processo quando vibrações ultra-sônicas com mais de 20 kHz são produzidas em líquidos (BALAMUTH, 1963; PAYNE JUNIOR, 1994; WILLIAMS; CHATER 1980). Nesse fenômeno, os movimentos ultra-sônicos induzem o crescimento e o colapso de microbolhas que, por sua vez, produzem uma intensa turbulência do fluido no interior da cavidade e a conseqüente remoção da camada de esfregaço produzida durante a abrasão ultra-sônica da dentina.

Assim como a superfície dentinária obtida por fratura, a superfície irradiada por laser mostrou ausência total da camada de esfregaço, com todas as estruturas dentinárias claramente visíveis. No caso da dentina preparada com laser, sua superfície apresentou um aspecto como o de escamas de peixe, com a dentina peritubular mais proeminente que a intertubular. Além disso, nenhum indício de carbonização ou derretimento do tecido foi observado uma vez que adequados parâmetros de irrigação (ar e água) foram utilizados durante a irradiação. Além de exercer uma importante função como iniciador do fenômeno de ablação, a água presente durante a irradiação também ajuda a diminuir a temperatura induzida em dentina, prevenindo a possibilidade de danos térmicos (HOSSAIN et al., 1999b).

As características morfológicas encontradas neste estudo estão de acordo com pesquisas recentes que evidenciaram características semelhantes ao irradiarem a dentina com laser de Er,Cr:YSGG (ARAÚJO, 2005; HARASHIMA et al., 2005; HOSSAIN et al., 2003) ou com laser de Er:YAG (AOKI et al., 1998; DE MUNCK et al., 2002; HOKE et al., 1990). Apesar de apresentarem comprimentos de onda

bastante semelhantes, o laser de Er,Cr:YSGG é discretamente mais absorvido pela hidroxiapatita que o laser de Er:YAG. Além disso, outros parâmetros distinguem significativamente esses dois tipos de lasers. Enquanto o laser de Er:YAG é utilizado com taxa de repetição de cerca de 2 a 4 Hz (CEBALLOS et al., 2002; CHIMELLO-SOUSA et al. 2006; MANHÃES et al., 2005; WANDERLEY et al., 2005), o sistema hidrocínético Er,Cr:YSGG utilizado neste estudo apresenta valor fixo de 20 Hz, que não pode ser alterado pelo operador. Tais diferenças poderiam influenciar significativamente a interação do laser com a dentina (ARAÚJO, 2005; STRAßL et al., 2004). No entanto, as características morfológicas da dentina irradiada com laser de Er,Cr:YSGG aproximam-se daquelas apresentadas pelo laser de Er:YAG em estudos anteriores (AOKI et al., 1998; DE MUNCK et al., 2002; HOKE et al., 1990).

A presença de irregularidades acentuadas e a ausência de esfregaço sobre a dentina irradiada estão relacionadas com o fenômeno de ablação que acontece em decorrência da interação do laser com as moléculas de água do tecido alvo. Tal interação é explicada pela teoria hidrocínética, onde as moléculas de água presentes na superfície dentinária absorvem a radiação incidente, causando um aquecimento repentino no local. Com isso, uma grande pressão de vapor é induzida pelas moléculas de água, resultando na ocorrência de violentas, porém controladas, micro-explosões que, por sua vez, são responsáveis pela ejeção das partículas do tecido duro dental (HOSSAIN et al., 1999a; RIZOIU et al., 1998). Como consequência desse processo de ablação, uma superfície repleta de microcrateras é obtida (CHIMELLO-SOUSA et al., 2006), cujas irregularidades podem ser observadas mesmo quando baixos aumentos são empregados em microscópio estereoscópico.

Considerando-se o exposto acima, tornam-se evidentes as dissimilaridades morfológicas que podem ocorrer em dentina quando técnicas de preparo cavitário

distintas são empregadas. Todas essas diferenças, principalmente quando avaliadas isoladamente, sugerem diferentes tipos de interação dos adesivos com a dentina e, conseqüentemente, diferentes comportamentos em termos de eficiência adesiva. Relatos anteriores mostraram que maiores valores de resistência adesiva podem ser obtidos à medida que a rugosidade da superfície dentinária aumenta, uma vez que a área total da superfície aderente também aumenta (JUNG; WEHLEN; KLIMEK, 1999). Além disso, a espessura e a densidade da camada de esfregaço também parecem exercer uma função importante na efetividade adesiva de sistemas autocondicionantes à dentina (HOSOYA et al., 2004; KOIBUCHI; YASUDA; NAKABAYASHI, 2001; OLIVEIRA et al., 2003). Embora adesivos autocondicionantes fortes apresentem uma alta concentração de monômeros ácidos em suas composições e, assim, uma grande capacidade de desmineralização e hibridização da dentina (TAY; PASHLEY, 2001), os chamados adesivos autocondicionantes suaves são menos efetivos nesse sentido (DE MUNCK et al., 2005b; HOSOYA et al., 2004; TAY et al., 2000; VAN MEERBEEK et al., 2003a). Os adesivos autocondicionantes suaves, com pH em torno de 1,9, podem ter sua capacidade acídica tamponada pelos componentes minerais do esfregaço, resultando em uma menor interação com a dentina subjacente, principalmente quando aplicados sobre camadas de esfregaço espessas e compactas (DE MUNCK et al., 2003; KOIBUCHI; YASUDA; NAKABAYASHI, 2001). Sistemas adesivos autocondicionantes de diferentes pH foram selecionados para este estudo a fim de que a efetividade adesiva dos mesmos fosse avaliada quando aplicados em superfícies preparadas com diferentes técnicas e, assim, cobertas por camadas de esfregaço com diferentes características.

Considerando-se a maior rugosidade de superfície promovida pelo instrumento rotatório CVD, a menor camada de esfregaço criada pelo instrumento ultra-sônico CVDentus e, ainda, considerando-se o padrão irregular e livre de esfregaço da dentina ablacionada por laser, uma maior resistência adesiva a esses substratos poderia ser esperada. Porém, apesar de todas essas evidências, o teste de resistência adesiva mostrou que todas as técnicas alternativas de preparo cavitário usadas neste estudo influenciaram de forma negativa a adesão à dentina. Assim, as características favoráveis produzidas por tais técnicas quanto à rugosidade e à camada de esfregaço parecem não ter exercido um papel determinante na adesão à dentina. Nesses casos, a menor efetividade adesiva parece estar relacionada com alterações estruturais e composicionais produzidas na dentina como consequência da ação das técnicas alternativas de preparo cavitário empregadas neste estudo.

A análise morfológica das secções transversais dos discos de dentina mostrou a presença de microfissuras nas superfícies dentinárias preparadas com instrumento rotatório CVD, instrumento ultra-sônico CVDentus e laser (grupos experimentais). Imagens em altas magnitudes confirmaram a presença de tais danos localizando-os exclusivamente na porção mais superficial das secções transversais, imediatamente abaixo do local onde os instrumentos ou o laser foram aplicados. As porções mais profundas das secções transversais, por sua vez, permaneceram intactas, reforçando a possível relação da técnica de preparo utilizada com a ocorrência de microfissuras. Tais danos resultaram em uma superfície dentinária fragilizada, o que pode explicar a presença de microscópicas porções de dentina fraturada anexadas ao lado do compósito das amostras após teste de microtração (DE MUNCK et al., 2002). A presença de microfissuras também foi observada por

Banerjee, Kidd e Watson (2000) ao examinarem em MEV a superfície dentinária previamente preparada com ponta diamantada em aparelho sônico.

A ação agressiva dos impactos ultra-sônicos poderia ser considerada uma possível causa para a ocorrência de microfissuras na superfície dentinária. Contudo, uma vez que tais danos também foram encontrados nas amostras preparadas com o instrumento rotatório CVD, a causa parece estar mais relacionada à ultra-estrutura do diamante CVD que aos impactos ultra-sônicos isoladamente. Alguns estudos têm afirmado que a tecnologia CVD promove uma maior eficiência de corte ao instrumento uma vez que uma pedra única de diamante cobre a totalidade da ponta metálica (BORGES et al., 1999; SEIN et al., 2003). Por outro lado, a análise microscópica da ponta CVDentus mostrou que a tecnologia CVD produz aglomerados de cristais de diamante com formato arredondado, ao passo que os grãos de diamante aglutinados à ponta convencional apresentam ângulos pronunciadamente agudos. Assim, apesar de sua maior eficiência de corte, pontas produzidas pela tecnologia CVD parecem provocar uma maior indução de tensões durante sua ação na superfície dental.

As características morfológicas da dentina irradiada por laser sugerem um padrão de embricamento mecânico bastante favorável à adesão (DE MUNCK et al., 2002). Somam-se a essa vantagem a ausência de camada de esfregaço e a presença de túbulos dentinários abertos em toda a superfície ablacionada (HOSSAIN et al., 2003). Contudo, apesar desse aspecto micro-retentivo, a superfície dentinária irradiada com laser não foi receptiva à adesão, resultando em baixos valores de resistência adesiva. Mesmo sendo uma opção promissora à odontologia minimamente invasiva, a influencia dos lasers de Érbio na resistência adesiva à dentina ainda é controversa (BERTRAND et al., 2006; DE MUNCK et al., 2002;

DUNN; DAVIS; BUSH, 2005; LIN et al., 1999; MANHÃES et al., 2005; SUNG et al., 2005). O emprego de diferentes aparelhos e parâmetros constitui uma explicação plausível para essa controvérsia, uma vez que tais diferenças são altamente responsáveis pela qualidade da interação entre o laser e o substrato (STRAßL et al., 2004). Concordando com os resultados do presente estudo, outros autores encontraram maiores valores de resistência adesiva à dentina preparada com ponta diamantada que à dentina irradiada com laser de Er:YAG com parâmetros para preparo cavitário (DUNN; DAVIS; BUSH, 2005; MANHÃES et al., 2005). Por outro lado, Bertrand et al. (2006) sugeriram que tanto a dentina preparada com ponta diamantada quanto aquela irradiada foram igualmente receptivas à adesão. Os autores, contudo, empregaram densidades de energia consideravelmente mais baixas que as usadas no presente estudo, tornando inviável qualquer comparação. Apesar de produzir um efeito menos danoso à estrutura dental, o uso de densidades de energia mais baixas levam a uma queda significativa na eficiência de corte do laser (HOSSAIN et al., 1999b).

A falta de estudos que empreguem o laser de Er,Cr:YSGG com parâmetros para preparo cavitário impede que maiores comparações sejam estabelecidas quanto aos resultados de resistência adesiva aqui apresentados. Apesar disso, um estudo bastante recente realizado por Lee, Landini e Walmsley (2004) empregou o laser de Er,Cr:YSGG com potência de 3,5 W e densidade de energia próxima àquela utilizada no presente estudo. Porém, discordando dos resultados aqui obtidos, os autores do estudo em questão concluíram que a efetividade do adesivo condicionador e-lave empregado não foi afetada pelo uso do laser associado ao condicionamento ácido da dentina.

Apesar desse resultado isolado, diversos autores têm observado alterações importantes na composição e estrutura da dentina submetida ao processo de ablação, prejudicando a adesão ao substrato assim preparado (CEBALLOS et al., 2002; BACHMANN et al., 2005; DE MUNCK et al., 2002). De acordo com Bachmann et al. (2005), tanto o laser de Er:YAG quanto o de Er,Cr:YSGG são responsáveis por mudanças na composição e na conformação da matriz orgânica da dentina por eles irradiada, resultando em uma degradação parcial das fibras colágenas. Devido à fusão das fibras colágenas denaturadas, a difusão do adesivo pelo espaço interfibrilar é dificultada, comprometendo assim sua efetividade adesiva (CEBALLOS et al., 2002). Além disso, a presença de microfissuras na superfície irradiada confirma os resultados de estudos anteriores, que também relataram a ocorrência desse tipo de dano como uma consequência da ablação dos tecidos duros dentais (DE MUNCK et al., 2002; KATAUMI et al., 1998). Embora esses estudos tenham investigado a ação de um laser de Er:YAG, seus resultados podem ser comparados àqueles obtidos na presente pesquisa. Os lasers de Er:YAG e de Er,Cr:YSGG apresentam comprimentos de onda bastante similares e seus efeitos sobre os tecidos duros dentais parecem ser bastante semelhantes (APEL; SCHÄFER; GUTKNECHT, 2003; HARASHIMA et al., 2005). As violentas microexplosões que ocorrem durante a irradiação do substrato dental não só promovem a ejeção do tecido ablacionado, mas também afetam o substrato remanescente, constituindo a principal causa das microfissuras encontradas em dentina. Tais trincas poderiam ser seladas pelos adesivos utilizados, mas parecem atingir profundidades que vão além da capacidade de penetração dos adesivos no substrato dentinário. Como consequência, uma estrutura enfraquecida é mantida abaixo da camada híbrida formada, favorecendo a fratura das amostras durante o teste de tração.

Nenhum tipo de dano foi observado em dentina preparada pela técnica convencional ou naquela obtida por fratura (grupos-controle). Esse achado elimina a possibilidade de que as microfissuras observadas nos grupos experimentais tenham sido causadas pelo processamento das amostras para análise em MEV. Caso essa suposição fosse verdadeira, não só os grupos experimentais, mas também os grupos-controle apresentariam tais danos.

A metodologia utilizada para o desenvolvimento do teste de microtração buscou uma padronização máxima para a confecção dos espécimes, eliminando variações que pudessem interferir nos resultados obtidos. Apenas os palitos resultantes da região central da superfície dentinária foram utilizados a fim de minimizar os efeitos de variações regionais nos resultados de resistência adesiva (PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1999; YOSHIYAMA et al., 1998). Para o preparo das amostras, utilizou-se o aparelho formador de microespécimes (MicroSpecimen Former), desenvolvido pela Universidade de Iowa (ARMSTRONG; KELLER; BOYER, 2001). Esse aparelho minimiza a sensibilidade de técnica no preparo das amostras uma vez que elimina a manipulação das mesmas (DE MUNCK et al., 2003), permitindo a padronização da camada de esfregaço quando da utilização de instrumentos rotatórios. Tal aparelho também foi utilizado para desgastar a interface adesiva dos palitos a fim de torná-las cilíndricas, formato que garante uma melhor distribuição de tensões durante o teste e uma maior confiabilidade à análise do padrão de fratura ocorrido em cada caso (PHRUKKANON; BURROW; TYAS, 1998).

Tendo em vista que a dentina preparada apenas com laser não permitiria a obtenção de uma superfície plana, a mesma foi conseguida expondo-se a dentina primeiramente com o uso de um disco de diamante em aparelho Isomet. Posteriormente, uma fina camada dessa superfície foi removida com o uso do laser,

impedindo que irregularidades maiores resultassem em um aumento da área de adesão e, conseqüentemente, um falso aumento na resistência adesiva nesses grupos (DE MUNCK et al., 2002; JUNG; WEHLEN; KLIMEK, 1999).

A superioridade do adesivo Optibond FL sobre o Clearfil SE Bond em termos de efetividade adesiva à dentina instrumentada foi claramente observada neste estudo. Porém, alguns autores discordam desse resultado, mostrando que os adesivos autocondicionantes suaves de dois passos podem atingir valores de resistência adesiva tão altos ou até maiores que aqueles obtidos pelos adesivos de condicionamento prévio (DE MUNCK et al., 2005b; DIAS; PEREIRA; SWIFT JUNIOR, 2004; HOSOYA et al., 2004; OLIVEIRA et al., 2003; TOLEDANO et al., 2001).

Os sistemas autocondicionantes representam uma geração de adesivos de fácil manipulação e menor sensibilidade de técnica. A incorporação de monômeros ácidos em sua composição permite que eles desmineralizem e penetrem a dentina simultaneamente, prevenindo a ocorrência de uma infiltração incompleta do adesivo na trama de fibras colágenas expostas (WATANABE; NAKABAYASHI; PASHLEY, 1994). Uma vez que passos importantes da técnica adesiva são eliminados, como o condicionamento, lavagem e secagem da dentina, o procedimento torna-se mais rápido e menos sensível a possíveis erros de técnica, particularmente quanto à manutenção de uma superfície adequadamente umedecida durante o procedimento adesivo (DE MUNCK et al., 2003).

Além disso, o Clearfil SE Bond dissolve a dentina apenas parcialmente, fazendo com que cristais de hidroxiapatita remanescentes sejam incorporados à camada híbrida (DE MUNCK et al., 2005a, 2005b). Tal estrutura permite que monômeros funcionais fosfatados incorporados à composição do adesivo (MDP)

interajam quimicamente com essa hidroxiapatita residual, promovendo mais um importante mecanismo de adesão ao substrato dentinário (YOSHIDA et al., 2000, 2004).

Apesar de contribuírem para uma técnica menos sensível e para resultados mais confiáveis, os adesivos autocondicionantes devem ser capazes de dissolver e incorporar a camada de esfregaço a fim de poder interagir com a dentina subjacente (TAY; PASHLEY, 2001). Contudo, os adesivos autocondicionantes suaves podem ter sua acidez tamponada pelos componentes minerais de uma camada de esfregaço mais espessa (CAMPS; PASHLEY, 2000), o que comprometeria a hibridização da dentina e, conseqüentemente, sua efetividade adesiva (KOIBUSHI; YASUDA; NAKABAYASHI, 2001; OGATA et al., 2001; OLIVEIRA et al., 2003; VAN MEERBEEK et al., 2003b).

Considerando-se a importância das características da camada de esfregaço na interação do adesivo com a dentina, há a necessidade de padronizar-se o preparo do substrato a fim de garantir resultados mais confiáveis e que possam ser comparados com estudos já publicados. Assim, o uso de lixas de papel de granulação 600 posicionadas em máquinas de desgaste tem sido uma opção comum entre os pesquisadores (HOSOYA et al., 2004; MONTES; GOES; SINHORETI, 2005; OGATA et al., 2001; OLIVEIRA et al., 2003). Contudo, tal procedimento leva à formação de uma superfície pouco rugosa e coberta por uma fina camada de esfregaço, não simulando de forma precisa uma situação clínica convencional, onde uma ponta diamantada de maior granulação é utilizada (DE MUNCK et al., 2003; TAY et al., 2000; VAN MEERBEEK et al., 2003b).

No presente estudo, o uso de uma ponta diamantada convencional em alta-rotação acoplada em aparelho formador de microespécimes garantiu a formação de

uma camada de esfregaço não só devidamente padronizada como também clinicamente relevante (VAN MEERBEEK et al., 2003b). Uma vez que as pontas diamantadas convencionais criaram um esfregaço mais espesso, a interação do adesivo Clearfil SE Bond com a dentina foi provavelmente prejudicada. Tal hipótese sugere uma explicação bastante razoável para a menor resistência adesiva apresentada pelo sistema Clearfil SE Bond em relação ao adesivo Optibond FL quando aplicados em dentina preparada com instrumento rotatório convencional. Por outro lado, quando aplicado em dentina fraturada, o adesivo Clearfil SE Bond apresentou um aumento significativo em termos de eficiência adesiva, atingindo valores semelhantes àqueles obtidos pelo adesivo Optibond FL. Tais evidências comprovam a influência negativa que a camada de esfregaço impõe à adesão de adesivos autocondicionantes suaves à dentina. Concordando com o presente estudo, alguns autores têm demonstrado que a incorporação do esfregaço na interface adesiva pode afetar negativamente a resistência de união de adesivos autocondicionantes (KOIBUCHI; YASUDA; NAKABAYASHI, 2001; OGATA et al., 2001; OLIVEIRA et al. 2003; TAY; PASHLEY, 2001; VAN MEERBEEK et al., 2003b). O fato de não haver relação entre a camada de esfregaço e a efetividade adesiva do sistema Optibond FL é facilmente explicado pelo uso prévio de um condicionamento ácido que remove os detritos superficiais provenientes do preparo antes que o adesivo seja aplicado.

A fim de simplificar o procedimento adesivo autocondicionante, um novo tipo de sistema foi introduzido no mercado odontológico, combinando o primer acidulado e o adesivo numa única aplicação. Assim, surgiram os adesivos autocondicionantes de passo único, ou os chamados “tudo-em-um” (INOUE et al., 2001), tais como o Adper Prompt L-Pop e o Clearfil S³ Bond, ambos empregados no presente estudo.

Pode-se dizer que os sistemas autocondicionantes de passo único apresentam versões muito recentes e que, portanto, ainda carecem de maiores pesquisas clínicas e laboratoriais. Porém, concordando com os resultados obtidos no presente estudo, o suporte científico atual tem mostrado que os sistemas autocondicionantes suaves de dois passos são os adesivos de maior efetividade e estabilidade adesiva em sua categoria, sendo os adesivos tudo-em-um os que apresentam os resultados mais pobres em termos de adesão às estruturas dentais (DE MUNCK et al., 2003, 2005b; INOUE et al., 2001; SHIRAI et al., 2005).

A fim de garantir a eficiência dos adesivos tudo-em-um, os mesmos têm se tornado cada vez mais acídicos e hidrofílicos (VAN MEERBEEK, 2003a). Porém, uma desvantagem dos sistemas muito hidrofílicos está relacionada à sua grande capacidade de atrair e absorver água, difundindo-a pela camada de adesivo. Conforme relatado em estudos anteriores, a água inibe a polimerização da resina (JACOBSEN; SODERHOLM, 1995), além de plastificar os polímeros já formados (BASTIOLI; ROMANO; MIGLIARESI, 1990), diminuindo assim as propriedades mecânicas da camada do adesivo. Adicionalmente, os monômeros hidrofílicos tendem a se agrupar antes da polimerização do adesivo, formando domínios hidrofílicos em forma de bolhas ou glóbulos (SPENCER; WANG, 2002). A hidrofiliabilidade dos adesivos tudo-em-um também leva à formação de canais microscópicos preenchidos por água (*water-trees*) no interior da camada de adesivo, resultantes da umidade absorvida da dentina normalmente hidratada ou do aprisionamento da água contida na própria composição do adesivo e que é dificilmente removida antes da sua polimerização (TAY; PASHLEY; YOSHIYAMA, 2002). Assim, tem sido relatado que polímeros altamente hidrofílicos funcionam

como membranas permeáveis que permitem o movimento de água através de sua espessura, mesmo após sua polimerização (TAY et al., 2004a, 2004b).

O adesivo Adper Prompt L-Pop é um dos autocondicionantes de maior acidez dentre os atualmente encontrados no mercado odontológico, o que o classifica como um adesivo autocondicionante forte ($\text{pH} < 1$). Sua grande capacidade acídica permite a completa dissolução da camada de esfregaço e a formação de uma camada híbrida autêntica, muito semelhante àquela produzida pelos adesivos de condicionamento prévio (TAY; PASHLEY, 2001; DE MUNCK et al., 2005b). Isso explica o motivo pelo qual esse adesivo não teve sua efetividade adesiva influenciada pela presença da camada de esfregaço.

Dessa forma, seria razoável sugerir que tal adesivo apresenta as vantagens dos adesivos autocondicionantes, uma vez que elimina os inconvenientes de um condicionamento ácido prévio, ao mesmo tempo em que promove uma completa hibridização do substrato dentinário, como no caso dos adesivos condicione-e-lave. Porém, apesar dessa promissora expectativa, Adper Prompt L-Pop apresentou baixos valores de resistência adesiva, independente da técnica de preparo cavitário utilizada.

Felizmente, a análise das falhas ocorridas durante o teste de microtração pode trazer explicações plausíveis para essa controvérsia. No caso do adesivo Adper Prompt L-Pop, a avaliação do padrão de fratura das amostras revelou uma forte prevalência de falhas coesivas na camada de adesivo sugerindo que, apesar da efetiva hibridização da dentina, o adesivo propriamente dito não foi capaz de resistir às tensões geradas durante o processamento da amostra ou durante o teste propriamente dito. Como descrito anteriormente, as baixas propriedades mecânicas desse adesivo está provavelmente relacionada à alta hidrofiliabilidade do material que,

ao atrair a água do substrato dental, difunde-a pela camada de adesivo, prejudicando a polimerização do mesmo. Adicionalmente, a água normalmente incorporada à composição desse adesivo é dificilmente evaporada após sua aplicação, contribuindo para a permeabilidade e as baixas propriedades mecânicas da camada adesiva (TAY et al., 2004a, 2004b).

Tais evidências explicam a notável ocorrência de falhas pré-teste nos grupos onde o adesivo Adper Prompt L-Pop foi utilizado. Esse resultado concorda com estudos anteriores onde a degradação da adesão foi tão significativa que a maioria das amostras foi perdida antes mesmo de serem testadas, mais especificamente durante o seu processamento para o teste (ARMSTRONG et al., 2003; SHIRAI et al., 2005).

Por outro lado, o adesivo Clearfil S³ Bond é considerado um adesivo autocondicionante ultra-suave, apresentando uma baixa capacidade de desmineralização do substrato dental. Segundo Peumans et al. (2006), tal adesivo apresenta uma capacidade desmineralizadora tão reduzida que se torna incapaz de atingir o substrato dental quando o mesmo encontra-se coberto por uma camada de esfregaço clinicamente relevante. Nesse caso, após avaliação da interface adesiva do Clearfil S³ Bond através de Microscopia Eletrônica de Transmissão, os autores relatam que apenas a camada de esfregaço foi hibridizada pelo adesivo, sem a formação de camada híbrida na dentina subjacente. No presente estudo, o esfregaço hibridizado pode ser observado durante a análise dos padrões de fratura dos grupos onde o Clearfil S³ Bond foi aplicado em superfície preparada com Instrumento rotatório convencional ou instrumento rotatório de diamante CVD. Nesses grupos, as falhas adesivas aconteceram justamente na zona de interação entre o adesivo e o esfregaço, que se apresentou como uma estrutura amorfa sobre

as superfícies fraturadas. Resultados semelhantes foram encontrados por Oliveira et al. (2003) ao analisarem as falhas ocorridas quando o adesivo Clearfil SE Bond era aplicado em dentina coberta por camadas de esfregaço de maior espessura.

Por outro lado, o adesivo Clearfil S³ Bond tende a interagir com a dentina na ausência de esfregaço, formando uma zona de interdifusão muito fina, de espessura inferior a 1 µm, sendo considerada por Peumans et al. (2006) como uma camada nano-híbrida. Independente da espessura da camada híbrida formada, um aumento da resistência adesiva pode ser observado quando o adesivo em questão foi aplicado em dentina fraturada, ou seja, sem a interposição de uma camada de esfregaço. Dessa forma, assim como o adesivo autocondicionante suave Clearfil SE Bond, o autocondicionante ultra-suave também teve sua efetividade adesiva diminuída pela presença do esfregaço, comprovando mais uma vez a influência da acidez do sistema adesivo autocondicionante na determinação de uma interação efetiva com o substrato instrumentado.

Além disso, assim como no caso do Clearfil SE Bond, o adesivo Clearfil S³ Bond é capaz de estabelecer uma interação química com a dentina uma vez que conta com a presença do monômero MDP em sua composição.

Sendo comparados entre si, os adesivos autocondicionantes de passo único (Adper Prompt L-Pop e Clearfil S³ Bond) apresentaram resultados de resistência adesiva semelhantes quando aplicados em dentina instrumentada (IR, IR CVD e IU CVD). Porém, melhores valores de adesão foram atingidos pelo Clearfil S³ Bond nos grupos em que o esfregaço encontrava-se ausente (Fratura e Laser). Maior atenção merece ser dispensada aos casos específicos onde tais adesivos foram aplicados em dentina irradiada com laser. Nesse caso, o comportamento frustrante do adesivo Adper Prompt L-Pop parece ser facilmente explicado pela dependência que sua

efetividade adesiva apresenta em relação à formação de uma camada híbrida. Se considerarmos os efeitos deletérios causados pelo laser às fibras colágenas da superfície dentinária (BACHMANN et al., 2005; CEBALLOS et al., 2002), como já descrito anteriormente, torna-se evidente a dificuldade do adesivo em atingir uma adequada hibridização do substrato e, conseqüentemente, uma adesão efetiva a ele.

A maior adesão apresentada pelo Clerafil S³ Bond à dentina irradiada pode estar relacionada não só à ausência da camada de esfregaço, como já discutido acima. Tal resultado parece associar-se também ao fato desse material ter sua efetividade adesiva voltada a uma interação química com o substrato, o que parece ser até mais importante que a formação de uma camada híbrida propriamente dita. Se, por um lado, a dentina irradiada teria uma hibridização prejudicada pela degradação das fibras colágenas, por outro sua receptividade a uma adesão química estaria favorecida pela maior quantidade de Ca disponível (HOSSAIN et al., 2003). A estrutura molecular do monômero MDP presente no adesivo Clearfil S³ Bond permite que ele descalcifique a dentina e penetre-a, aderindo quimicamente ao Cálcio remanescente. Pode-se sugerir que a interação química desse adesivo com o substrato irradiado seja melhorada pela maior quantidade de íons Cálcio disponíveis no substrato assim preparado.

Finalmente, os danos causados à dentina pelo uso de instrumentos e técnicas alternativas de preparo cavitário parecem ter sido responsáveis por uma queda na resistência de união dos adesivos empregados neste estudo. Porém, aspectos morfológicos interessantes à adesão também foram observados com o uso dessas técnicas, tais como o padrão retentivo e a ausência de esfregaço da dentina irradiada com laser e a remoção parcial do esfregaço no caso da dentina preparada com instrumento ultra-sônico. Além disso, deve-se considerar o importante papel

que essas técnicas de preparo exercem na promoção de uma odontologia minimamente invasiva, entre outras vantagens por elas oferecidas. Assim, pesquisas futuras deveriam focar seus esforços no sentido de encontrar parâmetros seguros que permitam o uso do laser e do ultra-som em preparos cavitários, sendo capaz de gerar uma estrutura dentinária receptiva ao procedimento adesivo. Outra linha de pesquisa interessante poderia ser criada no sentido da produção de um sistema adesivo que fosse capaz de interagir de forma satisfatória com o substrato irradiado por laser ou abrasionado por ultra-som.

7 CONCLUSÕES

Os resultados obtidos permitiram-nos concluir que:

- 7.1 As técnicas e instrumentos alternativos de preparo cavitário empregadas neste estudo resultaram em superfícies dentinárias com diferentes características morfológicas quando comparadas à técnica convencional, na qual instrumentos rotatórios diamantados são utilizados em turbina de alta-rotação. Tais diferenças baseiam-se principalmente em características topográficas e na espessura, ou mesmo na ausência, da camada de esfregaço formada em cada caso.
- 7.2 A irradiação com laser de Er,Cr:YSGG promoveu uma superfície dentinária livre de esfregaço. Já os instrumentos rotatórios de diamante convencional ou diamante CVD levaram à formação de uma camada de esfregaço espessa e bastante diferente daquela produzida pela ponta CVD em ultra-som, que se apresentou delgada e até mesmo ausente em pontos isolados.
- 7.3 Técnicas alternativas de preparo cavitário resultaram em menores valores de resistência adesiva, independente do sistema adesivo empregado.
- 7.4 A interposição da camada de esfregaço produzida pelo instrumento rotatório diamantado convencional não afetou a adesão do sistema condicione-e-lave ou do autocondicionante forte, mas influenciou negativamente a adesão dos sistemas autocondicionantes de menor potencial ácido, ou seja, os considerados suave e ultra-suave.

REFERÊNCIAS¹

Adrian JC, Bernier JL, Sprague WG. Laser and the dental pulp. J Am Dent Assoc 1971;83(1):113-7.

Aoki A, Ishikawa I, Yamada T, Otsuki M, Watanabe H, Tagami J, et al. Comparison between Er:YAG laser and conventional technique for root caries treatment in vitro. J Dent Res 1998;77(6):1404-14.

Apel C, Schäfer C, Gutknecht N. Demineralization of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser-prepared enamel cavities in vitro. Caries Res 2003;37(1):34-7.

Araújo MS. Estudo comparativo de temperatura e morfologia do esmalte e dentina preparados com laser de Er,Cr:YSGG ou sono-abrasão com pontas CVD [Dissertação de Mestrado]. São Paulo: Faculdade de Odontologia da USP; 2005.

Arcuri MR, Schneider RL, Strug RA, Clancy JM. Scanning eletron microscope analysis of tooth enamel treated with rotatory instruments and abrasives. J Prosthet Dent 1993;69(5):483-90.

Armengol V, Jean A, Rohanizadeh R, Hamel H. Scanning electron microscopic analysis of diseased and healthy dental hard tissues after Er:YAG laser irradiation: In vitro study. J Endod 1999;25(8):543-6.

Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. Dent Mater 2001;17(3):268-76.

Armstrong SR, Vargas MA, Fang Q, Laffoon JE. Microtensile bond strength of a total-etch 3-step, total-etch 2-step, self-etch 2-step, and a self-etch 1-step dentin bonding system through 15-month water storage. J Adhes Dent 2003;5(1):47-56.

Arrais CAG, Giannini M. Morphology and thickness of the diffusion of resin through demineralized or unconditioned dentinal matrix. Pesqui Odontol Bras 2002;16(2):115-20.

¹ De acordo com Estilo Vancouver. Abreviatura de periódicos segundo base de dados MEDLINE.

Bachmann L, Diebolder R, Hibst R, Zezell DM. Changes in chemical composition and collagen structure of dentine tissue after erbium laser irradiation. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc* 2005;61(11-12):2634-9.

Balamuth L. Ultrasonics and dentistry. *Sound* 1963;2(2):15-9.

Banerjee A, Kidd EAM, Watson TF. Scanning electron microscopic observations of human dentin after mechanical caries excavation. *J Dent* 2000;28(3):179-86.

Baratieri LN, Monteiro Junior S, Andrada MAC, Vieira LCC, Ritter AC, Cardoso AC. *Odontologia restauradora: fundamentos e possibilidades*. 1ª ed. São Paulo: Livraria Santos;2001.

Bastioli C, Romano G, Migliaresi C. Water sorption and mechanical properties of dental composites. *Biomaterials* 1990;11(3):219-23.

Bertrand MF, Semez G, Leforestier E, Muller-Bola M, Nammour S, Rocca JP. Er:YAG laser cavity preparation and composite resin bonding with a single-component adhesive system: relationship between shear bond strength and microleakage. *Lasers Surg Med* 2006; in press.

Black GV. *A work on operative dentistry in two volumes*. 3 ed. Chicago:Medico-dental Publishing; 1917.

Borges CFM, Magne P, Pfender E, Heberlein J. Dental diamond burs made with a new technology. *J Prosthet Dent* 1999;82(1):73-9.

Brudevold F, Buonocore MG, Wileman W,. A report on a resin composition capable of bonding to human dentin surfaces. *J Dent Res* 1956;35(6):846-51.

Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955;34(6):849-53.

Burkes Junior EJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet tissue versus dry enamel ablation by Er:YAG Laser. *J Prosthet Dent* 1992;67(6):847-51.

Camps J, Pashley DH. Buffering action of human dentin in vitro. *J Adhes Dent* 2000;2(1):39-50.

Catuna MC. Sonic energy: a possible dental application. Preliminary report of an ultrasonic cutting method. *Ann Dent* 1953;12:100-1.

Ceballos L, Toledano M, Osorio R, Tay FR, Marshall GW. Bonding to Er-YAG-laser-treated dentin. *J Dent Res* 2002;81(2):119-22.

Chimello-Sousa DT, Souza AE, Chinelatti MA, Pécora JD, Palma-Dibb RG, Corona SAM. Influence of Er:YAG laser irradiation distance on the bond strength of a restorative system to enamel. *J Dent* 2006;34(3):245-51.

Conrado LAL, Trava-Airoidi VJ, Corat E, Munin E, Rolim TS. The use of CVD-coated diamond bur coupled to na ultrasound handpiece in dental preparation Disponível em:URL:<http://www.cvd-diamante.com.br/refbibliograficas.htm> [2006 Nov. 15].

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 2005a;84(2):118-32.

De Munck J, Vargas M, Iracki J, Van Landuyt K, Poitevin A, Lambrechts P, et al. One-day bonding effectiveness of new self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Oper Dent* 2005b;30(1):39-49.

De Munck J, Van Meerbeek B, Inoue S, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, et al. Micro-tensile bond strength of one- and two-step self etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003;16(6):414-20.

De Munck J, Van Meerbeek B, Yudhira R, Lambrechts P, Vanherle G. Micro-tensile bond strength of two adhesives to erbium:YAG-lased vs. bur-cut enamel and dentin. *Eur J Oral Sci* 2002;110(4):322-9.

Dias WRL, Pereira PNR, Swift Junior EJ. Effect of bur type on microtensile bond strengths of self-etching systems to human dentin. *J Adhes Dent* 2004;6(3):195-203.

Dunn WJ, Davis JT, Bush AC. Shear bond strength and SEM evaluation of composite bonded to Er:YAG laser-prepared dentin and enamel. *Dent Mater* 2005;21(7):616-24.

Eversole LR, Rizioi I, Kimmel AI. Pulpal response to cavity preparation by an erbium, chromium: YSGG laser-powered hydrokinetic system. J Am Dent Assoc 1997;128(8):1099-106.

Fried D, Featherstone JDB, Visuri SR, Seka WD, Walsh Junior JT. Caries inhibition potential of Er:YAG and Er,Cr:YSGG laser radiation. SPIE Proc 1996;2672:73-8.

Fusayama T, Nakamura M, Kurosaki N, Iwaku M. Non-pressure adhesion of a new adhesive restorative resin. J Dent Res 1979;58(4):1364-70.

Garberoglio R, Brännström M. Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. Arch Oral Biol 1976;21(6):355-62.

Gdoutos EE. Fracture mechanics – an introduction. 1^a ed. Boston: Kluwer Academic Publishers; 1993.

Goldman L, Hornby P, Meyer R, Goldman B. Impact of the laser on dental caries. Nature 1964;203:417.

Gonçalves M, Corona SAM, Borsatto MC, Pécora JD, Dibb RGP. Influence of pulse frequency Er:YAG laser on the tensile bond strength of a composite to dentin. Am J Dent 2005;18(3):165-7.

Gwinnett AJ. Dentin bond strength after air drying and rewetting. Am J Dent 1994;7(3):144-8.

Gwinnett AJ. Smear layer: morphological considerations. Oper Dent Suppl 1984;3:2-12.

Gwinnett AJ, Matsui A. A study of enamel adhesives. The physical relationship between enamel and adhesive. Arch Oral Biol 1967;12(12):1615-20.

Hadley J, Young DA, Eversole LR, Gornbein JA. A laser-powered hydrokinetic system for caries removal and cavity preparation. J Am Dent Assoc 2000;131(6):777-85.

Harashima T, Kinoshita J, Kimura Y, Brugnera Junior A, Zanin F, Pecora JD, et al. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity

preparation by Er:YAG and Er,Cr:YSGG lasers. *Photomed Laser Surg* 2005;23(1):52-5.

Hibst R, Keller U. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substance: I. Measurement of the ablation rate. *Lasers Surg Med* 1989;9(4):338-44.

Hoke JA, Burkes Junior EJ, Gomes ED, Wolbarsht ML. Erbium:YAG (2.94 μm) laser effects on dental tissues. *J Laser Appl* 1990;2(3-4):61-5.

Hosoya Y, Shinkawa H, Suefiji C, Nozaka K, García-Godoy F. Effects of diamond bur particle size on dentin bond strength. *Am J Dent* 2004;17(5):359-64.

Hossain M, Kimura Y, Nakamura Y, Yamada Y, Kinoshita J, Matsumoto K. A study on acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er,Cr:YSGG Laser. *J Clin Laser Med Surg* 2001;19(3):159-63.

Hossain M, Nakamura Y, Tamaki Y, Yamada Y, Murakami Y, Matsumoto K. Atomic analysis and knoop hardness measurement of the cavity floor prepared by Er,Cr:YSGG laser irradiation in vitro. *J Oral Rehabil* 2003;30(5):515-21.

Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Nakamura G, Matsumoto K. Ablation depths and morphological changes in human enamel and dentin after Er:YAG laser irradiation with or without water mist. *J Clin Laser Med Surg* 1999a;17(3):105-9.

Hossain M, Nakamura Y, Yamada Y, Kimura Y, Matsumoto N, Matsumoto K. Effects of Er,Cr:YSGG laser irradiation in human enamel and dentin: ablation and morphological studies. *J Clin Laser Med Surg* 1999b;17(4):155-9.

Hugo B, Stassinakis A. Preparation and restoration of small interproximal carious lesions with sonic instruments. *Pract Periodont Aesthet Dent* 1998;10(3):353-9.

Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001;3(3):237-45.

Jacobsen T, Soderholm KJ. Some effects of water on dentin bonding. *Dent Mat* 1995;11(2):132-6.

Jung M, Wehlen LO, Klimek J. Surface roughness and bond strength of enamel to composite. *Dent Mater* 1999;15(4):250-6.

Kanka III J. Resin bonding to wet substrate. I. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992;23(1):39-41.

Kataumi M, Nakajima M, Yamada T, Tagami J. Tensile bond strength and SEM evaluation of Er:YAG laser irradiated dentin using dentin adhesive. *Dent Mat J* 1998;17:125-38.

Keller U, Hibst R, Geurtsen W, Schilke R, Heidemann D, Klaiber B, et al. Erbium:YAG laser application in caries therapy. Evaluation of patient perception and acceptance. *J Dent* 1998;26(8):649-56.

Keller U, Hibst R. Experimental studies of the application of the Er:YAG laser on dental hard substance: II. Light microscopic and SEM investigations. *Lasers Surg Med* 1989;9(4):345-51.

Kinersly T, Jarabak JP, Phatak NM, Dement J. Laser effecty on tissues and materials related to dentistry. *J Am Dent Assoc* 1965;70:593-600.

Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N. Bonding to dentin with a self-etching primer: The effect of smear layers. *Dent Mater* 2001;17(2):122-6.

Laird WRE, Walmsley AD. Ultrasound in dentistry. Part 1 – biophysical interactions. *J Dent* 1991;19(1):14-7.

Lea SC, Landini G, Walmsley D. Thermal imaging of ultrasonic scaler tips during tooth instrumentation. *J Clin Periodontol* 2004;31(5):370-5.

Lee BS, Lin PY, Chen MH, Hsieh TT, Lin CP, Lai JY, et al. Tensile bond strength of Er,Cr:YSGG laser-irradiated human dentin and analysis of dentin-resin interface. *Dent Mater* 2006;in press.

Lin S, Caputo AA, Eversole LR, Rizoiu I. Topographical characteristics and shear bond strength of tooth surfaces cut with a laser-powered hydrokinetic system. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):451-5.

Lobene RR, Bhussry BR, Fine S. Interaction of carbon dioxide laser radiation with enamel and dentin. *J Dent Res* 1968;47(2):311-7.

Maiman TH. Stimulated optical radiation in ruby. *Nature* 1960;187(4736):493-4.

Manhães LA, Oliveira DC, Marques MM, Matos AB. Influence of Er:YAG laser surface treatment and primer application methods on microtensile bond strength self-etching systems. *Photomed Laser Surg* 2005;23(3):304-12.

Marshall Junior GW. Dentin: microstructure and characterization. *Quintessence Int* 1993;24(9):606-17.

Matsumoto K, Hossain M, Hossain MM, Kawano H, Kimura Y. Clinical assessment of Er,Cr:YSGG laser application for cavity preparation. *J Clin Laser Med Surg* 2002;20(1):17-21.

Montes MA, Goes MF, Sinhoreti MAC. The in vitro morphological effects of some current pre-treatments on dentin surface: a SEM study. *Oper Dent* 2005;30(2):201-12.

Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mat Res* 1982;16(3):265-73.

Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N. Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991;3(4):133-8.

Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Nakajima M, Pereira PNR, Tagami J. Effect of different burs on dentin bond strengths of self-etching primer bonding systems. *Oper Dent* 2001;26(4):375-82.

Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall Junior. GW. The influence of dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 2003;19(8):758-67.

Pashley DH, Andringa HJ, Derkson GD, Derkson ME, Kalathoor SR. Regional variability in the permeability of human dentine. *Arch Oral Biol* 1987;32(7):519-23.

Pashley DH, Livingston MJ, Greenhill JD. Regional resistances to fluid flow in human dentine *in vitro*. *Arch Oral Biol* 1978;23(9):807-10.

Payne Junior JH. Ultrasonic dissection. *Surg Endosc* 1994;8(5):416-8.

Perdigão J, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G, Lopes AL. Field emission SEM comparison of four post fixation drying techniques for human dentin. *J Biomed Mater Res* 1995;29(9):1111-20.

Peters MC, McLean ME. Minimally invasive operative care. II. Contemporary techniques and materials: an overview. *J Adhes Dent* 2001;3(1):17-31.

Peumans M, Cardoso M, Van Landuyt K, De Munck J, Carvalho R, Lambrechts P, et al. Effect of smear layer interposition on the bonding effectiveness of adhesives to dentin [abstract D99]. *G R Cons* 2006;4(1):239.

Pfender E, Han QY, Or TW, Lu ZP, Heberlein J. Rapid synthesis of diamond by counter-flow liquid injection into an atmospheric pressure plasma. *Diamond Relat Mater* 1992;1(2-4):127-33.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of dentin location and tubule orientation on the bond strengths between resin and dentin. *J Dent* 1999;27(4):265-74.

Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ. The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 1998;14(3):212-21.

Postle HH. Ultrasonic cavity preparation. *J Prosthet Dent* 1958;8(1):153-60.

Ramos RP, Chinelatti MA, Chimello DT, Borsatto MC, Pécora JD, Palma-Dibb RG. Bonding of self-etching and total-etch systems to Er:YAG laser-irradiated dentin. Tensile bond strength and scanning electron microscopy. *Braz Dent J* 2004;15(Spec No):S19-20.

Rizoiu I, Kohanghadosh F, Kimmel AI, Eversole LR. Pulpal thermal responses to an erbium, chromium: YSGG pulsed laser hydrokinetic system. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1998;86(2):220-3.

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage within the hybrid layer. *Oper Dent* 1995;20(1):18-25.

Sano H, Tsunekazu S, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho RC, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength. Evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994; 10(4): 236-40.

Sein H, Ahmed W, Rego CA, Jones AN, Amar M, Jackson M, et al. Chemical vapour deposition diamond coating on tungsten carbide dental cuttings tools. *J Phys Condens Matter* 2003;15:S2961-7.

Setien VJ, Cobb DS, Denehy GE, Vargas MA. Cavity preparation devices: effect on microleakage of Class V resin-based composite restorations. *Am J Dent* 2001;14(3):157-62.

Shirai K, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Lambrechts P, Shintani H, et al. Effect of cavity configuration and ageing on the bonding effectiveness of six adhesives to dentin. *Dent Mater* 2005;21(2):110-24.

Spencer P, Wang Y. Adhesive phase separation at the dentin interface under wetting bonding conditions. *J Biomed Mater Res* 2002;62(3):447-56.

Stern RH, Sognnaes RF. Laser beam on dental hard tissues [abstract 307]. *J Dent Res* 1964;43:873.

Straßl M, Üblacker B, Bäcker A, Beer F, Moritz A, Wintner E. Comparison of the emission characteristics of three erbium laser systems. A physical case report. *J Oral Laser Applications* 2004;4(4):263-70.

Street EV. A critical evaluation of ultrasonics in dentistry. *J Prosthet Dent* 1959;9(1):132-41.

Sudsangiam S, Van Noort R. Do dentin bond strength tests serve a useful purpose? *J Adhesive Dent* 1999;1(1):57-67.

Sung EC, Chenard T, Caputo AA, Amodeo M, Chung EM, RizoIU IM. Composite resin bond strength to primary dentin prepared with Er,Cr:YSGG laser. *J Clin Pediatr Dent* 2005;30(1):45-9.

Swift Junior EJ, Perdigão J, Heymann HO. Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art, 1995. *Quintessence Int* 1995;26(2):95-110.

Tani C, Finger WJ. Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent* 2002;4(4):283-9.

Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY. Micromorphological spectrum from overdrying to overwetting acid-conditioned dentin in water-free, acetone-based, single-bottle primer/adhesives. *Dent Mat* 1996a;12(4):236-44.

Tay FR, Gwinnett AJ, Wei SHY. The overwet phenomenon: a scanning electron microscopic study of surface moisture in the acid conditioned resin–dentin interface. *Am J Dent* 1996b;9(3):109-14.

Tay FR, Gwinnett AJ, Pang KM, Wei SH. Resin permeation into acid conditioned, moist and dry dentin: a paradigm using water-free adhesive primers. *J Dent Res* 1996c;75(4):1034-44.

Tay FR, Pashley DH, García-Godoy F, Yiu CKY. Single step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent* 2004a;17(5):315-22.

Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M. Single step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphological evidence. *Am J Dent* 2004b;17(4):271-8.

Tay FR, Pashley DH, Yoshiyama M. Two modes of nanoleakage expression in single-step adhesives. *J Dent Res* 2002;81(7):472-6.

Tay FR, Pashley DH. Aggressiveness of contemporary self-etching systems. I: depth of penetration beyond dentin smear layers. *Dent Mater* 2001;17(1):296-308.

Tay FR, Sano H, Carvalho R, Pashley EL, Pashley DH. An ultrastructural study of the influence of acidity of self-etching primers and smear layer thickness on bonding to intact dentin. *J Adhes Dent* 2000;2(2):83-98.

Toledano M, Osorio R, Leonardi G, Rosales-Leal JI, Ceballos L, Cabrerizo-Vilchez MA. Influence of self-etching primer on the resin adhesion to enamel and dentin. *Am J Dent* 2001;14(4):205-10.

Trava-Airoidi VJ, Corat EJ, Santos LV, Diniz AV, Moro JR, Leite NF. Very adherent CVD diamond film on modified molybdenum surface. *Diamond Relat Mater* 2002;11(3-6):532-5.

Tyas MJ, Anusavice KJ, Frencken JE, Mount GJ. Minimal intervention dentistry - a review. FDI Commission Project 1-97. *Int Dent J* 2000;50(1):1-12.

Valera MC, Ribeiro JF, Trava-Airoidi VJ, Corat EJ, Penha AFV, Leite NF. Pontas de diamante CVD. *RGO* 1996;44(2):104-8.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P. Buonocore memorial lectura. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 2003a;28(3):215-35.

Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P. Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 2003b;28(5):647-60.

Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 1992; 71(8):1530-40.

Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res* 1998;77(1):50-9.

Visuri SR, Gilbert JL, Wright DD, Wigdor HA, Walsh Junior JT. Shear strength of composite bonded to Er:YAG laser prepared dentin. *J Dent Res* 1996;75(1):599-605.

Wanderley RL, Monghini EM, Pecora JD, Palma-Dibb RG, Borsatto MC. Shear bond strength to enamel of primary teeth irradiated with varying Er:YAG laser energies and SEM examination of the surface morphology: an in vitro study. *Photomed Laser Surg* 2005;23(3):260-7.

Watanabe I, Nakabayashi N, Pashley DH. Bonding to ground dentin by a Phenil-P self-etching primer. *J Dent Res* 1994;73(6):1212-20.

Wigdor H, Abt E, Ashrafi S, Walsh Junior JT. The effect of lasers on dental hard tissues. *J Am Dent Assoc* 1993;124(2):65-70.

Williams AR, Chater BV. Mammalian platelet damage in vitro by an ultra-sonic therapeutic device. *Oral Biol* 1980;25(3):175-9.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. J Dent Res 2004; 83(6):454-8.

Yoshida Y, Van Meerbeek B, Nakayama Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, et al. Evidence of chemical bonding at biomaterial-hard tissue interfaces. J Dent Res 2000;79(2):709-14.

Yoshiyama M, Matsuo T, Ebisu S, Pashley D. Regional bond strengths of self etching/self-priming adhesive systems. J Dent 1998;26(7):609-16.

Zach L, Cohen G. Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 1965;19:515-30.

APÊNDICE A – Dados fornecidos pelo teste de microtração incluindo: resistência adesiva (MPa); desvio padrão (DP); tipo de falha; incidência das falhas (%). OB: Optibond FL; SE: Clearfil SE Bond; LP: Adper Prompt L-Pop; S3: Clearfil S3 Bond; IR: Instrumento rotatório convencional; IRCVD: Instrumento rotatório CVD; IUCVD: Instrumento ultra-sônico CVD; A: falha adesiva; Cd: falha coesiva em dentina; Cr: falha coesiva em resina (compósito ou adeivo); M: falha mista

OB + IR		
amostra	Falha	MPa
1	Cd	70,5
2	Cr	63,2
3	M	68,4
4	Cr	67,2
5	M	71,5
6	Cd	73,7
7	A	55,4
8	Cd	50,9
9	Cr	57,3
10	Cr	69,8
11	Cd	58
12	Cr	59,3
13	M	56,5
14	M	59,7
Média		63,0
DP		7,1
Falha	quantidade	%
A	1	7,1
M	4	28,6
Cr	5	35,7
Cd	4	28,6
Total	14	100

LP + IR		
amostra	Falha	MPa
1	Cr	20,4
2	Cr	22,3
3	Cr	18
4	Cr	26,3
5	Cr	35,5
6	Cr	31
7	M	18,5
8	Cr	25,1
9	Cr	25,2
10	Cr	6
11	Cr	24,3
12	A	0
13	Cr	0
14	Cr	16,7
15	Cr	0
16	Cr	16,8
Média		17,9
DP		11,0
Falha	quantidade	%
A	1	6,3
M	1	6,3
Cr	14	87,5
Cd	0	0,0
Total	16	100,0

SE + IR		
amostra	Falha	MPa
1	M	53,9
2	M	54,8
3	M	45,2
4	M	32,2
5	M	19,1
6	M	61,6
7	M	43,8
8	M	43,8
9	M	45,9
10	M	47,1
11	M	19,4
12	M	37,4
13	Cr	45,5
14	M	39,5
15	M	40,4
16	M	37,3
17	M	40,2
18	M	40,9
19	Cd	40
20	M	46,2
21	M	42,2
22	M	49
23	Cr	52,6
24	M	49,5
25	M	46,5
26	Cr	54,1
Mean		43,4
SD		9,6
Falha	quantidade	%
A	0	0,0
M	22	84,6
Cr	3	11,5
Cd	1	3,8
Total	26	100,0

S3 + IR		
amostra	Falha	MPa
1	A	14,6
2	M	25,1
3	A	21,8
4	M	27,1
5	A	23,7
6	A	18,7
7	M	11,8
8	M	22,6
9	A	40,3
10	A	18,6
11	M	18,1
12	A	14,2
Média		21,4
DP		7,5
Falha	quantidade	%
A	7	58,3
M	5	41,7
Cr	0	0,0
Cd	0	0,0
Total	12	100,0

OB + Fratura		
amostra	Falha	MPa
1	Cd	66,8
2	M	55,3
3	M	49,3
4	Cd	47,4
5	Cd	69,9
6	Cd	65,4
7	M	71,3
8	Cd	47,5
9	Cd	58,2
10	Cd	79,1
11	M	73,9
12	Cd	47,7
13	M	53,9
14	Cd	48,4
Média		59,6
DP		11,2
Falha	quantidade	%
A	0	0,0
M	5	35,7
Cr	0	0,0
Cd	9	64,3
Total	14	100,0

LP + Fratura		
amostra	Falha	MPa
1	Cr	20,7
2	M	44,6
3	A	0
4	M	0
5	M	20,5
6	M	18,2
7	Cr	21,8
8	Cr	15,2
9	Cr	13,2
10	Cr	13,6
11	M	16,8
12	Cr	20,3
13	Cr	17,9
14	Cr	11
15	Cr	8,8
16	Cr	0
Média		15,2
DP		10,9
Falha	quantidade	%
A	1	6,3
M	5	31,3
Cr	10	62,5
Cd	0	0,0
Total	16	100,0

SE + Fratura		
amostra	Falha	MPa
1	M	47,6
2	Cr	62,2
3	M	71,1
4	Cr	70,7
5	M	55,7
6	M	53,2
7	M	53,8
8	Cd	43,8
9	M	48,4
10	M	84,9
11	Cd	61,9
12	M	53,3
Média		58,9
DP		11,9
Falha	quantidade	%
A	0	0,0
M	8	66,7
Cr	2	16,7
Cd	2	16,7
Total	12	100,0

S3 + Fratura		
amostra	Falha	MPa
1	A	27,3
2	A	17,5
3	A	18,7
4	M	34,2
5	A	39,5
6	A	23,2
7	A	25,4
8	M	33,7
9	M	15,2
10	A	35,8
11	A	50,6
12	M	45,1
Média		30,5
DP		11,2
Falha	quantidade	%
A	8	66,7
M	4	33,3
Cr	0	0,0
Cd	0	0,0
Total	12	100,0

OB + IRCVD		
amostra	Falha	MPa
1	M	32,4
2	A	40,3
3	A	46,3
4	M	42,3
5	M	37,9
6	A	47,7
7	M	36,5
8	Cd	31,2
9	Cd	45
10	M	32,2
11	M	44
12	M	47,4
13	M	37,8
14	A	19,4
15	M	50
16	M	34,3
17	Cd	54,1
18	Cd	53,6
Média		40,7
DP		8,9
Falha	quantidade	%
A	4	22,2
M	10	55,6
Cr	0	0,0
Cd	4	22,2
Total	18	100,0

LP + IRCVD		
amostra	Falha	MPa
1	A	0
2	Cr	0
3	Cr	0
4	Cr	0
5	Cr	17,9
6	Cr	0
7	Cr	18,4
8	Cr	18,2
9	Cr	15,9
10	M	17,5
11	M	0
12	M	0
13	Cr	8,6
14	Cr	18
Média		8,2
DP		8,8
Falha	quantidade	%
A	1	7,1
M	3	21,4
Cr	10	71,4
Cd	0	0,0
Total	14	100,0

SE + IRCVD		
amostra	Falha	MPa
1	Cr	14,7
2	M	29,5
3	M	13,7
4	M	32,6
5	A	12,5
6	M	18,3
7	Cd	23,9
8	M	30,2
9	M	29,9
10	M	22,5
11	M	23,4
12	M	21
13	Cr	25,1
Média		22,9
DP		6,7
Falha	quantidade	%
A	1	7,7
M	9	69,2
Cr	2	15,4
Cd	1	7,7
Total	13	100,0

S3 + IRCVD		
amostra	Falha	MPa
1	A	11,6
2	A	19,1
3	A	14,1
4	M	9,2
5	A	24,7
6	A	5,3
7	A	0
8	A	9,7
9	A	5,5
10	A	6,8
11	A	5,3
12	A	20,8
13	A	9
14	A	11,4
15	A	21,5
16	A	7,1
17	A	22,3
18	A	12,1
Média		12,0
DP		7,0
Falha	quantidade	%
A	17	94,4
M	1	5,6
Cr	0	0,0
Cd	0	0,0
Total	18	100,0

OB + IUCVD		
amostra	Falha	MPa
1	A	15,8
2	A	16,3
3	A	33,9
4	A	32,1
5	A	40,9
6	M	27,9
7	M	55,9
8	M	52,9
9	Cr	57,8
10	M	58,5
11	M	35,8
12	Cr	42,6
13	A	19,5
14	A	45
15	A	39,9
16	A	32,4
Média		38,0
DP		14,0
Falha	quantidade	%
A	9	56,3
M	5	31,3
Cr	2	12,5
Cd	0	0,0
Total	16	100,0

LP + IUCVD		
amostra	Falha	MPa
1	M	16,8
2	Cr	19,5
3	M	0
4	M	0
5	Cr	19,1
6	Cr	16,4
7	Cr	14
8	Cr	0
9	Cr	0
10	Cr	0
11	M	15,7
12	M	13,2
Média		9,6
DP		8,6
Falha	quantidade	%
A	0	0,0
M	5	41,7
Cr	7	58,3
Cd	0	0,0
Total	12	100,0

SE + IUCVD		
amostra	Falha	MPa
1	A	17,9
2	A	20,5
3	A	17,3
4	A	23,4
5	A	18,4
6	A	19,5
7	A	23,5
8	A	27,8
9	A	32,6
10	A	19,9
11	A	20,6
12	A	20,7
13	A	24,9
14	A	21
15	A	19,5
16	A	18,5
Média		21,6
DP		4,0
Falha	quantidade	%
A	16	100,0
M	0	0,0
Cr	0	0,0
Cd	0	0,0
Total	16	100,0

S3 + IUCVD		
amostra	Falha	MPa
1	A	13,3
2	A	6,4
3	A	0
4	A	8,3
5	A	16,7
6	A	8,5
7	A	6,9
8	A	9,7
9	A	11
10	A	14,3
11	A	16,5
12	A	11,7
13	A	14,6
Média		10,6
DP		4,7
Falha	quantidade	%
A	13	100,0
M	0	0,0
Cr	0	0,0
Cd	0	0,0
Total	13	100,0

OB + Laser		
amostra	Falha	MPa
1	M	35,1
2	A	37
3	A	18,8
4	A	28,4
5	M	30,2
6	A	36,7
7	M	34,7
8	M	26,9
9	M	34,8
10	M	54,6
11	M	45,7
12	M	32,1
13	M	46,4
14	M	38,5
15	M	22,2
Média		34,8
DP		9,3
Falha	quantidade	%
A	4	26,7
M	11	73,3
Cr	0	0,0
Cd	0	0,0
Total	15	100,0

LP + Laser		
amostra	Falha	MPa
1	M	0
2	M	0
3	M	0
4	M	0
5	M	0
6	M	0
7	M	0
8	M	0
9	M	0
10	M	4,2
11	A	0
12	M	5
13	M	0,3
14	M	0
15	M	3,3
16	Cr	0
17	M	10
18	M	0
19	Cr	0
Média		1,2
DP		2,6
Falha	quantidade	%
A	1	5,3
M	16	84,2
Cr	2	10,5
Cd	0	0,0
Total	19	100,0

SE + Laser		
amostra	Falha	MPa
1	M	14,2
2	M	26,8
3	A	15,2
4	A	15,2
5	A	18
6	M	14,1
7	M	18,8
8	A	16,6
9	M	29,6
10	M	27,7
11	M	21
12	M	14,1
13	M	22,2
14	M	23,2
15	M	28,4
16	A	28,5
Média		20,9
DP		5,8
Falha	quantidade	%
A	5	31,3
M	11	68,8
Cr	0	0,0
Cd	0	0,0
Total	16	100,0

S3 + Laser		
amostra	Falha	MPa
1	A	17,3
2	A	11,9
3	A	21,5
4	A	23,6
5	A	23,3
6	A	11,3
7	A	0
8	A	7,5
9	A	13,3
10	A	13,9
11	A	8,8
12	A	16,7
13	A	14,6
14	A	14,1
15	A	21,1
16	A	24,4
Média		15,2
DP		6,7
Falha	quantidade	%
A	16	100,0
M	0	0,0
Cr	0	0,0
Cd	0	0,0
Total	16	100,0

ANEXO A – Parecer do Comitê de Ética em Pesquisa da FOU SP

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE ODONTOLOGIA**PARECER DE APROVAÇÃO**
Protocolo 10/05

O Grupo de Trabalho indicado pelo Comitê de Ética em Pesquisa, **APROVOU** o protocolo de pesquisa *"Estudo da força de união de diferentes sistemas adesivos autocondicionantes à dentina preparada com pontas ultrassônicas de diamante CVD"*, de responsabilidade do Pesquisador **Márcio Vivan Cardoso**, sob orientação do Professor Doutor **Rubens Côrte Real de Carvalho**.

Tendo em vista a legislação vigente, devem ser encaminhados a este Comitê relatórios anuais referentes ao andamento da pesquisa e ao término cópia do trabalho em "cd". Qualquer emenda do projeto original deve ser apresentada a este CEP para apreciação, de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificada e suas justificativas.

São Paulo, 08 de março de 2005

Prof. Dr. Rogério Nogueira de Oliveira
Coordenador do CEP-FOUSP

ANEXO B – Parecer da Comissão Nacional de Ética em Pesquisa

MINISTÉRIO DA SAÚDE
Conselho Nacional de Saúde
Comissão Nacional de Ética em Pesquisa - CONEP

PARECER Nº 715/2005

Registro CONEP: 11597 (Este nº deve ser citado nas correspondências referentes a este projeto)

CAAE - 0009.0.017.000-05

Processo nº 25000.025303/2005-89

Projeto de Pesquisa: *"Estudo da Força de União de Diferentes Sistemas Adesivos Autocondicionantes à Dentina Preparada com Pontas Ultra-Sônicas de Diamante CVD".*

Pesquisador Responsável: Dr. Márcio Vivan Cardoso.

Instituição: Faculdade de Odontologia da USP – FOUSP.

Área Temática Especial: pesquisa com cooperação estrangeira.

Objetivos

As características morfológicas das superfícies dentinárias obtidas com cada instrumento.

A morfologia da interação entre os diferentes adesivos autocondicionantes e os substratos obtidos em cada caso.

A força de união à dentina de sistemas adesivos autocondicionantes com diferentes composições e potenciais desmineralizadores, quando aplicados em superfícies preparadas com cada instrumento.

Sumário/comentários

Trata-se de um projeto iminentemente laboratorial, com cooperação estrangeira, mas, sem patrocínio ou envolvimento com os laboratórios fornecedores dos materiais que serão utilizados neste estudo. Tais materiais serão fornecidos, pelo Department of Conservative Dentistry, da Katholieke Universiteit, School of Dentistry, Oral Pathology and Maxillo-Facial Surgery-Leuven, Bélgica.

O pesquisador tem suporte para permanência no exterior pelo programa de Estágio de Doutorado no Exterior custeada pela CAPES, "Programa Sandwich".

O material biológico será composto por 67 dentes humanos sadios conseguido no Banco de Dentes da Faculdade de Odontologia da USP e também de consultórios.

A justificativa para a retirada de dentes sadios está fundamentada na indicação da retirada de dentes, de pacientes em tratamento ortodôntico, geralmente para abrir espaço.

A entidade de Ensino Superior Belga não cobrará nada do pesquisador e que também não existirá nenhum tipo de remuneração para o mesmo por parte dos fornecedores de material que serão fornecidos pela BIOMAT, Laboratório da Faculdade de Odontologia da Universidade Católica de Leuven – Bélgica.

A análise Morfológica será feita em Microscópio Eletrônico de Varredura.

Na folha 8 do protocolo estão descritas as tabelas do experimento: subgrupos dos adesivos e subgrupos para o ensaio mecânico.

Em documento anexo o CEP/Institucional consta à informação de que de hábito discutem sobre a necessidade ou não do TCLE em tais estudos, pois os dentes

Cont. Parecer CONEP nº 715/2005.

conseguidos no Banco de Dentes e nos consultórios não são identificados com os pacientes doadores que tiveram o dente extraído.

Considerações

Ao se proceder a análise do presente protocolo cabe as seguintes considerações:

As informações enviadas atendem aos aspectos fundamentais da Res. CNS 196/96 e complementares sobre diretrizes e normas regulamentadoras de pesquisas envolvendo seres humanos.

O projeto foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa – CEP da instituição supracitada.

Diante do exposto, a Comissão Nacional de Ética em Pesquisa – CONEP, de acordo com as atribuições definidas na Res. CNS 196/96, manifesta – se pela aprovação do projeto de pesquisa proposto.

Situação: Projeto aprovado.

Brasília, 12 de abril de 2005.

WILLIAM SAAD HOSSNE
Coordenador da CONEP/CNS/MS